

Juan Fernando Urbina Leal

**Desenvolvimento de um protótipo de
monitoramento de pressão arterial sistêmica
baseado em fotopletismografia**

Vitória, Brasil

2019

Juan Fernando Urbina Leal

Desenvolvimento de um protótipo de monitoramento de pressão arterial sistêmica baseado em fotopletismografia

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do Mestrado em Engenharia Elétrica.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO TECNOLÓGICO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho

Vitória, Brasil

2019

Ficha catalográfica disponibilizada pelo Sistema Integrado de Bibliotecas - SIBI/UFES e elaborada pelo autor

L433d Leal, Juan Fernando Urbina, 1988-
Desenvolvimento de um protótipo de monitoramento de pressão arterial sistêmica baseado em fotopletagemografia. / Juan Fernando Urbina Leal. - 2019.
114 f. : il.

Orientador: Teodiano Freire Bastos Filho.
Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) -
Universidade Federal do Espírito Santo, Centro Tecnológico.

1. Fotopletagemografia. 2. Bluetooth. 3. Pressão sanguínea. 4. Protótipo. 5. Cardiologia. 6. Medição de pressão. I. Bastos Filho, Teodiano Freire. II. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro Tecnológico. III. Título.

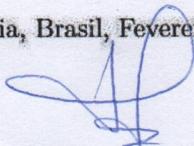
CDU: 621.3

Juan Fernando Urbina Leal

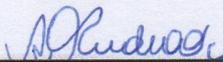
Desenvolvimento de um protótipo de monitoramento de pressão arterial sistêmica baseado em fotopletismografia

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do Mestrado em Engenharia Elétrica.

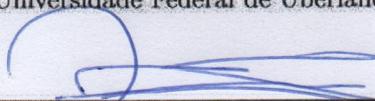
Trabalho Aprovado. Vitória, Brasil, Fevereiro 18, 2019:



**Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos
Filho**
Universidade Federal do Espírito Santo



**Prof. Dr. Adriano de Oliveira
Andrade**
Universidade Federal de Uberlândia



**Prof. Dr. Jorge Leonid Aching
Samatelo**
Universidade Federal do Espírito Santo

Vitória, Brasil
2019

Este trabalho é dedicado às pessoas que têm, mas também às que não têm, problemas cardíacos, para que possam verificar sua saúde em casa.

Agradecimentos

Eu gostaria de agradecer a todos que me ajudaram na jornada deste Mestrado.

Primeiro a Deus e minha família, agradeço-lhes pelo seu apoio incondicional em todos os momentos, pela paciência, pelas dificuldades e alegrias durante esta fase da minha vida profissional.

A todos os meus colegas, especialmente os do Núcleo de Tecnologia Assistiva (NTA), pela amizade e por me ajudarem imensamente durante a realização desta pesquisa. O apoio de vocês foi fundamental para a finalização desta Dissertação de Mestrado.

Agradecimentos a meu orientador, Professor Doutor Teodiano Freire Bastos Filho, por ter aceito me orientar e dar suporte durante meu Mestrado; ao Professor Doutor Francisco de Assis Santos pelo acompanhamento e supervisão contínua do projeto e à Professora Doutora Eliete Maria de Oliveira Caldeira pelo suporte no texto da Dissertação de Mestrado

Aos meus colegas Carlos T. Valadão e Yves Luduvico e Alan Floriano que foram as pessoas que acreditaram na conclusão desta Dissertação de Mestrado, e também agradeço a todos aqueles que fizeram parte da preparação e da finalização Mestrado.

"Não se amoldem às estruturas deste mundo, mas transformem-se pela renovação da mente, a fim de distinguir qual é a vontade de Deus: o que é bom, o que é agradável a Ele, o que é perfeito"(Bíblia Sagrada, Romanos 12, 2)

Resumo

A proposta desta dissertação do Mestrado é apresentar um dispositivo para a medição da pressão arterial, para qualquer tipo de pessoa que queira medi-la sem sair de sua casa. Foi pensada uma solução amigável, confortável, fácil de ser usada e que permitisse o monitoramento da pressão arterial na própria casa do paciente, a fim de prever possibilidade de hipertensão e, desta maneira, preveni-la. A implementação foi feita usando um sensor MAX-30101, que é um módulo integrado com oximetria de pulso e monitor de frequência cardíaca, o qual usa uma técnica não-invasiva para gerar o sinal de fotopletismografia. Posteriormente, foram utilizados filtros passa banda digitais (Butterworth, Chebyshev Tipo II e Chebyshev Tipo I) e, então, foi criada uma interface gráfica que pode ser usada tanto por um engenheiro, como pelo usuário (paciente) e também pelo médico por meio, inclusive, de aplicativo móvel. Para poder mostrar os estágios das pressões sistólica e diastólica, definido de acordo com as diretrizes brasileiras de cardiologia em estágios de hipertensão de 0 até 4, foi criado um código usando o programa Python (Versão 3.6), mostrando o sinal de fotopletismografia em gráficos e uma rede neural usando as bibliotecas NumPy, Keras e Scikit-learn para quantificar o estágio da hipertensão, sendo obtida uma taxa de sucesso de 80,9% na sistólica e de 74,74% na diastólica. No final, o sistema leva em conta os estágios de hipertensão diastólica e sistólica para determinar o estágio de hipertensão do paciente.

Palavras-chave: Fotopletismografia, Bluetooth, Pressão sanguínea, Protótipo, Cardiologia, Medição de pressão

Lista de ilustrações

Figura 1 – Exemplo de equipamento da fotopletismografia comercial (FOTOPLETISMOGRAFIA, 2010)	19
Figura 2 – Fotopletismografia (WEBSTER, 2006)	23
Figura 3 – Orientação espacial dos glóbulos vermelhos durante um ciclo cardíaco (CHOI et al., 2002).	23
Figura 4 – Sinal de fotopletismografia durante um ciclo cardíaco (SOMANETICS, 2010).	24
Figura 5 – Sinais de fotopletismografia por transmissão adquiridos em três voluntários de idades diferentes (LU et al., 2008).	24
Figura 6 – Fatores que afetam a amplitude do pulso da fotopletismografia (HASHIMOTO et al., 2005).	26
Figura 7 – Mudança de uma modulação venosa de linha de base simples (A) para uma modulação arterial e venosa combinada (B) (NITZAN; KHANOKH; SLOVIK, 2002).	27
Figura 8 – Diagrama esquemático da pressão PWV e PTT (BRAMWELL; HILL, 1922)	28
Figura 9 – Diagrama de cálculo do PTT (HUGHES et al., 1979).	29
Figura 10 – Um sinal de fotopletismografia típico com tempo de trânsito de pulso refletido (R-PTT) em destaque (MCDUFF; GONTAREK; PICARD, 2014).	32
Figura 11 – Lenovo Legion Y520 (LENOVO, 2019).	38
Figura 12 – Placa MIKROE-2510 com sensor MAX30101 (MIKROE, 2019)	39
Figura 13 – Arduino Uno (ARDUINO, 2019)	39
Figura 14 – Interface gráfica com os filtros e a frequência	41
Figura 15 – Etapas de processamento do sinal de fotopletismografia.	42
Figura 16 – Comparação entre o LED infravermelho (IR) e o vermelho (red)	43
Figura 17 – Sinal capturado pelo protótipo.	44
Figura 18 – Sinal esperado de fotopletismografia sem filtragem.	44
Figura 19 – Sinal após todo o processamento usando o filtro Butterworth	45
Figura 20 – Parâmetros do componente pulsátil Fotopletismografia para treinamento de RNA e estimativa de BP	47
Figura 21 – Arquitetura da Rede Neural para estimativa SBP e DBP	48
Figura 22 – Comparação entre os sinais de fotopletismografia captados no MAX30101 (à esquerda) e no monitor de sinais vitais PRO12 (à direita).	49
Figura 23 – Sinal gerado pelo Monitor PRO12	49
Figura 24 – Sinal gerado pelo sensor MAX30101	50

Figura 25 – Anotação de sinais de Foto-pletismograma	50
Figura 26 – Luz vermelha	51
Figura 27 – Luz infravermelha	51
Figura 28 – Perfil dos voluntários.	52
Figura 29 – Relação entre escala percentual e escala SUS (BROOKE, 2013).	55
Figura 30 – Espectro de frequência do sinal bruto antes do Filtro Butterworth, sem mostrar a componente correspondente ao nível DC	56
Figura 31 – Espectro de frequência bruto após do filtro Butterworth, sem mostrar a componente correspondente ao nível DC	56
Figura 32 – Sinal Original, Sinal Filtrado com Butterworth	57
Figura 33 – Sinal Original, Sinal Filtrado com ChebyShev Tipo 1	57
Figura 34 – Sinal Original, Sinal Filtrado com ChebyShev Tipo 2	58
Figura 35 – Sinal Original, Sinal filtrado com Butterworth, Sinal Filtrado com ChebyShev Tipo 1 e Sinal filtrado ChebyShev Tipo2	58
Figura 36 – Sinal Fotopletismografia do Voluntário 1	59
Figura 37 – Sinal Fotopletismografia do Voluntário 2	59
Figura 38 – Sinal Fotopletismografia do Voluntário 3	60
Figura 39 – Sinal Fotopletismografia do Voluntário 4	60
Figura 40 – Sinal Fotopletismografia do Voluntário 5	61
Figura 41 – Sinal Fotopletismografia do Voluntária 1	61
Figura 42 – Sinal Fotopletismografia do Voluntária 2	62
Figura 43 – Sinal Fotopletismografia do Voluntária 3	62
Figura 44 – Sinal Fotopletismografia do Voluntária 4	63
Figura 45 – Sinal Fotopletismografia do Voluntária 5	63
Figura 46 – Rede Neural.	64
Figura 47 – Formato de onda da literatura (A), Onda obtida utilizando comprimento de onda da luz vermelha.(B) Onda obtida utilizando comprimento de onda de luz infravermelha.(C)	68
Figura 48 – Ciclo Cardíaco (R.M. LEVY, 1996)	82
Figura 49 – Formas de onda de pulso em indivíduos saudáveis e hipertensos – a seta indica a onda sistólica secundária (MCVEIGH et al., 1999).	85
Figura 50 – Stephen Hales (MCVEIGH et al., 1999)	86
Figura 51 – Hemodinamômetro de Poiseuille (Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003)	86
Figura 52 – Esfigmomanômetro aneróide de von Basch (Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003)	87
Figura 53 – Scipione Riva-Rocci e seu esfigmomanômetro (Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003)	88
Figura 54 – Nicolai Sergeivich Korotkoff (INTROCASO, 1996)	89

Figura 55 – Registro da pressão no manguito durante uma medição da pressão arterial pelo método oscilométrico (DRZEWIECKI, 2010)	90
Figura 56 – Método Tonométrico (DRZEWIECKI, 2010)	91
Figura 57 – Isso iniciou as pesquisas sobre a fotopletismografia (DRZEWIECKI, 2010)	91
Figura 58 – Sinal De Fotopletismografia proveniente da detecção de alterações no volume do fluxo sanguíneo	92
Figura 59 – Colocação de diodo emissor da luz (LED) e fotodetector do inglês photodetector- APD para transmissão e detecção de luz na técnica de Fotopletismografia (PPG) (TAMURA et al., 2014).	92
Figura 60 – O pletismógrafo fotoelétrico em posição sobre a pele da mão. A partir de 1938, mostrando a configuração original de Hertzman para medir o PPG (HERTZMAN, 1938).	93
Figura 61 – O efeito da arritmia cardíaca (PVCs) na Fotopletismografia (LAWSON DAN et al., 1987).	95
Figura 62 – Diagrama de blocos do sistema cNIBP (Atef et al., 2016)	96
Figura 63 – Medição da Fotopletismografia (Atef et al., 2016)	97
Figura 64 – Componentes DC e AC do sinal da Fotopletismografia devido à variação na absorção de luz do volume sanguíneo e do tecido (TAMURA et al., 2014)	97
Figura 65 – Forma de onda Fotopletismografia com recursos básicos de BP indicados (CHEN et al., 2012)	98
Figura 66 – (a) Relação inversa entre o tempo de trânsito do pulso (PTT) e a pressão arterial sistólica (PAS) de nossos dados; (b) Tempo de chegada do pulso (PAT) utilizando diferentes pontos característicos da onda de fotopletismografia; c) Diferentes tipos de PTT e outros parâmetros da Fotopletismografia. (CHEN et al., 2012)	99
Figura 67 – Diagrama de blocos do sistema de Peñáz (LANGEWOUTERS et al., 1986)	100
Figura 68 – Placa de circuito impresso projetada	103
Figura 69 – Ordem do filtro Butterworth [125].	104
Figura 70 – Sinal, Filtro passa banda Butterworth e sinal de fotopletismografia com Filtro Butterworth.	105
Figura 71 – Ordem do filtro Chebyshev Tipo I (ORDEM. . . , 2019b).	105
Figura 72 – Sinal, Filtro passa banda Chebyshev Tipo I e sinal de fotopletismografia com Filtro Chebyshev Tipo I	106
Figura 73 – Ordem do filtro Chebyshev Tipo II (ORDEM. . . , 2019b).	107
Figura 74 – Sinal, Filtro passa banda Chebyshev Tipo II e sinal de fotopletismografia com Filtro Chebyshev Tipo II	107
Figura 75 – Neurônio artificial	109
Figura 76 – Função de ativação logística	110

Figura 77 – Perceptron Simples	111
Figura 78 – Rede PMC e as duas fases de treinamento	112
Figura 79 – Sinal de fotopletismografia, com compressão de dados em 12 bits. . . .	113
Figura 80 – Sinal de fotopletismografia, com compressão de dados em 10 bits. . . .	113
Figura 81 – Sinal de fotopletismografia, com compressão de dados em 8 bits. . . .	113

Lista de tabelas

Tabela 1 – Placa MIKROE-2510 com sensor MAX30101	39
Tabela 2 – Características Arduino UNO	40
Tabela 3 – Estágios de hipertensão (GONZALEZ R. C., 2002)	48
Tabela 4 – Resposta do questionário SUS.	54
Tabela 5 – Matriz de confusão para classificação sistólica da BP.	65
Tabela 6 – Matriz de confusão para classificação diastólica da BP.	66

Lista de abreviaturas e siglas

BCG	Balístocardiografia
BP	Pressão Sanguínea (inglês <i>Blood pressure</i>)
BPs	Estimativa da pressão arterial (inglês <i>Blood Pressure eStimation</i>)
DBP	Pressão arterial diastólica (inglês <i>Diastolic Blood Pressure</i>)
ECG	Eletrocardiograma
I2C	Circuito Inter-integrado (inglês <i>Inter-Integrated Circuit</i>)
IoT	Internet das Coisas (inglês <i>Internet of Things</i>)
IR	Infravermelho (inglês <i>InfraRed</i>)
LED	Diodo Emissor de Luz (inglês <i>Light Emitting Diode</i>)
MA	Artefatos de Movimento (inglês <i>Movement Artifacts</i>)
MBP	Pressão arterial média (inglês <i>Mean Blood Pressure</i>)
MCU	Unidade do microcontrolador (inglês <i>MiCrocontroller Unit</i>)
PAT	<i>Pulse Arrival Time</i>
PATf	<i>Pulse Arrival Time towards the finger</i>
PCA	Análise do componente principal (inglês <i>Principal Component Analysis</i>)
PCG	Fonocardiograma (inglês <i>Phonocardiogram</i>)
PEP	Período Pré-Ejeção (inglês <i>Pre-Ejection Period</i>)
PI	Índice de Perfusão (inglês <i>Perfusion Index</i>)
PPG	Fotoplestismografia (inglês <i>Photoplethymography</i>)
PTT	Tempo de Trânsito de Pulso (inglês <i>Pulse Transit Time</i>)
PTTf	tempo de atraso entre a borda descendente da fotoplestismografia central e o pico
PTTfp	Tempo de atraso entre a borda descendente da fotoplestismografia central e o pico da fotoplestismografia periférica

TCLE	<i>Termo de Consentimento Livre e Esclarecido</i>
PWV	<i>Pulse Wave Velocity</i>
SBP	Pressão arterial sistólica (inglês <i>Systolic Blood Pressure</i>)
TWI	<i>Two Wire Interface</i>

Sumário

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	Motivação	19
1.2	Objetivos da pesquisa	19
1.2.1	Objetivo Geral	20
1.2.2	Objetivo Específicos	20
1.3	Organização da Pesquisa	20
2	ESTADO DA ARTE	22
2.1	Fotopletismografia	22
2.1.1	Princípio da fotopletismografia	24
2.1.2	Morfologia da fotopletismografia	25
2.1.3	A fotopletismografia e a hemodinâmica funcional	27
2.1.4	Técnica discreta para medição da pressão arterial	27
2.1.5	Técnicas baseadas em PTT/PWV	28
2.2	Modelos Paramétricos e não Paramétricos	31
2.2.1	Modelos paramétricos	31
2.2.2	Não paramétricos	33
2.2.2.1	Modelo logarítmico	33
2.2.2.2	Modelo Proporcional (Linear)	34
2.2.2.3	Modelo Quadrado Inverso	35
2.2.2.4	Modelo Inverso	36
2.3	Oximetria de pulso	37
3	METODOLOGIA	38
3.1	Hardware	38
3.2	Software	40
3.2.1	Aplicativo para usuário final	41
3.3	Métodos	42
3.3.1	Procedimento da pesquisa.	42
3.3.2	Conjunto de Dados da Pressão Sanguínea por meio de uma Rede Neural	46
4	RESULTADOS	49
4.1	Protocolo	52
4.1.1	Protocolo para a medição de pressão arterial	52
4.2	Escala de Usabilidade do Sistema	53
4.3	Filtragem e Processamento dos Sinais	56

4.4	Experimentos com voluntários	59
4.4.1	Homens	59
4.4.2	Mulheres	61
4.5	Estimativa da Pressão Arterial usando uma rede neural artificial	64
5	DISCUSSÕES	67
6	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS	70
	REFERÊNCIAS	71
	 APÊNDICES	 81
	APÊNDICE A – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	82
A.1	O sistema arterial	82
A.1.1	Pressão arterial	82
A.1.2	Hipertensão arterial	84
A.1.3	Medição da pressão arterial	85
A.1.4	Os primórdios da mensuração da pressão arterial	85
A.1.5	As técnicas contemporâneas.	89
	 APÊNDICE B – FOTOPLETISMOGRAFIA	 92
B.1	Principio da Fotopletismografia	92
B.2	História da Fotopletismografia (PPG)	93
B.3	Teoria da Fotopletismografia	94
B.4	Estimativa de pressão arterial com Fotopletismografia (PPG)	95
B.4.1	Tempo de trânsito do pulso (PPG + ECG)	95
B.4.2	Aquisição de Sinal por Fotopletismografia (PPG)	96
B.4.3	A seleção do modo de detecção de Fotopletismografia (PPG)	98
B.4.4	Tempo de trânsito de pulso (PTT)	99
B.4.5	Método de fixação de volume sanguíneo	100
B.5	Métodos Consolidados para a Aferição da Pressão Arterial Sistêmica	101
B.5.1	Punção de Pressão Arterial Invasiva (padrão-ouro)	101
B.5.2	Método Auscultatório	102
B.5.3	Método Oscilométrico	102
	 APÊNDICE C – PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO	 103
	 APÊNDICE D – FILTROS USADOS PARA GERAR O SINAL DE FOTOPLETISMOGRAFIA	 104
D.1	Filtro Butterworth	104

D.2	Filtro Chebyshev Tipo I	105
D.3	Filtro Chebyshev Tipo II	106
	APÊNDICE E – REDE NEURAL (RN)	108
E.1	Conceito básico e aplicações	108
E.2	O neurônio artificial e seus elementos	108
E.3	A função de ativação logística	110
E.4	Arquiteturas e algoritmo de aprendizagem	110
E.5	O Perceptron Simples	111
E.5.1	O Perceptron Multicamadas	111
	APÊNDICE F – COMPRESSÃO DE DADOS	113

1 Introdução

O desenvolvimento de um dispositivo não intrusivo para o monitoramento da Pressão Arterial (do inglês *Blood Pressure* - BP) é de grande importância para a detecção da hipertensão em tempo real e, portanto, beneficiaria a prevenção de doenças cardiovasculares (ZHANG et al., 2013). Nos últimos anos, a medição da BP com fotopleletismografia (do inglês *Photoplethysmography* - PPG) mostrou-se promissora. Estudos na literatura mostram uma correlação inversa entre a pressão arterial e o tempo de trânsito do pulso (do inglês *Pulse Transit Time* - PTT) para determinar a pressão arterial sistêmica. No entanto, esse método requer medidas adicionais de eletrocardiograma (ECG) ou balistocardiografia (BCG), e baseia-se em modelos muito complicados de propagação da onda arterial (XING; SUN, 2016). Entretanto, recentemente, pesquisas demonstram a possibilidade de extrair um valor confiável da pressão arterial a partir apenas do sinal de fotopleletismografia (XING; SUN, 2016).

A fotopleletismografia é uma forma recente de medir a pressão arterial sistêmica de um paciente, aliada à tecnologia de transmissão de dados e comunicação sem fios, pode ajudar muito os médicos avaliarem remotamente o bem-estar dos pacientes. Assim, nesta pesquisa pretende-se desenvolver um dispositivo sem fios para o monitoramento remoto de pressão arterial dos pacientes através dos sinais da fotopleletismografia.

De forma específica, a fotopleletismografia mede a alteração do volume sanguíneo, através da incidência luminosa sobre a pele, calculando suas alterações em função da absorção da luz. Nos pacientes gravemente enfermos, o local para a medição é tipicamente nos dedos. O conceito de medição moderna da fotopleletismografia originou-se de estudos de (AOYAGI, 2003) e Yoshiya (YOSHIYA; SHIMADA; TANAKA, 1980), os quais associaram o sinal obtido da fotopleletismografia com a alteração do volume sanguíneo arterial, já que a parte pulsante do volume sanguíneo é causada principalmente pela pulsação da pressão arterial sobre o ciclo cardíaco. A Figura 1 mostra um exemplo de equipamento de fotopleletismografia comercial. Ressalta-se que não existe no mercado nacional um equipamento similar.



Figura 1 – Exemplo de equipamento da fotopletismografia comercial (FOTOPLETISMOGRAFIA, 2010)

1.1 Motivação

A motivação desta pesquisa de Mestrado é a possibilidade de fazer medições e um sistema sem fios para aquisição da pressão arterial a partir do sinal da fotopletismografia, e que possa ser uma ferramenta de auxílio tanto para as pessoas com problemas cardíacos como para o médico.

Com o uso do sinal da fotopletismografia, pode-se auxiliar na prevenção de alguns problemas cardíacos e pode-se diagnosticar rapidamente antes que o paciente sofra uma parada cardíaca.

O sinal de fotopletismografia usando o sensor MAX30101 com um oxímetro, é uma técnica não-invasiva para detectar as mudanças volumétricas do sangue e na circulação periférica.

Doenças cardiológicas podem acometer pessoas de várias idades e estados de saúde. Por isso, um sistema que permita uma aquisição e monitoramento a fim de fornecer informações sobre a saúde do paciente de forma rápida, pode auxiliar na prevenção de doenças cardiológicas.

1.2 Objetivos da pesquisa

Pensando na saúde das pessoas que sofrem com problemas cardíacos, esta dissertação de Mestrado propõe o desenvolvimento de um dispositivo versátil, confortável e fácil de utilizar para monitorar a frequência cardíaca e inferir o estágio de hipertensão arterial, usando uma técnica não-invasiva. Pensando no futuro, a respeito da Internet das Coisas (*Internet of Things* - IoT), este trabalho também propõe a compressão dos dados para serem enviados por Wi-Fi, Bluetooth ou mensagem de texto (SMS). Para medir a pressão foi utilizado o sensor MAX30101 para gerar o sinal de fotopletismografia, sendo uma

técnica para medir a mudança no volume de sangue através da incidência de luz na pele do dedo da mão. O princípio da fotopleletismografia diz que a luz viaja através do tecido biológico e pode ser absorvida por diferentes substâncias, incluindo pigmentos da pele, ossos, sangue arterial e venoso. Os métodos consolidados de medição da pressão são: punção arterial invasiva, na qual a mensuração é feita por meio de um cateter inserido na artéria, que é conectado a uma coluna de líquido; método auscultador, em que um estetoscópio é usado para ouvir a medição da pressão arterial; método osciloscópio, que consiste na identificação, quantificação e análise do pulso para determinação da pressão arterial.

1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo principal desta pesquisa de Mestrado é desenvolver um sistema portátil, versátil e compacto para aquisição e monitoramento da pressão arterial sistêmica e batimento cardíaco a partir do sinal da fotopleletismografia dos pacientes. A técnica não-invasiva através do sinal da fotopleletismografia será utilizada a fim de obter uma identificação, monitoramento e solução junto com o médico para prever as crises ou falhas cardíacas.

1.2.2 Objetivo Específicos

Para se alcançar os resultados esperados, as etapas do desenvolvimento são divididas em objetivos específicos, que são:

- Desenvolver um protótipo do dispositivo com os componentes para aquisição dos sinais de fotopleletismografia, usando o Módulo MAX30101.
- Desenvolver uma placa de circuito impresso com todos componentes eletrônicos do dispositivo.
- Utilizar um algoritmo para obter a estimativa de pressão e batimento por minuto a partir do sinal de fotopleletismografia.
- Desenvolver uma interface gráfica para mostrar o sinal de fotopleletismografia e a informação do batimento por minuto.
- Realizar testes usando a teoria da fotopleletismografia com o sistema criado para medir a pressão arterial com o sinal de fotopleletismografia.

1.3 Organização da Pesquisa

Esta pesquisa terá uma introdução sobre a fotopleletismografia e as técnicas usadas para a medição invasiva e não-invasiva. Além disso, falará do estado da arte a respeito da medição da pressão cardíaca e fotopleletismografia, bem como a descrição dos materiais e

métodos usados no desenvolvimento desta pesquisa, mostrando os resultados do sinal da fotopletismografia e a rede neural gerando as informações sobre as pressões diastólica e sistólica. Por fim, são mostrados as conclusões e os trabalhos futuros.

2 Estado da arte

2.1 Fotopletismografia

A frequência cardíaca pode ser estimada tendo por base o princípio de fotopletismografia, ou seja, a medição de alterações do fluxo sanguíneo utilizando um método óptico (GOLDBERG, 2008).

No caso particular dos sensores de fotopletismografia que medem a quantidade de luz infravermelha absorvida ou refletida pelo sangue, as alterações de volume são provocadas por variações da pressão sanguínea nos vasos, que ocorrem ao longo do ciclo cardíaco.

Dada a relação existente entre o volume dos vasos, a pressão sanguínea e a quantidade de luz absorvida ou refletida, é possível observar a variação de volume com base na luz detectada pelo sensor [(GOLDBERG, 2009),(PLUX, 2010)]. Para se conseguir detectar a variação de volume através do sensor, os locais de aplicação terão de possuir uma elevada perfusão e poucas camadas de tecidos envolventes (WEBSTER, 2006), como por exemplo, o lóbulo da orelha, a ponta dos dedos e a têmpora.

Os ciclos cardíacos são compostos por duas fases principais: a diástole e a sístole. Na diástole, ou fase de relaxamento, o sangue flui para as aurículas, provocando uma diminuição da pressão nos vasos sanguíneos. Na sístole, ou fase de contração, o sangue é bombeado dos ventrículos e distribuído por todo o corpo, provocando um aumento de pressão nos vasos sanguíneos. A medição da variação da pressão em função da fase do ciclo cardíaco permite assim estimar a frequência cardíaca (WEBSTER, 2006). A Figura 2 ilustra a variação da absorção de luz que ocorre ao longo do ciclo cardíaco, quer pelo sangue quer pelos tecidos.

Os ossos, a pele e os tecidos, são os principais responsáveis pela absorção de luz - com componente de corrente contínua (DC) representada na Figura 2. A variação do sinal óptico (componente alternada (AC)) recebido pelo sensor é essencialmente, consequência da variação do fluxo sanguíneo e da orientação espacial dos glóbulos vermelhos durante o ciclo cardíaco (CHOI et al., 2002). No entanto, existem fatores biomecânicos, ópticos e fisiológicos que também podem influenciar o sinal de fotopletismografia (CHOI et al., 2002).

Na Figura 3, é ilustrada a variação da orientação espacial dos glóbulos vermelhos ao longo de um ciclo cardíaco. Os glóbulos vermelhos são discos bicôncavos, que durante a fase de diástole se encontram alinhados paralelamente à direção do fluxo sanguíneo, enquanto que durante a fase de sístole, devido a um aumento de pressão nas artérias,

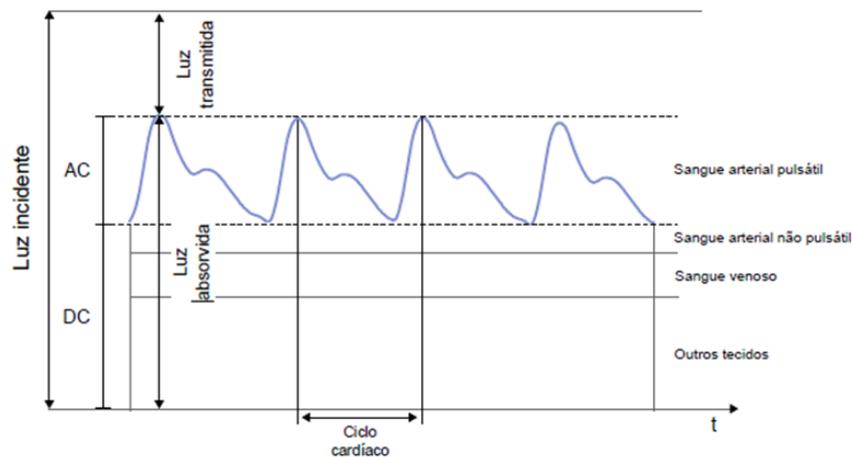


Figura 2 – Fotopletismografia (WEBSTER, 2006)

alinham-se perpendicularmente à direção de fluxo cardíaco, provocando um aumento do caminho óptico e, por consequência, um aumento de absorção (CHOI et al., 2002).

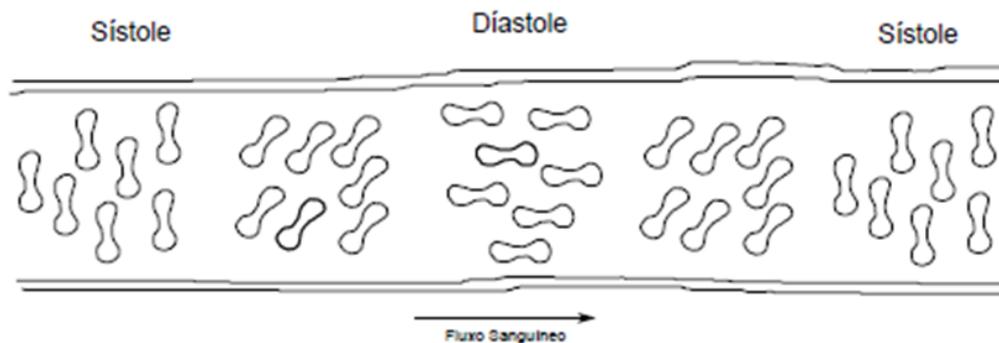


Figura 3 – Orientação espacial dos glóbulos vermelhos durante um ciclo cardíaco (CHOI et al., 2002).

Através do sinal de fotopletismografia (Figura 17) pode-se estimar alguns parâmetros, como por exemplo, a frequência cardíaca e a amplitude da onda de pulso (P1).

A frequência cardíaca instantânea (FC_{inst}) pode ser calculada a partir do intervalo entre batidas (t_1), através da Equação 2.1,

$$FC_{inst} = \frac{1}{t_1}, \quad (2.1)$$

onde FC_{inst} é frequência cardíaca instantânea e t_1 é o intervalo entre as batidas do coração.

O aumento da frequência cardíaca e da amplitude da onda pulso (P1), assinalada na Figura 4 com o número 2, reflete no sinal o aumento do fluxo sanguíneo devido à contração do ventrículo esquerdo do coração. A amplitude do mínimo dicrótico, assinalado

como número 3, varia com a elasticidade vascular arterial e depende, essencialmente, da interação da onda de pressão inicial, quando o coração contrai, e com a onda de pressão que é refletida devido às artérias periféricas (CHOI et al., 2002; SOMANETICS, 2010).

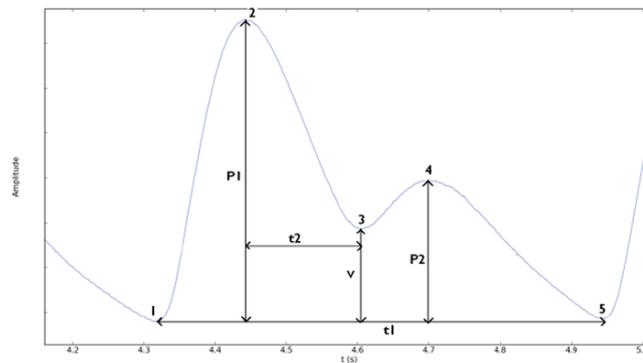


Figura 4 – Sinal de fotopletismografia durante um ciclo cardíaco (SOMANETICS, 2010).

No entanto, os pontos assinalados na Figura 4, podem não ser identificados em todos os sinais de fotopletismografia, uma vez que a forma de onda deste sinal varia significativamente em função de fatores como a idade, a idade vascular, o estado físico entre outros (AKAY, 2006). Na Figura 5, estão representados três sinais de fotopletismografia de voluntários de diferentes faixas etárias.

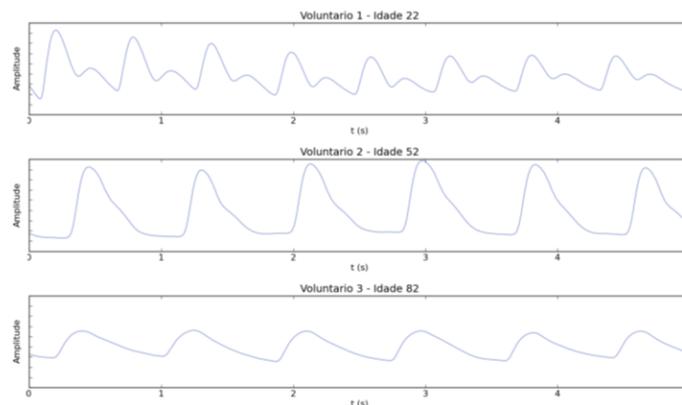


Figura 5 – Sinais de fotopletismografia por transmissão adquiridos em três voluntários de idades diferentes (LU et al., 2008).

2.1.1 Princípio da fotopletismografia

Uma das características relevantes da fotopletismografia é seu tamanho do pulso no batimento, também chamada de amplitude no pulso ou altura de pulso. O problema dos fabricantes de dispositivos médicos em filtrar a fotopletismografia, especificamente é usar “ganho automático” ou “auto-amplificação” (PALVE; VUORI, 1991). Os primeiros

oxímetros de pulso, como o Oxiplet da Novametrix, tinham a capacidade de fazer que o usuário desligasse ou bloqueasse o grau de amplificação; em seus oxímetros de pulso, foi introduzida a medição de um “índice de perfusão” que poderia ser usada de forma limitada, como um substituto para uma medição de amplitude.

Fisiologicamente, a amplitude da fotopletismografia é resultado de uma interação complexa de volume sistólico, complacência vascular e efeitos de congestão tecidual. A Figura 6 mostra um resumo das condições que podem afetar a amplitude do pulso de fotopletismografia. É muito importante ressaltar que a fotopletismografia deve ser sensível até mesmo a pequenas quantidades de fluxo sanguíneo [(AWAD et al., 2006), (THIELE et al., 2011)].

Nunca se deve confundir um grande pulso de fotopletismografia com uma pressão arterial alta. Não é raro que a amplitude da fotopletismografia diminua ao longo de aumentos significativos da pressão arterial, devido à menor inibição dos neurônios relacionados ao simpático (aumento do tônus) [citar referência]. Além disso, é relacionado ao volume do coração, especialmente nos extremos e aparecem muitos fatores de confusão, o que não permite a criação de uma relação linear direta entre o pulso da fotopletismografia e da pressão cardíaca [(MOHLER; HART, 1994),(MURRAY; FOSTER, 1996)]. As limitações mencionadas, entretanto, não impedem o uso da fotopletismografia para estimar a pressão arterial sistólica. Foi utilizado o manguito manual para medir a pressão arterial e a fotopletismografia do mesmo lado. O balão de pressão arterial é então esvaziado lentamente até que o pulso seja novamente detectado. Essa pressão tem alta correlação com a pressão arterial sistólica ($r = 0,9$) (MURRAY; FOSTER, 1996; O'ROURKE; YAGINUMA, 1984). Esta técnica é útil em ambientes ruidosos e com recém-nascidos, devido à dificuldade de usar estetoscópios (O'ROURKE, 2009).

2.1.2 Morfologia da fotopletismografia

Dentro da morfologia do pulso da fotopletismografia, tem uma série de características interessantes como a linha arterial, onde é identificada a pressão cardíaca que entalha a expansão e a contração das artérias superficiais sentidas pelos dedos que a apalpa sobre um plano resistente (dicrótico). O artigo de Murray sobre a fotopletismografia [(TAKAZAWA et al., 1998),(SHELLEY et al., 2005)], descreve sobre a interpretação da presença e localização dessa característica, onde ele relaciona a posição do entalhe dicrótico ao tônus vascular, que pode ser suportado pela análise das formas de onda na pressão arterial pelo fisiologista O'Rourke, o qual descreve que um tônus vascular arterial alto (baixa complacência) está afiliado com o entalhe que ocorre cedo e alto na curva diastólica descendente [(SHELLEY; DICKSTEIN; SHULMAN, 1993),(AWAD et al., 2001)]. Em ocasiões atípicas, pode-se encontrar até os entalhes hiper-ressonados que acontecem tanto na onda de pressão arterial quanto na onda de fotopletismografia. Eles

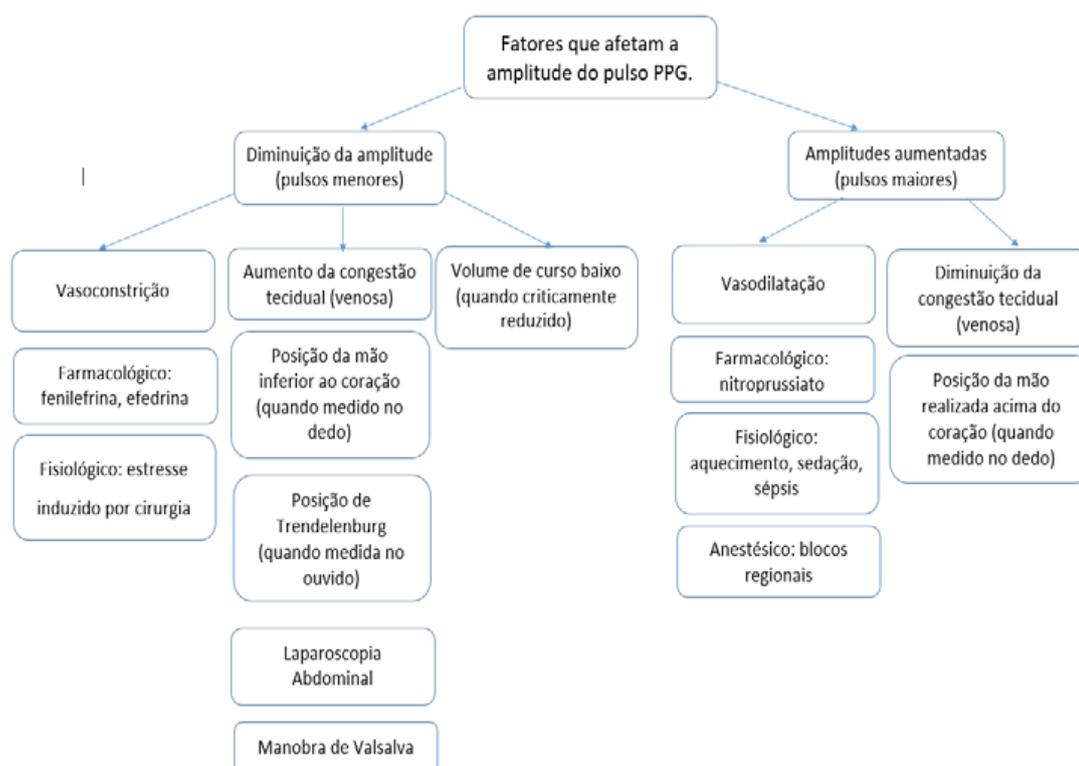


Figura 6 – Fatores que afetam a amplitude do pulso da fotopleletismografia (HASHIMOTO et al., 2005).

estão localizados antes ou depois do pico sistólico, e também têm sido associados a alto tônus vascular. Alguns pesquisadores chegaram ao ponto de analisar a velocidade da mudança na fotopleletismografia (medida pela segunda derivada) para poder detectar o impacto do envelhecimento e o problema da hipertensão, para poder monitorar os efeitos das drogas (EZRI et al., 1998; LUGINBÜHL et al., 2002).

Diferentemente da onda de pressão arterial, a fotopleletismografia também pode ter características de onda na pressão venosa (LUGINBÜHL et al., 2002). Na presença de hipovolemia, a pressão abdominal alta e posição descendente (Trendelenburg), a fotopleletismografia pode ter características na forma de onda na pressão venosa central que interferem na função do oxímetro de pulso (PINSKY; PAYEN, 2005).

Considerando que é possível medir a amplitude da fotopleletismografia e que o sinal foi filtrado, a próxima consideração é em relação à região do corpo em que é feita esta medida. No dedo, as paredes dos vasos cutâneos são ricamente inervadas pelos adrenorreceptores, a sensibilidade de mudanças no sistema simpático é maior do que quando comparado em outras áreas do corpo, por exemplo, como o lóbulo da orelha (HAMILTON; CECCONI; RHODES, 2011). Uma vez estabelecida a medida basal, a amplitude do oxímetro de pulso pode ser seguida como monitor do tônus simpático vascular (GAN et al., 2002; MICHARD, 2005).

2.1.3 A fotopletismografia e a hemodinâmica funcional

A fotopletismografia e a hemodinâmica são as pesquisas mais importantes na exploração da interação entre a forma de onda da fotopletismografia e o sistema respiratório. Com base nos princípios da hemodinâmica funcional (PREISMAN et al., 2005), deseja-se que a terapia precoce, direcionada pelas metas, permita ter bons resultados para os pacientes (CANNESSON et al., 2007; LOUPEC et al., 2011). Os esforços da fotopletismografia são para obter sucesso no uso da forma de onda da pressão na linha arterial para determinar a responsividade do fluido do paciente (HOOD; WILSON, 2011; MONNET et al., 2013). As primeiras pesquisas foram bastante promissoras e muito importantes (KANDA et al., 2000; LOUKOGEORGAKIS et al., 2002) (Figura 7), onde se tornou aparente que a fotopletismografia provê um bom poder preditivo relativo à capacidade de resposta a fluidos sob condições estáveis e controladas (ALLEN; MURRAY, 2002; CHEN et al., 2009).

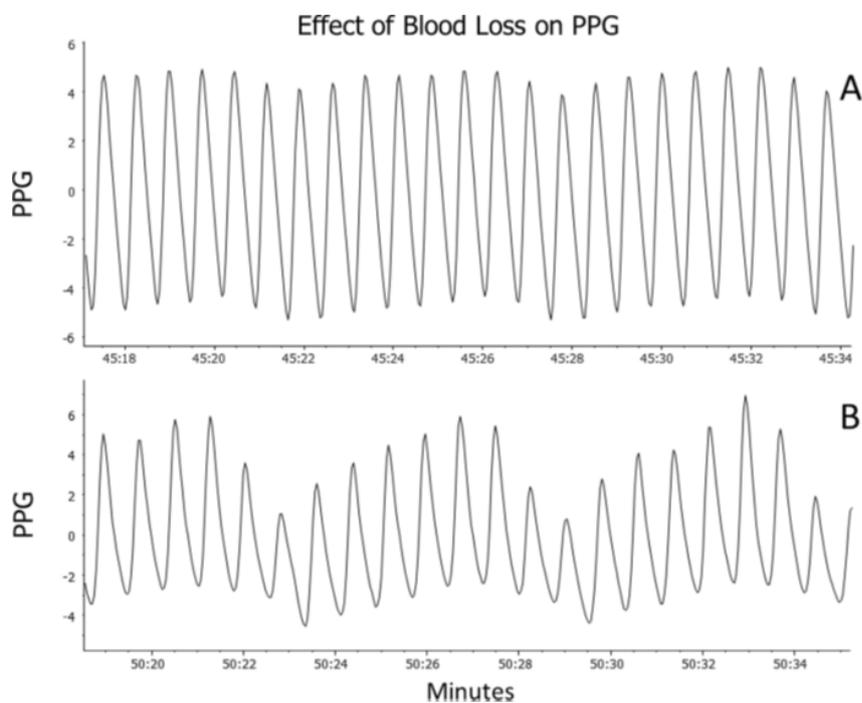


Figura 7 – Mudança de uma modulação venosa de linha de base simples (A) para uma modulação arterial e venosa combinada (B) (NITZAN; KHANOKH; SLOVIK, 2002).

2.1.4 Técnica discreta para medição da pressão arterial

Recentemente, a necessidade da medição da pressão arterial de forma contínua dos pacientes vem aumentando e isso pode ser feito por cálculos por meio de batimento a batimento do coração ou também através da pressão arterial em calibração da forma de onda, usando um indicador relacionado à pressão arterial. O método baseado em gravação em velocidade de onda do pulso (do inglês *Pulse Wave Velocity* - PWV) é uma alternativa atraente para medir a BP discreta sem usar o método intra-arterial intrusivo, a tonometria

arterial e o método de fixação de volume (BRAMWELL; HILL, 1922). Em princípio, o método pode ser realizado usando a velocidade de onda do pulso (PWV) ou seu tempo de transito do pulso recíproco.

Este método é baseado no fato de que a velocidade de onda do pulso (PWV), pode variar com a pressão arterial (BRAMWELL; HILL, 1922). A PWV é avaliada usando o tempo de chegada numa onda da pressão que se revela através das artérias a certa distância entre os locais arteriais proximais. Devido à complexidade da medição de distância, a PWV pode ser indiretamente aproximada usando o PTT, que pode ser facilmente derivado de dois sinais do pulso, ou seja, os sinais de eletrocardiograma (ECG) e fotopletismografia (Figura 8) (BRAMWELL; HILL, 1922).

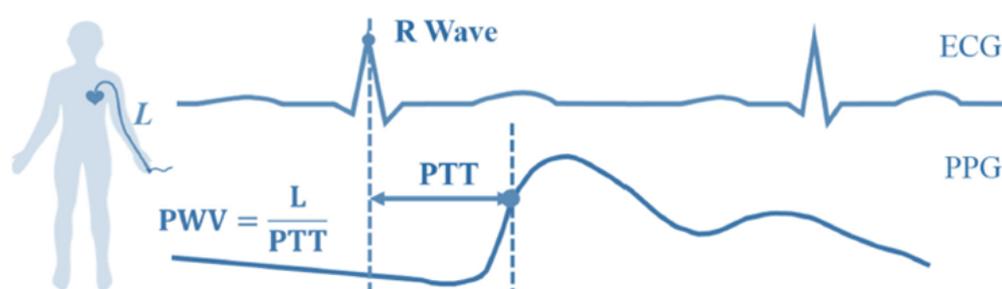


Figura 8 – Diagrama esquemático da pressão PWV e PTT (BRAMWELL; HILL, 1922)

2.1.5 Técnicas baseadas em PTT/PWV

Cálculo do PTT

Definido como o tempo que uma onda de pulso leva para viajar entre dois locais do sistema cardiovascular. O PTT pode ser usado em diferentes abordagens sensoriais como elétrica, óptica, mecânica, bioimpedância, magnética e radar. Como ilustrado na Figura 9, o PTT é calculado nos intervalos de tempo entre a onda R do ECG e os pontos característicos da fotopletismografia / tono arteriograma (do inglês *tone arteriography* - TAG) (DING et al., 2015). A Profilaxia pós-exposição de risco (do inglês *Post-Exposure Risk Prophylaxis* - PEP) tem sido uma preocupação para a estimativa da BP baseada em PTT / PWV, fonocardiograma (do inglês *phonocardiogram* - PCG) e fotopletismografia / TAG, entre fotopletismografia e TAG, ou entre dois sinais de fotopletismografia / TAGs em diferentes locais arteriais (RIENZO; VAINI; LOMBARDI, 2015; DING et al., 2018).

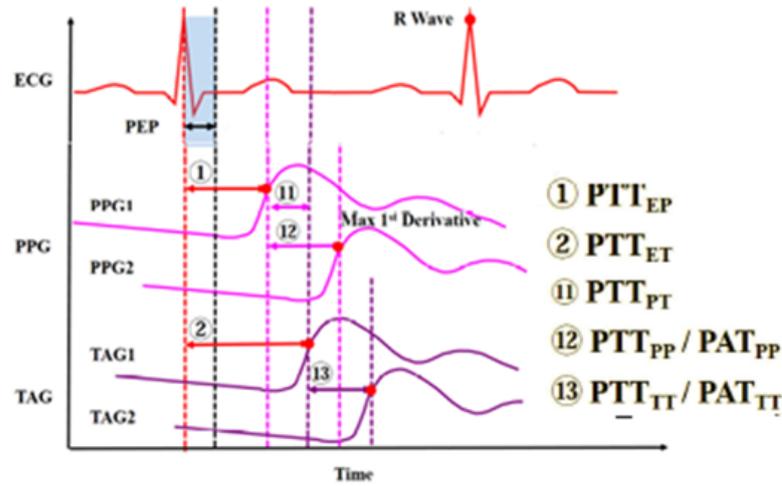


Figura 9 – Diagrama de cálculo do PTT (HUGHES et al., 1979).

O eletrocardiograma (ECG) é a técnica mais amplamente utilizada para referência de tempo proximal com a fotopletismografia. O fonocardiograma, que consiste em informação sobre vibrações mecânicas cardíacas, tem sido utilizado para determinar o PTT (POON; WONG; ZHANG, 2006).

Modelagem PTT / PWV-BP

A estimativa da BP baseada em PTT / PWV baseia-se principalmente na equação de Moens-Korteweg (Equação 2.2) (ZHANG et al., 2006).

$$PWV = \sqrt{\frac{h \cdot E}{pD}}, \quad (2.2)$$

onde:

PWV = Velocidade de onda do pulso

E = Módulo elástico

h = Espessura do vaso

p = diâmetro da artéria

D = densidade do sangue

Além disto, segundo (HUNG; ZHANG, 2000), o módulo elástico E é exponencialmente correlacionado com a pressão de distensão média P , como mostrado na Equação 2.3:

$$E = E_0 \cdot e^{\alpha p}, \quad (2.3)$$

onde:

E = Módulo elástico

E_o = Módulo elástico inicial

α = Parâmetro do vaso (número de Euler)

p = diâmetro da artéria

Portanto, com a calibração precisa do PTT para BP, a batida BP pode ser estimada a partir do PTT. Com base na relação teórica entre PTT e BP e sua relação experimental ou empírica, vários modelos que correlacionam PTT com BP foram estabelecidos. A BP é geralmente derivada com base na Equação 2.4 (ZHENG et al., 2014),

$$BP = A \cdot f_{PTT} + B, \quad (2.4)$$

onde:

BP = Pressão arterial

f = Frequência

PTT = Tempo de trânsito do pulso

B = Batimento

Como o tônus do músculo liso vascular pode afetar a relação entre a PA e o PTT (9), (ZHENG et al., 2014) sugeriram que o tono vascular deveria ser mais considerado na estimativa da PA baseada em PTT / PWV.

Sistema discreto

Ao usar o PTT / PWV para monitoramento da BP, sensores como eletrodos de ECG e sensores de fotopleletismografia podem ser integrados em roupas, acessórios e ambiente de vida por meio de sensoriamento discreto ou na forma vestível. Em 2000, Hung e Zhang conceituaram a BP em um protocolo de aplicativo do celular para sem fio (NOH et al., 2014). Sabe-se que a primeira plataforma considerada para aplicação discreta foi a integração em uma camiseta com eletrodos de ECG nos punhos (PENG et al., 2015). Outro sistema discreto ou móvel pode ser montado em pulsos (como relógios vestíveis (CHANDRASEKARAN et al., 2013)), membros superiores (braços) (NOH et al., 2014) ou orelhas (PENG et al., 2015); preso ao peito como remendo (CHANDRASEKARAN et al., 2013) ou banda (ZHENG et al., 2014) e é implementado através de telefones móveis (NOH et al., 2014; PENG et al., 2015).

2.2 Modelos Paramétricos e não Paramétricos

2.2.1 Modelos paramétricos

São modelos que possuem apenas um número finito de parâmetros. Com a forma de onda da fotopletoisografia em qualidade obtida, a pressão sanguínea pode ser calculada com base na teoria da velocidade de onda do pulso (PWV). De acordo com a Equação 2.5 de Bramwell-Hill (BRAMWELL; HILL, 1922), a PWV é uma função da densidade do sangue, p , e do volume do sangue na artéria, V :

$$PWV = \sqrt{\frac{v}{p} \cdot \frac{SBP - DBP}{\delta V}} \quad (2.5)$$

onde:

PWV = Velocidade de onda do pulso

V = Volume de sangue

SBP = Pressão arterial sistólica

DBP = Pressão arterial diastólica

δV = Delta do volume da sangue

Onde a SBP se refere à pressão arterial sistólica enquanto a DBP se refere pressão arterial diastólica. Devido ao fato de que a densidade do sangue, o volume de sangue na artéria e a mudança no volume sanguíneo são quase constantes para cada indivíduo, a Equação 2.5 pode ser expressa de uma forma diferente (mostrada na Equação 2.6).

$$SBP - DBP = \frac{p\delta V}{V} \left(\frac{L}{PTT} \right)^2 = Ka \left(\frac{1}{PTT^2} \right) \quad (2.6)$$

onde:

SBP = Pressão arterial sistólica

DBP = Pressão arterial diastólica

δV = Delta do volume da sangue

V = Volume de sangue

PTT = Tempo de trânsito do pulso

Onde PTT é o tempo de trânsito do pulso e Ka é um parâmetro fixo a ser calibrado de forma experimental. O tempo transitório de pulso é definido como um período para a onda de pulso do fluxo sanguíneo se propagar por alguma distância em um vaso arterial. Neste estudo, um dos PTTs, o PTT reflexivo (R-PTT), é considerado para estimar pressões sanguíneas (BPs) com base na teoria da velocidade da onda de pulso (PWV). Este R-PTT é a duração da propagação da onda de pulso a partir da artéria radial (no local onde há

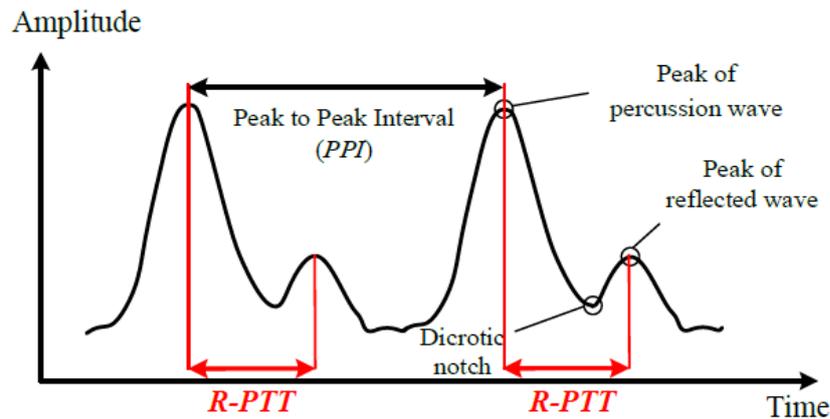


Figura 10 – Um sinal de fotopletismografia típico com tempo de trânsito de pulso refletido (R-PTT) em destaque (MCDUFF; GONTAREK; PICARD, 2014).

pulsuação do punho) na direção anterior até o final do membro e a reflexão de volta para a artéria radial como uma onda propagadora (VOSSE; STERGIOPULOS, 2011; SHIN; MIN, 2017). A onda de pulso para a frente bombeada do coração é chamada onda de percussão ou é uma onda refletida. O R-PTT pode ser bem capturado pela duração entre o 1º e o 2º picos de uma única forma de onda cardíaca de fotopletismografia, conforme mostrado na Figura 10 (MCDUFF; GONTAREK; PICARD, 2014). Desta maneira, os BPs podem ser bem estimados pelo R-PTT baseado na teoria da PWV.

Com o R-PTT como PTT, baseado na Equação 2.6, o SBP pode ser derivado, como exibido na Equação 2.7.

$$SBP = DBP + Ka \frac{1}{(R - PTT)^2} \quad (2.7)$$

onde:

SBP = Pressão arterial sistólica

DBP = Pressão arterial diastólica

Ka = Parâmetro fixo

$R - PTT$ = Tempo de trânsito do pulso refletido

Onde o MBP é a pressão arterial média, que pode ser representada pela Equação 2.8.

$$MBP = Kb + \frac{2}{0.031} \ln \frac{Kc}{R - PTT} \quad (2.8)$$

onde:

MBP = pressão arterial média

$R - PTT$ = Tempo de trânsito do pulso refletido

Onde K_b e K_c também são parâmetros fixos a serem calibrados de forma experimental. O MBP pode ser estimado pela Equação 2.9,

$$MBP = \frac{1}{3}SBP + \frac{2}{3}DBP \quad (2.9)$$

onde:

MBP = Pressão arterial média

SBP = Pressão arterial sistólica

DBP = Pressão arterial diastólica.

Com a substituição da Equação 2.9 nas Equações 2.7 e 2.8, a DBP pode ser derivada, como mostrado na Equação 2.10,

$$DBP = Kb + \frac{2}{0.031} \ln \frac{Kc}{R - PTT} - \frac{1}{3} \frac{Ka}{(R - PTT)^2}, \quad (2.10)$$

onde:

DBP = Pressão arterial diastólica

Kb = Parâmetro fixo

Kc = Parâmetro fixo

Ka = Parâmetro fixo

$R - PTT$ = Tempo de trânsito do pulso refletido.

Com os R-PTTs extraídos das formas de onda de fotopletoislografia medidos pelo sensor BP de mão e SBPs / DBPs obtidos a partir de monitor de padrão ouro BP, pode-se calibrar os parâmetros K_a , K_b e K_c com base nas Equações 2.7 e 2.10. Com K_a , K_b e K_c determinados, o sensor BP desenvolvido com o módulo LED / PD no interior está pronto para detectar SBP e DBP com precisão satisfatória (CHEN et al., 2009).

2.2.2 Não paramétricos

Modelos não paramétricos são modelos de estruturas não especificados que podem ser determinados pelos dados. O termo “não paramétrico” não significa que faltam completamente todos os parâmetros, mas que o número e a natureza dos parâmetros são flexíveis e não são fixados antecipadamente.

2.2.2.1 Modelo logarítmico

A equação de Bramwell-Hills e Moens-Kortweg fornece uma relação logarítmica entre a BP e o “Atraso de tempo”. Assumindo que a densidade do sangue (ρ), o diâmetro da artéria (d), a espessura da artéria (h), a distância em que o “Atraso de tempo” é obtido

(L) e a elasticidade (E_0) são constantes para um sujeito, pode-se ter relação entre a BP e o “Tempo de Atraso” representado pela Equação 2.11:

$$BP = a \cdot \ln(\text{TimeDelay}) + b \quad (2.11)$$

onde:

BP = Pressão arterial

TimeDelay = Tempo de atraso

Aqui, a e b são constantes específicas do sujeito e podem ser obtidas por meio de uma análise de regressão entre a BP de referência e o “Tempo de Atraso” correspondente (MOENS, 1878). O SBP estimado com este modelo matemático segue a Equação 2.11 usando tanto o PTT quanto a avaliação de tom arterial periférico (do inglês *Peripheral Arterial Tone Assessment* - PAT) (PROENÇA et al., 2010). Eles determinaram PTT de dois sensores de fotopletoisografia colocados no lóbulo da orelha e em um dedo, e avaliação de tom arterial periférico (PAT) com ajuste Profilaxia Pós-Exposição de Risco (do inglês *Post-Exposure Risk Prophylaxis* - PEP) usando o cardiograma de impedância. No entanto, eles encontraram resultados inconsistentes com os dois. Poon et al. estabeleceram uma relação entre o MBP e o “Tempo de Atraso” usando a Equação 2.11 e obtiveram SBP e DBP usando a Equação 2.8 e um fator que explica a mudança na elasticidade devido às variações da onda de pressão (POON; ZHANG, 2005). Seus resultados concordaram com o padrão AAMI (Associação Americana para o Avanço da Instrumentação Médica) de um dispositivo BP com diferença média de menos de 5 mmHg e desvio padrão dentro de 8 mmHg (INSTITUTE; INSTRUMENTATION, 1987). Assim, este método tornou-se popular para obter indiretamente BP através do “Tempo de Atraso”. O modelo logarítmico da Equação 2.11 aproxima-se do infinito negativo, pois o “Tempo de Atraso” tende a zero, dificultando o uso dessa relação para representar uma pequena BP (CHEN et al., 2009).

$$MBP = DBP + \frac{1}{3}(SPB - DBP) \quad (2.12)$$

onde:

MBP = Pressão arterial média

SBP = Pressão arterial sistólica

DBP = Pressão arterial diastólica.

2.2.2.2 Modelo Proporcional (Linear)

Assumindo que há uma mudança insignificante na espessura e diâmetro arterial com variações de pressão e que BP e o “Tempo de Atraso” podem ser linearmente relacionados

pela diferenciação da Equação de Moens-Kortweg 2.2 em relação à Equação de Tempo 2.11, pode-se chegar na Equação 2.13 (CHEN et al., 2000).

Os autores (CHEN et al., 2000) obtiveram um alto fator de correlação entre a SBP medida e a SBP calculada utilizando o PATf (Pulse Arrival Time towards the finger) e, assim, estabeleceram um modelo de calibração que varia de acordo com a flutuação no PAT (Pulse Arrival Time).

$$BP = A(TimeDelay) + B \quad (2.13)$$

onde:

BP = Pressão arterial

$TimeDelay$ = Tempo de atraso

A = Constante

B = Constante

Aqui, A e B são constantes específicas do sujeito e podem ser obtidas por meio de uma análise em regressão entre a pressão arterial de referência e o “Tempo de Atraso” correspondente (CHOI; ZHANG; KO, 2013).

2.2.2.3 Modelo Quadrado Inverso

Assumindo que as artérias são tubos rígidos, o trabalho feito pela onda de pressão com deslocamento pode ser expresso como uma soma de seu potencial e energia cinética, que é dependente da velocidade de onda do pulso (PWV). O trabalho realizado é igual à mudança na BP com uma área de seção transversal fixa (Equação 2.14) (Parry Fung et al., 2005).

$$BP = \frac{A}{TimeDelay^2} + B \quad (2.14)$$

onde:

BP = Pressão arterial

$TimeDelay$ = Tempo de atraso

A = Constante

B = Constante

Onde $A = \left(0.6 \frac{height}{distancefactor}\right)^2 \frac{p}{1.4}$ e p é a densidade sanguínea média.

Fung et. al usou o PAT para estimar a BP, assumindo que a medição em locais periféricos do corpo como dedos do pé e da mão, tem tempo de atraso insignificante devido ao PEP.

Além disso, foi capaz de rastrear tanto a hipotensão quanto a hipertensão. Wibmer modificou a relação acima para explicar o comportamento assintótico da BP para a forma apresentada na Equação 2.15 (WIBMER et al., 2014).

$$BP = a + \left(\frac{b}{TimeDelay - c} \right)^2 \quad (2.15)$$

onde:

BP = Pressão arterial

$TimeDelay$ = Tempo de atraso

a = Constante

b = Constante

c = Constante

No modelo inverso quadrático, a PAT foi obtida usando fotopletismografia e um sinal de ECG de uma única derivação e teve um alto fator de correlação com a SBP, enquanto a correlação com a DBP foi semelhante à relatada anteriormente. Assim, a abordagem 2.15 acrescenta um comportamento assintótico razoável que a maioria dos modelos não consegue alcançar.

2.2.2.4 Modelo Inverso

O modelo representado na Equação 2.15 também indica a relação inversa entre a BP e o PTT e, portanto, foi usado para obter a equação matemática específica do sujeito (MUKKAMALA et al., 2015; GRIGGS et al., 2016), onde a BP é calculada da seguinte forma:

$$BP = \frac{a}{TimeDelay} + b \quad (2.16)$$

onde:

BP = Pressão arterial

$TimeDelay$ = Tempo de atraso

a = Constante

b = Constante

Parâmetros adicionais responsáveis pelo impacto neural na BP foram incluídos na relação inversa dada pela Equação 2.16. Tem sido relatado que a variabilidade nos sinais PTT e BP foram consistentes, indicando que o sistema neural os afeta simultaneamente na Equação 2.16. O modelo apresentou resultados com maior precisão tanto para PAD como para PAS (MA, 2014). O estudo também incorporou os efeitos hidrostáticos no algoritmo,

medindo os dados para calibração na posição sentada e em pé. O modelo representado pela Equação 2.16, se representado em termos de PWV, dá uma relação direta entre a PWV e a BP (MA, 2014). Neste caso, o parâmetro L , que é a distância entre o ponto do sensor e o coração, foi obtido usando a fita métrica específica do sujeito entre a fossa jugular e o sensor, em vez de depender de várias proporções para a altura do paciente.

Marcinkevics et al. consideraram dois métodos de estimação da PWV, utilizando PATf e PTTf, e obtiveram resultados semelhantes (MARCINKEVICS et al., 2009). A maioria dos dados experimentais sugere a relação inversa entre a BP e o PTT / PAT que é alcançada por este modelo.

2.3 Oximetria de pulso

A oximetria de pulso é a maneira de medir quanto oxigênio o sangue está transportando. Usando um pequeno dispositivo chamado oxímetro de pulso, o nível de oxigênio sanguíneo pode ser aferido sem a necessidade de puncioná-lo com uma agulha. O nível de oxigênio mensurado com um oxímetro é chamado de nível de saturação de oxigênio (abreviado como O₂sat ou SaO₂). A SaO₂ é a porcentagem de oxigênio que seu sangue está transportando, comparada com o máximo da sua capacidade de transporte. Idealmente, mais de 89% das suas células vermelhas devem estar transportando oxigênio (SOCIETY, 2018).

3 Metodologia

A elaboração do protótipo durante a pesquisa consistiu no desenvolvimento do *hardware* e do *software*, para aquisição e processamento dos sinais da pressão arterial e, finalmente, o desenvolvimento de um aplicativo que pode ser usado pelo médico.

3.1 Hardware

Como *hardware* do sistema foi utilizado um notebook Lenovo Legion Y520, cuja imagem é exibida na Figura 11, para poder criar os algoritmos de pressão arterial para a pesquisa do Mestrado.



Figura 11 – Lenovo Legion Y520 (LENOVO, 2019).

As características técnicas deste notebook são:

- Processador Intel Core TM I7 7^a geração.
- Windows 10 Ultimate
- NVIDIA [®] GeForce [®] GTX 1050 Ti 4GB
- Memória de 16 GB de DDR4
- SSD PCIe de 256 GB e HDD SATA de 2 TB

Além disso, na Figura 12, pode-se visualizar a placa MIKROE-2510 para detecção da oximetria e aquisição de sinal de fotopletismografia, a qual é uma placa de desenvolvimento usando o circuito integrado MAX30101.

A vantagem da utilização desta placa é que já tem sua própria biblioteca para arduino (The SparkFun MAX3010x Sensor Arduino Library (MIKROE, 2019)) e também

possui custo acessível. Além disso, têm muita informação difundida tanto no meio acadêmico como na Internet.



Figura 12 – Placa MIKROE-2510 com sensor MAX30101 (MIKROE, 2019)

Na Tabela 1 são mostradas as características da placa MIKROE-2510 com sensor MAX30101.

Tabela 1 – Placa MIKROE-2510 com sensor MAX30101

Tipo	Biomédico
Aplicações	Dispositivos wearable, dispositivos do assistente aplicações fitness, dispositivos biomédicos, etc.
MCU	Sensor de frequência cardíaca MAX30101
Características principais	Oximetria de pulso ou SpO2, baixo consumo de energia, taxa de amostragem programável
Interface	I2C, GPIO
Tensão de entrada	3,3 V ou 5 V
Compatibilidade	mikroBUS
Dimensões da placa	M (42,9 x 25,4 mm)

Ainda com relação ao *hardware* do protótipo, foi utilizado um Arduino UNO (Figura 13), visto que a plataforma desenvolvida é baseada nesta placa de desenvolvimento, o que ajudou na recepção do sinal do sensor MAX30101 e no envio por meio do cabo para o notebook Lenovo Legion Y520. As características do Arduino UNO estão mostradas na Tabela 2. Uma grande vantagem da utilização do Arduino é a vasta documentação e exemplos que possui na literatura e na Internet, bem como seu amplo uso no meio acadêmico.



Figura 13 – Arduino Uno (ARDUINO, 2019)

Tabela 2 – Características Arduino UNO

Microcontrolador:	ATmega328
Tensão de funcionamento:	5V
Tensão de entrada (recomendado):	7-12V
Tensão de entrada (limites):	6-20V
Digital I/O:	14 (dos quais 6 oferecem saída PWM)
Pinos de entrada analógica:	6
Corrente DC por I / O:	40 mA
Corrente DC no pino 3.3V:	50 mA
Memória Flash:	32 KB (ATmega328), dos quais 0,5 KB utilizados pelo carregador de inicialização
SRAM:	2 KB (ATmega328)
EEPROM:	1 KB (ATmega328)
Clock:	16 MHz

Com relação à integração do sistema, foi utilizada a placa MIKROE-2510 para a aquisição de sinais de fotopleletismografia junto com Arduino Uno para receber o sinal do sensor MAX30101 (integrado na placa MIKROE-2510). O MAX30101 é um módulo integrado com oxímetro de pulso (SPO₂) e monitor de batimento cardíaco que possui internamente LEDs, fotodetectores, elementos ópticos, e eletrônica de baixo ruído com rejeição de luz ambiente. Ele fornece uma solução completa para projeto de dispositivos móveis e vestíveis para uso médico.

3.2 Software

O algoritmo usado para pesquisa foi desenvolvido em um aplicativo que utiliza a linguagem Python (versão 3.6), para receber o sinal de fotopleletismografia via placa do Módulo MIKROE-2510 com o sensor, que por sua vez estava conectada em um *notebook*, o qual mostra o sinal de fotopleletismografia em uma interface gráfica. O *software* desenvolvido possui um algoritmo capaz de extrair a pulsação a partir do sinal da fotopleletismografia. Além disso, utilizou-se uma rede neural, treinando-a com base de dados de pacientes com problemas cardíacos, para poder inferir a faixa de pressão sistólica e diastólica, e desta forma, ter um bom resultado e precisão para mostrar o estágio de hipertensão baseado na pressão arterial.

3.2.1 Aplicativo para usuário final

A interface gráfica para o usuário final (Figura 14) foi desenvolvida, também utilizando Python (Versão 3.6). Dentro dessa interface, é possível buscar uma melhor configuração de parâmetros desses filtros para a aplicação proposta. Pode-se escolher entre os filtros Butterworth, Chebyshev Tipo I e Chebyshev Tipo II, bem como definir a ordem dos filtros, além das frequências de corte e atenuação.



Figura 14 – Interface gráfica com os filtros e a frequência

3.3 Métodos

3.3.1 Procedimento da pesquisa.

Na Figura 15 são mostradas as etapas de processamento de sinal que foram implementadas no nível de *hardware* e *software* conjuntamente, para analisar os sinais de fotopletismografia.

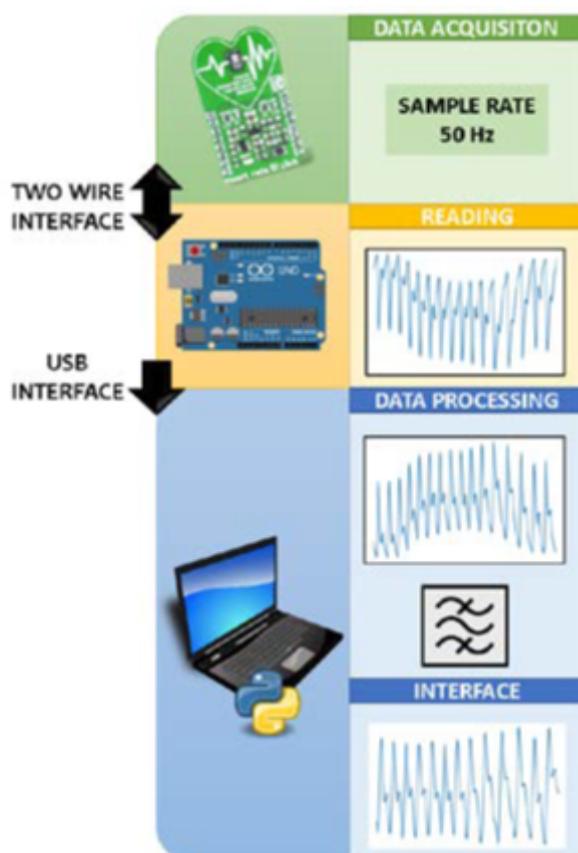


Figura 15 – Etapas de processamento do sinal de fotopletismografia.

Este algoritmo permite a obtenção do sinal de fotopletismografia e a inferência do estágio de hipertensão arterial. A aquisição do sinal é executada pelo MAX30101, o qual tem com frequência de 50Hz usando o LED infravermelho. Testes foram realizados a fim de comparar a qualidade de aquisição de sinal entre o LED infravermelho e o vermelho, e os resultados obtidos estão mostrados na Figura 16.

Como pode ser visto, o LED infravermelho Figura 16 (gráfico inferior), apresentou melhor aquisição e padrão do sinal usado da fotopletismografia, comparado com o LED vermelho (gráfico superior).

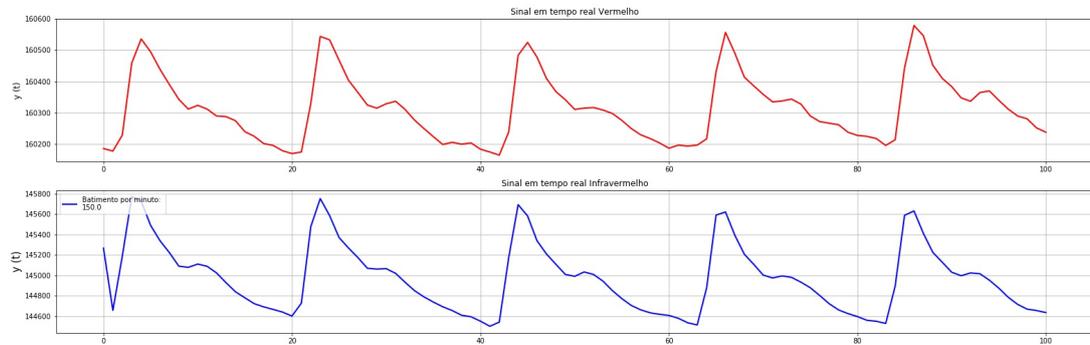


Figura 16 – Comparação entre o LED infravermelho (IR) e o vermelho (red)

O Arduino UNO, por sua vez, lê os dados amostrados via comunicação serial com o Protocolo I2C (do inglês *Inter-Integrated Circuit*).

O sinal adquirido pelo sistema inicialmente está invertido (como mostrado na Figura 17) em relação ao sinal de fotopletismografia esperado (exibido na Figura 18), pois quanto maior o volume de sangue maior a atenuação da corrente amostrada, enquanto o que se esperava era uma amplitude elevada do sinal de fotopletismografia. Portanto, deve-se inverter a amplitude do sinal aplicando um algoritmo que utiliza, dentre outras funções, a transformada de Fourier, e desta forma, obtém o sinal da forma correta.

A fórmula matemática utilizada no algoritmo para realizar a inversão do sinal esta na Equação 3.1.

$$x = \frac{(x - np.min(x))}{(np.max(x) - np.min(x))} \quad (3.1)$$

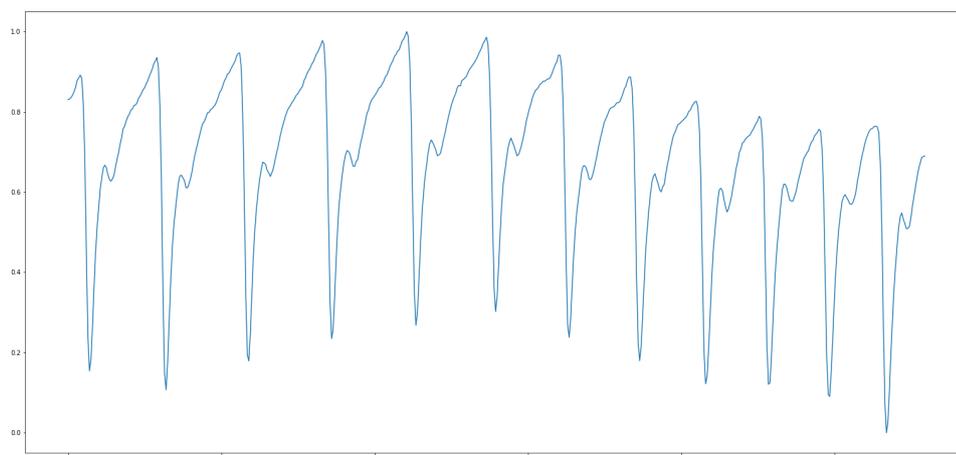


Figura 17 – Sinal capturado pelo protótipo.

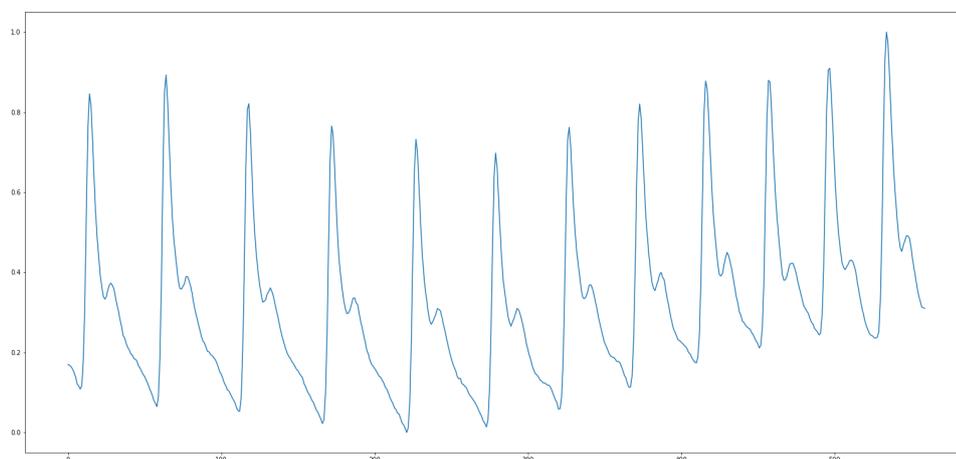


Figura 18 – Sinal esperado de fotopletismografia sem filtragem.

Por fim, a Figura 19 mostra o sinal já filtrado por meio do filtro Butterworth, com as seguintes características:

- Ordem = 4;
- Frequência 1 = 0,5 Hz;
- Frequência 2 = 4

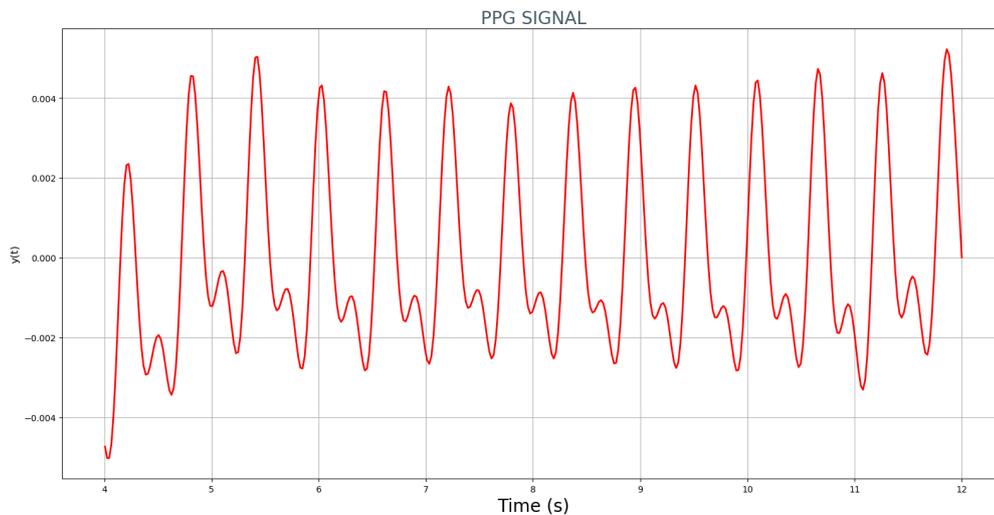


Figura 19 – Sinal após todo o processamento usando o filtro Butterworth

Em seguida, já que o conceito de medição moderna do PPG originou-se de (AOYAGI, 2003) e (YOSHIYA; SHIMADA; TANAKA, 1980), que associaram o sinal PPG variante no tempo com a alteração do volume sanguíneo arterial, e assumiram que o sangue venoso não pulsava e sua frequência cardíaca deve encontrar-se entre 1 Hz e 1,5 Hz e são utilizados os filtros digitais passa-banda entre 0,5 Hz até 4 Hz, para finalmente se obter vários ciclos do sinal desejado que é a fotopletismografia.

O sistema desenvolvido foi avaliado com dez voluntários da UFES. A pressão arterial e os batimentos por minuto estimados por meio do sinal de fotopletismografia foram comparados com a literatura e, para o processamento da classe da pressão arterial (estágios de hipertensão), utilizou-se uma rede neural. Dentro do capítulo 4, podem ser vistos os gráficos de um voluntário tanto do protótipo como do monitor PRO12 e também os resultados da rede neural para todos os voluntários, mostrando o estágio da hipertensão arterial classificada.

3.3.2 Conjunto de Dados da Pressão Sanguínea por meio de uma Rede Neural

O banco de dados de BP do Monitoramento Inteligente Multiparamétrico em Terapia Intensiva (MIMIC) II ([Portal Educação, 2016](#)) fornecido pela PhysioNet foi utilizado neste trabalho com alguns pré-processamentos e validação realizados nos sinais ([Sociedade Brasileira de Hipertensão, 2015](#)). O banco de dados é composto por sinais de fotopletismografia, PA e eletrocardiograma registrados por monitores de pacientes de vários hospitais entre 2001 e 2008. A taxa de amostragem foi de 125 Hz com resolução de pelo menos 8 bits.

A proposta é classificar as amostras da fotopletismografia em quatro categorias de BP sistólica e em quatro categorias de BP diastólica, usando um classificador neural para cada caso. Para tanto, os valores de pressão arterial sistólica e diastólica da base de dados foram divididos em classes de acordo com a 7ª Diretriz Brasileira de Hipertensão Arterial ([CARDIOLOGY, 2016](#)), conforme apresentado na Tabela 3. É importante observar que os estágios de hipertensão 2 e 3 foram incluídos na mesma classe, dado o número reduzido de amostras dentro do banco de dados para esses grupos.

Diversos parâmetros poderiam ser utilizados para caracterizar o componente pulsátil do PPG. Além do Tempo Sistólico Ascendente (ST), Tempo Diastólico (TD), largura de 2/3 e 1/2 amplitude de pulso, mencionado em ([ALIAN; SHELLEY, 2014](#)), a altura do pulso, período cardíaco e largura do pico a 10% da altura do pulso são usados em ([KURYLYAK; LAMONACA; GRIMALDI, 2013](#)).

Para extrair o máximo de informações possível e, em seguida, investigar a melhor combinação dos parâmetros, consideramos dados adicionais. Em particular, propusemos calcular a largura também a 25%, 33% e 75% da altura do pulso e extrair um valor separado para a parte sistólica (ou seja, no intervalo do ponto mínimo ao máximo) e para a parte diastólica (do ponto maximal para o próximo ponto mínimo).

Os 20 parâmetros seguintes, incluindo os tempos das partes sistólica, diastólica e relação entre eles, foram extraídos de acordo com a Figura 20 e usados para treinar a RNA ([KURYLYAK; LAMONACA; GRIMALDI, 2013](#)):

- [CP, SUT, DT]
- [At10% : DW10, SW10 + DW10, DW10/SW10;]
- [At25% : DW25, SW25 + DW25, DW25/SW25;]
- [At33% : DW33, SW33 + DW33, DW33/SW33;]

- [At50% : DW50, SW50 + DW50, DW50/SW50;]
- [At66% : DW66, SW66 + DW66, DW66/SW66;]
- [At75% : DW75, SW75 + DW75, DW75/SW75.]

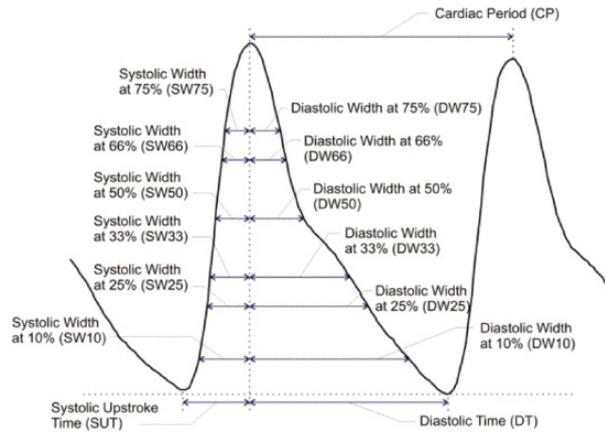


Figura 20 – Parâmetros do componente pulsátil Fotopleletismografia para treinamento de RNA e estimativa de BP

(KURYLYAK; LAMONACA; GRIMALDI, 2013)

Já que foram retirados 21 parâmetros do sinal de fotopleletismografia, foi utilizado o algoritmo de análise de componentes principais (do inglês Principal Component Analysis - PCA), o qual pega os 10 parâmetros mais representativos que vão ser falados nos resultado na parte da seção 4.5. A redução do numero de características facilita a rede neural na classificação, visto que pega apenas as componentes principais e com maior relevância.

Existem diferentes arquiteturas de RNA, como função de base radial, contra-propagação ou quantização de vetores de aprendizado que podem ser usados para ajustar os dados de entrada à saída. Eles são bons do ponto de vista do desempenho, mas requerem grande número de neurônios e, portanto, não podem ser aplicados no caso de um grande conjunto de treinamento devido à falta de memória. Portanto, considerou-se uma propagação feed-forward multicamada de RNA com N neurônios de entrada (N são os 10 parâmetros utilizados na Rede Neural) e dois neurônios de saída para estimar simultaneamente a SBP e a DBP Figura 21 (KURYLYAK; LAMONACA; GRIMALDI, 2013).

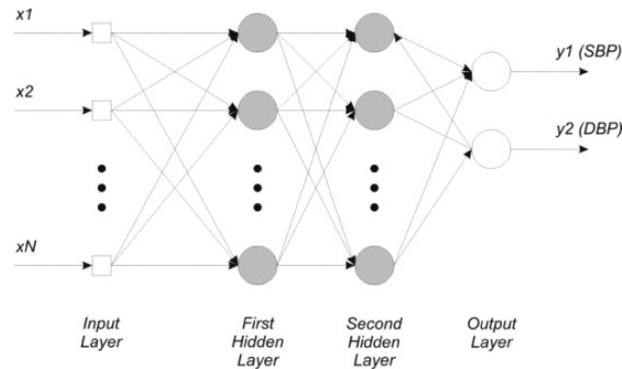


Figura 21 – Arquitetura da Rede Neural para estimativa SBP e DBP
(KURYLYAK; LAMONACA; GRIMALDI, 2013)

O número de camadas ocultas e neurônios ocultos varia, a fim de obter o melhor desempenho. A seleção do número óptimo de tais neurónios é discutido na Secção V

Um conjunto de dados de avaliação foi criado para a classificação da BP sistólica e outro para a classificação da BP diastólica. O tamanho da amostra do sinal de fotople-tismografia foi definido como 8 s (1000 pontos de dados). Cinquenta amostras para cada sujeito (400 s) foram selecionadas para o conjunto de dados de avaliação e treinamento utilizado neste trabalho.

Indivíduos com menos de 400 s de sinais coletados foram excluídos do banco de dados. Posteriormente, foram selecionadas aleatoriamente 2000 amostras, sendo 500 de cada classe de BP sistólica, conforme a Tabela 3 sobre o recurso de entradas no modelo de rede neural estabelecido. Da mesma forma, outras 2000 amostras foram selecionadas aleatoriamente, sendo 500 de cada classe de BP diastólica.

Tabela 3 – Estágios de hipertensão (GONZALEZ R. C., 2002)

Classification	Systolic BP (mmHg)	Diastolic BP (mmHg)	Class
Normal	≤ 120	≤ 80	0
Pre-hypertension	121-139	81-89	1
Hypertension stage 1	140-159	90-99	2
Hypertension stage 2	160-179	100-109	3
Hypertension stage 3	≥ 180	≥ 110	3

4 Resultados

O primeiro teste foi à comparação entre o sinal de fotopletismografia captado pelo protótipo aqui apresentado e o sinal captado por um monitor profissional de sinais vitais (Modelo PRO12). Na Figura 22 pode ser visto o *setup* montado para a coleta de dados, ao mesmo tempo e do mesmo voluntário, tanto no protótipo desenvolvido como no monitor comercial PRO12.

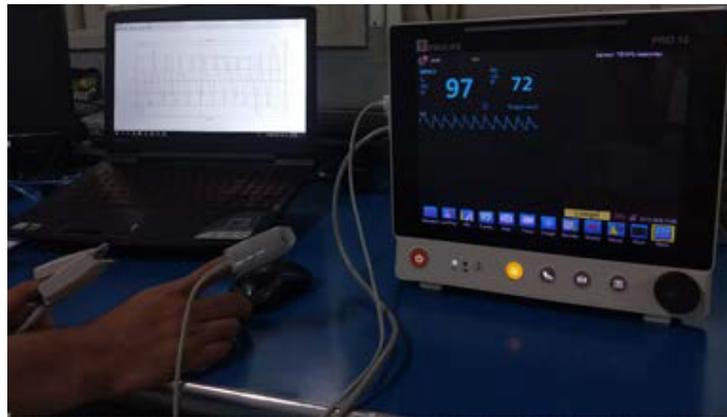


Figura 22 – Comparação entre os sinais de fotopletismografia captados no MAX30101 (à esquerda) e no monitor de sinais vitais PRO12 (à direita).

As Figuras 23 e 24, apresentam os sinais do Monitor PRO12 e do protótipo MAX30101, respectivamente. Na Figura 23 está sendo mostrada a imagem da tela do Monitor PRO12 visto que não foi possível capturar os dados do sinal SPO_2 devido ao protocolo fechado do sistema.

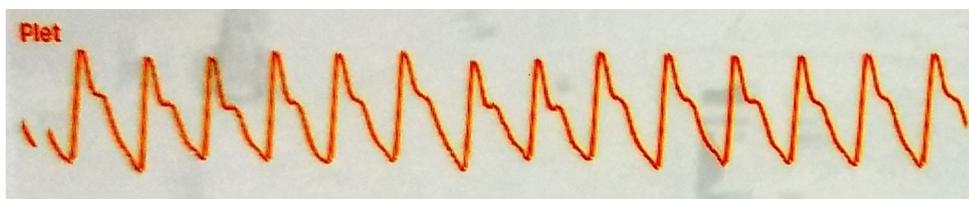


Figura 23 – Sinal gerado pelo Monitor PRO12



Figura 24 – Sinal gerado pelo sensor MAX30101

Adicionalmente, foi identificada na literatura uma classificação de qualidade das ondas de Fotopletismografia em três grupos, como seguem (ELGENDI, 2016a): Grupo 1 (G1): Corresponde ao sinal excelente com os batimentos Sistólicos e Diastólicos claros e entalhe dicrótico. Este último confere uma variação de pulso produzida no fechamento da válvula aórtica (COSTANZO, 2014); Grupo 2 (G2): Classificado como aceitável por conter batimentos sem formas de onda sistólica e diastólica claras e sem entalhes dicróticos; Grupo 3 (G3): Estratificado como inadequado por não ser possível distinguir as ondas sistólica e diastólica, nem determinar a frequência cardíaca e possuir ruídos.

A Figura 25 apresenta exemplos de ondas para os grupos definidos.

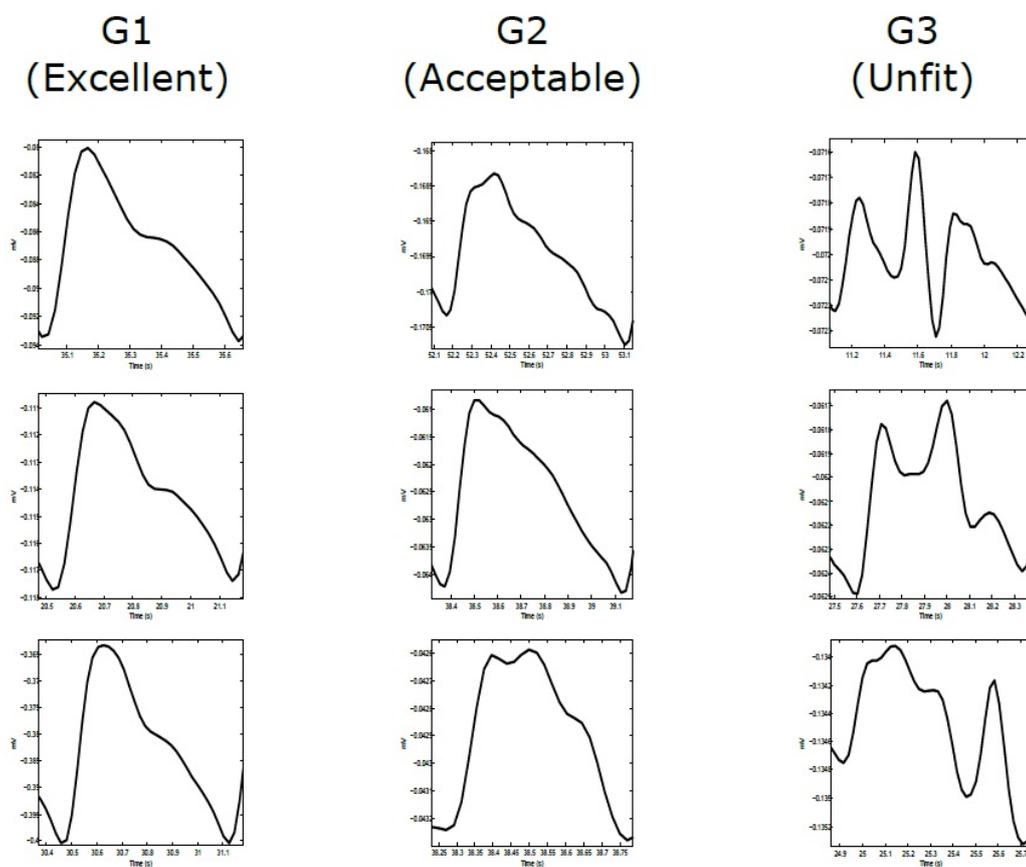


Figura 25 – Anotação de sinais de Foto-pletismograma

Em correspondência a classificação supracitada, foi realizada a extração de um período da onda de Fotopleletismografia dos sinais adquiridos pelo protótipo desenvolvido. Foram considerados duas ondas, uma no comprimento vermelho e outra no infravermelho, conforme apresentado nas Figuras 26 e 27, respectivamente.

Figura 26 – Período de onda da Fotopleletismografia adquirido pelo sensor MAX30101 utilizando a luz vermelha.

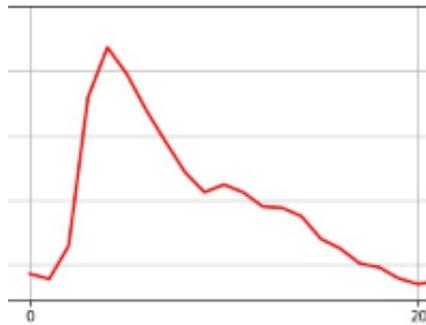


Figura 26 – Luz vermelha

Figura 27 – Período de onda da Fotopleletismografia adquirido pelo sensor MAX30101 utilizando a luz infravermelha.

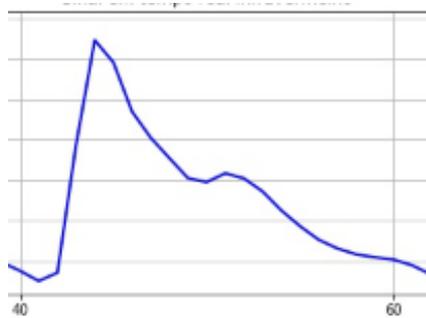


Figura 27 – Luz infravermelha

É possível observar na Figura 26 que a onda da Fotopleletismografia está correspondente ao G2, aceitável, por não haver clareza nos picos sistólicos e diastólicos, nem presença de entalhe discrótico.

Em contraste, a Figura 27 apresenta a curva da Fotopleletismografia com ondas claras nos picos sistólicos e diastólicos e, também, há nitidez no entalhe discrótico. Isso permite classificar a curva obtida no G1. Por essa razão, foi escolhido o sinal com a luz no comprimento infravermelho para extrair os parâmetros de entrada da rede neural implementada, conforme tópico 5.5 o qual aborda sobre a estimativa da Pressão Arterial com base nos sinais de Fotopleletismografia.

4.1 Protocolo

Dentro do protocolo de aplicação, tem-se a definição dos critérios de inclusão dos voluntários que poderão participar dos experimentos. A amostra será composta por um grupo de indivíduos, os quais realizarão as medições de pressão arterial e é composto por 10 voluntários do Laboratório NTA da Universidade Federal do Espírito Santo.

Os voluntários do grupo que realizaram as sessões de aferições da pressão arterial, aceitaram a participação por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), sendo que o projeto de pesquisa obteve aprovação no Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos desta Universidade com número CAAE: 64800116.9.0000.5542.

4.1.1 Protocolo para a medição de pressão arterial

Para o grupo de voluntários as medições serão realizadas em duas sessões. Na primeira sessão, uma primeira medição será feita com o voluntário no estado de repouso. Na segunda sessão a pessoa vai caminhar na esteira por 5 minutos para depois ter aferida a sua pressão arterial.

O protocolo é composto em duas sessões para a medição de pressão, com 10 minutos de duração cada. O voluntário faz o teste em repouso e um depois de fazer atividade na esteira, para, assim, coletar os dados e saber a diferença da sua pressão arterial e dos sinais dos dos voluntários.

Das 10 pessoas selecionadas no laboratório NTA-2 da UFES, 5 são homens e 5 mulheres, como mostrado na Figura 28.



4.2 Escala de Usabilidade do Sistema

A escala de usabilidade do sistema, conhecido em inglês por System Usability Scale (SUS), é um questionário padrão, desenvolvido na década 80, por um Jhon Brooke, um engenheiro da Digital Equipment Corporation, UK, (BROOKE, 1996), para avaliação de software, mas que é amplamente utilizado para vários sistemas. O questionário contém dez perguntas, sendo cinco pares de perguntas aparentemente iguais, porém que são feitas uma na forma positiva e outra na forma negativa.

As afirmações do questionário, que devem ser pontuadas com valores inteiros entre 1 (discordo fortemente) e 5 (concordo fortemente), pode ser vista na lista a seguir:

1. Eu acho que gostaria de usar esse sistema com frequência.
2. Eu acho o sistema desnecessariamente complexo.
3. Eu achei o sistema fácil de usar.
4. Eu acho que precisaria de ajuda de uma pessoa com conhecimentos técnicos para usar o sistema.
5. Eu acho que as várias funções do sistema estão muito bem integradas.
6. Eu acho que o sistema apresenta muita inconsistência.
7. Eu imagino que as pessoas aprenderão como usar esse sistema rapidamente.
8. Eu achei o sistema atrapalhado de usar.
9. Eu me senti confiante ao usar o sistema.
10. Eu precisei aprender várias coisas novas antes de conseguir usar o sistema.

Já a resposta do SUS pelos voluntários pode ser visualizado na Tabela 4.

Tabela 4 – Resposta do questionário SUS.

#	Voluntários										Média
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	5	4	5	5	4	5	4	5	5	5	-
2	1	2	1	1	1	1	1	1	1	1	-
3	5	5	4	4	5	4	5	5	5	4	-
4	1	2	1	1	1	1	1	1	1	1	-
5	4	4	4	4	4	5	4	4	5	5	-
6	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	-
7	5	4	5	5	5	4	5	4	5	4	-
8	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	-
9	5	4	5	4	4	5	5	4	5	5	-
10	1	1	3	1	1	1	1	1	1	2	-
Médias	97,5	85	90	92,5	92,5	95	95	92,5	100	92,5	93,25

Para a pontuação da escala SUS, é utilizada a Equação 4.1,

$$\text{SUS} = \left(\sum_{\text{ímpares}} (q - 1) + \sum_{\text{pares}} (5 - q) \right) \cdot 2,5, \quad (4.1)$$

onde:

q = pontuação dada para a pergunta

A média geral foi do SUS foi de 93,25. Entretanto, apesar da escala poder variar entre 0 e 100, a mesma não é linear e há um gráfico, mostrado na Figura 29, que pode ser usado para converter da escala SUS para a escala linear (porcentagem). O valor que equivaleria a 50% na escala percentual é 68 na SUS. Dessa maneira, valores superiores a 68 são considerados bons e valores inferiores, considerados ruins (BROOKE, 2013).

Com isso, pode-se concluir que, sob o ponto de vista do usuário, o sistema foi bom de ser usado, dado o alto valor na escala SUS.

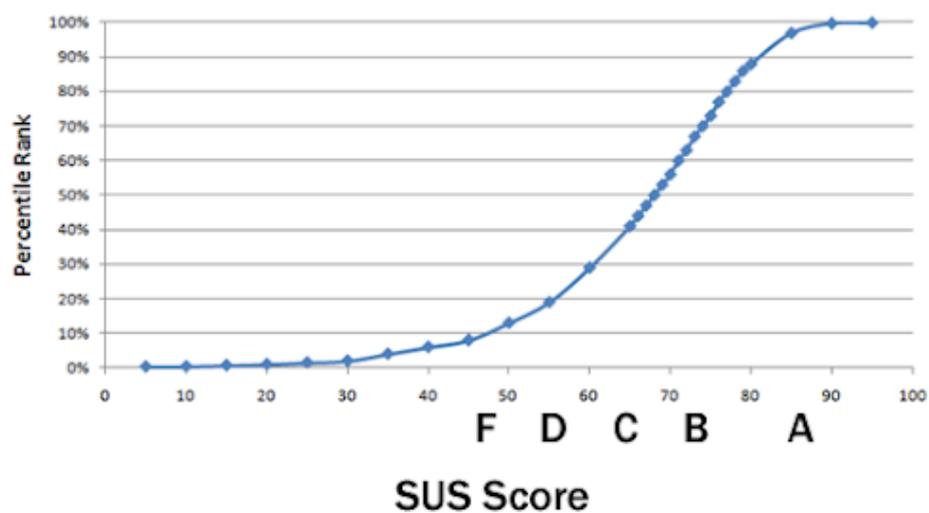


Figura 29 – Relação entre escala percentual e escala SUS (BROOKE, 2013).

4.3 Filtragem e Processamento dos Sinais

Na Figura 30 é mostrado o espectro de frequência do sinal bruto antes de passar no Filtro Butterworth e sem mostrar a componente correspondente ao nível DC, visto que o sinal com a componente DC possui um valor maior que os valores exibidos na Figura 31. O Filtro Butterworth ainda retirou os ruídos existentes entre 4 e 10 Hz.

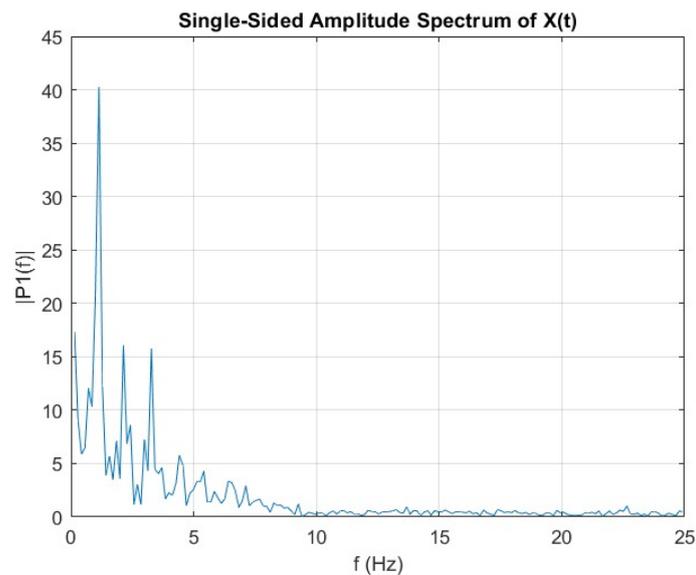


Figura 30 – Espectro de frequência do sinal bruto antes do Filtro Butterworth, sem mostrar a componente correspondente ao nível DC

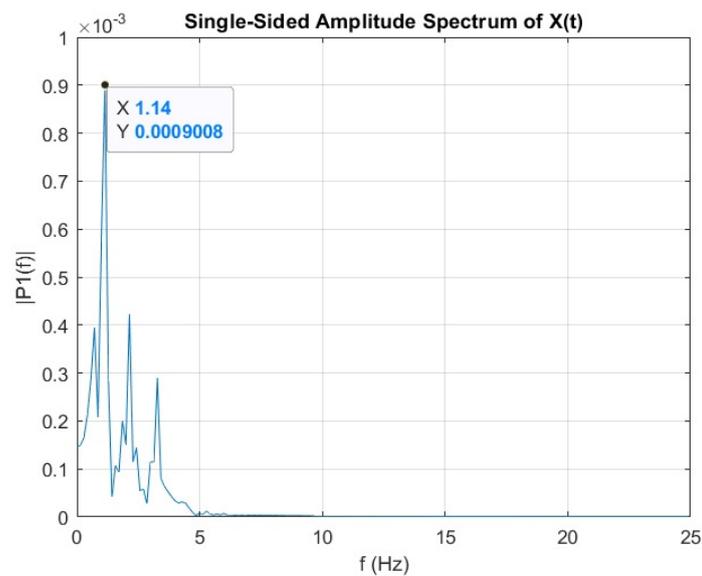


Figura 31 – Espectro de frequência bruto após do filtro Butterworth, sem mostrar a componente correspondente ao nível DC

Nas Figuras 32, 33 e 34 são mostrados os gráficos do sinal original de fotople-

tismografia, bem como o sinal filtrado usando, respectivamente, os filtros Butterworth, Chebyshev Tipo I e Chebyshev Tipo II. Por último na Figura 35 todos os filtros são mostrados de forma sobreposta, junto com o sinal original.

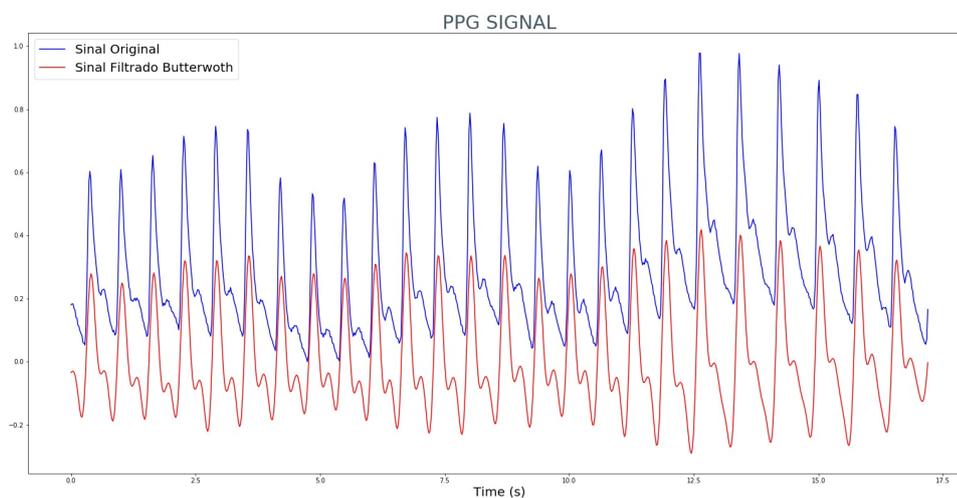


Figura 32 – Sinal Original, Sinal Filtrado com Butterworth

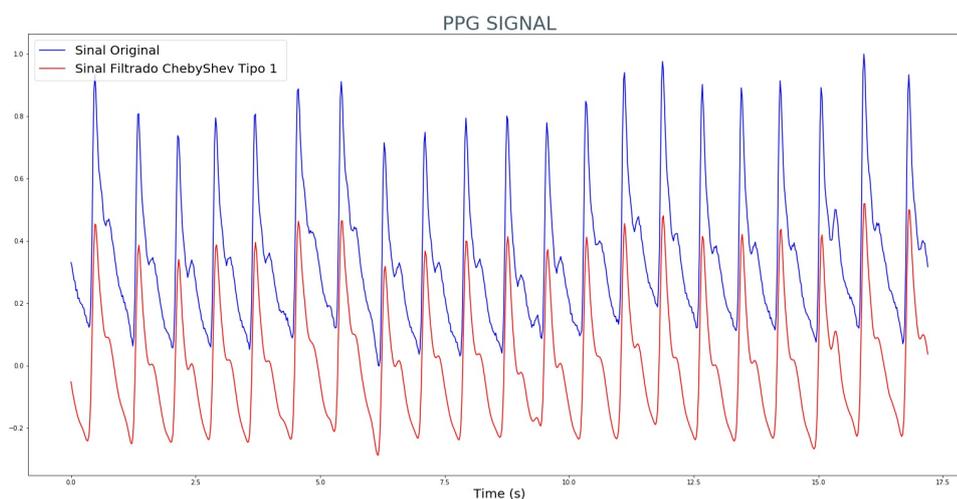


Figura 33 – Sinal Original, Sinal Filtrado com Chebyshev Tipo 1

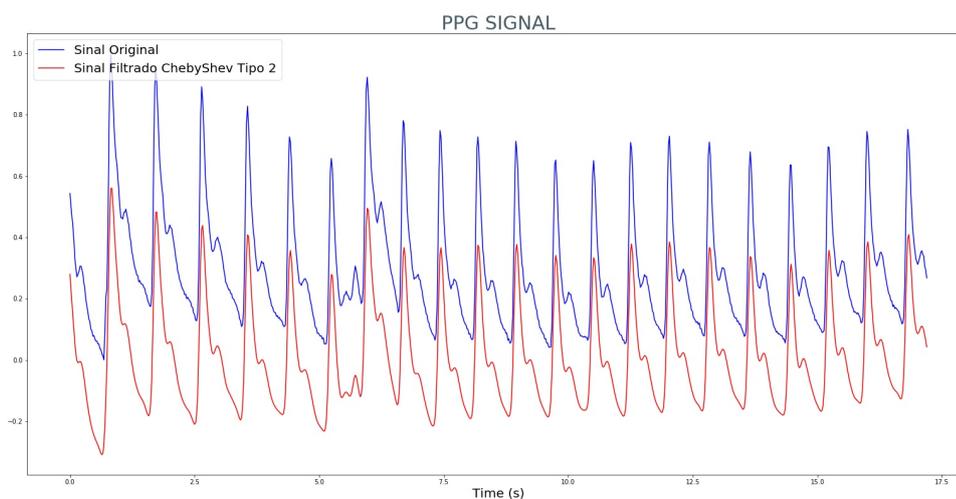


Figura 34 – Sinal Original, Sinal Filtrado com ChebyShev Tipo 2

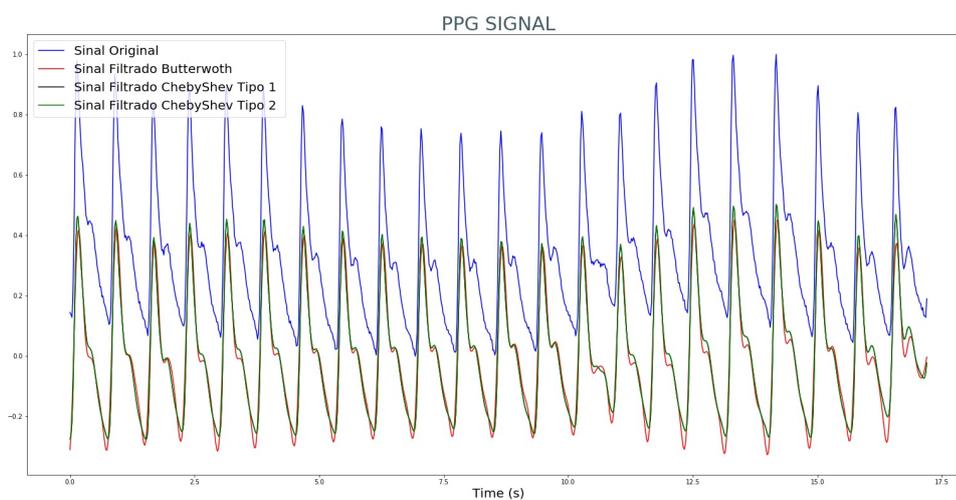


Figura 35 – Sinal Original, Sinal filtrado com Butterworth, Sinal Filtrado com ChebyShev Tipo 1 e Sinal filtrado ChebyShev Tipo2

4.4 Experimentos com voluntários

4.4.1 Homens

Na Figura 36, mostra o sinal do fotopletismografia do Voluntario 1, tanto em repouso (linha vermelha), como após a atividade física na esteira durante 5 minutos. De forma análoga, as Figuras 37, 38, 39, 40, representam os Voluntários 2 até 5 do sexo masculino.

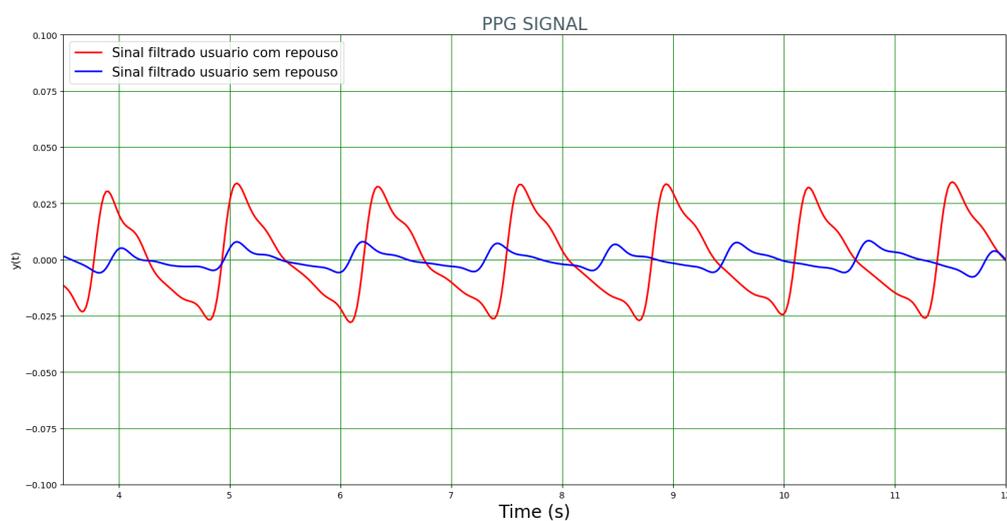


Figura 36 – Sinal Fotopletismografia do Voluntário 1

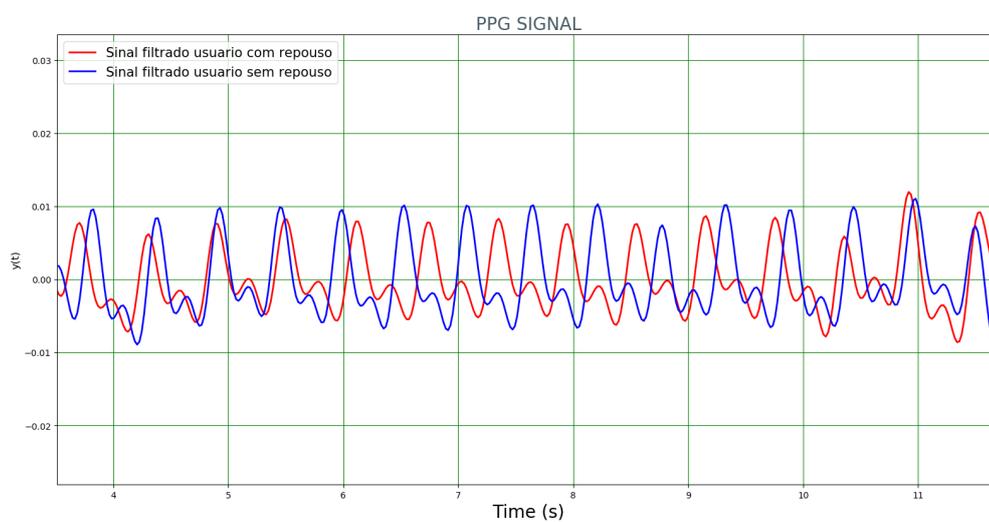


Figura 37 – Sinal Fotopletismografia do Voluntário 2

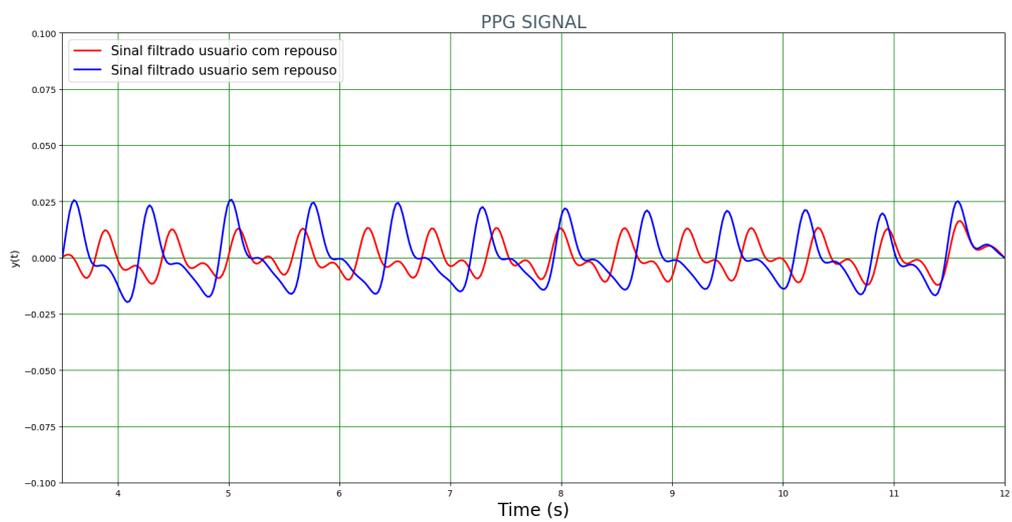


Figura 38 – Sinal Fotopletismografia do Voluntário 3

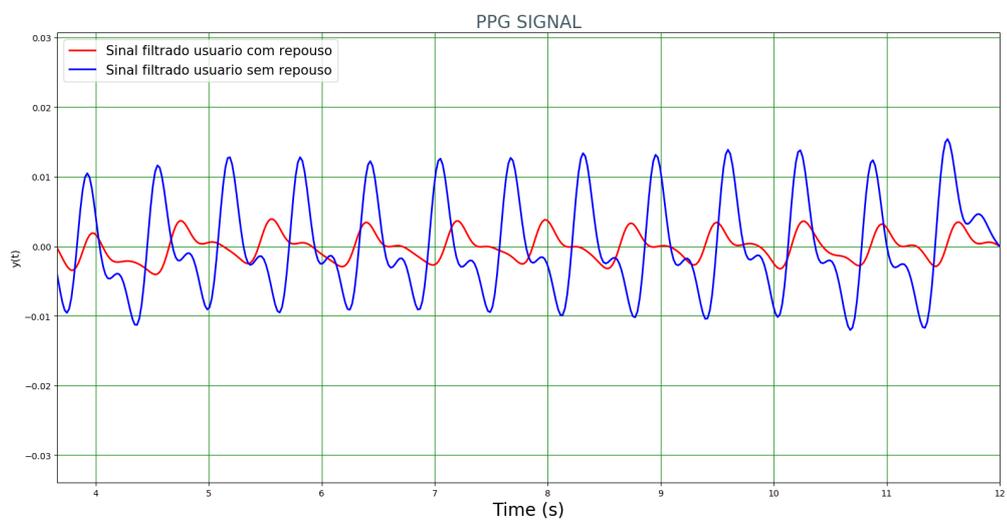


Figura 39 – Sinal Fotopletismografia do Voluntário 4

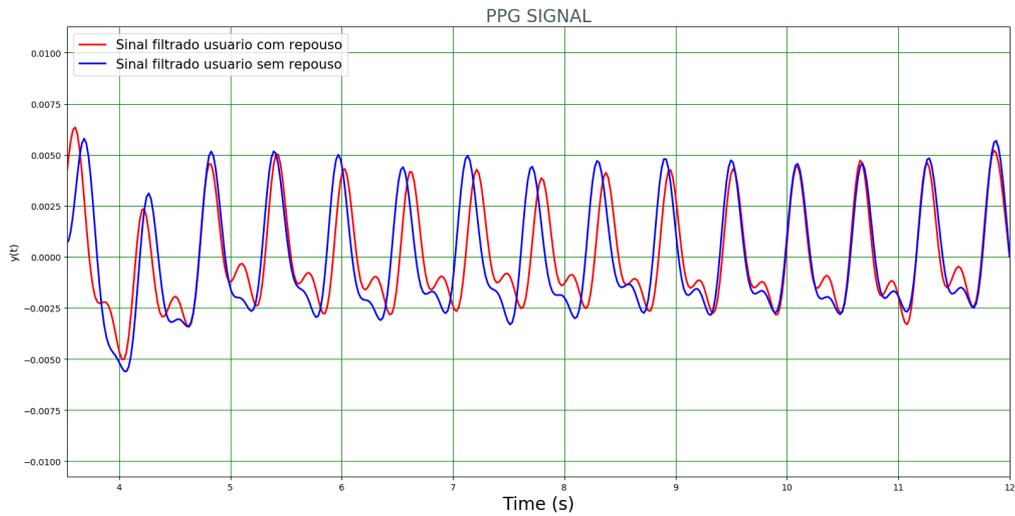


Figura 40 – Sinal Fotopletismografia do Voluntário 5

4.4.2 Mulheres

Na Figura 42, mostra o sinal do fotopletismografia do Voluntaria 1, tanto em repouso (linha vermelha), como após a atividade física na esteira durante 5 minutos. De forma análoga, as Figuras 42, 43, 44, 45, representam os Voluntárias 2 até 5 do sexo feminino.

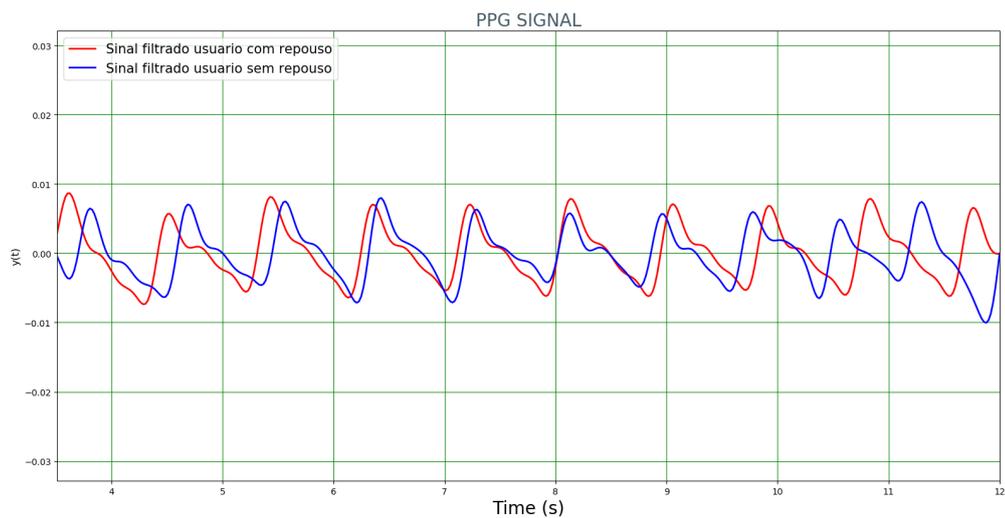


Figura 41 – Sinal Fotopletismografia do Voluntária 1

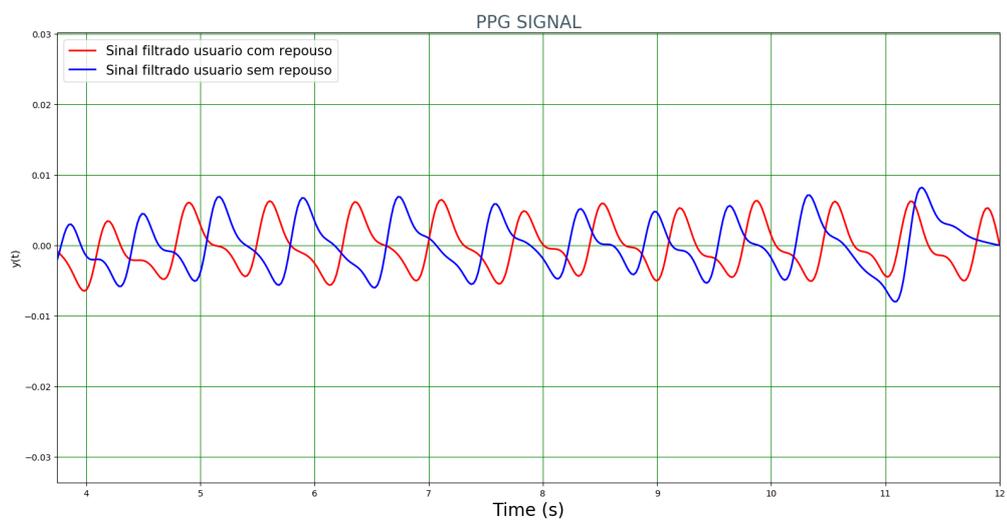


Figura 42 – Sinal Fotopletismografia do Voluntária 2

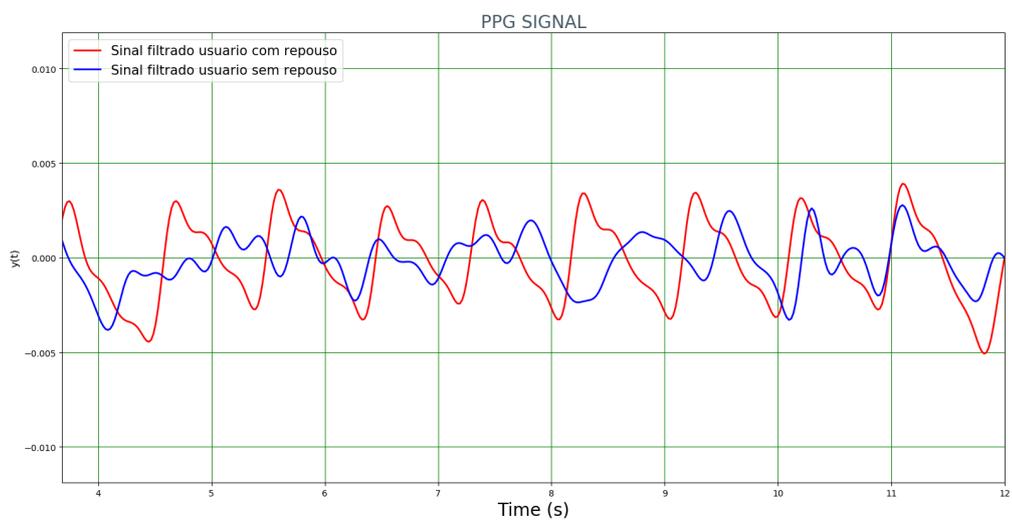


Figura 43 – Sinal Fotopletismografia do Voluntária 3

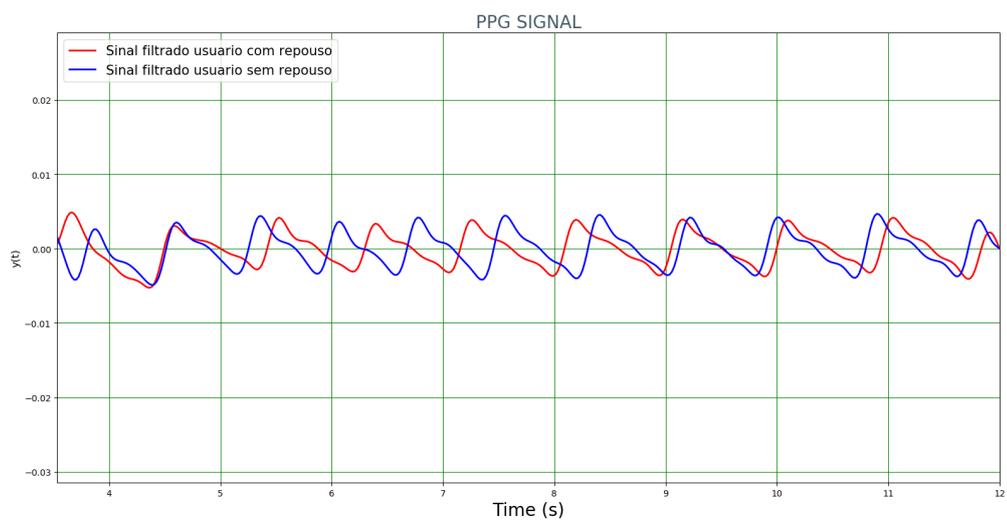


Figura 44 – Sinal Fotopletismografia do Voluntária 4

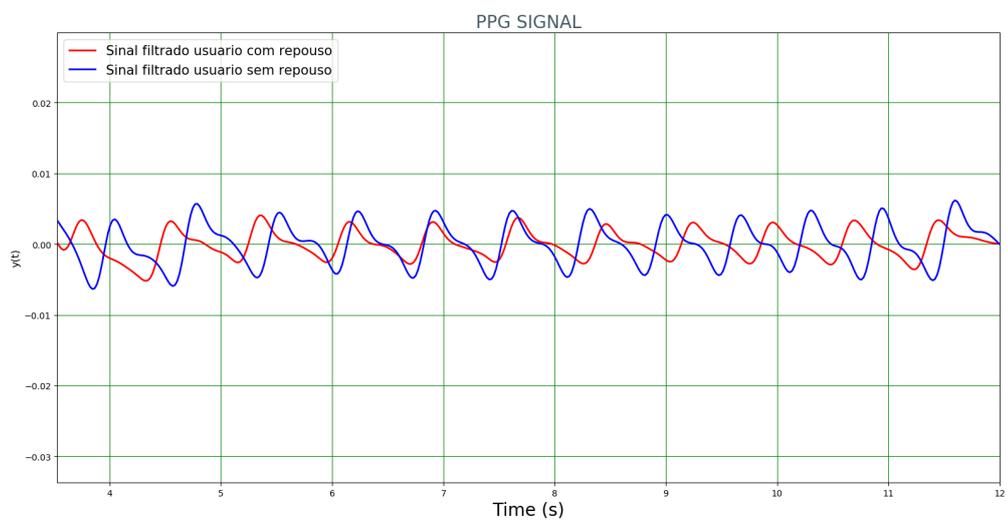


Figura 45 – Sinal Fotopletismografia do Voluntária 5

4.5 Estimativa da Pressão Arterial usando uma rede neural artificial

Como explicado na parte de metodologia, para a rede neural, dois conjuntos de dados de avaliação foram formados para a estimativa da BP sistólica e diastólica, com base em um classificador neural.

Vinte e um parâmetros foram extraídos do sinal de fotopleletismografia, como proposto por (BIRCH; MORRIS, 2003), e foram normalizados entre 0 e 1 para ficar mais fácil de inverter o sinal fotopleletismografia (PPG). Em seguida, a Análise do Componente Principal (do inglês Principal Component Analysis - PCA) têm foi aplicada para selecionar os 10 parâmetros mais representativos. Dois classificadores neurais com arquitetura Multilayer Perceptron (MLP) foram criados para estimar a BP sistólica e diastólica.

Cada MLP possui uma camada de entrada de 10 parâmetros ou neurônios (do vetor de característica), duas camadas ocultas, com 35 e 20 neurônios com função de ativação ReLU e uma camada de saída de quatro neurônios (um para cada classe de BP) com função de ativação softmax, que calcula a probabilidade da entrada da rede pertencer a uma determinada classe, e a justificativa sobre o número de neurônios e de camadas, é que foi baseado por (BIRCH; MORRIS, 2003), que teve bom resultados.

As configurações da rede neural foram baseadas também no artigo de (KURYLYAK; LAMONACA; GRIMALDI, 2013), que por sua vez teve bons resultados.

A Figura 46 ilustra as camadas utilizadas nas redes neurais - 10 neurônios (parâmetros) na camada de entrada, 2 camadas ocultas, uma com 35 e outra com 20 neurônios e, por fim, a camada de saída com 4 neurônios.

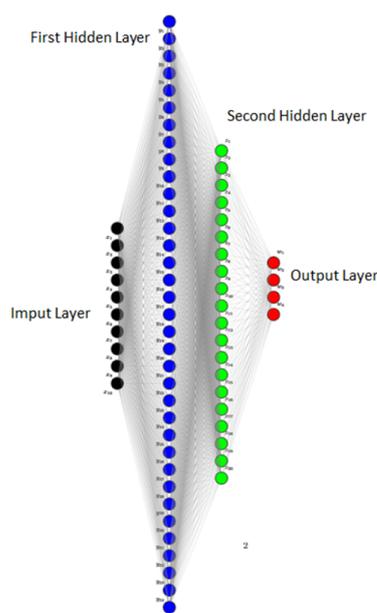


Figura 46 – Rede Neural.

O classificador foi desenvolvido em Python 3.6, usando as bibliotecas NumPy, Keras e scikit-learn. O modelo foi treinado usando o otimizador estocástico de descida (função SGD de Keras) com taxa de aprendizado de 0,05, decaimento da taxa de aprendizado de 10-5 e momento de Nesterov de 0,9.

Nos hiperparâmetros taxa de aprendizagem, número de épocas, batch size foram escolhidos de acordo com valores geralmente recomendados, e foram sendo modificados de acordo com os resultados preliminares (KURYLYAK; LAMONACA; GRIMALDI, 2013)

Como métricas foram usados Acurácia é uma noção de uma medida de proximidade ao valor verdadeiro de uma variável; precisão é grau de variação que surge de um conjunto de medições realizadas e revocação cujo conceito é a taxa de verdadeiros positivos ou sensibilidade. Além disso, foi utilizada a Matriz de confusão para mostrar a média de acurácia que comprara os resultados (10 experimentos) com os resultados classificados pelo sistema, para cada combinação de classes.

Para o treinamento, foi utilizada a técnica de validação cruzada em k vezes com 10 dobras. O treinamento foi realizado em 500 épocas, o suficiente para convergência de rede. Acurácia, precisão e revocação foram usados como métricas. Para a estimativa da BP sistólica obteve-se acurácia de 80,95%, precisão de 81,23% e revocação (do inglês Recall) de 81,00%. A Tabela 5 apresenta a matriz de confusão.

Tabela 5 – Matriz de confusão para classificação sistólica da BP.

		Predicted class (%)			
		0	1	2	3
Actual class (%)	0	86,20	9,40	3,40	1,00
	1	14,80	74,80	10,00	0,40
	2	2,40	12,00	75,80	9,80
	3	1,00	0,40	11,60	87,00

Para a estimativa da BP diastólica obteve-se acurácia de 75,00%, uma precisão de 75,26% e uma revocação (do inglês Recall) de 74,74%. A Tabela 6 mostra a matriz de confusão.

Tabela 6 – Matriz de confusão para classificação diastólica da BP.

		Predicted class (%)			
		0	1	2	3
Actual class (%)	0	93,40	2,40	1,00	3,20
	1	6,60	65,00	15,00	13,40
	2	1,40	14,40	68,40	15,80
	3	3,40	8,40	15,00	73,20

O melhor desempenho da rede ocorreu nas classes 0 e 3 para a classificação da BP sistólica e diastólica. Observe que os erros mais frequentes estão nas classes vizinhas (para a BP sistólica apenas 1% das amostras da classe 0 foram preditas como classe 3, e o mesmo ao contrário), o que indica que a classificação não é aleatória e pode ser melhorada com melhor treinamento ou um classificador mais adequado.

Os primeiros resultados ainda estão abaixo do estado da arte ([ZADI et al., 2018](#)), ([ALIAN; SHELLEY, 2014](#)), ([Bersano; Sanson, 2018](#)), no entanto, o desempenho é satisfatório, uma vez que estes são resultados preliminares de uma pesquisa em sua fase inicial. As matrizes de confusão mostram que o classificador apresentou habilidade de aprendizado e há uma direção para melhoria.

5 Discussões

Estudos realizados por (SHARMA et al., 2017) mostram resultados de pressão arterial obtidos com um medidor de pressão convencional, além de um estetoscópio e um medidor de pressão eletrônico baseado em oscilometria. Nessa pesquisa é utilizado um método não-invasivo, e o protótipo desenvolvido utiliza o sensor MAX30101 de baixo custo, o qual pode capturar a informação de forma contínua. Por outro lado, estudos realizados por (MONTE-MORENO, 2011) utilizam como características os valores de referência mínima e máxima de SBP e DBP, além da média, desvio padrão e faixa de pressão, para estimar a pressão arterial.

No estudo desenvolvido por (ALIAN; SHELLEY, 2014), é utilizado o método de fotopleletismografia para inferir informações sobre o volume de sangue, tanto arterial quanto venoso, separando as frequências correspondentes à frequência respiratória (0,1 a 0,4 Hz). Nesse estudo também foi possível calcular as mudanças de volume de sangue venoso, e foi aplicada a Transformada de Fourier (na faixa de frequência de 0,8 a 2,5 Hz) para inferir mudanças de volume de sangue arterial. Em (Kao; Chao; Wey, 2018), também foi utilizada a fotopleletismografia para inferir a pressão arterial, havendo sido utilizado LED e fotodiodos para adquirir os sinais.

Já nos estudos de (WANG; ATEF; LIAN, 2018) é feita uma calibração prévia para obter a pressão arterial, e também é utilizada a oximetria de pulso, de forma a compensar possíveis variações nos resultados de fotopleletismografia para medir os estágios de hipertensão. Estudos realizados por (TU; CHAO, 2018) utilizam um protótipo de sensor e uma rede neural, entretanto, não é feito treinamento de tal rede com uma base dados de pacientes com problemas cardíacos.

Vários outros estudos têm relatado diferentes abordagens para estimar diretamente a pressão arterial a partir da fotopleletismografia, as quais utilizam modelos de regressão linear, modelos de média móvel autorregressiva (ARMA) e abordagens no domínio da frequência, entre outros (ZADI et al., 2018). Uma proposta baseada em características espectrais e redes neurais obteve erro médio absoluto de $4,02 \pm 2,79$ mmHg para pressão arterial sistólica e $2,27 \pm 1,82$ mmHg para pressão arterial diastólica (ALIAN; SHELLEY, 2014). Outro estudo realizado por (Bersano; Sanson, 2018) obteve erros de $1,83 \pm 7,20$ e $0,79 \pm 3,40$ mmHg para pressões arteriais sistólica e diastólica, respectivamente, utilizando Redes Neurais Convolucionais (CNN), com uma acurácia de 90,90% (sistólica) e 90,50% (diastólica).

Pesquisas realizadas por (ELGENDI, 2016b) classificam a qualidade dos sinais de

fotopletismografia em três grupos:

- Grupo 1 (G1): corresponde a sinais excelentes, com ciclos de sístole e diástole claros e com entalhe (incisura) dicrótico. Estes últimos conferem uma variação de sinal produzida no fechamento da válvula aórtica (COSTANZO, 2014).
- Grupo 2 (G2): classificado como aceitável, embora contenha sinais sem formas características da sístole e diástole claras e sem entalhe dicrótico.
- Grupo 3 (G3): classificado como inadequado por não ser possível distinguir os estágios de sístole e diástole, e possuir demasiado ruído, impossibilitando determinar a frequência cardíaca.

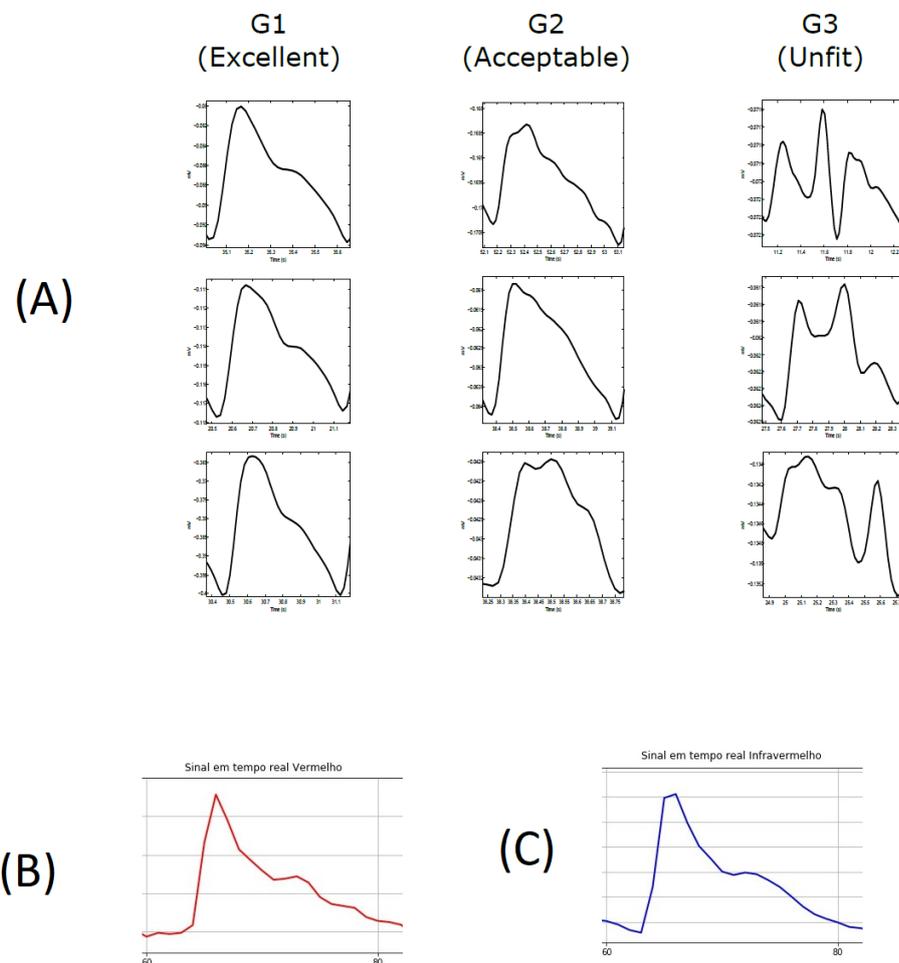


Figura 47 – Formato de onda da literatura (A), Onda obtida utilizando comprimento de onda da luz vermelha.(B) Onda obtida utilizando comprimento de onda de luz infravermelha.(C)

Vale ressaltar que o sinal de fotopletismografia deve ser similar a um dos padrões de onda mostrados na Figura 47 (A), coluna G1 (Sinal Excelente), os quais representam estágios da sístole e diástole do ciclo cardíaco claros, e com entalhe dicrótico que representa variações de sinal produzidas no fechamento da válvula aórtica (CANNESON *et al.*, 2007).

Nesta Dissertação de Mestrado é apresentado um dispositivo versátil que pode inferir os estágios de hipertensão arterial sistêmica, além da saturação de oxigênio no sangue, utilizando uma rede neural para quantificar o estágio da hipertensão. Uma das vantagens do dispositivo desenvolvido é o fato do mesmo utilizar a oximetria de pulso, o que o torna versátil e portátil. O dispositivo utiliza LED infravermelho, obtendo uma forma de onda do Grupo 1 da Figura 47 C, sendo obtidos sinais excelentes, correspondente a ciclos de sístole e diástole claros e com entalhe dicrótico. Através do dispositivo desenvolvido foram utilizados sinais de fotopletismografia e uma rede neural, a qual foi treinada com uma base de dados de pacientes com problemas cardíacos, fornecendo como saída os estágios de hipertensão arterial sistêmica.

6 Conclusão e trabalhos futuros

Dado o problema de que alguns pacientes com problemas cardíacos têm dificuldade de ir até centros médicos, dispositivos que sejam capazes de aferir a pressão de maneira simples, contínua e sem fio, podem trazer grandes benefícios. Juntando essa questão a um dispositivo móvel, versátil e confortável, é possível monitorar pacientes que estejam em regiões remotas, desde que tenha acesso à comunicação por celular. Desta maneira, os profissionais de saúde ou cuidador do paciente podem, remotamente, verificar alguns sinais vitais do paciente, tais como a pressão arterial e os batimentos cardíacos.

O dispositivo MAX30101 é utilizado nesta pesquisa, o qual gera sinais de Fotople-tismografia, havendo sido utilizado juntamente com uma rede neural que foi treinada para identificar os estágios da hipertensão, permitindo apresentar bons resultados, especialmente com respeito aos parâmetros do estágio três da hipertensão.

Com relação a trabalhos futuros, está sendo planejada a criação de um banco de dados local de pessoas com problemas cardíacos, a fim de se ter mais dados da população local. Ressalta-se também que o dispositivo foi desenvolvido com tecnologia de compressão de dados, de forma a facilitar a transmissão de informações ao médico ou cuidador do paciente, em tempo real, e poder, possivelmente, prever um problema cardíaco futuro.

Referências

AKAY, M. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, 6-Volume Set. JOHN WILEY & SONS INC, 2006. ISBN 047124967X. Disponível em: <https://www.ebook.de/de/product/10704293/wiley_encyclopedia_of_biomedical_engineering_6_volume_set.html>.

ALIAN, A. A.; SHELLEY, K. H. Photoplethysmography. Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology, Elsevier BV, v. 28, n. 4, p. 395–406, dec 2014. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.bpa.2014.08.006>>.

ALLEN, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. 2007.

ALLEN, J.; MURRAY, A. Age-related changes in peripheral pulse timing characteristics at the ears, fingers and toes. Journal of Human Hypertension, v. 16, n. 10, p. 711–717, oct 2002. ISSN 0950-9240. Disponível em: <<http://www.nature.com/articles/1001478>>.

AOYAGI, T. Pulse oximetry: Its invention, theory, and future. Journal of Anesthesia, 2003. ISSN 09138668.

ARDUINO. Arduino UNO. 2019. Disponível em: <<http://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=Atmega328>>.

Atef, M. et al. Ptt based continuous time non-invasive blood pressure system. In: 2016 IEEE 59th International Midwest Symposium on Circuits and Systems (MWSCAS). [S.l.: s.n.], 2016. p. 1–4. ISSN 1558-3899.

AWAD, A. A. et al. Different Responses of Ear and Finger Pulse Oximeter Wave Form to Cold Pressor Test. Anesthesia and Analgesia, p. 1483–1486, jun 2001. ISSN 0003-2999. Disponível em: <<https://insights.ovid.com/crossref?an=00000539-200106000-00026>>.

AWAD, A. A. et al. Analysis of the ear pulse oximeter waveform. Journal of Clinical Monitoring and Computing, Springer Nature, v. 20, n. 3, p. 175–184, apr 2006. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s10877-006-9018-z>>.

BEER. Versuch die absorptions-verhältnisse des cordierites für rothes licht zu bestimmen. Annalen der Physik und Chemie, Wiley, v. 160, n. 9, p. 37–44, 1851. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/andp.18511600904>>.

Bersano, N.; Sanson, H. Non-invasive blood pressure estimation from photoplethysmography signals using artificial neural networks. In: 2018 20th International Conference on Advanced Communication Technology (ICACT). [S.l.: s.n.], 2018. p. 1–1.

BIRCH, A. A.; MORRIS, S. L. Do the FinapresTM and Colin® radial artery tonometer measure the same blood pressure changes following deflation of thigh cuffs? Physiological Measurement, 2003. ISSN 09673334.

BRAMWELL, J.; HILL, A. VELOCITY OF TRANSMISSION OF THE PULSE-WAVE. The Lancet, Elsevier BV, v. 199, n. 5149, p. 891–892, may 1922. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(00\)95580-6](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(00)95580-6)>.

- BROOKE, J. SUS - A quick and dirty usability scale. In: Usability Evaluation in Industry. [S.l.: s.n.], 1996. ISBN 0748404600.
- BROOKE, J. SUS : A Retrospective. Journal of Usability Studies, v. 8, n. 2, p. 29–40, 2013. ISSN 1931-3357.
- CANNESSON, M. et al. Respiratory variations in pulse oximetry plethysmographic waveform amplitude to predict fluid responsiveness in the operating room. Anesthesiology, 2007. ISSN 00033022.
- CARDIOLOGY, B. S. of. [VI Brazilian Guidelines on Hypertension]. Arq Bras Cardiol, 2016. ISSN 0066-782X.
- CHALLONER, A. V. J.; RAMSAY, C. A. A photoelectric plethysmograph for the measurement of cutaneous blood flow. Physics in Medicine and Biology, IOP Publishing, v. 19, n. 3, p. 317–328, may 1974. Disponível em: <<https://doi.org/10.1088%2F0031-9155%2F19%2F3%2F003>>.
- CHAN, E. D.; CHAN, M. M.; CHAN, M. M. Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. 2013.
- CHANDRASEKARAN, V. et al. Cuffless Differential Blood Pressure Estimation Using Smart Phones. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 60, n. 4, p. 1080–1089, apr 2013. ISSN 0018-9294. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6256704/>>.
- CHEN, W. et al. Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration. Medical and Biological Engineering and Computing, 2000. ISSN 01400118.
- CHEN, Y. et al. Continuous and noninvasive blood pressure measurement: A novel modeling methodology of the relationship between blood pressure and pulse wave velocity. Annals of Biomedical Engineering, 2009. ISSN 00906964.
- CHEN, Y. et al. Continuous and noninvasive measurement of systolic and diastolic blood pressure by one mathematical model with the same model parameters and two separate pulse wave velocities. Annals of Biomedical Engineering, 2012. ISSN 00906964.
- CHOI, S. et al. Laser oximetry: A novel noninvasive method to determine changes in penile hemodynamics in an anesthetized rabbit model. J. Androl., v. 23, n. 2, p. 278–283, 2002.
- CHOI, Y.; ZHANG, Q.; KO, S. Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and Hilbert–Huang transform. Computers & Electrical Engineering, v. 39, n. 1, p. 103–111, jan 2013. ISSN 00457906. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0045790612001711>>.
- COSTANZO, L. Fisiologia. Elsevier, 2014. ISBN 8535275614. Disponível em: <<https://www.amazon.com/Fisiologia-Linda-Costanzo/dp/8535275614?SubscriptionId=AKIAIOBINVZYXZQZ2U3A&tag=chimbori05-20&linkCode=xm2&camp=2025&creative=165953&creativeASIN=8535275614>>.

- DING, X. et al. A flexible tonoarteriography-based body sensor network for cuffless measurement of arterial blood pressure. In: 2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN). IEEE, 2015. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/bsn.2015.7299405>>.
- DING, X.-R. et al. An attempt to define the pulse transit time. In: International Conference on Biomedical and Health Informatics. Springer Singapore, 2018. p. 219–221. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/978-981-10-4505-9_49>.
- DRZEWIECKI, P. Simo tectonic, eustatic and environmental controls on mid-cretaceous carbonate platform deposition. In: . [S.l.: s.n.], 2010.
- ELGENDI, M. Optimal signal quality index for photoplethysmogram signals. Bioengineering, MDPI AG, v. 3, n. 4, p. 21, sep 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390/bioengineering3040021>>.
- ELGENDI, M. Optimal signal quality index for photoplethysmogram signals. Bioengineering, MDPI AG, v. 3, n. 4, p. 21, sep 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390/bioengineering3040021>>.
- EZRI, T. et al. Skin Vasomotor Reflex as a Measure of Depth of Anesthesia. Anesthesiology, v. 89, n. 5, p. 1281, nov 1998. ISSN 0003-3022. Disponível em: <<https://insights.ovid.com/crossref?an=00000542-199811000-00041>>.
- FERREIRA, A. C. G. et al. COMPARAÇÃO DE VALORES DE PRESSÃO ARTERIAL INVASIVA MÉDIA DO PACIENTE CRÍTICO EM DIFERENTES DECÚBITOS. Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo, Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de Sao Paulo, v. 27, n. 1, p. 25–28, mar 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.29381/0103-8559/20172701s25-8>>.
- FOTOPLETISMOGRAFIA. PPG-STRESS-FLOW. 2010. Disponível em: <<http://www.vitocausarano.it/ppg-stress-flow/>>.
- Galloway, B. Biomedical sensors and instruments, 2nd edition [book reviews]. IEEE Pulse, v. 3, n. 3, p. 70–70, May 2012. ISSN 2154-2287.
- GAN, T. J. et al. Goal-directed intraoperative fluid administration reduces length of hospital stay after major surgery. Anesthesiology, 2002. ISSN 00033022.
- GOLDBERG, C. A practical guide to clinical medicine. 2008. Disponível em: <<http://meded.ucsd.edu/clinicalmed/vital.htm>>.
- GOLDBERG, C. Hemoglobin. 2009. Disponível em: <<http://www.clarian.org/>>.
- GONZALEZ R. C., W. R. E. Digital Image Processing. [S.l.]: Prentice-Hall, 2002.
- GRIGGS, D. et al. Design and development of continuous cuff-less blood pressure monitoring devices. In: 2016 IEEE SENSORS. [S.l.]: IEEE, 2016.
- HAMILTON, M. A.; CECCONI, M.; RHODES, A. A systematic review and meta-analysis on the use of preemptive hemodynamic intervention to improve postoperative outcomes in moderate and high-risk surgical patients. Anesthesia and Analgesia, 2011. ISSN 00032999.

- HASHIMOTO, J. et al. Determinants of the second derivative of the finger photoplethysmogram and brachial-ankle pulse-wave velocity: The Ohasama study. American Journal of Hypertension, v. 18, n. 4, p. 477–485, apr 2005. ISSN 08957061. Disponível em: <<https://academic.oup.com/ajh/article-lookup/doi/10.1016/j.amjhyper.2004.11.009>>.
- HERTZMAN, A. B. THE BLOOD SUPPLY OF VARIOUS SKIN AREAS AS ESTIMATED BY THE PHOTOELECTRIC PLETHYSMOGRAPH. American Journal of Physiology-Legacy Content, v. 124, n. 2, p. 328–340, oct 1938. ISSN 0002-9513. Disponível em: <<http://www.physiology.org/doi/10.1152/ajplegacy.1938.124.2.328>>.
- HERTZMAN, A. B.; ROTH, L. W. THE ABSENCE OF VASOCONSTRICTOR REFLEXES IN THE FOREHEAD CIRCULATION. EFFECTS OF COLD. American Journal of Physiology-Legacy Content, v. 136, n. 4, p. 692–697, jun 1942. ISSN 0002-9513. Disponível em: <<http://www.physiology.org/doi/10.1152/ajplegacy.1942.136.4.692>>.
- HERTZMAN, A. B.; SPEALMAN, C. R. Observations on the finger volume pulse recorded photoelectrically. American Journal of Physiology, 1937.
- HOOD, J. A.; WILSON, R. J. T. Pleth variability index to predict fluid responsiveness in colorectal surgery. Anesthesia and Analgesia, 2011. ISSN 00032999.
- HUGHES, D. et al. Measurements of young's modulus of elasticity of the canine aorta with ultrasound. Ultrasonic Imaging, SAGE Publications, v. 1, n. 4, p. 356–367, oct 1979. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/016173467900100406>>.
- HUNG, K.; ZHANG, Y. On the feasibility of the usage of WAP devices in telemedicine. In: Proceedings 2000 IEEE EMBS International Conference on Information Technology Applications in Biomedicine. ITAB-ITIS 2000. Joint Meeting Third IEEE EMBS International Conference on Information Technology Applications in Biomedicine (ITAB'00). Third Works. [S.l.]: IEEE, 2000.
- INSTITUTE, A. N. S.; INSTRUMENTATION, A. for the Advancement of M. American National Standard for Electronic Or Automated Sphygmomanometers. The Association, 1987. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=lq4gGwAACAAJ>>.
- INTROCASO, L. História Da Medida Da Pressão Arterial 100 Anos Do Esfigmomanômetro. Arquivos Brasileiros de Cardiologia, 1996. ISSN 0066782X.
- Kalkhaire, S. D.; Puranik, V. G. Remote detection of photoplethysmographic signal and svm based classification. In: 2016 IEEE International Conference on Advances in Electronics, Communication and Computer Technology (ICAECCT). [S.l.: s.n.], 2016. p. 128–132.
- KANDA, T. et al. Arterial pulse wave velocity and risk factors for peripheral vascular disease. European Journal of Applied Physiology, Springer Nature, v. 82, n. 1-2, p. 1–7, may 2000.
- Kao, Y.; Chao, P. C. .; Wey, C. Design and validation of a new ppg module to acquire high-quality physiological signals for high-accuracy biomedical sensing. IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, v. 25, n. 1, p. 1–10, Jan 2018. ISSN 1077-260X.

KURYLYAK, Y.; LAMONACA, F.; GRIMALDI, D. A neural network-based method for continuous blood pressure estimation from a PPG signal. *IEEE*, may 2013. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/i2mtc.2013.6555424>>.

LANGEWOUTERS, G. J. et al. Pressure-diameter relationships of segments of human finger arteries. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, IOP Publishing, v. 7, n. 1, p. 43–55, feb 1986. Disponível em: <<https://doi.org/10.1088/0143-0815/7/1/003>>.

LAWSON DAN, M. et al. Blood Flow Limits and Pulse Oximeter Signal Detection. *Anesthesiology: The Journal of the American Society of Anesthesiologists*, v. 67, n. 4, p. 599–603, 10 1987. ISSN 0003-3022. Disponível em: <<https://doi.org/>>.

LENOVO. *Legion Y520*. 2019. Disponível em: <<https://www.lenovo.com/lv/lv/laptops/legion-laptops/legion-y-series/Legion-Y520/p/88GMY500808>>.

LISTED, N. authors. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*, v. 93, n. 5, p. 1043–1065, Mar 1996.

LOUKOGEORGAKIS, S. et al. Validation of a device to measure arterial pulse wave velocity by a photoplethysmographic method. *Physiological Measurement*, 2002. ISSN 09673334.

LOUPEC, T. et al. Pleth variability index predicts fluid responsiveness in critically ill patients. *Critical Care Medicine*, 2011. ISSN 15300293.

LU, S. et al. Can photoplethysmography variability serve as an alternative approach to obtain heart rate variability information? *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 2008. ISSN 13871307.

LUGINBÜHL, M. et al. Prediction of the haemodynamic response to tracheal intubation: Comparison of laser-Doppler skin vasomotor reflex and pulsed wave reflex. *British Journal of Anaesthesia*, 2002. ISSN 00070912.

MA, H. T. A Blood Pressure Monitoring Method for Stroke Management. *BioMed Research International*, v. 2014, p. 1–7, 2014. ISSN 2314-6133. Disponível em: <<http://www.hindawi.com/journals/bmri/2014/571623/>>.

MANNHEIMER, P. D. The light tissue interaction of pulse oximetry. *Anesthesia and Analgesia*, Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health), v. 105, n. On Line Suppl., p. S10–S17, dec 2007. Disponível em: <<https://doi.org/10.1213/01.ane.0000269522.84942.54>>.

MARCINKEVICS, Z. et al. Relationship between arterial pressure and pulse wave velocity using photoplethysmography during the post-exercise recovery period. *Acta Universitatis Latviensis*, 2009.

MCDUFF, D.; GONTAREK, S.; PICARD, R. W. Remote detection of photoplethysmographic systolic and diastolic peaks using a digital camera. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2014. ISSN 15582531.

- MCVEIGH, G. E. et al. Age-related abnormalities in arterial compliance identified by pressure pulse contour analysis: Aging and arterial compliance. Hypertension, 1999. ISSN 0194911X.
- MICHARD, F. Changes in arterial pressure during mechanical ventilation. 2005.
- MIKROE. Módulo MIKROE. 2019. Disponível em: <<https://pt.rs-online.com/web/p/kits-de-desarrollo-de-sensores/1393650/>>.
- MITCHELL, A. et al. Pulse wave velocity predicts mortality in renal transplant patients. European Journal of Medical Research, Springer Nature, v. 15, n. 10, p. 452, 2010.
- MOENS, A. I. Die Pulscurve. [S.l.]: E. J. Brill, 1878.
- MOHLER, J.; HART, S. C. Use of a pulse oximeter for determination of systolic blood pressure in a helicopter air ambulance. Air Medical Journal, Elsevier BV, v. 13, n. 11-12, p. 479–482, nov 1994. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/s1067-991x\(05\)80290-1](https://doi.org/10.1016/s1067-991x(05)80290-1)>.
- MONNET, X. et al. Pleth variability index is a weak predictor of fluid responsiveness in patients receiving norepinephrine. British Journal of Anaesthesia, 2013. ISSN 14716771.
- MONTE-MORENO, E. Non-invasive estimate of blood glucose and blood pressure from a photoplethysmograph by means of machine learning techniques. Artificial Intelligence in Medicine, Elsevier BV, v. 53, n. 2, p. 127–138, oct 2011. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.artmed.2011.05.001>>.
- MUKKAMALA, R. et al. Toward Ubiquitous Blood Pressure Monitoring via Pulse Transit Time: Theory and Practice. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 62, n. 8, p. 1879–1901, aug 2015. ISSN 0018-9294. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7118672/>>.
- MURRAY, W. B.; FOSTER, P. A. The peripheral pulse wave: information overlooked. J Clin Monit, v. 12, n. 5, p. 365–377, Sep 1996.
- NASCHITZ, J. E. et al. Pulse Transit Time by R-Wave-Gated Infrared Photoplethysmography: Review of the Literature and Personal Experience. Journal of Clinical Monitoring and Computing, v. 18, n. 5-6, p. 333–342, dec 2004. ISSN 1387-1307. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s10877-005-4300-z>>.
- NITZAN, M. et al. The variability of the photoplethysmographic signal - A potential method for the evaluation of the autonomic nervous system. Physiological Measurement, 1998. ISSN 09673334.
- NITZAN, M.; KHANOKH, B.; SLOVIK, Y. The difference in pulse transit time to the toe and finger measured by photoplethysmography. Physiological Measurement, 2002. ISSN 09673334.
- NOH, S. et al. Ferroelectret film-based patch-type sensor for continuous blood pressure monitoring. Electronics Letters, Institution of Engineering and Technology (IET), v. 50, n. 3, p. 143–144, jan 2014. Disponível em: <<https://doi.org/10.1049/el.2013.3715>>.
- ORDEM do filtro Butterworth. 2019. Disponível em: <https://www.researchgate.net/figure/Frequency-response-of-Butterworth-filter-Electronics-Tutorials-2016_fig6_320518598>.

ORDEM dos filtros Chebyshev. 2019. Disponível em: <<http://electronics-2.weebly.com/uploads/1/3/0/5/13056901/classicfilters.pdf>>.

O'ROURKE, M. F. Time domain analysis of the arterial pulse in clinical medicine. Medical & Biological Engineering & Computing, v. 47, n. 2, p. 119–129, feb 2009. ISSN 0140-0118. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s11517-008-0370-7>>.

O'ROURKE, M. F.; YAGINUMA, T. Wave reflections and the arterial pulse. Archives of internal medicine, v. 144, p. 366–371, fev. 1984. ISSN 0003-9926.

PALVE, H.; VUORI, A. Minimum pulse pressure and peripheral temperature needed for pulse oximetry during cardiac surgery with cardiopulmonary bypass. J. Cardiothorac. Vasc. Anesth., v. 5, n. 4, p. 327–330, Aug 1991.

Parry Fung et al. Continuous noninvasive blood pressure measurement by pulse transit time. In: The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2005. v. 3, p. 738–741. ISBN 0-7803-8439-3. ISSN 1557-170X. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/1403264/>>.

PENG, R. C. et al. Cuffless and Continuous Blood Pressure Estimation from the Heart Sound Signals. Sensors (Basel, Switzerland), 2015. ISSN 14248220.

PINSKY, M. R.; PAYEN, D. Functional hemodynamic monitoring. Critical Care, Springer Nature, v. 9, n. 6, p. 566, 2005. Disponível em: <<https://doi.org/10.1186/cc3927>>.

PLUX. PLUX wireless biosignals. 2010. Disponível em: <<http://www.plux.info/>>.

POON, C.; ZHANG, Y. Cuff-less and Noninvasive Measurements of Arterial Blood Pressure by Pulse Transit Time. In: 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. IEEE, 2005. p. 5877–5880. ISBN 0-7803-8741-4. ISSN 1557-170X. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/1615827/>>.

POON, C. C.; WONG, Y. M.; ZHANG, Y. T. M-health: The development of cuff-less and wearable blood pressure meters for use in body sensor networks. In: 2006 IEEE/NLM Life Science Systems and Applications Workshop, LiSA 2006. [S.l.: s.n.], 2006. ISBN 1424402786.

Portal Educação. Método Auscultatório. 2016. Disponível em: <<https://www.portaleducacao.com.br/conteudo/artigos/farmacia/pressao-arterial-nao-invasiva-metodo-auscultatorio/32360>>.

PREISMAN, S. et al. Predicting fluid responsiveness in patients undergoing cardiac surgery: Functional haemodynamic parameters including the Respiratory Systolic Variation Test and static preload indicators. British Journal of Anaesthesia, 2005. ISSN 14716771.

PROENÇA, J. et al. Is Pulse Transit Time a good indicator of blood pressure changes during short physical exercise in a young population? In: 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10. [S.l.: s.n.], 2010. ISBN 9781424441235.

RIENZO, M. D.; VAINI, E.; LOMBARDI, P. Use of seismocardiogram for the beat-to-beat assessment of the pulse transit time: A pilot study. In: 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, 2015. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/embc.2015.7320049>>.

R.M. LEVY, M. B. Fisiologia. [S.l.]: Guanabara Koogan, 1996.

SEVERINGHAUS, J. W.; ASTRUP, P. B. History of blood gas analysis. VI. Oximetry. 1986.

SHARMA, M. et al. Cuff-Less and Continuous Blood Pressure Monitoring: A Methodological Review. Technologies, v. 5, n. 2, p. 21, may 2017. ISSN 2227-7080. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/2227-7080/5/2/21>>.

SHARWOOD-SMITH, G.; BRUCE, J.; DRUMMOND, G. Assessment of pulse transit time to indicate cardiovascular changes during obstetric spinal anaesthesia †. British Journal of Anaesthesia, Elsevier BV, v. 96, n. 1, p. 100–105, jan 2006. Disponível em: <<https://doi.org/10.1093/bja/aei266>>.

SHELLEY, K. H.; DICKSTEIN, M.; SHULMAN, S. M. The detection of peripheral venous pulsation using the pulse oximeter as a plethysmograph. Journal of Clinical Monitoring, 1993. ISSN 07481977.

SHELLEY, K. H. et al. The effect of venous pulsation on the forehead pulse oximeter wave form as a possible source of error in SpO₂ calculation. Anesthesia and Analgesia, 2005. ISSN 00032999.

SHIN, H.; MIN, S. D. Feasibility study for the non-invasive blood pressure estimation based on ppg morphology: normotensive subject study. BioMedical Engineering OnLine, v. 16, n. 1, p. 10, dec 2017. ISSN 1475-925X. Disponível em: <<http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12938-016-0302-y>>.

SILVA I. N. DA; SPATTI, D. H. F. R. A. Redes neurais artificiais: para engenharia e ciências aplicadas. [S.l.]: Artliber, 2010.

Sociedade Brasileira de Hipertensão. Hipertensão. 2010. Disponível em: <<http://departamentos.cardiol.br/dha/livro.asp>>.

Sociedade Brasileira de Hipertensão. Método indireto com técnica Oscilométrica. 2015. Disponível em: <<http://www.sbh.org.br/curso2015/2-1-4.php>>.

Sociedade Brasileira de Nefrologia. Hipertensão Arterial: A Importância do Problema. 2003. Disponível em: <<http://www.sbn.org.br/Diretrizes/HA/Capitulo\%2001\%20-\%201\%20e\%202.pdf>>.

SOCIETY, S. B. de Pneumologia e Tisiologia com autorização da A. T. Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia com autorização da American Thoracic Society. 2018.

SOMANETICS. Our technology. 2010. Electronic. Disponível em: <<http://www.somanetics.com/our-technology>>.

- TAKAZAWA, K. et al. Assessment of Vasoactive Agents and Vascular Aging by the Second Derivative of Photoplethysmogram Waveform. Hypertension, v. 32, n. 2, p. 365–370, aug 1998. ISSN 0194-911X. Disponível em: <<https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.HYP.32.2.365>>.
- TAMURA, T. et al. Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. Electronics, v. 3, 04 2014.
- THIELE, R. H. et al. Relationship between plethysmographic waveform changes and hemodynamic variables in anesthetized, mechanically ventilated patients undergoing continuous cardiac output monitoring. Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia, Elsevier BV, v. 25, n. 6, p. 1044–1050, dec 2011. Disponível em: <<https://doi.org/10.1053/j.jvca.2011.07.004>>.
- TU, T.-Y.; CHAO, P. C.-P. Continuous blood pressure measurement based on a neural network scheme applied with a cuffless sensor. Microsystem Technologies, Springer Nature, v. 24, n. 11, p. 4539–4549, may 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s00542-018-3957-4>>.
- VOSSE, F. N. van de; STERGIOPULOS, N. Pulse Wave Propagation in the Arterial Tree. Annual Review of Fluid Mechanics, 2011. ISSN 0066-4189.
- WALTON, Z. D. et al. Measuring venous oxygenation using the photoplethysmograph waveform. Journal of Clinical Monitoring and Computing, Springer Nature, v. 24, n. 4, p. 295–303, jul 2010. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s10877-010-9248-y>>.
- WANG, G.; ATEF, M.; LIAN, Y. Towards a continuous non-invasive cuffless blood pressure monitoring system using PPG: Systems and circuits review. IEEE Circuits and Systems Magazine, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 18, n. 3, p. 6–26, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/mcas.2018.2849261>>.
- WEBSTER, J. Encyclopedia of medical devices and instrumentation. Hoboken, N.J.: Wiley-Interscience, 2006. ISBN 9780471263586.
- WESSELING, K. et al. Physiological, calibrating finger vascular physiology for finapres. Homeostasis in health and disease : international journal devoted to integrative brain functions and homeostatic systems, Czechoslovak Medical Society, v. 36, n. 2-3, p. 67–82, 1995. ISSN 0960-7560.
- WIBMER, T. et al. Pulse transit time and blood pressure during cardiopulmonary exercise tests. Physiological research, v. 63, n. 3, p. 287–96, 2014. ISSN 1802-9973. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24564606>>.
- XING, X.; SUN, M. Optical blood pressure estimation with photoplethysmography and FFT-based neural networks. Biomedical Optics Express, The Optical Society, v. 7, n. 8, p. 3007, jul 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1364/boe.7.003007>>.
- YOSHIYA, I.; SHIMADA, Y.; TANAKA, K. Spectrophotometric monitoring of arterial oxygen saturation in the fingertip. Medical & Biological Engineering & Computing, 1980. ISSN 01400118.
- ZADI, A. S. et al. Arterial blood pressure feature estimation using photoplethysmography. Computers in Biology and Medicine, Elsevier BV, v. 102, p. 104–111, nov 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2018.09.013>>.

ZHANG, Y. T. et al. A health-shirt using e-textile materials for the continuous and cuffless monitoring of arterial blood pressure. In: Proceedings of the 3rd IEEE-EMBS International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors, ISSS-MDBS 2006. [S.l.: s.n.], 2006. ISBN 0780397878.

ZHANG, Y. T. et al. Challenges and opportunities in cardiovascular health informatics. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2013. ISSN 00189294.

ZHENG, Y. L. et al. An armband wearable device for overnight and cuff-less blood pressure measurement. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2014. ISSN 15582531.

Apêndices

APÊNDICE A – Fundamentação teórica

A.1 O sistema arterial

A função principal de todo o sistema arterial é a distribuição do sangue para todos os vasos capilares do corpo regulada nas arteríolas que são as componentes terminais do sistema. O sangue passa por condutos de volume e distensibilidade consideráveis, variando da aorta (elástica) até as terminações de alta resistência, formando um filtro hidráulico semelhante àquele dos sistemas elétricos (R.M. LEVY, 1996) (resistência-capacitância), convertendo o fluxo intermitente do coração em fluxo contínuo pelos capilares. Esse processo diminui a carga de trabalho do coração.

Para se compreender os mecanismos que provocam a rigidez arterial, assim como os problemas relacionados a ela, um estudo do funcionamento do fluxo sanguíneo através do sistema circulatório é necessário (Figura 48) (R.M. LEVY, 1996).

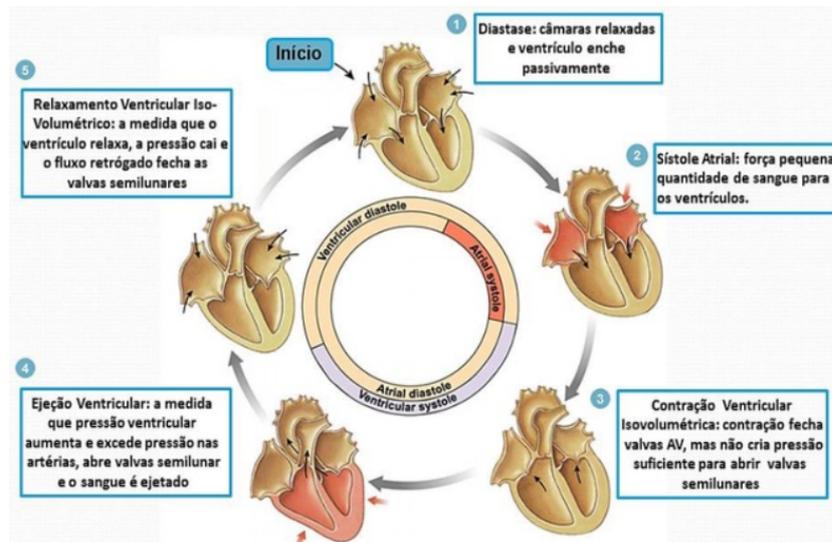


Figura 48 – Ciclo Cardíaco (R.M. LEVY, 1996)

A.1.1 Pressão arterial

Para uma análise da pressão arterial (do inglês *blood pressure* - BP) é preciso estabelecer alguns fatores (físicos e fisiológicos) que são responsáveis pelas suas variações. Dois fatores físicos serão considerados: o volume de sangue e a complacência. Dos fatores fisiológicos, o débito cardíaco (frequência cardíaca x sistólico) e a resistência periférica são os mais importantes (BIRCH; MORRIS, 2003).

A pressão arterial média pode ser obtida, pela relação entre a área sob a curva do registro de pressão e o intervalo de tempo desse registro (Equação A.1) :

$$\bar{P}_a = \frac{\int_{t_1}^{t_2} P_a dt}{(t_2 - t_1)} \quad (\text{A.1})$$

onde:

\bar{P}_a = Pressão arterial média.

P_a = Pressão arterial.

t_1 = Tempo inicial.

t_2 = Tempo final.

Um valor aproximado pode ser determinado conhecendo-se as pressões sistólica e diastólica através da relação mostrada na Equação A.2:

$$\bar{P}_a \simeq P_d + \frac{1}{3}(P_s - P_d) \quad (\text{A.2})$$

onde:

P_a = Pressão arterial.

P_d = Pressão diastólica.

P_s = Pressão sistólica.

t_1 = Tempo inicial.

t_2 = Tempo final.

A pressão média depende apenas do volume sanguíneo médio no sistema arterial e da complacência arterial. O volume arterial V , por sua vez, depende da intensidade do fluxo de entrada, Q_h , do coração para as artérias (débito cardíaco) e da intensidade (ou da velocidade) do fluxo de saída, Q_r , das artérias para os vasos de resistência (escoamento periférico), ou seja, o que está demonstrado na Equação A.3:

$$\frac{dV}{dt} = Q_h - Q_r \quad (\text{A.3})$$

onde:

Q_h = fluxo de entrada.

Q_r = fluxo de saída.

V = Volume.

t = tempo.

Um fluxo de entrada maior que o de saída fará com que o volume arterial aumente, as paredes arteriais sejam distendidas, e a pressão se eleve. O inverso também acontece,

isto é, o volume e a pressão diminuem quando o fluxo de saída das artérias for maior que o de entrada. Obviamente, se os fluxos de entrada e de saída forem iguais, a BP permanecerá constante (R.M. LEVY, 1996).

Pressão de Pulso (PP) é a diferença entre as pressões sistólica e diastólica, correspondendo a um determinado incremento no volume arterial, $V_2 - V_1$. Esse valor é igual ao volume de sangue que é descarregado pelo ventrículo esquerdo durante a fase de ejeção rápida menos o volume que se escoou para a periferia durante a mesma fase do ciclo cardíaco. Num indivíduo, normalmente, esse aumento durante a fase de ejeção rápida é 80% do débito sistólico, o que acarretará em um rápido aumento do volume arterial de V_1 para V_2 fazendo com que a BP se eleve de seu valor diastólico para o sistólico (BIRCH; MORRIS, 2003).

A.1.2 Hipertensão arterial

A elevação crônica da pressão arterial (BP) é o problema mais comum no mundo desenvolvido. A pressão sistólica, e num grau menor a pressão diastólica, aumentam com a idade de tal forma que 50% da população, com 65 anos ou mais, possui algum nível de hipertensão. Existe uma relação entre a BP e o risco de eventos cardiovasculares, e baseado num ideal máximo de 139/89 mmHg (limítrofe) (Sociedade Brasileira de Hipertensão, 2010), 70% dos pacientes fazem uso de terapia com anti-hipertensivos inadequadamente ou erradamente controlados (Sociedade Brasileira de Hipertensão, 2010).

Acreditava-se que a pressão sistólica elevada seria um fator mais importante que a elevação da pressão diastólica; embora estudos recentes (MCVEIGH et al., 1999) sugiram que os riscos cardiovasculares estão mais vinculados à pressão de pulso (diferença entre a pressão sistólica e a pressão diastólica) e, por isso, um aumento da pressão sistólica acompanhado de uma diminuição da pressão diastólica é um fator mais relevante. Uma pressão diastólica acima de 90 mmHg requer uma intervenção terapêutica de forma adequada (MCVEIGH et al., 1999).

A Figura 49 mostra as formas de onda de pulso realizados em pessoas saudáveis e naquelas com problemas de hipertensão (MCVEIGH et al., 1999).

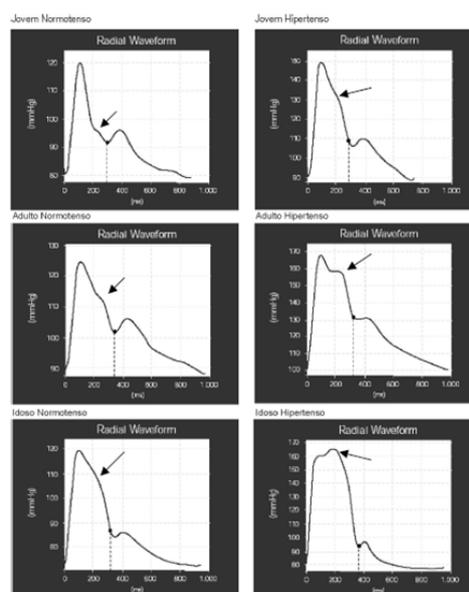


Figura 49 – Formas de onda de pulso em indivíduos saudáveis e hipertensos – a seta indica a onda sistólica secundária (MCVEIGH et al., 1999).

A.1.3 Medição da pressão arterial

Nesta seção serão apresentados, de uma forma mais detalhada, os vários métodos aplicados à medição da pressão arterial, destacando não só as técnicas envolvidas, como também o processo histórico de evolução dos procedimentos. Serão comparados os métodos entre si, assim como suas vantagens e desvantagens. Esta seção teve como referência principal o trabalho de (INTROCASO, 1996)

A.1.4 Os primórdios da mensuração da pressão arterial

A primeira tentativa real de medir o pulso veio com Galileu Galilei (1571-1630) e Santorio Santorio (1561-1636), médicos italianos inventores do pulsilogium, aparelho que media a frequência e a variação do pulso; porém coube apenas a este último sua aplicabilidade clínica (BIRCH; MORRIS, 2003). Na mesma época, o inglês William Harvey (1578-1657), considerado o descobridor da circulação é contestado pelos seus trabalhos, que somente um século depois têm sua respeitabilidade reconhecida pelo reverendo inglês Stephen Hales (1677-1761) (Figura 50), o qual fez a primeira medida da pressão arterial de um animal. Ele fixou um tubo de cobre de 0,4 cm na artéria de uma égua e adaptou a outra extremidade a um tubo de vidro com o mesmo diâmetro e com 2,7 m de comprimento. Ao soltar a ligadura da artéria o sangue subiu a 2,5 m no tubo de vidro, acima do ventrículo esquerdo do coração oscilando 5, 7,5 ou 10 cm após cada pulsação. Apesar do grande impacto da descoberta, seu trabalho foi esquecido (Sociedade Brasileira de Hipertensão, 2010).



Figura 50 – Stephen Hales (MCVEIGH et al., 1999)

Mais de um século se passa sem grandes avanços até que Johannes Peter Muller (1801-1858), um fisiologista alemão, afirmou que a descoberta da pressão sanguínea é mais importante que a descoberta do sangue.

Jean Léonard Marie Poiseuille (1799-1869), o pioneiro da hemodinâmica, aperfeiçoou o manômetro de Hales substituindo o longo tubo de vidro por um tubo em U cheio de mercúrio, chamando o seu aparelho de “hemodinamômetro” (Figura 51), o qual era ligado na artéria do animal medindo sua pressão de uma forma invasiva. Esse aparelho não possuía nenhum uso clínico prático sendo utilizado apenas no laboratório, mas serviu de base para os aparelhos que viriam posteriormente (MCVEIGH et al., 1999).

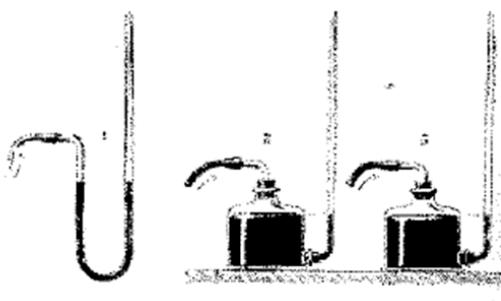


Figura 51 – Hemodinamômetro de Poiseuille (Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003)

A primeira tentativa de medir o pulso arterial de uma forma não invasiva, veio com os franceses J.Hérison e P. Gernier, em 1834. Eles adaptaram um reservatório de mercúrio ligado a um tubo graduado em milímetros, o qual era apoiado sobre o pulso. Devido ao peso do mercúrio, a artéria era comprimida e a pulsação movimentava a coluna. Foi o primeiro instrumento a ter o nome de “esfigmomanômetro” (gr. Sphygmos = pulso), mas foi abandonado, pois apenas realizava uma sensação tátil numa observação sem quantificação (Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003).

Karls Ludwig (1816-1895) desenvolveu o quimógrafo (gr. Kyma = onda), adaptando ao hemodinamômetro de Poiseuille, um flutuador ligado a uma agulha de inscrição que

sensibilizava um cilindro giratório esfumaçado, o qual possibilitou fazer a primeira leitura das ondas da pressão arterial ([Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003](#)).

Em 1855 Karl Vierordt afirma que a pressão arterial só poderia ser medida de uma forma não invasiva se interrompesse a pulsação e para isso adaptou o quimógrafo de Ludwig a uma alavanca com pesos que eram colocados sobre a artéria radial ([Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003](#)).

A primeira medida precisa da pressão arterial se deu em 1856, durante uma cirurgia realizada pelo médico J. Faivre, que observou os valores de pressão das artérias de um paciente ao ligá-las a um manômetro de mercúrio. Na artéria femoral encontrou 120 mmHg e na braquial de 115 a 120 mmHg ([Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003](#)).

Em 1860, Ettiene-Jules Marey (1830-1904), aproveitando a ideia do quimógrafo de Ludwig e do princípio de Vierordt, inventa um aparelho de difícil utilização, onde o antebraço do paciente ficava englobado numa câmara de vidro ligada, por um lado a um reservatório de água e por outro a um quimógrafo e a um manômetro por meio de um tubo em Y. Ao se encher a câmara com água havia a oclusão da artéria radial, fato observado pela parada da agulha, e a pressão sistólica era lida na coluna de mercúrio ([Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003](#)).

Em 1886, um modelo do tipo aneróide graduado em até 24 cm de mercúrio com bulbo de água (Figura 52), inventado por Samuel Sigfried Ritter von Basch (1837- 1905) media a pressão da artéria radial. Foi ele o responsável por conceituar a hipertensão arterial, ao afirmar que em indivíduos idosos a pressão sistólica era mais alta que na população em geral ([Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003](#)).

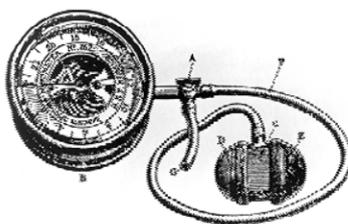


Figura 52 – Esfigmomanômetro aneróide de von Basch ([Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003](#))

Em 1895, Angelo Mosso (1846-1910), um discípulo de Marey, inventa um aparelho que seria o antecessor do pletismógrafo de Peñáz anos depois. Ele consistia em quatro dedais de borracha onde eram colocados quatro dedos imersos em uma caixa com água ligada a um pletismógrafo (gr. *Pleethymós* = aumento). A pressão arterial média era registrada pela medida da oscilação máxima quando se aumentava a pressão sobre os dedos por meio de uma bomba ([Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003](#)).

Ao longo dos anos algumas inovações foram feitas sem nenhum sucesso consistente, até que em 1896, Scipione Riva-Rocci (1863-1937) tentando resolver os problemas da técnica de Vierordt e de von Basch, que comprimiam unilateralmente a artéria radial, preferiu um ponto mais perto da aorta, a artéria umeral, aplicando a pressão em toda a volta do braço. A técnica consistia de um manguito com 4-5 cm de largura que envolvia o braço, inflado por uma bola de Richardson (Figura 53). O manguito era inflado até o desaparecimento do pulso radial o qual era novamente observado e medido quando desinflado. Esse momento foi um marco, pois houve uma consciência de que para a medição da pressão arterial eram necessários mais que métodos simples, uma vez que só a pressão sistólica poderia ser medida. Em 1901 H. von Recklinghausen modificou o manguito de Riva-Rocci para uma largura de 12 cm (Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003).

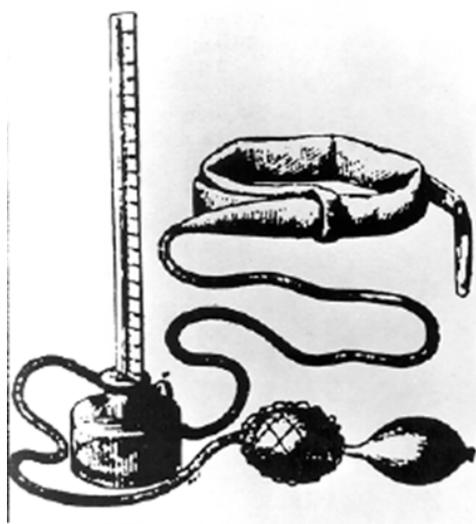


Figura 53 – Scipione Riva-Rocci e seu esfigmomanômetro (Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003)

Alguns trabalhos foram feitos por Leonard Hill e Harold Barnard em 1897, adaptando o manômetro aneróide de Riva-Rocci com uma agulha indicadora de pressão sensível o suficiente para acusar a pressão diastólica. Porém, a detecção definitiva aconteceu em 1904, pelo russo Nicolai Segeivich Korotkoff (1874-1920) (Figura 54). Ele utilizou o aparelho de Riva-Rocci aumentando a pressão rapidamente até bloquear completamente a circulação abaixo do manguito. Por meio de um estetoscópio (monoauricular) ele descobre que nenhum som é observado nesse momento. Então, permitindo que a pressão do manômetro comece a diminuir, ele observa que num determinado instante um som curto e fraco é ouvido caracterizando a pressão máxima (sistólica). Continuando com a progressiva queda de pressão do manômetro, o som num determinado instante deixa de existir, ou seja, a pressão mínima ultrapassou a pressão do manguito; essa é a pressão mínima (diastólica). Este foi o método adotado para a medida da pressão arterial e, mesmo com algumas

tentativas de aperfeiçoamento a fim de eliminar a participação da acurácia do observador da medida, é o mais empregado até os dias de hoje (INTROCASO, 1996).



Figura 54 – Nicolai Sergeivich Korotkoff (INTROCASO, 1996)

A.1.5 As técnicas contemporâneas.

Em paralelo à tentativa de medição da pressão arterial de forma não-invasiva, alguns métodos invasivos foram desenvolvidos, mas esbarraram em problemas éticos em suas pesquisas. Cita-se as técnicas de “Oxford” de 1969 e a “telemétrica” de 1974.

Antes de uma análise mais detalhada sobre as técnicas atuais de medição de pressão arterial, é necessário falar um pouco sobre o princípio que rege os métodos que se utilizam da oclusão de um manguito para medição.

A pressão transmural num vaso sanguíneo é definida como sendo a diferença entre a pressão interna (do sangue) e a externa (exercida pelos tecidos sobre as paredes dos vasos), portanto qualquer pressão aplicada sobre um determinado membro será propagada até os tecidos e, por sua vez, aplicada sobre o vaso. Dessa forma, a pressão transmural pode ser alterada caso a pressão externa seja modificada.

Assume-se que a tensão na parede do vaso é zero quando a pressão transmural também é zero. O princípio da descarga vascular estabelece que, se for aplicada uma pressão externa num determinado membro, existirá uma pressão tal que provocará um estado de equilíbrio no vaso de modo a manter a pressão transmural igual a zero. Essa mudança acontece quando o vaso passa de um estado de estiramento para um estado de relaxamento (Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2003; INTROCASO, 1996).

Oscilometria

Marey acreditava que as pulsações máximas ou o início das pulsações estavam associadas com a igualdade da pressão sanguínea e aquela observada no manguito (DRZEWIECKI, 2010). Ele não sabia bem como isso se dava e só mais recentemente é que

foi demonstrado, teoricamente, que a variação da pressão no manguito é, primeiramente, devido aos mecanismos de deformação da artéria braquial.

Atualmente a oscilometria é realizada usando um manguito padrão, trabalhando junto com um sensor de pressão. O ponto de oscilação máxima corresponde à média da pressão arterial (do inglês Mean Blood Pressure - MPB) (Figura 55). As oscilações referentes às pressões sistólica e diastólica estão localizadas em valores percentuais da oscilação máxima (O_m), sendo esses valores definidos como $O_s/O_m = 0,55$ e $O_d/O_m = 0,85$, onde O_s e O_d são, respectivamente, as oscilações no ponto da pressão sistólica e diastólica. A determinação oscilométrica da pressão média arterial tem uma boa acurácia (DRZEWIECKI, 2010).

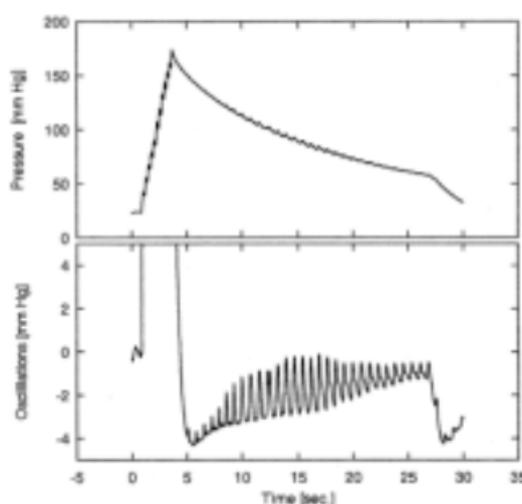


Figura 55 – Registro da pressão no manguito durante uma medição da pressão arterial pelo método oscilométrico (DRZEWIECKI, 2010)

Tonometria

Essa técnica foi desenvolvida por volta de 1963 e se utiliza do método de pulso para medir não invasivamente a pressão arterial. O método emprega sensores de volume ou de pressão para medir a forma de onda da pressão de pulso em consequência da deformação da parede arterial ou da força da superfície da pele acima da artéria. Necessita-se de uma base óssea para que a medida seja realizada (Figura 56) (MCVEIGH et al., 1999).

O sensor do tonômetro deve ser centralizado sobre o vaso (Figura 56 – posição A). Isso é realizado reposicionando o dispositivo até que o maior pulso seja detectado. O tonômetro é então pressionado sobre o vaso levando a um aplainamento de sua parede (Figura 56 – posição B). Se o vaso não é aplainado suficientemente, o tonômetro mede, o que é indesejável, forças devido à tensão da parede arterial provocando a curvatura do vaso (MCVEIGH et al., 1999).

Se a pressão do sensor sobre a artéria é continuada, a parede arterial é aplainada

ainda mais, mas não o necessário para haver oclusão do fluxo sanguíneo (MCVEIGH et al., 1999).

Numa posição intermediária, a tensão da parede se torna paralela à superfície do sensor do tonômetro. A pressão arterial é então a força perpendicular que permanece na superfície e é medida pelo sensor. Esse ponto traduz a força de contato devido à pressão vaso (Figura 57 – posição C). A força de contato é igual em módulo à pressão arterial quando essas condições são alcançadas (MCVEIGH et al., 1999).

Um tonômetro requer que o sensor de contato seja plano, mais rígido que os tecidos da pele, e relativamente pequeno ao diâmetro do vaso. A calibração pode ser atingida tanto pelo monitoramento da distribuição da força de contato (utilizando um arranjo de sensores) ou pela medida da maior amplitude de pulso (MCVEIGH et al., 1999).

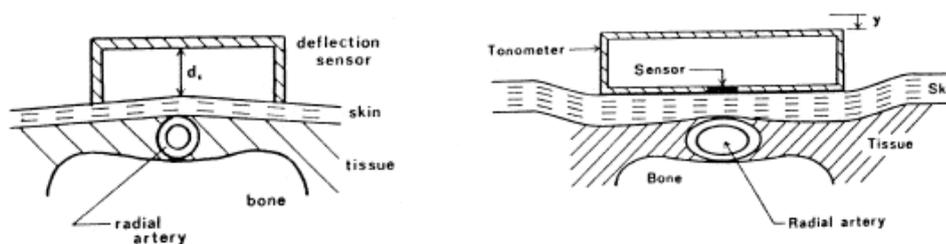


Figura 56 – Método Tonométrico (DRZEWIECKI, 2010)

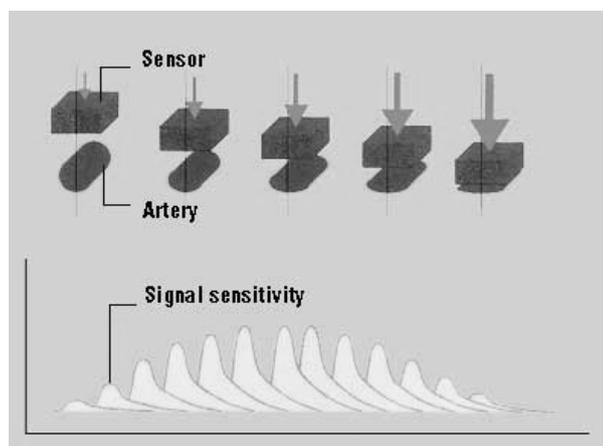


Figura 57 – Isso iniciou as pesquisas sobre a fotopletismografia (DRZEWIECKI, 2010)

APÊNDICE B – Fotopletismografia

B.1 Princípio da Fotopletismografia

A luz viaja através do tecido biológico, podendo ser absorvida por diferentes substâncias, incluindo pigmentos da pele, ossos e sangue arterial e venoso. A alteração no fluxo sanguíneo ocorre principalmente nas artérias e arteríolas (mas não nas veias). Por exemplo, as artérias contêm mais volume de sangue durante a fase sistólica do ciclo cardíaco do que durante a fase diastólica. Os sensores de Fotopletismografia detectam opticamente alterações no volume de fluxo sanguíneo no leito microvascular do tecido através da reflexão ou transmissão pelo tecido (Galloway, 2012), (CHALLONER; RAMSAY, 1974), como mostrado na Figura 58 .

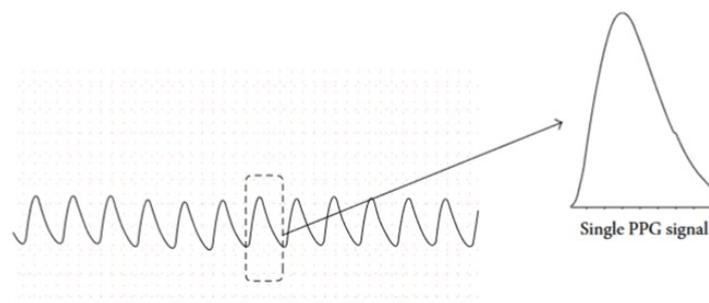


Figura 58 – Sinal De Fotopletismografia proveniente da detecção de alterações no volume do fluxo sanguíneo

O PPG tem dois modos de operação – transmissão e refletância – como mostrado na Figura 59. No modo de transmissão, a luz transmitida por um LED, através do dedo, é detectada por um fotodetector, enquanto no modo de refletância, o fotodetector detecta a luz refletida pelo tecido, osso e vasos sanguíneos (TAMURA et al., 2014).

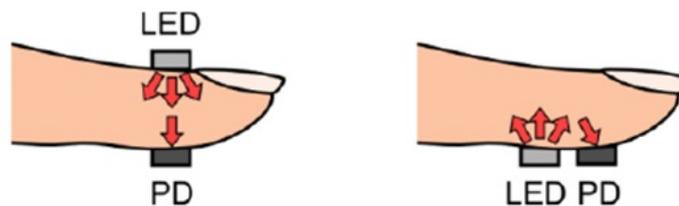


Figura 59 – Colocação de diodo emissor da luz (LED) e fotodetector do inglês photodetector- APD para transmissão e detecção de luz na técnica de Fotopletismografia (PPG) (TAMURA et al., 2014).

B.2 História da Fotopletismografia (PPG)

A Fotopletismografia (PPG) não é muito recente ([SEVERINGHAUS; ASTRUP, 1986](#)),([HERTZMAN; SPEALMAN, 1937](#)). Ela foi descoberta e descrita pela primeira vez por Alrick Hertzman no ano 1937 ([HERTZMAN, 1938](#)). Isso iniciou as pesquisas sobre a PPG e com os trabalhos de Hertzman ([HERTZMAN, 1938](#)), ([HERTZMAN; ROTH, 1942](#)) podem ser examinados a fisiologia e os potenciais usos dessa forma de onda como mostra a Figura 60. Foi Hertzman quem colocou o nome de “pletismógrafo fotoelétrico” nesse dispositivo, com base em suas primeiras observações de mudanças no volume sanguíneo. Ele escolheu o termo “plethysmos”, que é derivado da palavra grega para plenitude, visto que ele estava pensando que as medidas eram a plenitude do tecido, porém a medida era a quantidade de absorção de luz no tecido.

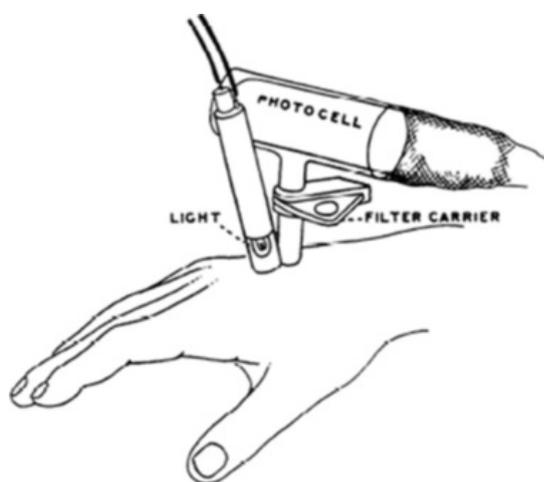


Figura 60 – O pletismógrafo fotoelétrico em posição sobre a pele da mão. A partir de 1938, mostrando a configuração original de Hertzman para medir o PPG ([HERTZMAN, 1938](#)).

O trabalho de Hertzman foi muito importante a partir do modelo “simplista de luz” que na época ainda não existia. As teorias usadas foram derivadas pela lei da luz de Beere-Lambert e sua função fundamental era a absorção de luz ([MANNHEIMER, 2007](#)). A teoria moderna da interação luz / tecido é mais complexa e bem explicada por Paul Mannheimer ([BEER, 1851](#)).

Os pesquisadores pensaram que o sangue foi o que causou a modulação do PPG na parte da artéria. Este componente do PPG foi denominado corrente alterna (AC). Foi que permitiu a Takuo Aoyagi em desenvolver o oxímetro de pulso na década de 1970 ([AOYAGI, 2003](#)).

Na literatura científica, tem sido medido nos picos ou vale e na média dos pulsos do PPG. Pesquisas mostram que o sangue venoso também se move e modula nas frequências cardíaca, respiratória e autonômica (SHELLEY; DICKSTEIN; SHULMAN, 1993), (SHELLEY et al., 2005), (WALTON et al., 2010).

B.3 Teoria da Fotopletismografia

Nas pesquisas sobre a Fotopletismografia (PPG), encontrou-se que este sinal não filtrado é complexo, pelo fato que ainda não há nenhum método conhecido de calibração para ele. Isso significa que não se pode comparar diretamente de uma pessoa a outra, pois as pessoas têm diferentes espessuras de dedos, cor da pele e quantidade de gordura e músculo no tecido. Entretanto, como a existência do oxímetro de pulso demonstra, porém, nem tudo está perdido; pode-se medir como a absorção de luz muda com o tempo e o impacto de vários sistemas fisiológicos (cardíaco, respiratório e autonômico) (NITZAN et al., 1998).

Os dispositivos de Fotopletismografia (PPG) e Eletrocardiograma (ECG) são muito diferentes, por exemplo, o ECG é sensível ao eletro cautério, enquanto o PPG pode ser influenciado por LEDs infravermelhos. Dada a sensibilidade do PPG para a medição cardíaca, ele pode ser usado para medir a variabilidade da frequência cardíaca (HRV) e tem um alto grau de correlação com ela, que é derivada do Electrocardiograma (NASCHITZ et al., 2004), (MITCHELL et al., 2010). As pesquisas usando o PPG como fonte de medida da HRV ainda são novas e não seguem os padrões de medida sugeridos pelas sociedades de cardiologia (LISTED, 1996).

O PPG pode ser usado também para medir a velocidade do pulso através do corpo (LISTED, 1996) é chamado como tempo de trânsito do pulso (PTT) que leva para chegar a uma porção distal do dedo e também pode ser calculado usando o QRS do ECG como o tempo entre o início e a deflexão ascendente do PPG marcando a chegada do pulso. Os tempo de trânsito do pulso (PTTs) curtos são associados com hipertensão arterial, envelhecimento, esclerose arterial e diabetes (MITCHELL et al., 2010), neste caso permitindo ao pulso viajar mais rapidamente através dos tecidos (NITZAN; KHANOKH; SLOVIK, 2002). O tempo de trânsito do pulso (PTT) é um método de seguir rapidamente a mudança da pressão arterial de forma não invasiva durante a indução da anestesia (CHOI et al., 2002), (SHARWOOD-SMITH; BRUCE; DRUMMOND, 2006).

Na figura 61 mostra o sinal da Fotopletismografia, o sinal da pressão arterial e o Electrocardiograma e os efeito da arritmia cardíaca no PPG.

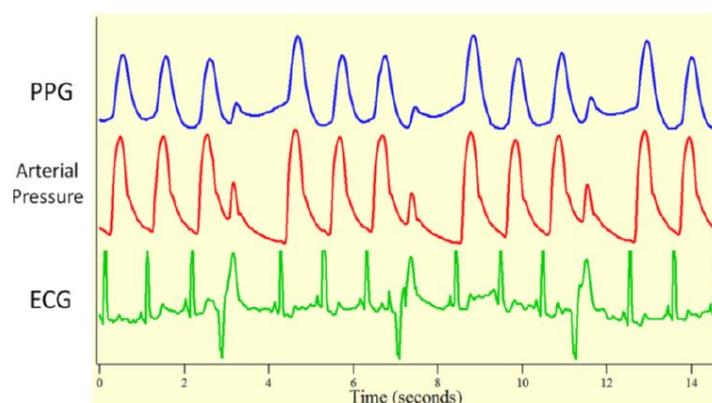


Figura 61 – O efeito da arritmia cardíaca (PVCs) na Fotopletismografia (LAWSON DAN et al., 1987).

B.4 Estimativa de pressão arterial com Fotopletismografia (PPG)

B.4.1 Tempo de trânsito do pulso (PPG + ECG)

Em alguns dos dispositivos de PA vestíveis em desenvolvimento são usadas as técnicas PPG ou Tempo de trânsito do pulso (do inglês Pulse Transit Time - PTT), as quais não requerem braçadeira nem supervisão (CHEN et al., 2012), por não serem invasivas. Além disso, os dispositivos são fáceis de usar e de baixo custo (CHEN et al., 2012). Os dispositivos que usam essas técnicas podem ter um bom caminho para uma ampla acolhida do monitoramento domiciliar da pressão arterial (BP) (CHEN et al., 2012). Os métodos baseados em PPG/PTT e a pressão arterial (do inglês blood pressure - BP) ainda apresentam alguns desafios em relação à sua precisão e necessidade de recalibração. Mais melhorias de hardware e software ainda são necessárias para usar um dispositivo em pressão arterial contínua batida entre e batida (do inglês continuous Beat-by-Beat Blood Pressure - CNIBP) vestível que possa funcionar na vida diária. Os principais desafios e questões como artefatos de movimento (do inglês Movement Artifacts - MA), luz de fundo grande, ruído dentro da banda e operação de baixa potência afetam a precisão e a portabilidade da medição da PA (ALLEN, 2007).

Realmente, o melhor método para monitoramento contínuo na pressão arterial contínua batida entre batida (do inglês continuous Beat-by-Beat Blood Pressure - CNIBP) deve oferecer alta precisão, permanecer confortável para medições de longo tempo, não exigir supervisão médica e armazenar automaticamente os dados para uso posterior. O recente desenvolvimento de dispositivos com monitoramento contínuo de pressão arterial (BP) sem fio e com manguito atende a maioria desses requisitos e pode se tornar o melhor candidato do contínuo na pressão arterial contínua batida entre batida (do inglês

continuous Beat-by-Beat Blood Pressure - CNIBP) (ALLEN, 2007).

B.4.2 Aquisição de Sinal por Fotopletismografia (PPG)

Tem dois tipos de técnicas de medição de pressão arterial (BP) sem balão que são amplamente utilizados em dispositivos de BP vestíveis, as técnicas baseadas em Tempo de transito do pulso (PPT) ou apenas na fotopletismografia (PPG). Para dispositivos baseados em PTT, os sinais de electrocardiograma (ECG) e fotopletismografia (PPG) são gravados simultaneamente. Podem ser extraídos os dois sinais (ECG e PPG), o que aumenta a precisão do modelo da pressão arterial (BP). A Figura 62, mostra o diagrama de blocos em um sistema típico contínuo na pressão arterial contínua batida entre batida (cNIBP).

Esta unidade de hardware adquire os sinais de ECG e PPG do paciente através de um sensor PPG e um sensor de eletrocardiograma (ECG) [74]. O Modulo de controle (do inglês Control Module - MCU) processa os sinais de entrada para calcular o BP. Durante a fase de calibração, o MCU adquire um sinal adicional de um dispositivo comercial de referência para monitoramento da pressão arterial. Existe um canal de comunicação contínuo na pressão arterial contínua batida entre batida (do inglês continuous Beat-by-Beat Blood Pressure - CNIBP) e o PC / celular inteligente (smartphone) via porta serial / wireless para que os sinais de ECG e PPG, os valores de BP do usuário possam ser coletados pelo telefone / PC para monitoramento e armazenamento. O smartphone pode transmitir os dados coletados e comunicá-los a uma unidade de atendimento médico. Um sensor PPG é necessário para detectar o sinal de luz modulado pela onda de BP viajando pelas artérias (Atef et al., 2016).

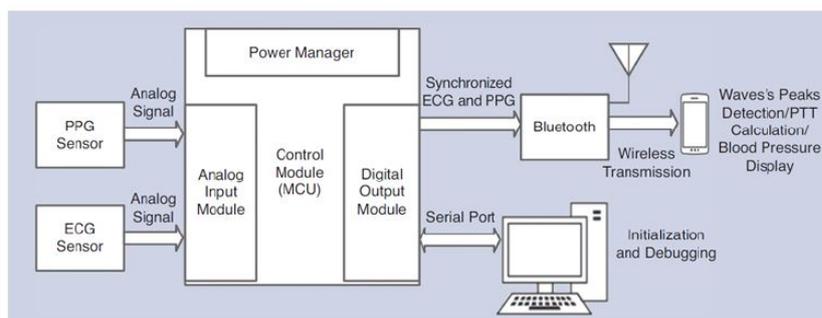


Figura 62 – Diagrama de blocos do sistema cNIBP (Atef et al., 2016)

O sensor PPG consiste em dois componentes, um diodo emissor de luz (LED) como fonte de luz e outro com um receptor óptico. Existem dois modos para detecção de PPG, que são de transmissão e modo de refletância, como mostrado na Figura 63.

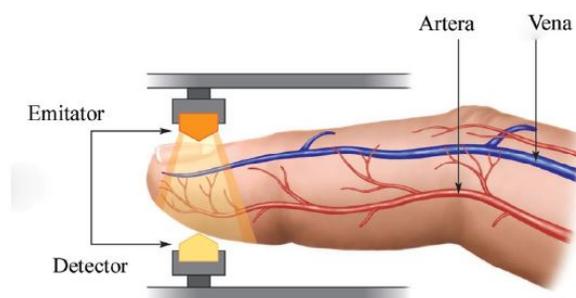


Figura 63 – Medição da Fotopletismografia (Atef et al., 2016)

A passagem de luz através do tecido humano pode ser absorvida pela pele, ossos e sangue arterial e venoso, como mostrado na Figura 64. O receptor ótico detecta as mudanças na intensidade da luz refletida devido à mudança no volume do fluxo sanguíneo. A luz incidente é modulada em amplitude pelas alterações no volume sanguíneo durante o ciclo cardíaco, com volume sanguíneo máximo ocorrendo na fase sistólica e um volume sanguíneo mínimo na fase diastólica (Kalkhaire; Puranik, 2016), (CHAN; CHAN; CHAN, 2013).

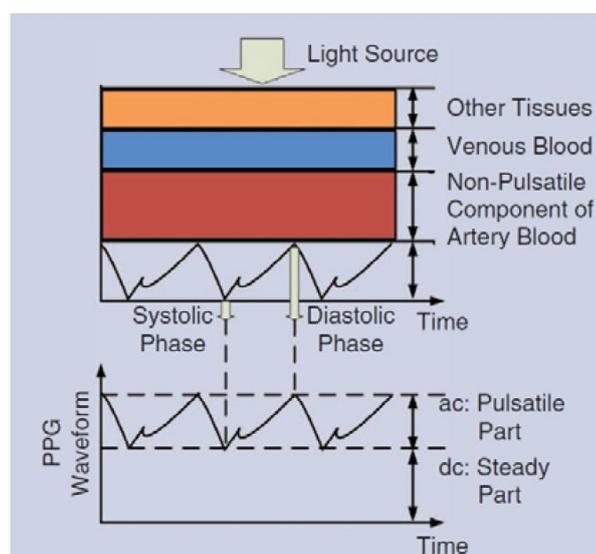


Figura 64 – Componentes DC e AC do sinal da Fotopletismografia devido à variação na absorção de luz do volume sanguíneo e do tecido (TAMURA et al., 2014)

O pico sistólico (pico primário) está chegando da onda de pressão direta viajando do ventrículo esquerdo para a periferia do corpo e o pico diastólico (pico secundário) é o efeito das reflexões da onda de pressão pelas artérias da parte inferior do corpo [83], como mostrado na Figura 65. O sinal óptico recebido tem componentes AC e DC. A componente AC possui uma amplitude que depende da quantidade de luz absorvida pela alteração no volume sanguíneo e tem uma frequência fundamental relacionada à frequência cardíaca. O

outro componente do sinal óptico detectado tem um valor constante (DC), dependendo da espessura da estrutura do tecido, da cor da pele e do volume médio de sangue. Essa estrutura de tecido fixo absorve uma quantidade constante de luz e não muda com o tempo (NITZAN; KHANOKH; SLOVIK, 2002), (CHEN et al., 2012).

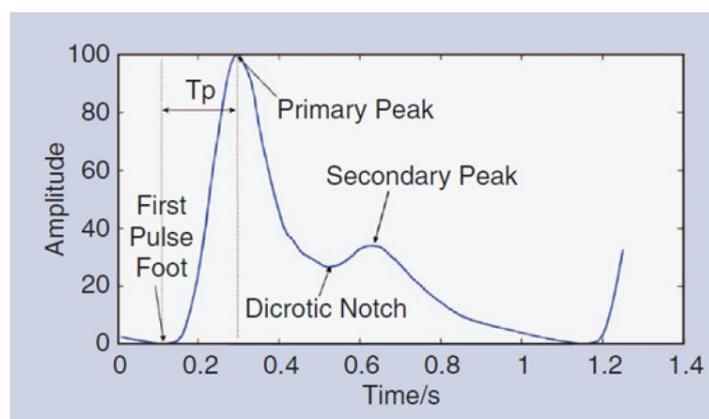


Figura 65 – Forma de onda Fotopletismografia com recursos básicos de BP indicados (CHEN et al., 2012)

B.4.3 A seleção do modo de detecção de Fotopletismografia (PPG)

Existem dois modos já mencionados para poder ter uma boa medição de PPG. O modo de transmissão requer uma intensidade de luz LED mais alta e funciona bem para partes finas do corpo, enquanto o modo de refletância mostra um nível de sinal detectado mais alto comparado ao modo de transmissão com baixa intensidade de luz transmitida em partes do corpo mais grossas.

Em geral, o modo de refletância pode fornecer a mesma qualidade de sinal que o modo de transmissão usando menor potência de LED (CHEN et al., 2012). Como a probabilidade é muito maior para os fótons de luz fraca serem refletidos do que transmitidos através de tecidos grossos, o modo de refletância pode ser usado em qualquer parte do corpo humano, enquanto o modo de transmissão é limitado a partes periféricas como a ponta do dedo, o pé e o lóbulo da orelha. Por exemplo, os sinais PPG da frente da cabeça e do tórax só podem ser detectados no modo de refletância. Vale a pena notar que as pontas dos dedos e lóbulos das orelhas têm uma perfusão sanguínea limitada, de tal modo que estes locais são susceptíveis a baixas temperaturas ambientes. Adicionalmente, sensores de ponta de dedo são afetados por atividades diárias. Assim, o sinal de refletância do pulso ou da testa seria uma solução melhor para dispositivos vestíveis. No entanto, o sinal recebido no modo de refletância pode ser facilmente afetado durante a medição da pressão (ALLEN, 2007), (Atef et al., 2016).

B.4.4 Tempo de trânsito de pulso (PTT)

PTT refere-se ao tempo gasto por uma onda de pressão para viajar entre dois pontos arteriais e é inversamente relacionado à BP (Figura 66 a). O tempo de trânsito de pulso (PTT), pode ser medida usando diferentes técnicas, como o Doppler de Ultrassom e a tonometria arterial (Kalkhaire; Puranik, 2016), (TAMURA et al., 2014). Este último pode ser obtido pela observação de duas ondas distantes da PPG (Figura 66 b). Orelhas e dedos da mão são locais comuns usados para medição (AWAD et al., 2001). O tempo de atraso entre a borda descendente da PPG central e o pico (do inglês delay time between the downward edge of the central PPG and the peak - PTTf) medido do pé de um PPG para o outro demonstrou ter uma forte correlação com a pressão arterial diastólica (do inglês diastolic blood pressure - DBP) invasiva (Kalkhaire; Puranik, 2016), mas um estudo em 44 indivíduos do sexo masculino concluiu o contrário (CHAN; CHAN; CHAN, 2013). Os picos de PPG que teoricamente representam pressão arterial sistólica (do inglês systolic blood pressure - SBP) foram encontrados para serem indicadores não confiáveis de pressão arterial sistólica (SBP). Esses picos são distorcidos pela reflexão das ondas de pressão das artérias terminais. Chen et al. propuseram um novo método baseado em dados experimentais para usar a média do tempo de atraso entre a borda descendente da PPG central e o pico da PPG periférica (do inglês delay time between the downward border of the central PPG and the peripheral PPG peak - PTTfp) e atraso de tempo entre a borda de subida do reflexo PPG central e pico de PPG periférica (do inglês delay time between the raised edge of the central PPG reflex and the peripheral PPG peak - PTTrp) para obter tempo de trânsito de pulso (PTT) para pressão arterial sistólica (SBP) (Figura 66 c) (TAMURA et al., 2014). Outros estudos indicaram que a postura, a temperatura ambiente e o relaxamento afetam a PPG, levantando uma questão sobre o desenvolvimento de um dispositivo preciso no tempo de trânsito do pulso (PTT) (CHAN; CHAN; CHAN, 2013), (TAMURA et al., 2014).

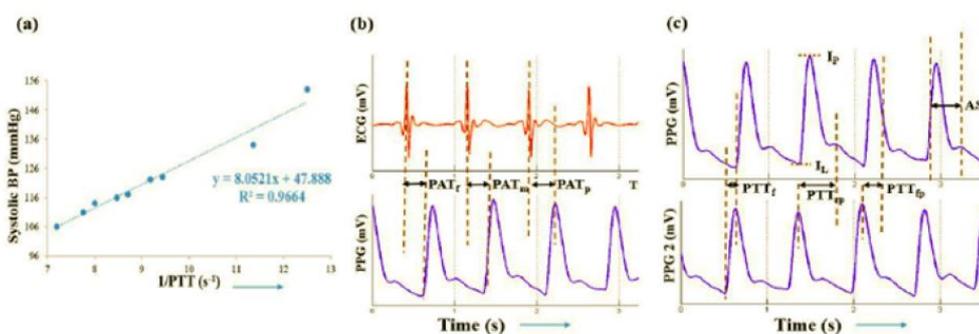


Figura 66 – (a) Relação inversa entre o tempo de trânsito do pulso (PTT) e a pressão arterial sistólica (PAS) de nossos dados; (b) Tempo de chegada do pulso (PAT) utilizando diferentes pontos característicos da onda de fotopletismografia; c) Diferentes tipos de PTT e outros parâmetros da Fotopletismografia. (CHEN et al., 2012)

B.4.5 Método de fixação de volume sanguíneo

Aproximadamente dez anos após o desenvolvimento da toniometria, Peñáz, um fisiologista tcheco, desenvolveu uma técnica de medição não invasiva contínua da BP (LANGEWOUTERS et al., 1986). introduzindo um método de volume usando braçadeira no dedo (LANGEWOUTERS et al., 1986). O diagrama da alça de controle do sistema é ilustrado na Figura 67

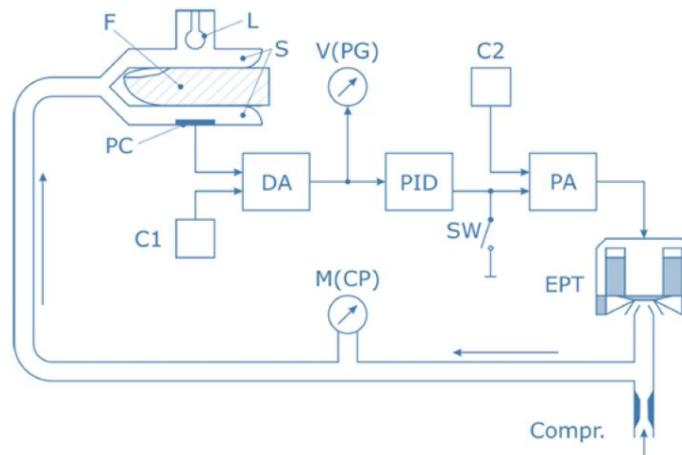


Figura 67 – Diagram de blocos do sistema de Peñáz (LANGEWOUTERS et al., 1986)

O sistema inclui um manguito de dedo inflável com um sensor embutido fotopletismográfico, um sistema servo pneumático rápido e um ajustador de ponto de ajuste servo dinâmico. Ao usar o sistema a pressão de manguito pulsante é aplicada às artérias no dedo, que são precisamente opostas à pressão intra-arterial. Através do processo de descarregar o diâmetro arterial até um ponto fixo, a artéria é fixada em um tamanho constante reduzido de seu diâmetro elasticamente expandido e pulsante para um diâmetro não pulsátil menor [85]. Quando a pressão do manguito é igual à pressão arterial, a pressão transmural que é a diferença entre a pressão de distensão no final da diástole (P_{d2VE}) e a pressão extramural resistindo ao seu enchimento; e também a diferença entre a pressão intra-arterial e a pressão do manguito externa aplicada é zero. Isso indica que $P_t = P_a - P_c$, no qual P_t , P_a e P_c representam pressão transmural, arterial e do manguito, respectivamente (WESSELING et al., 1995). Além disso, $P_t = 0$ e $D = D_u$ segue $0 = P_a - P_c$, isso é

$$P_c = P_a, e, D = D_u \quad (B.1)$$

onde:

P_t = Pressão trasmural

P_c = Frequência cardíaca instantânea

P_a = Pressão arterial

D = Diâmetro

D_u = Diâmetro não tensionado

Descarga da artéria até que seu diâmetro D , seja igual ao diâmetro não tensionado D_u é crucial para o método de fixação de volume de Peñáz. Para ser garantido, o critério de ajuste deve ser baseado nas propriedades fisiológicas das artérias dos dedos (NOH et al., 2014). Tem vários critérios que podem ser utilizados na prática, os critérios Physiocal propostos por Wesseling são os mais utilizados (NOH et al., 2014). Na base com o método de fixação de volume e nos critérios Physiocal, o Finapres foi desenvolvido e introduzido ao mercado no ano 1986. O Finapres foi validado em vários estudos para medir a pressão intra-arterial; sua precisão permanece controversa (NOH et al., 2014). Além disto, o sistema é volumoso e o manguito de dedo usado neste sistema causa desconforto usando os dedos.

B.5 Métodos Consolidados para a Aferição da Pressão Arterial Sistêmica

Descrição dos métodos atualmente utilizados para a aferição da Pressão Arterial Sistêmica.

B.5.1 Punção de Pressão Arterial Invasiva (padrão-ouro)

A pressão por este método é medida por meio de um cateter introduzido na artéria, o qual é conectado a uma coluna líquida. A medida da pressão é obtida através do transdutor de pressão que faz a leitura; são obtidas pressões sistólica, diastólica e média (FERREIRA et al., 2017). Pelo fato de ser um método invasivo, está indicado somente nas seguintes situações (FERREIRA et al., 2017):

- Alterações rápidas e de grande magnitude.
- Pacientes graves com infusão contínua de drogas vasoativas, vasodilatadores, vasopressores ou inotrópicos.
- Controle estrito da pressão arterial (de batimento a batimento).
- Coletas frequentes de sangue arterial – medida seriada da gasometria.
- Crises hipertensivas.
- Choque de qualquer causa.
- Parada cardíaca.
- Trauma neurológico ou poli-trauma.
- Insuficiência respiratória grave.
- Procedimentos cirúrgicos de grande porte.
- Uso de balão intra-aórtico.

B.5.2 Método Auscultatório

Este é o método mais comumente utilizado para medir a pressão arterial e consiste na utilização de um esfigmomanômetro e um estetoscópio. Um manguito é enrolado em volta da parte superior do braço e inflado por uma pera. A pressão no manguito é aumentada até que o pulso radial desapareça. O estetoscópio deve ser colocado na área onde melhor se sente a artéria braquial antes de ser ocluída. A partir daí, começa-se a desinflar o manguito, e quando o sangue voltar a circular na artéria, as pulsações voltarão a serem sentidas (FERREIRA et al., 2017).

B.5.3 Método Oscilométrico

O método indireto é uma técnica oscilométrica que consiste na identificação, quantificação e análise dos pulsos para determinação da pressão arterial. A fase de identificação consiste em localizar o pulso oscilométrico e a pressão do manguito associada ao mesmo (pressão de ocorrência). O processo de quantificação do pulso oscilométrico pode ser feita, por exemplo, pela amplitude, área ou potência desse pulso. Obtém-se então, uma curva dos pulsos oscilométricos associados à sua pressão de ocorrência. A análise dessa curva permite a determinação das pressões arteriais sistólica, média e diastólica (FERREIRA et al., 2017).

Nesta pesquisa de Mestrado, é proposto um sistema sem fios para aquisição da pressão arterial sistêmica a partir do sinal da Fotopletismografia. Assim, será desenvolvido um dispositivo para capturar o sinal de Fotopletismografia no dedo da mão do paciente, e enviar essa informação por meio do Bluetooth. Tal informação será processada para mostrar o sinal de Fotopletismografia e da pressão arterial estimada (sistólica e diastólica), e ter um monitoramento remoto do paciente.

APÊNDICE C – Placa de circuito impresso

Com o intuito de simplificar a montagem do circuito, será usada no trabalho futuro a placa de circuito impresso, mostrada na Figura 68, para trabalho futuro, a fim de obter a medição cardíaca e pulsação.

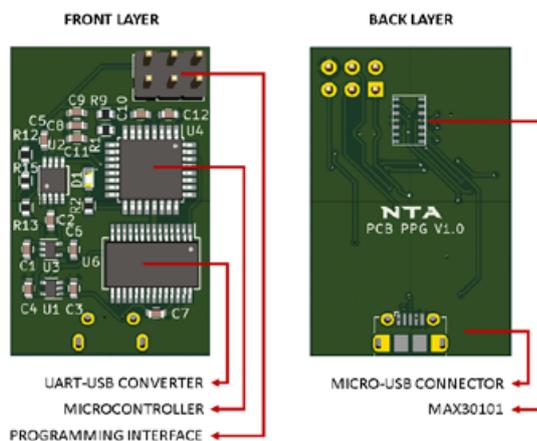


Figura 68 – Placa de circuito impresso projetada

APÊNDICE D – Filtros usados para gerar o sinal de fotopletismografia

D.1 Filtro Butterworth

A primeira e, provavelmente, mais conhecida aproximação de filtro é a resposta Butterworth ou maximamente plana. Exibe uma banda passante quase plana, sem ondulações. O *roll-off* é suave e monótono, com uma taxa de aprovação na passagem baixa ou alta de 20 dB / década (6 dB / oitava) para cada polo. Assim, um filtro passa-baixa Butterworth de 5ª ordem teria uma taxa de atenuação de 100 dB para cada fator de dez aumentos na frequência além da frequência de corte. Além disso, tem uma resposta de fase razoavelmente boa (ORDEM... , 2019a).

A Figura 69 mostra a resposta de frequência de um filtro Butterworth.

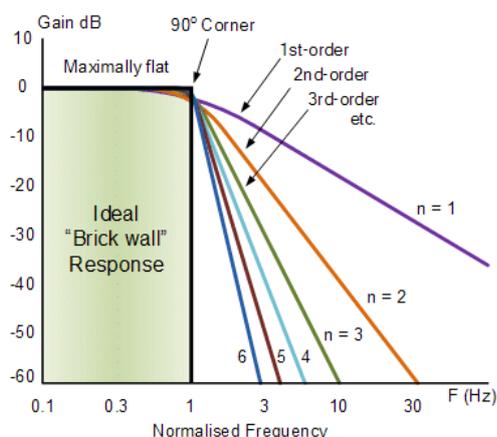


Figura 69 – Ordem do filtro Butterworth [125].

Este filtro passa banda foi utilizado para ter o sinal de fotopletismografia, com suas seguintes características:

- Ordem = 4;
- Frequência 1 = 0,5 Hz;
- Frequência 2 = 4 Hz

A Figura 70 mostra o exemplo do processamento da sinal que primeiro foi o sinal original, depois foi usado um filtro passa-banda Butterworth, e por último é mostrado o sinal filtrado da fotopletismografia.

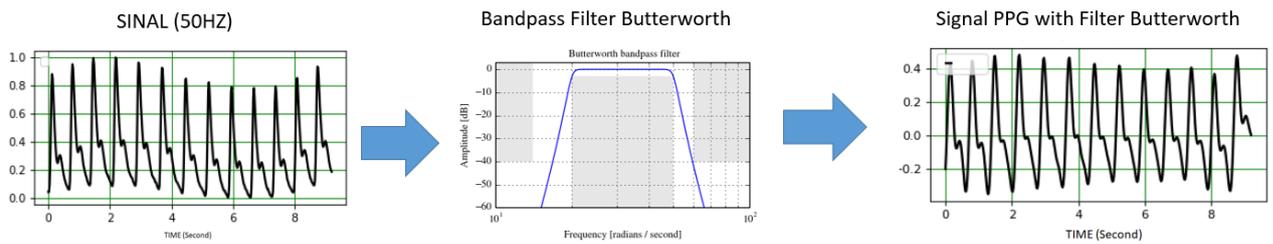


Figura 70 – Sinal, Filtro passa banda Butterworth e sinal de fotopletismografia com Filtro Butterworth.

D.2 Filtro Chebyshev Tipo I

A resposta Chebyshev é uma estratégia matemática para alcançar um *roll-off* mais rápido, permitindo ondulação na resposta de frequência. À medida que a ondulação aumenta (ruim), o *roll-off* se torna mais nítido (bom). A resposta Chebyshev é um *trade-off* ótimo entre esses dois parâmetros. Os filtros Chebyshev, nos quais a ondulação só é permitida na banda passante, são denominados filtros tipo 1. Os filtros Chebyshev que possuem ondulação somente na banda de parada são chamados de filtros tipo 2, mas raramente são usados. Os filtros Chebyshev têm uma fraca resposta de fase (ORDEM..., 2019b).

A Figura 71 a seguir mostra a resposta de frequência de um filtro Chebyshev Tipo I.

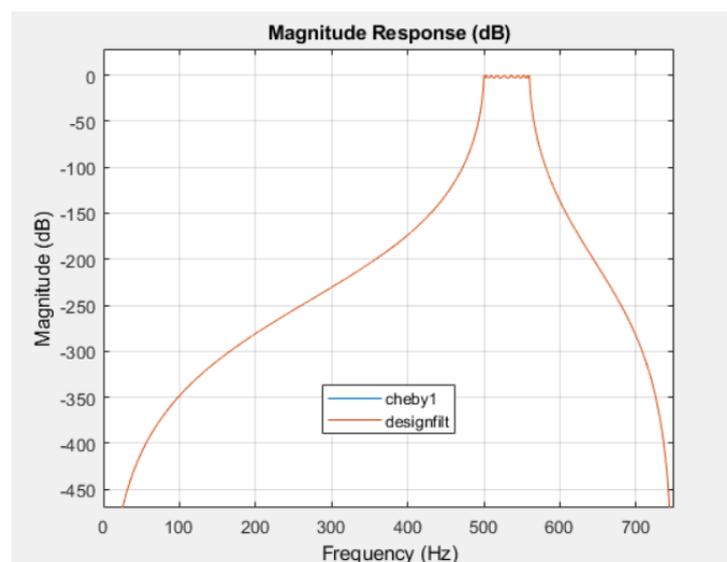


Figura 71 – Ordem do filtro Chebyshev Tipo I (ORDEM..., 2019b).

O filtro ChebyShevI passa banda foi usado para obter o sinal de fotopletismografia,

com as seguintes características.

- Ordem = 4;
- Frequência 1 = 0.5 Hz;
- Frequência 2 = 4 Hz;
- Atenuação = 30 dB.

A Figura 72 é mostra um exemplo do processamento da sinal, sendo o primeiro gráfico o sinal original, depois foi um filtro passa-banda ChebyShev Tipo II, e por último se mostra o sinal filtrado da fotopletismografia.

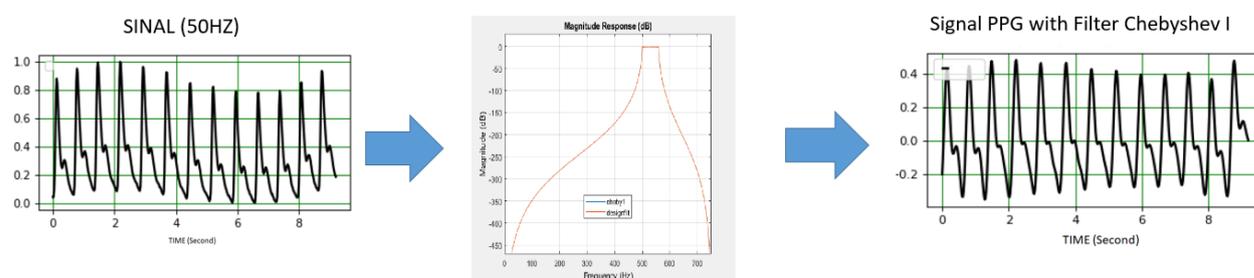


Figura 72 – Sinal, Filtro passa banda Chebyshev Tipo I e sinal de fotopletismografia com Filtro Chebyshev Tipo I

D.3 Filtro Chebyshev Tipo II

Os filtros Chebyshev Tipo II têm a mesma vantagem sobre os filtros Butterworth que os filtros Chebyshev Tipo I têm, que é uma transição mais nítida entre a banda passante e a banda de parada com um filtro de ordem inferior, resultando em um erro absoluto menor e velocidade de execução mais rápida (ORDEM... , 2019b).

A Figura 73 a seguir mostra a resposta de frequência de um filtro Chebyshev Tipo II.

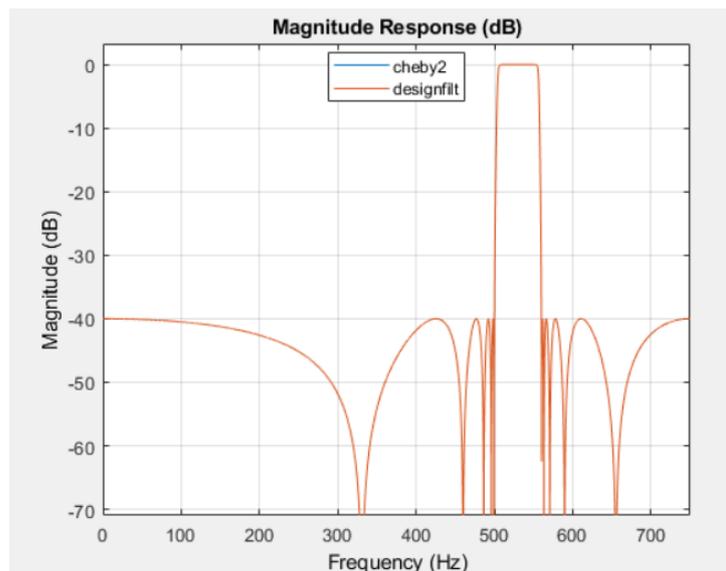


Figura 73 – Ordem do filtro Chebyshev Tipo II (ORDEM... , 2019b).

O filtro ChebyShevII passa banda foi usado para obter o sinal de fotopletismografia, com as seguintes características:

- Ordem = 4;
- Frequência 1 = 0.5 Hz;
- Frequência 2 = 4 Hz;
- Atenuação = 30 dB

Na Figura 74 tem-se o exemplo do processamento da sinal, no qual o primeiro gráfico é o sinal original, depois foi um filtro passa-banda ChebyShev Tipo II, e por último se mostra o sinal filtrado da fotopletismografia.

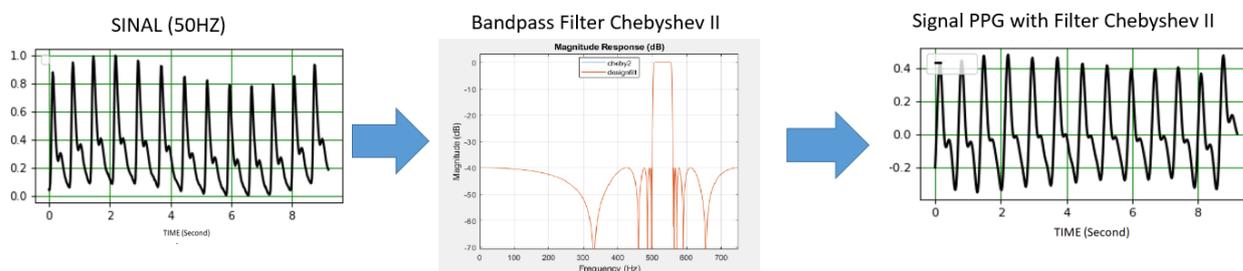


Figura 74 – Sinal, Filtro passa banda Chebyshev Tipo II e sinal de fotopletismografia com Filtro Chebyshev Tipo II

APÊNDICE E – Rede Neural (RN)

E.1 Conceito básico e aplicações

As redes neurais artificiais (RNA) são modelos computacionais inspirados no sistema nervoso de seres vivos, que possuem a capacidade de aquisição e manutenção do conhecimento, e são definidas como um conjunto de unidades de processamento, formando camadas de neurônios, interligadas por um grande número de interconexões (SILVA I. N. DA; SPATTI, 2010).

Os autores acima ainda destacam as principais características das RNA: adaptação por experiência, capacidade de aprendizado, habilidade de generalização, organização de dados, tolerância a falhas, armazenamento distribuído e facilidade de prototipagem.

Uma rede neural pode ser aplicada em diversas áreas, tais como controle de processos, sistemas de previsão, otimização de sistemas, aproximação de funções e o que concerne a este trabalho, classificação de padrões. Este último consiste em associar uma amostra a uma classe definida previamente, e é utilizado em reconhecimento de imagens e voz, por exemplo.

E.2 O neurônio artificial e seus elementos

Os neurônios artificiais utilizados nos modelos de redes neurais artificiais são não lineares, fornecem saídas tipicamente contínuas, e realizam funções simples, como coletar os sinais existentes em suas entradas, agregá-los de acordo com sua função operacional e produzir uma resposta, levando em consideração sua função de ativação inerente (SILVA I. N. DA; SPATTI, 2010).

Um modelo simples de neurônio artificial é apresentado na Figura 75, bem como seus principais elementos. Os sinais de entrada x_1, x_2, \dots, x_n são as variáveis de uma determinada aplicação. Os pesos sinápticos w_1, w_2, \dots, w_n ponderam as entradas e quantificam as relevâncias de cada uma.

O combinador linear Σ agrega os sinais de entrada que foram ponderados.

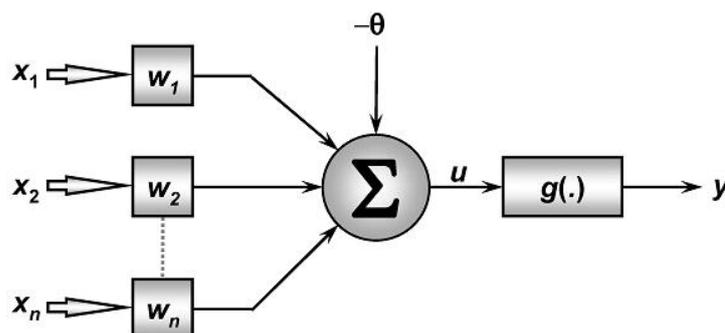


Figura 75 – Neurônio artificial

O limiar de ativação ϕ especifica o patamar para que o resultado do combinador linear gere um disparo em direção à saída do neurônio. O potencial de ativação u é o resultado produzido pela diferença do combinador linear e o limiar de ativação. A função da ativação g limita a saída do neurônio dentro de um intervalo de valores razoáveis a serem assumidos pela sua imagem. Por último, o sinal de saída y é o valor final produzido pelo neurônio (SILVA I. N. DA; SPATTI, 2010).

A proposta deste modelo de neurônio foi proposta por McCulloch e Pitts (SILVA I. N. DA; SPATTI, 2010), que apresentaram também o modelo sintetizado matematicamente, de acordo com as equações abaixo. A Equação E.1 mostra a obtenção do potencial de ativação.

$$u = \sum_n^{i=1} w_i x_i - \phi \quad (\text{E.1})$$

onde :

w = Pesos sinápticos

x = Sinais de entrada

ϕ = ???

n = ???

Já a Equação E.2 apresenta o resultado final do neurônio obtido após a aplicação da função de ativação sobre o potencial de ativação (SILVA I. N. DA; SPATTI, 2010).

$$y = g(u) \quad (\text{E.2})$$

Silva, Spatti e Flauzino (2010) descrevem que as funções de ativação são divididas em funções parcialmente diferenciáveis (degrau, degrau bipolar e rampa simétrica) e funções totalmente diferenciáveis (logística, tangente hiperbólica, gaussiana e linear). No contexto deste trabalho, convém abordar a função de ativação logística.

E.3 A função de ativação logística

A função logística faz parte do grupo de funções de ativação totalmente diferenciáveis, que são aquelas cujas derivadas de primeira ordem existem e são conhecidas em todos os pontos de seu domínio de definição. O resultado produzido pela aplicação da função logística sempre assume valores reais entre zero e um, e sua expressão matemática é dada pela Equação E.3 (SILVA I. N. DA; SPATTI, 2010).

$$g(u) = \frac{1}{1 + e^{-\beta u}} \quad (\text{E.3})$$

Sendo β o nível de inclinação da função logística frente ao seu ponto de inflexão. A Figura 76 ilustra a representação gráfica desta função.

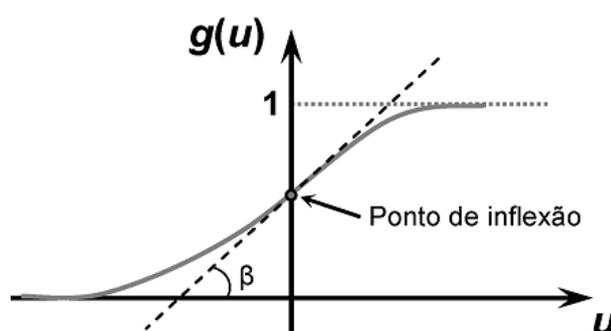


Figura 76 – Função de ativação logística

E.4 Arquiteturas e algoritmo de aprendizagem

Silva, Spatti e Flauzino (2010) definem a arquitetura de uma rede neural como a forma em que seus neurônios estão arranjados uns em relação aos outros, enquanto a topologia é definida como as diferentes formas de composições estruturais de uma determinada arquitetura (SILVA I. N. DA; SPATTI, 2010).

Uma mesma arquitetura pode variar em função de número de camadas, número de neurônios, função de ativação utilizada, entre outros. Para alcançar a estrutura adequada de uma rede neural deve-se elaborar diversos testes com variações de arquitetura e topologia e avaliar seus resultados.

Após a definição da arquitetura e da topologia a rede passa por um processo de treinamento, também chamado de algoritmo de aprendizagem. Haykin (2001) define a aprendizagem como “um processo pelo qual os parâmetros livres de uma rede neural são adaptados através de um processo de estimulação pelo ambiente no qual a rede está inserida” (SILVA I. N. DA; SPATTI, 2010).

O treinamento é chamado supervisionado quando se conhece a resposta para uma dada entrada. Desta forma, durante o treinamento, a cada iteração as entradas são propagadas até a saída pela rede e são comparadas com a resposta esperada. De acordo com o resultado, ajustam-se os pesos para aproximar os valores de entrada aos de saída.

A velocidade com que a rede busca a convergência pode contribuir ou prejudicar o desempenho do algoritmo de aprendizagem. Desta forma, há uma variável importante neste processo, chamada de taxa de aprendizagem. É um fator que é aplicado no momento do ajuste dos pesos e seu valor é adotado normalmente entre zero e um (SILVA I. N. DA; SPATTI, 2010).

E.5 O Perceptron Simples

A configuração mais elementar de uma rede neural é o Perceptron Simples (PS). Esta rede possui uma camada de entrada e uma camada de saída, esta última composta por apenas um neurônio. A saída produzida pela rede pode assumir apenas dois valores diferentes, ou seja, em um problema de classificação de padrões, haveria somente duas classes possíveis a serem associadas às entradas (SILVA I. N. DA; SPATTI, 2010).

A Figura 77 apresenta a configuração do PS. Observa-se que sua estrutura é similar ao modelo básico do neurônio artificial ilustrado na Figura 75.

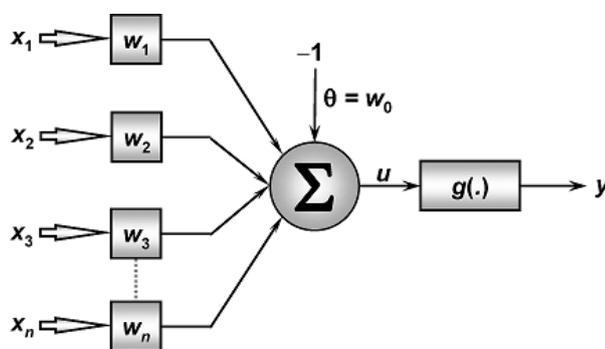


Figura 77 – Perceptron Simples

E.5.1 O Perceptron Multicamadas

As redes Perceptron Multicamadas (PMC) caracterizam-se pela presença de ao menos uma camada oculta (intermediária) de neurônios. A camada de saída de uma rede PMC pode ser composta por mais de um neurônio, o que proporciona várias saídas diferentes, sendo esta uma grande vantagem sobre o PS.

Haykin (2001) descreve que o PMC tem sido aplicado com sucesso para resolver diversos problemas difíceis, por meio do seu treinamento supervisionado com um algoritmo

conhecido como retropropagação (*backpropagation*). Este algoritmo divide-se em duas etapas.

A primeira fase é a propagação adiante, quando as entradas são levadas a saídas camada por camada, sendo ponderadas, e produzem um conjunto de saída. A segunda fase é a retropropagação, momento quando ocorre o ajuste dos pesos sinápticos baseado em uma regra de correção. A Figura 78 ilustra uma rede PMC e as duas fases de treinamento, também chamadas de *forward* e *backward*.

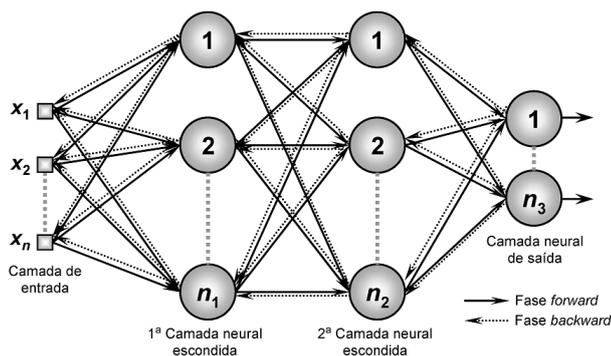


Figura 78 – Rede PMC e as duas fases de treinamento

APÊNDICE F – Compressão de dados

Pensando em trabalhos futuros as Figuras 79,80,81 mostram a compressão de dados no sinal de fotopletismografia, que pode ser utilizada para o envio de dados para dispositivos remotos.

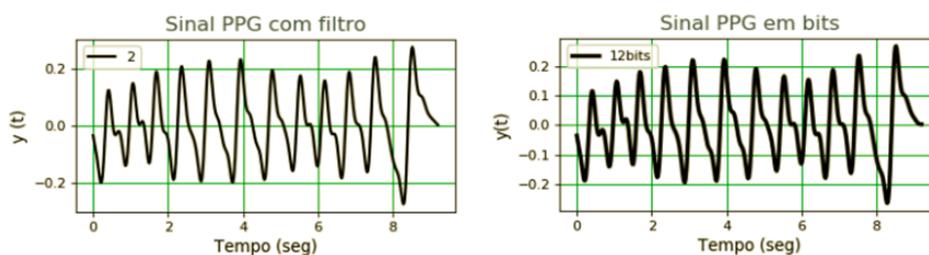


Figura 79 – Sinal de fotopletismografia, com compressão de dados em 12 bits.

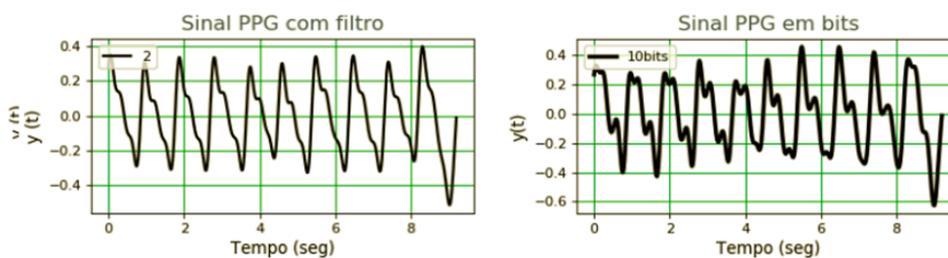


Figura 80 – Sinal de fotopletismografia, com compressão de dados em 10 bits.

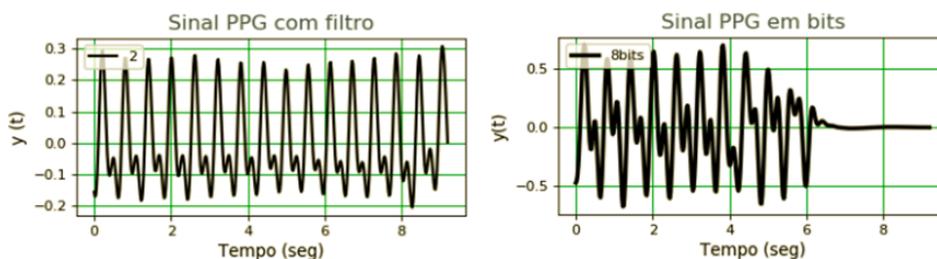


Figura 81 – Sinal de fotopletismografia, com compressão de dados em 8 bits.