

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
CÂMPUS PATO BRANCO
CURSO DE ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO**

IGOR GUSTAVO HOELSCHER

**SISTEMA DE MONITORAMENTO WIRELESS DE PARÂMETROS
FISIOLÓGICOS**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

**PATO BRANCO
2014**

IGOR GUSTAVO HOELSCHER

**SISTEMA DE MONITORAMENTO WIRELESS DE PARÂMETROS
FISIOLÓGICOS**

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação,
apresentado à disciplina de TCC2, do Curso de
Engenharia de Computação, da Universidade
Tecnológica Federal do Paraná, Câmpus Pato
Branco, como requisito parcial para obtenção
do título de bacharel.

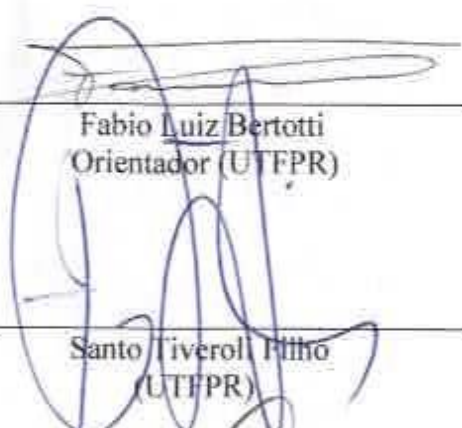
Orientador: Prof. Dr. Fábio Luiz Bertotti
Coorientador: Prof. Msc. Robison Cris Brito.


**PATO BRANCO
2014**

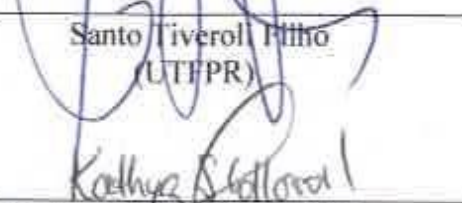



TERMO DE APROVAÇÃO

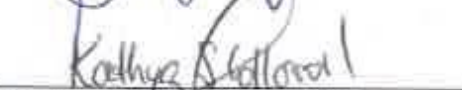
Às 14h30 do dia 14 de agosto de 2014, na sala V106, UTFPR, Câmpus Pato Branco, reuniu-se a banca examinadora composta pelos professores Fabio Luiz Bertotti (orientador), Robison Cris Brito (coorientador), Santo Tiveroli Filho, Cesar Rafael Claire Torrico e Kathya Silvia Collazos Linares para avaliar o trabalho de conclusão de curso com o título **Sistema de monitoramento wireless de parâmetros fisiológicos**, do aluno **Igor Gustavo Hoelscher**, matrícula 1120743, do curso de Engenharia de Computação. Após a apresentação o candidato foi arguido pela banca examinadora. Em seguida foi realizada a deliberação pela banca examinadora que considerou o trabalho aprovado.

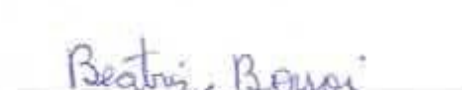

Fabio Luiz Bertotti
Orientador (UTFPR)



Robison Cris Brito
Coorientador (UTFPR)


Santo Tiveroli Filho
(UTFPR)


Cesar Rafael Claire Torrico
(UTFPR)


Kathya Silvia Collazos Linares
Orientador (UTFPR)


Beatriz Terezinha Borsoi
Coordenador de TCC


Mareo Antonio de Castro Barbosa
Coordenador do Curso de
Engenharia de Computação

AGRADECIMENTOS

À Deus por me conceder saúde, força e motivação para a realização desse trabalho;

Aos meus orientadores por acreditarem na minha proposta e no meu trabalho;

Aos meus pais Gerson e Ivone pelo apoio e pelo esforço para que eu pudesse chegar até aqui;

À minha irmã Ingrid por se manter ao meu lado;

À Andresa Dill por ser essa fortaleza, principalmente nos momentos mais difíceis;

Aos meus avós e demais familiares pelo apoio;

À Francisco e Tania pela acolhida e conforto que me proporcionaram no início da graduação;

Aos amigos que conheci durante a graduação, em especial aos companheiros de república: Cristiano, Dayki, Gabriel, Lucas Puhl, Márcio, Mateus e Paulo Henrique, pelos momentos que compartilhamos;

Aos amigos Lucas Lima, Osvaldo e Rodrigo pela amizade de longa data;

Aos professores Beatriz, Géry, Káthya, Marco, Omero e Sílvio, pela amizade, pelos conselhos e pelas oportunidades. Aos demais professores pela dedicação em transmitirem os seus conhecimentos.

Você PODE salvar o mundo. Se não você,
quem? Se não agora, quando?

Dan Brown, Inferno (2013).

RESUMO

HOELSCHER, Igor Gustavo. Sistema de monitoramento wireless de parâmetros fisiológicos. 2013. 78 f. Monografia – Curso de Engenharia de Computação, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Câmpus Pato Branco. Pato Branco, 2014.

O presente trabalho aborda o projeto e implementação de um sistema de monitoramento wireless da pressão arterial, taxa de saturação do oxigênio no sangue (SpO_2) e da frequência cardíaca, para apoio ao diagnóstico e uso pessoal. O texto discute os prós e contras dos diversos métodos de medição encontrados na literatura, que serviram para definir a técnica mais adequada ao que se propõe. O sistema é composto por dois sensores fotopletismográficos e um dispositivo de hardware que tem a função de condicionamento, aquisição dos sinais, processamento e envio dos valores via Bluetooth. Os dados são recebidos por um aplicativo, desenvolvido para smartphones e tablets Android, que realiza a interface entre o usuário e o sistema. Foram realizados testes com voluntários e testes de mesa a cada etapa. Os resultados indicam a relação entre o método PWV e a pressão arterial e discutem os pontos positivos e negativos do monitoramento contínuo de cada um dos parâmetros propostos.

Palavras-chave: Pressão arterial sanguínea. SpO_2 . Frequência cardíaca. Fotopletismografia. Android.

ABSTRACT

HOELSCHER, Igor Gustavo. Wireless physiological parameters monitoring system. 2013. 78 f. Monografia – Curso de Engenharia de Computação, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Câmpus Pato Branco. Pato Branco, 2014.

This work presents the development of a wireless physiological parameters monitoring system for diagnosis support and personal use. The system performs the measurement of blood pressure, blood oxygen saturation (SpO₂) and heart rate. Different measurement methods found in literature are presented and discussed. Based on them, it was defined the most appropriate technique for the measurement of such parameters. The system comprises two plethysmographic sensors and a device for signal conditioning, acquisition, data processing and transmission via Bluetooth technology to a smartphone. The received data is presented to the user by means of an Android application installed on the smartphone. System's test benches were performed and the parameters were measured for healthy volunteers. The results indicate the relationship between PWV and blood pressure method. Based on these findings, it is discussed the pros and cons of continuous monitoring for each measured parameters.

Keywords: Arterial blood pressure. SpO₂. Heart rate. Photoplethysmography. Android.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ilustração de um esfigmógrafo, inventado por Marey, por volta de 1881.	17
Figura 2 – Curva oscilométrica.	19
Figura 3 – Esfigmomanômetro automático.	20
Figura 4 – Manguito utilizado pelos dispositivos da Finapres Medical Systems.....	21
Figura 5 – Arranjo dos sensores PPG para medir o PTT.....	25
Figura 6 – Dispositivo de medição não-invasiva e sem manguito da pressão arterial.	26
Figura 7 – Parâmetros da componente pulsátil do sinal PPG utilizados para o treinamento da RNA e para a estimativa da pressão arterial.	27
Figura 8 – Curvas de absorção de luz nas hemoglobinas com e sem oxigênio, para um intervalo de comprimento de onda.....	29
Figura 9 – Diagrama de elementos do dispositivo proposto.	31
Figura 10 – Representação ilustrativa do sinal obtido, durante vários ciclos cardíacos, no dedo. A componente DC é significativamente maior que a componente AC.	32
Figura 11 – (a) Método de reflexão. (b) Método de transmissão.	33
Figura 12 – Posição do anel-sensor e configuração dos componentes no anel.	34
Figura 13 – Sensores de dedo e pulso.	34
Figura 14 – Sensor Nellcor DS-100A, da fabricante Covidien.	35
Figura 15 – Curva de resposta espectral do fotodiodo SFH-2400.....	36
Figura 16 – Configuração básica de um amplificador de transimpedância. Fonte: Adaptado de Westerman (2008).	37
Figura 17 – Circuito amplificador de transimpedância. Fonte: Autoria própria.	38
Figura 18 – Espectro de frequências presentes no sinal PPG.....	39
Figura 19 – Resposta em frequência ideal de um filtro passa-faixa.....	40
Figura 20 – Resposta em frequência de um filtro passa-faixa com aproximação Butterworth.	40
Figura 21 – Circuito de condicionamento utilizando passa-altas passivo.	41
Figura 22 – Resposta do circuito de condicionamento da Figura 16.....	42
Figura 23 – Circuito de condicionamento com filtros em configuração Sallen Key.	43
Figura 24 – Resposta em frequência do filtro implementado na Figura 18.	43
Figura 25 – Circuito de condicionamento de sinais implementado.	44
Figura 26 – Diagrama em blocos funcional do MSP430G2553.....	46

Figura 27 – Fluxo de medição da frequência cardíaca.	47
Figura 28 – Fluxograma de medição das amplitudes.	49
Figura 29 – Fluxograma de medição do PTT.	51
Figura 30 – Comparação entre o HC-07 e uma moeda.	52
Figura 31 – Pilha do sistema Android.	56
Figura 32 – Esboço da tela principal do aplicativo.	57
Figura 33 - Comunicação entre dispositivos Bluetooth via RFCOMM.	59
Figura 34 – Sinais condicionados dos sensores de dedo e pulso.	60
Figura 35 – (a) Sinal com o LED infravermelho ligado. (b) Sinal com o LED vermelho ligado.	61
Figura 36 – Momento da medição da frequência cardíaca.	61
Figura 37 – Valor da variável tempoBPM no momento da medição da frequência cardíaca. .	62
Figura 38 – Medição da amplitude do sinal do LED infravermelho do anel.	63
Figura 39 – Valor da variável ampIR no momento da medição de sua amplitude.....	63
Figura 40 – Medição da amplitude do sinal do LED vermelho do anel.	64
Figura 41 – Valor da variável ampRED no momento da medição da sua amplitude.	64
Figura 42 – (a) Sinal proveniente do pulso. (b) Sinal proveniente do anel.	65
Figura 43 – Valor da variável tempoPTT no momento da medição do PTT.	65
Figura 44 – (a) Gráfico de comparação dos valores de frequência cardíaca com a pressão arterial. (b) Gráfico de comparação dos valores de PWV com a pressão arterial.	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características ópticas e elétricas dos LEDs selecionados para o projeto.....	35
Tabela 2 – Principais componentes e parâmetros do microcontrolador MSP430G2553 para este trabalho.	45
Tabela 3 – Tabela de dados das medições com voluntários.	67

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Implementação da medição da frequência cardíaca.	48
Quadro 2 – Aquisição dos dados de amplitude dos sinais.....	50
Quadro 3 – Trecho de comando para medição do PTT.....	51
Quadro 4 – Trecho responsável pela preparação do pacote e envio.....	54
Quadro 5 – Implementação em software do cálculo da SpO2.	68

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	13
1.1. Contextualização e justificativas	13
1.2. Definição do problema	14
1.3. Objetivos	15
1.3.1. Objetivo geral	15
1.3.2. Objetivos específicos	15
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
2.1. Monitoramento da pressão arterial	17
2.1.1. O método auscultatório	18
2.1.2. O método oscilométrico.....	19
2.1.3. <i>Vascular Unloading Method</i>	21
2.1.4. O método tonométrico	22
2.1.5. <i>Pulse transit-time (PTT) method</i>	23
2.2. Oximetria de Pulso	27
3. FUNDAMENTOS E MÉTODOS	30
3.1. Escopo	30
3.2. Hardware.....	31
3.2.1. Sensores	31
3.2.2. Circuitos de condicionamento	38
3.2.3. Central de processamento e comunicação	44
3.3. Interface.....	54
3.3.1. O sistema Android	55
3.3.2. Android SDK	55
3.3.3. Interatividade	56
3.3.4. Bluetooth.....	57
4. TESTES E RESULTADOS.....	60
5. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS	71
6. REFERÊNCIAS.....	73

1. INTRODUÇÃO

Este capítulo irá apresentar os aspectos conceituais que envolvem o problema, as justificativas e as considerações que defendem a escolha do tema e a solução proposta. Por fim, serão demonstrados os objetivos do projeto.

1.1. Contextualização e justificativas

As doenças cardiovasculares estão entre as principais causas de morte no mundo. Fazem parte desse grupo a hipertensão e a arritmia cardíaca, duas das doenças mais citadas pelos médicos, segundo o PNAD 2008 (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA, 2010).

Arritmia cardíaca é o nome dado a qualquer falha ou irregularidade dos batimentos cardíacos. Podem ser palpitações, acelerações e até mesmo taquicardias e estão ligadas a problemas graves, como infarto e derrame cerebral, podendo levar a pessoa à morte. A Sociedade Brasileira de Cardiologia estima que uma em cada 13 pessoas com mais de 70 anos possuem fibrilação atrial, o tipo mais comum de arritmia. Essa doença “está associada a aumento do risco de acidente vascular encefálico, insuficiência cardíaca, e mortalidade total” (ZIMERMAN, FENELON, *et al.*, 2009).

A hipertensão é uma doença crônica¹ caracterizada pelos elevados níveis de pressão sanguínea nas artérias, fazendo com que o coração tenha que exercer maior força para bombear o sangue e fazê-lo circular pelos vasos sanguíneos. No Brasil, cerca de 40% dos homens e 27% das mulheres, com idade acima dos 25 anos, possuem pressão arterial elevada. A hipertensão figura entre as seis principais causas de internação hospitalar, no âmbito do SUS² (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA, 2009). No mundo todo, foram registradas cerca de 57 milhões de mortes no ano de 2008. Delas, 36 milhões (63%) aconteceram por doenças não transmissíveis, sendo a maior percentagem de mortes devido a doenças cardiovasculares (48%), principalmente em pessoas com hipertensão (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, 2012).

Os métodos de medição empregados nos hospitais, especialmente em unidades de terapia intensiva (UTI), para adquirir sinais biomédicos, como a pressão arterial, são conhecidos

¹ Doenças de longa duração e que progridem lentamente, podendo ter fases agudas, momentos de piora ou melhora sensível (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE).

² Sistema Único de Saúde é o nome atribuído ao plano de sistema público de saúde brasileiro, instituído pela Constituição Federal em 1988 (MINISTÉRIO DA SAÚDE).

por carregar um risco, ainda que pequeno, por serem invasivos. Estes riscos poderiam ser evitados, no entanto, se existisse um método de medição não-invasivo tão preciso quanto o utilizado e capaz de monitorar os parâmetros fisiológicos continuamente.

Um dos métodos mais comuns para medir a pressão arterial de maneira não-invasiva utiliza um equipamento conhecido por esfigmomanômetro e requer um operador com treinamento. Além disso, a utilização deste equipamento não permite o monitoramento contínuo e depende de vários fatores, principalmente o posicionamento do braço do paciente. Geralmente, esses instrumentos são empregados em clínicas, postos de atendimento e até mesmo em equipamentos digitais (onde não há situações de risco), que hoje se tornaram comumente acessíveis por pacientes, já que possuem opções de medição automática e interface de fácil entendimento.

Apesar da praticidade oferecida pelos esfigmomanômetros automáticos, O'Brien (2001) verificou que a maioria dos equipamentos que utilizam estes métodos e estão disponíveis no mercado não passam nos principais testes europeus, ou não são recomendados para uso.

“...dispositivos automáticos têm sido conhecidos pela sua imprecisão, e embora os dispositivos precisos começaram agora a aparecer no mercado, ainda não são concebidos para uso hospitalar, e a sua precisão depois de um período de tempo em uso não foi estabelecida.” (O'BRIEN, 2001)

Atualmente, o uso de smartphones e tablets é cada vez mais comum no mundo todo. Segundo a International Data Corporation (2013), foram vendidos cerca de 159,8 milhões de smartphones que utilizam Android no mundo todo, no quarto trimestre de 2012. O número é 88% maior que o registrado no mesmo período, em 2011. O Brasil é ainda o quinto maior mercado de dispositivos móveis do mundo (MOBITHINKING, 2012).

Com base no cenário apresentado, o presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um dispositivo para monitoramento contínuo da pressão arterial, da taxa de saturação do oxigênio no sangue (SpO_2) e da frequência cardíaca, visando alcançar um grupo de pessoas afetadas por doenças cardiovasculares, mais especificamente a hipertensão, profissionais da área médica e o público que deseja manter um registro dos sinais fisiológicos propostos (como atletas).

1.2. Definição do problema

O principal problema a ser abordado neste trabalho é o monitoramento dos sinais cardiovasculares (pressão arterial e frequência cardíaca) e respiratórios (SpO_2) de forma

contínua, feito por um dispositivo portátil e de baixo consumo de energia, com comunicação Bluetooth para que smartphones ou tablets com sistema operacional Android possam servir de interface.

Nesse momento, a expressão “monitoramento contínuo” deve ter seu significado delimitado, afim de restringir com precisão o escopo deste trabalho. É fato que qualquer dispositivo eletrônico depende de uma fonte de alimentação. Equipamentos portáteis encontram ainda mais ressalvas neste quesito como, por exemplo, pouco espaço disponível, uso de bateria, energia limitada pelo tamanho da bateria e a necessidade de baixa produção de calor. O dispositivo deverá, portanto, exercer um monitoramento contínuo em uma faixa de tempo determinada pelo usuário (ou médico especialista responsável, em caso de pacientes em situação de risco). Nesse contexto, o uso da sentença “monitoramento contínuo” se refere especificamente à aquisição dos dados batida-a-batida durante o seu funcionamento e não ao tempo em que o dispositivo permanece ligado.

Segundo Anliker *et al.* (2004), o mercado atual apresenta um grande número de produtos automatizados para realizar a medição de um ou dois parâmetros. As empresas Agilent, Philips e Nellcor desenvolveram oxímetros de pulso para monitoramento não invasivo de SpO₂ e frequência cardíaca. Para medição de pressão arterial, a Omron possui uma vasta família de dispositivos portáteis, com precisão comprovada na literatura.

Este trabalho demonstra a construção de um dispositivo capaz de unir estes vários tipos de equipamentos, com técnicas diferentes para monitoramento contínuo e ainda conexão com smartphones e tablets que utilizam o sistema operacional Android.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo geral

Desenvolver um sistema para monitoramento remoto e contínuo da frequência cardíaca, taxa de saturação de oxigênio no sangue e pressão arterial de um indivíduo. O dispositivo deverá possuir conexão com smartphones e tablets com sistema operacional Android, utilizando comunicação Bluetooth, os quais terão um aplicativo especializado para realizar a interface entre o usuário e o hardware.

1.3.2. Objetivos específicos

- Realizar estudos aprofundados sobre os principais métodos de medição de pressão arterial, SpO₂ e frequência cardíaca;

- Analisar e definir qual o método melhor se encaixa para reunir a aquisição dos três parâmetros propostos (pressão arterial, SpO₂ e frequência cardíaca) em um dispositivo compacto;
- Estudar as técnicas de condicionamento analógico de sinais, testar métodos diferentes para este estudo de caso e implementar um circuito capaz de tornar os sinais passíveis de aquisição;
- Desenvolver um software para microcontrolador para aquisição, processamento e envio de dados, sem o uso de fios, para um smartphone ou tablet;
- Desenvolver um aplicativo para o sistema operacional Android, que irá receber os dados e apresentá-los;
- Testar e comparar os resultados com dispositivos e métodos existentes.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

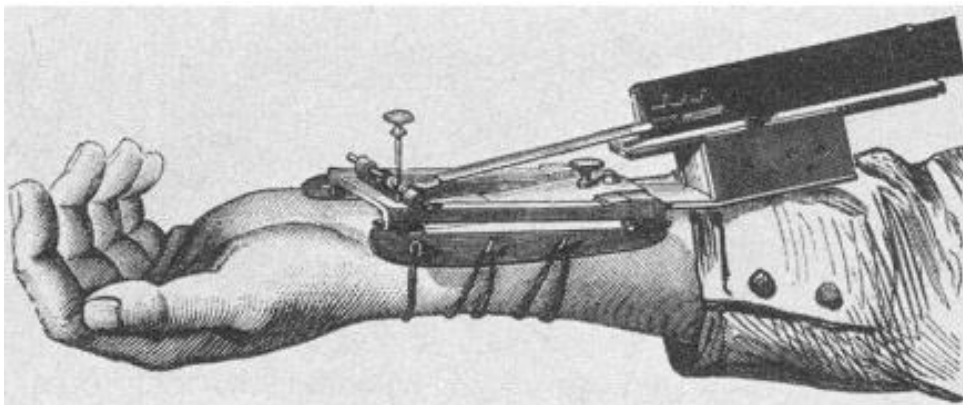
Esta seção vai apresentar um referencial histórico e bibliográfico sobre os diversos métodos não-invasivos de medição dos sinais biológicos propostos.

A literatura apresenta estudos sobre vários equipamentos para aquisição de sinais fisiológicos, mas poucos deles reúnem em um só dispositivo a medição da frequência cardíaca, da taxa de oxigenação do sangue e da pressão arterial. Para que estes parâmetros possam ser melhor entendidos fez-se necessário apresentar alguns pontos históricos da tecnologia na biomedicina e da fundamentação em que se baseia.

Para o trabalho desenvolvido, esta seção apresenta um embasamento, seguido por algumas referências que demonstram os pontos positivos e negativos de cada um dos métodos, com implementações e projetos de hardware e software, disponíveis na literatura.

2.1. Monitoramento da pressão arterial

O médico e inventor francês Jules Marey desenvolveu o primeiro método de medição da pressão arterial de forma não-invasiva em humanos em 1860, que utilizou a contrapressão hidráulica para realizar as medições (BOOTH, 1977). A partir de seus estudos, muitos dispositivos pneumáticos de contrapressão que envolviam os membros (braços, pernas e dedos) começaram a aparecer. Esses dispositivos observavam o mesmo espectro de oscilações a pressão do manguito à medida que esta aumentava, dando origem ao método oscilométrico. A Figura 1 mostra uma ilustração do esfigmógrafo atribuído a Jules Marey.



**Figura 1 – Ilustração de um esfigmógrafo, inventado por Marey, por volta de 1881.
Fonte: Retirado de Booth (1977).**

Graças à utilização precursora dos manguitos por Riva-Rocci em 1896, na Itália, e por Hill e Barnard em 1897, na Inglaterra, nasceu um dos critérios mais conhecidos e utilizados

atualmente na medição da pressão arterial: a técnica palpatória. Esta emprega a palpação da artéria braquial³ à medida que a pressão no manguito é reduzida de um valor alto a um valor baixo. No ponto do aparecimento do pulso, a pressão no manguito era identificada como a pressão sistólica (SOUZA, 2003).

Em meio aos estudos de Marey e Riva-Rocci, em 1905, na Rússia, Nikolai Korotkoff apresentou um novo método de medição, testado em animais, usando um manguito, um manômetro de mercúrio e um estetoscópio. Primeiramente, ele aumentou a pressão no manguito até parar a circulação do sangue na artéria radial. A pressão no manguito é então lentamente reduzida. Durante esta queda, foi possível ouvir sons através do estetoscópio, o qual foi colocado sobre a pele, próximo ao manguito. Estes sons foram afetados pela onda de sangue na artéria sob o manguito, e eram audíveis em 10-12 mmHg⁴, um pouco antes de ser possível identificar a pulsação. Neste ponto, a pressão do manguito indica a pressão máxima no sangue, enquanto que a pressão arterial mínima é obtida quando os ruídos desaparecem (GEDDES, 1991).

2.1.1. O método auscultatório

Os Sons de Korotkoff foram posteriormente divididos em cinco fases, de acordo com a sua intensidade. O aparecimento e o desaparecimento desses sons podem ser usados para determinar a pressão sistólica e diastólica, respectivamente, enquanto o manguito desinfla.

Infelizmente, a medição baseada no método auscultatório é difícil de ser automatizada – embora existam artigos que, com a evolução da computação, mostrem a possibilidade de determinar a pressão sistólica – já que o espectro de frequência nas cinco fases dos sons de Korotkoff são estritamente relacionadas à pressão arterial. Quando a pressão arterial de um paciente está alta, o espectro de frequência registrado também está acima que o normal. Já em pacientes hipotensos e crianças, a maior componente de frequência pode estar abaixo dos 8 Hz, o que está abaixo da frequência audível pelo ser humano (SORVOJA, 2006).

Cozby e Adhami (1993), por exemplo, descobriram uma componente de baixa frequência (sub-audível) dos sons de Korotkoff e concluíram que a energia na banda de 1-10

³ A artéria braquial ou artéria humeral é a principal artéria do braço. Esta é a continuação da artéria axilar, que ao chegar no cotovelo se divide entre as artérias radial e ulnar. O pulso da artéria braquial é palpável na parte anterior do cotovelo, e é utilizado para a esfigmomanometria (aferição da pressão arterial).

⁴ Apesar desta não ser uma unidade padrão do Sistema Internacional de Unidades para a medição de pressão, ela é amplamente utilizada na biomedicina e por isso será adota neste trabalho.

Hz cresce de 60% à 90% da energia total quando a pressão no manguito cai abaixo da pressão sistólica. Este recurso pode ser utilizado como um algoritmo de limiarização para a determinação da pressão arterial sistólica.

Rogueiro-Gómez e Pallás-Areny (1998) foram capazes de usar a relação de dispersão de energia espectral para determinar pressão arterial sistólica e diastólica com alta precisão: em 97% de todos os casos, os valores determinados para 15 pessoas estavam dentro de ± 1 batimento cardíaco.

Nas clínicas e postos de atendimento o método auscultatório ainda é o mais utilizado pelos especialistas, principalmente nas etapas de triagem e medição instantânea.

2.1.2. O método oscilométrico

O método oscilométrico, demonstrado por Marey, é o mais empregado em dispositivos de medição automática atualmente. Este se baseia na medição das variações de pressão induzidas pelo ciclo cardíaco durante a deflação do manguito, depois de inflá-lo com pressão acima da pressão arterial sistólica (como mostra a Figura 2).

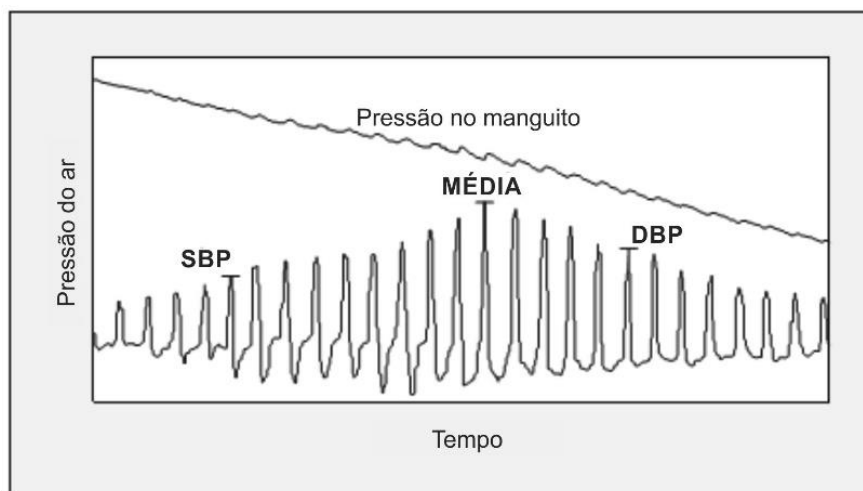


Figura 2 – Curva oscilométrica.

Fonte: Adaptado de Nitzan (2011).

Na Figura 2, a curva superior mostra a diminuição da pressão na bolsa abaixo da pressão sistólica. É possível ver as variações, quando a pressão é menor que a pressão sistólica (SBP). A curva inferior é o sinal da curva superior condicionado e amplificado.

A versão eletrônica desta técnica utiliza um sensor de pressão para observar as variações na pressão do manguito. Com o registro dessas variações, é possível que um algoritmo

as interprete e determine as pressões sistólica e diastólica, a partir da amplitude máxima da oscilação, também conhecida como razão característica.

Apesar do método oscilométrico ser um dos métodos mais automatizados atualmente, estudos mostram que a maioria destes dispositivos são inadequados para monitorar pacientes em risco, pelo seu nível de imprecisão e desconforto. A Figura 3 apresenta um esfigmomanômetro automático que utiliza a técnica oscilométrica.

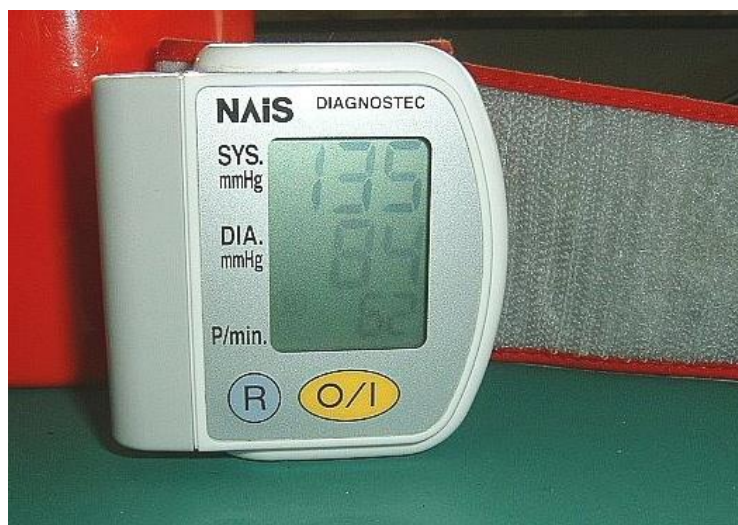


Figura 3 – Esfigmomanômetro automático.

Moraes e Cerulli (1999) estudaram o método oscilométrico utilizando uma deflação linear na pressão do manguito, controlada por computador, com 10 pacientes e 75 voluntários. Como referência, eles utilizaram o método auscultatório. Utilizando uma regra percentil fixa, eles verificaram uma razão característica de 56% para a pressão sistólica e 76% para a diastólica. Além disso, obtiveram erros de $(-0.9 \pm 7.0)^5$ mmHg e (1.0 ± 6.5) mmHg para pressões arteriais sistólica e diastólica, respectivamente. Utilizando uma classificação adaptativa, baseada na circunferência do braço e na pressão arterial média, Moraes *et. al* (2000) obtiveram uma precisão de (-1.5 ± 5.1) mmHg na sístole e (0.6 ± 5.9) mmHg na pressão diastólica.

Bur *et al.* (2000) estudaram a precisão de um monitor de pressão arterial oscilométrico (da fabricante Hewlett Packard). Eles testaram três manguitos de diferentes larguras em seus voluntários. Estes pacientes se encontravam internados e em estado crítico, portanto foi possível

⁵ Este formato é utilizado como padrão para demonstrar a precisão de um equipamento de medição de pressão arterial na maioria dos documentos e indica (erro médio \pm desvio padrão).

utilizar a pressão intra-arterial como referência. Os autores concluíram que o dispositivo subestimava a pressão arterial significativamente e acabou produzindo um grande número de medições fora dos padrões clinicamente aceitáveis. É possível afirmar que este tipo de dispositivo é, portanto, inadequado para monitorar pacientes em situação crítica (BUR, HIRSCHL, *et al.*, 2000). Outros estudos ainda mostram que monitores oscilométricos podem produzir leituras errôneas em pacientes com problemas circulatórios ou no coração.

2.1.3. *Vascular Unloading Method*

Os métodos de medição contínua (batida-a-batida) foram apresentados recentemente e ainda não estão difundidos no meio clínico, apesar de serem alvos de muitos estudos e se basearem em afirmações teóricas já conhecidas no meio. J. Penaz descreveu em 1973 uma técnica capaz de medir a pressão arterial não-invasiva e continuamente diretamente no dedo. Mais tarde, Boehmer (1987) descreveu um protótipo baseado nesse mesmo método e que depois ficou conhecido como Finapres™.



Figura 4 – Manguito utilizado pelos dispositivos da Finapres Medical Systems.

Fonte: Adaptado de www.finapres.com.

O *vascular unloading method* (método de descarga vascular, em tradução livre) foi um dos primeiros métodos de medição batimento-a-batimento da pressão arterial descritos na literatura. Oxímetros de pulso são capazes de medir a mudança do volume de sangue na artéria, e este volume pode ser transformado em pressão. Para isso, dispositivo apresentado por Boehmer aplica uma contrapressão no dedo afim de manter o volume de sangue na artéria constante e linearizar essa transformação. Portanto, a pressão que é feita sobre o dedo para manter o volume de sangue na artéria constante é equivalente à pressão arterial (BOEHMER, 1987).

A precisão da medição feita pelo Finapres foi discutida em mais de 150 artigos publicados. Sorvorja (2006) apresenta alguns os resultados obtidos por estes artigos e os classificou em uma tabela. Em todos os documentos, os autores compararam as medições do Finapres ao método de intra-arterial. O Finapres não é mais encontrado, já que a empresa

holandesa Finapres Medical Systems B.V. o substituiu pelo Finometer[®] e pelo Portapres[®]. O estudo mostra a evolução do dispositivo e valida o método.

Maestri *et al.* (2005) foram os responsáveis por publicar um dos últimos estudos que confrontam o Finometer com o Finapres. Eles conduziram medições contínuas de pressão arterial por quatro horas em 19 pacientes cardíacos, utilizando pressão intra-arterial como referência. Como resultado, os autores concluíram que a precisão do Finometer é maior que a do Finapres, na medição não-invasiva da pressão arterial absoluta (SORVOJA, 2006).

2.1.4. O método tonométrico

O método tonométrico envolve a aplanagem de uma artéria com suporte ósseo, como a artéria radial, para avaliação da rigidez arterial e possibilita o registro da forma de onda completa da pressão arterial periférica não-invasiva e continuamente. Este método, capaz de realizar uma medição contínua, utiliza um dispositivo composto por um transdutor (tonômetro) que é colocado em contato com o ponto da artéria onde a pulsação é mais forte. Em seguida o tonômetro é empurrado em direção ao vaso, utilizando algum tipo de contrapressão. A artéria repousa sobre o osso sendo aplanada e nesse momento a pressão de suporte é igual à pressão na artéria naquele ponto. Se a pressão aumentar muito a artéria vai fechar e a medição terá erros. Por isso a contrapressão deve ser controlada utilizando informações de distribuição de stress (SORVOJA, 2006).

A técnica tonométrica utiliza um microtransdutor, uma matriz de sensores rígidos ou um diafragma flexível. No entanto, os sensores devem ser pequenos em relação à artéria e o material deve ser rígido. Isso fez com que a maioria dos dispositivos criados a partir desse método utilizem materiais piezelétricos ou piezo-resistivos (feitos de silício) (SORVOJA, 2006).

Zorn *et al.* (1997) validaram o monitor tonométrico, com o dispositivo conhecido como Colin Pilot 9200, em 20 pacientes utilizando pressão intra-arterial como referência. Eles conseguiram precisão de (2.24 ± 8.7) mmHg e (0.26 ± 8.88) mmHg. A partir daí, o dispositivo passou a ser usado em estudos para estimar a forma de onda da pressão arterial na aorta central.

Chen *et al.* (1997) estudaram um modelo matemático generalizado e obtiveram uma leitura quase idêntica à referência ((0.2 ± 3.8) mmHg). Salo *et al.* (2004) demonstraram um tonômetro utilizando sensores capacitivos de tecnologia CMOS. A tecnologia CMOS combinada com técnicas de micro-usinagem permitiu a concepção de um chip pequeno, portátil e de baixo consumo de energia (11.5 mW).

2.1.5. *Pulse transit-time method (PTT)*

Em 1628, Willian Harvey publicou os primeiros estudos descrevendo a circulação do sangue no corpo humano. Seu trabalho estabeleceu que a onda de sangue que pulsa nas artérias é uma manifestação do ciclo cardíaco. Mais tarde, reconheceu-se que a elasticidade da artéria está relacionada diretamente com a velocidade dos impulsos de sangue que propagam-se através dela (ASMAR, 1999).

Moens e Korteweg (1878) derivaram uma expressão matemática para a velocidade com que o sangue viaja ao longo de uma artéria como sendo uma função de vários fatores como o coeficiente de elasticidade, a espessura da parede do vaso e o diâmetro da artéria no final da diástole. A velocidade da onda PWV (do inglês, *pulse wave velocity*) em função da espessura da parede arterial (t), do diâmetro do vaso (d), da densidade do sangue (ρ) e do módulo de Young que descreve a elasticidade da parede da artéria é dada por (ASMAR, 1999):

$$PWV = \sqrt{\frac{tE}{\rho d}} \quad (1)$$

Em 1981, Geddes mostrou que é possível monitorar a pressão arterial diastólica continuamente utilizando técnicas para determinar o PWV. Desse modo, verificou-se que o módulo de Young (E) não é uma constante, mas sim uma função da pressão. Essa relação é expressa por $E = E_0 e^{\alpha P}$, onde E_0 é o módulo de pressão inicial, α é uma constante que depende do vaso. Assim, a equação (1) pode ser escrita como:

$$PWV = \sqrt{\frac{tE_0 e^{\alpha P}}{\rho d}} \quad (2)$$

Franchi *et al.* (1996) encontraram algumas relações entre o atraso do pico do complexo QRS de um Eletrocardiograma (ECG) e a detecção do pulso na aorta e o atraso entre a detecção do pulso no lóbulo da orelha. Eles utilizaram um sensor fotopletismográfico (PPG, do inglês *photoplethysmography*) para detecção do pulso. A partir destes estudos o PPG tornou-se um dos principais métodos de detecção de pulso.

Para Chen *et al.* (2000) a principal dificuldade para este método é que a elasticidade da parede da artéria não é constante. Em seu trabalho, no entanto, eles propuseram um estudo inicial que combina as componentes de baixa e alta frequência no cálculo do PTT para estimar

a pressão arterial sistólica. O tempo de propagação foi calculado utilizando o atraso na detecção do pulso no dedo (dado por um PPG) e o pico do complexo QRS de um ECG.

A literatura indica que dois grupos de pesquisadores têm liderado a exploração do método desde os anos 2000. O primeiro é coordenado pelo professor Henry Asada, no MIT. Rhee e Yang *et al.* (1998) introduziram um anel-sensor, capaz de efetuar medições 24 horas por dia. *The Ring Sensor* é um tipo de sensor fotopletoisotomográfico e oxímetro de pulso que, acoplado ao dedo, é capaz de medir continuamente alguns sinais fisiológicos do paciente. O sistema microcontrolado possuía ainda um acelerômetro para correção do sinal, eliminando ruídos provocados por pequenas vibrações, e um transmissor RF.

O dispositivo desenvolvido por Yang e Rhee *et al.* (1998) foi substituído posteriormente por dois anéis, um com enfoque na redução de ruído e outro na redução do consumo energético. Comprovou-se que este se tornou resistente à interferências geradas por outros equipamentos e pela luz ambiente. Foi possível ainda medir a frequência cardíaca de um paciente 24 horas por dia, durante um mês, com uma pilha de lítio, do tipo botão (RHEE, YANG e ASADA, 2000).

A equipe de Henry Asada considerou ainda a medição da pressão arterial a partir dos sinais do PPG. Porém, Shaltis, Reisner e Asada (2005) publicaram um estudo demonstrando uma relação complexa entre eles. Eles concluíram que a medição depende de várias componentes, que em laboratório puderam ser controladas. Além disso, indicam que os sensores precisam ser recalibrados após um período de 20 minutos de medição.

Apesar destas discussões, McCombie, Reisner e Asada (2006) publicaram um estudo mostrando a possibilidade de se estimar a pressão arterial utilizando dois sensores PPG *in-line* (como mostra a Figura 5) para medir o PTT. Para que seja possível realizar as medições, é necessário realizar uma única medição utilizando outro equipamento inicialmente, como dado de entrada no sistema.

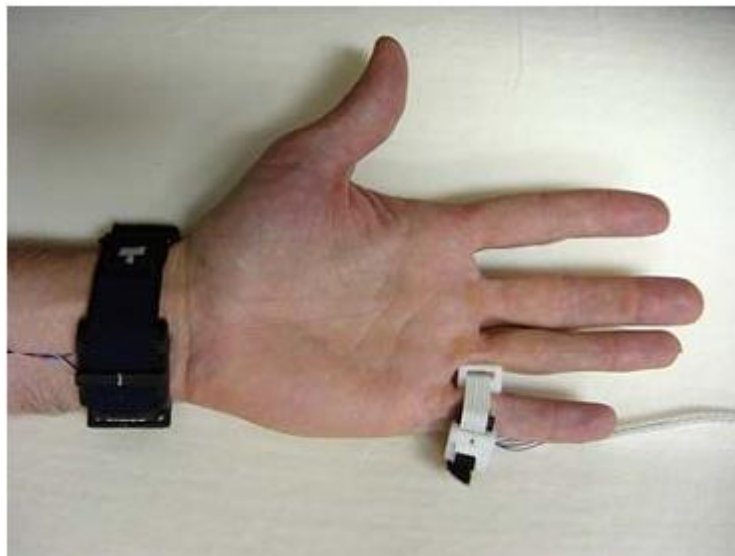


Figura 5 – Arranjo dos sensores PPG para medir o PTT.
Fonte: Retirado de McCombie et al. (2006).

A segunda equipe é liderada pelo professor Yuan Ting Zhang, na China. No trabalho publicado em 2001, Chan *et al.* descreveram um método de medição da pressão arterial a partir do PTT, obtido a partir de um sistema ECG-PPG. Após 20 medidas de teste, eles obtiveram uma precisão de (7.5 ± 8.8) mmHg na pressão diastólica, (6.1 ± 5.6) mmHg na pressão arterial média e (4.1 ± 5.6) mmHg para a pressão arterial sistólica. O documento, porém, não indica o modelo do dispositivo utilizado como referência (CHAN, HUNG e ZHANG, 2001).

Em 2003, Zheng e Zhang publicaram um artigo descrevendo medições com três tipos diferentes de anéis: convexo, chato e côncavo. O sensor PPG (composto de um LED e um fotodiodo) foi fixado do lado do anel que fica em contato com a palma do dedo. No outro lado, dois eletrodos de ECG foram posicionados. O anel convexo mostrou melhores resultados na clareza do sinal, eliminando ruídos externos. Eles utilizaram esse anel para medições em 15 indivíduos jovens e saudáveis, obtendo uma precisão de (0.2 ± 7.3) mmHg na pressão sistólica e (0.0 ± 4.4) mmHg na pressão arterial diastólica, utilizando o dispositivo oscilométrico BP-8800, da Colin, como referência. Os pesquisadores registraram medições em três fases: repouso, durante caminhada e durante a recuperação do exercício (ZHENG e ZHANG, 2003).

Hung *et al.* (2003) descreveram um sistema de monitoramento wireless, utilizando comunicação Bluetooth com celulares, PCs e PDAs, acoplado ao anel proposto pela equipe de Zhang. Mais recentemente, Xu *et al.* (2012) apresentaram um equipamento (Figura 6) que utiliza sensores ECG e PPG para medição da pressão arterial no braço. Este dispositivo pode medir continuamente e de forma não-invasiva a pressão arterial e enviar os dados para um smartphone ou tablet Android.

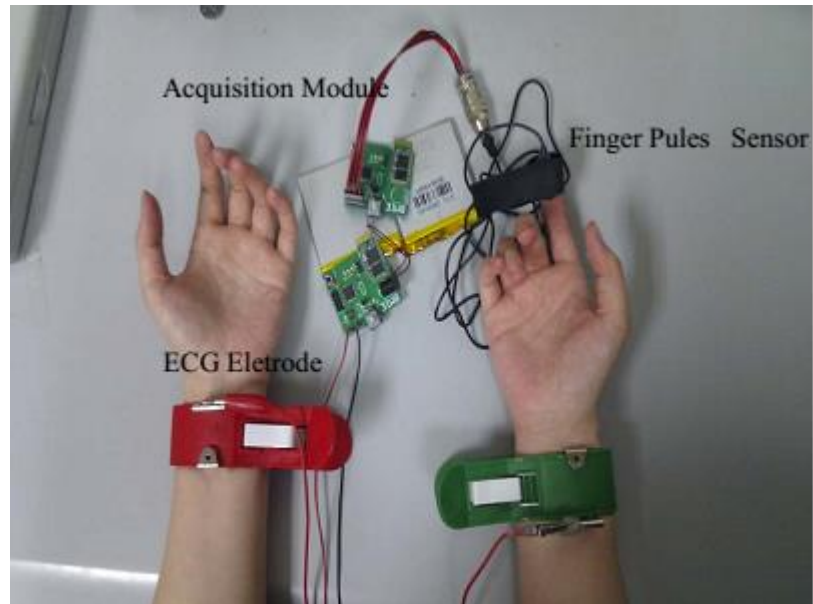


Figura 6 – Dispositivo de medição não-invasiva e sem manguito da pressão arterial.

Fonte: Retirado de Xu (2012).

Kurylyak *et. al* (2013) confirmaram a existência de uma relação entre a duração do pulso sanguíneo e a pressão arterial. Utilizando um sensor e obtendo um único sinal PPG eles conseguiram estimar a pressão arterial com precisão de (3.80 ± 3.46) mmHg na sístole e (2.21 ± 2.09) mmHg na diástole. Os autores utilizaram 21 parâmetros obtidos do sinal PPG como entrada para uma Rede Neural Artificial (RNA), que foi treinada por 15000 sinais diferentes. A Figura 7 mostra a representação dos parâmetros obtidos no sinal PPG e utilizados como vetor de entrada na RNA.

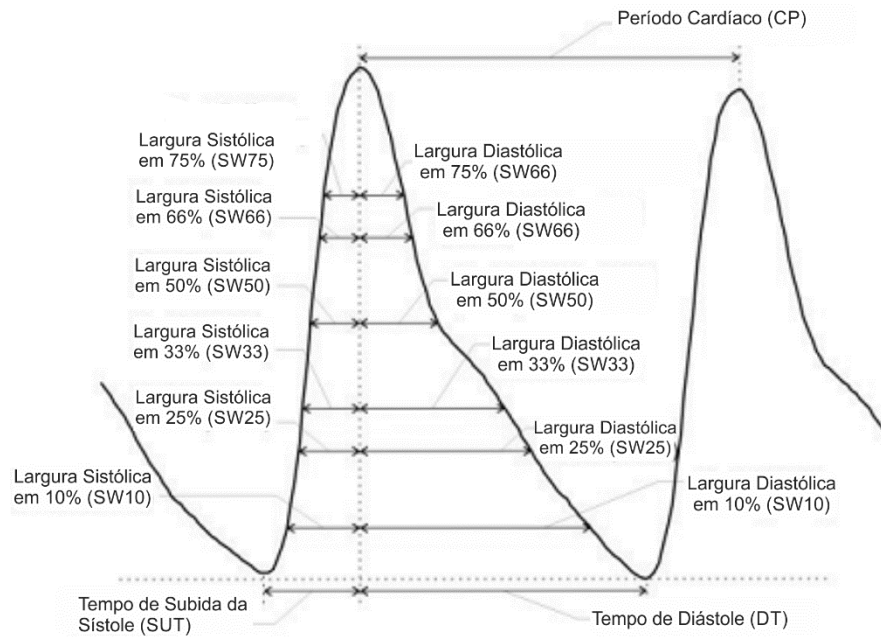


Figura 7 – Parâmetros da componente pulsátil do sinal PPG utilizados para o treinamento da RNA e para a estimativa da pressão arterial.

Fonte: Adaptado de Kurylyak *et. al* (2013).

2.2. Oximetria de Pulso

A concentração de oxigênio no sangue depende dos sistemas cardiovascular e respiratório. Além disso, um fornecimento insuficiente de oxigênio aos órgãos pode resultar em danos teciduais permanentes e até mesmo a morte (ZHOU, 1989).

A oximetria de pulso é um método de monitoramento da frequência cardíaca e do nível de oxigênio no sangue. Essa técnica utiliza basicamente dois LEDs (de comprimentos de onda diferentes) que devem ser colocados junto ao dedo. A luz emitida reflete na corrente sanguínea e é detectada por sensores óticos. Desse modo, é possível calcular a taxa de saturação do oxigênio no sangue levando em consideração o princípio de que as hemoglobinas oxigenadas possuem um maior coeficiente de absorção de luz infravermelha, enquanto que a hemoglobina desoxigenada possui uma maior taxa de absorção da luz vermelha (LI, 2007). A saturação de oxigênio se dá, portanto, pela razão entre a hemoglobina oxigenada e a hemoglobina desoxigenada, e pode ser definida por:

$$SpO_2 = \left[\frac{C(HbO_2)}{C(HbO_2) + C(Hb)} \right] \times 100(\%) \quad (3)$$

C (Hb) = Concentração de hemoglobinas desoxigenadas

C (HbO₂) = Concentração de hemoglobinas oxigenadas

A principal vantagem dos sensores óticos para aplicações médicas é a sua segurança, pois não há contato elétrico entre o paciente e o equipamento. Além disso, esses dispositivos tornam-se mais resistentes à interferências eletromagnéticas (TOWNSEND, 2001). A oximetria de pulso é ainda uma ferramenta de baixo custo e de técnica não invasiva que vem sendo aceita como padrão para medições da SpO_2 desde 1987, pelo ISO (International Standards Organisation) e pelo CEN (European Committee for Standardisation) (SUKOR, 2012).

Um oxímetro de pulso comum utiliza dois LEDs pequenos que operam em dois comprimentos de onda diferentes: um LED vermelho (de comprimento de onda 660nm, aproximadamente) e um LED infravermelho (940nm). A absorção em cada comprimento de onda indica a presença de hemoglobinas oxigenadas e desoxigenadas (LI, 2007). A isto aplica-se a lei de Beer e Lambert, que estabelece que a concentração de um soluto dissolvido num solvente pode ser determinada pelo seu grau de absorção luminosa. Como a resposta de um sensor PPG ilustra um ciclo sístole-diástole, a frequência cardíaca também pode ser medida.

A Freescale publicou em 2012 uma revisão para o *application note* denominado Pulse Oximeter Fundamentals and Design, escrito por Santiago Lopez. Nela, duas equações são propostas para se medir automaticamente a taxa de saturação do oxigênio no sangue. A primeira utiliza ambas as componentes do sinal (AC e DC) e o resultado depende de uma tabela, obtida de testes e medições prévias em pacientes. Essa fórmula pode ser escrita como:

$$\frac{(AC_{660})/(DC_{660})}{(AC_{940})/(DC_{940})} \quad (4)$$

Outra maneira para calcular a SpO_2 é utilizar apenas a componente AC do sinal, escrita como (LOPEZ, 2012):

$$R = \frac{\log_{10}(I_{AC})\lambda_1}{\log_{10}(I_{AC})\lambda_2} \quad (5)$$

Na equação (5), I_{AC} representa a intensidade de luz absorvida em λ_1 (LED vermelho) e em λ_2 (LED infravermelho). Na implementação, disponibilizada pela Freescale, esse valor é dado pela média quadrática da tensão (V_{rms}). O valor R é definido na literatura como sendo “*Ratio of Ratios*”. Uma vez tendo calculado o valor R, é possível medir a SpO_2 utilizando uma tabela que difere para cada tipo de sensor e equipamento. Essa tabela pode ser obtida realizando medições com um oxímetro já calibrado.

A Figura 8 mostra a diferença significativa entre os espectros de absorção ótica entre os dois tipos de hemoglobinas e que possibilitam a aplicação deste método. Níveis de absorção da luz nas hemoglobinas desoxigenadas (Hb) e oxigenadas (HbO₂). Quanto maior a diferença de absorção melhor é a detecção das hemoglobinas no sensor (a luz vermelha facilita a detecção de hemoglobinas sem oxigênio e a luz infravermelha permite maior detecção de hemoglobinas oxigenadas). Um ponto de isobéptico é o comprimento de onda no qual a absorção de duas ou mais espécies de compostos são as mesmas.

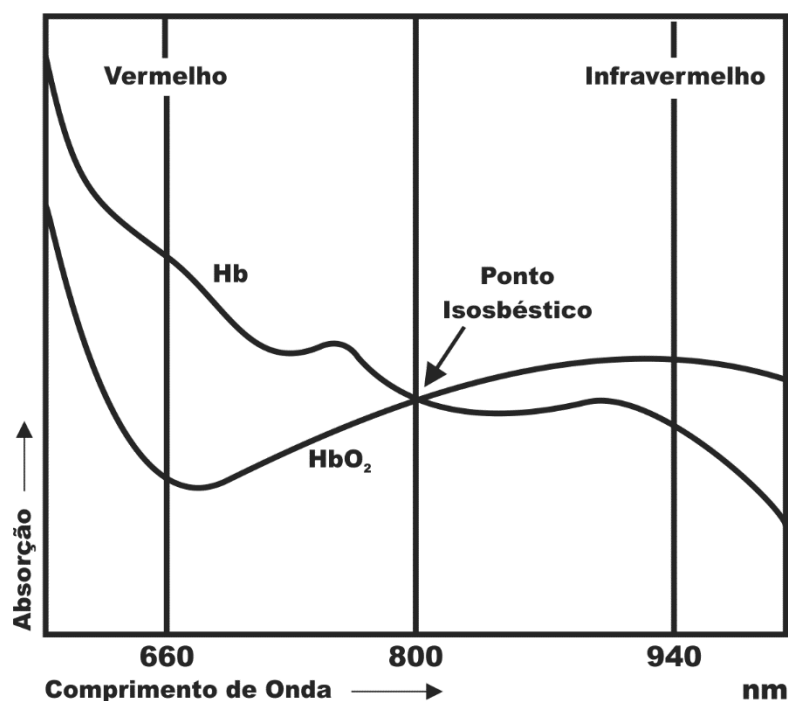


Figura 8 – Curvas de absorção de luz nas hemoglobinas com e sem oxigênio, para um intervalo de comprimento de onda.

Fonte: Adaptado de Townsend (2001).

Adochiei *et al.* (2011) desenvolveram um Oxímetro de Pulso de baixo consumo de energia e transmissão dos dados via WiFi ou GSM/GPRS. Utilizando o Metron SpO₂ Simulator eles conseguiram aferir a precisão, na faixa de 70-100% para saturação do oxigênio, e 30-300 bpm para frequência cardíaca. Além disso o protótipo tinha uma autonomia de 205 horas de medição, utilizando duas pilhas AAA.

3. FUNDAMENTOS E MÉTODOS

Essa seção vai detalhar a metodologia abordada no desenvolvimento do projeto. Serão, portanto, apresentados aspectos teóricos e práticos, com uma descrição técnica linear do que foi realizado durante a implementação do sistema.

3.1. Escopo

A revisão bibliográfica apresenta alguns documentos que demonstram a maioria dos métodos de medição da pressão arterial, além do método, adotado como padrão, para medição da frequência cardíaca e SpO₂. A finalidade da seção anterior foi, portanto, definir modelos e conceitos a fim de fundamentar o âmbito de trabalho.

Levando em conta que o objetivo do trabalho é efetuar a leitura dos sinais descritos de maneira contínua, o método empregado é o de medição do PWV. Para isso, foram utilizados dois sensores PPG em linha, posicionados um sobre a artéria radial e outro sobre a artéria digital. Este último é o responsável também pela leitura da taxa de saturação do oxigênio no sangue e da frequência cardíaca.

Segundo Chen *et. al* (2012), a aquisição da PWV pode ser feita com um baixo custo. Em termos de engenharia, um software pode substituir grande parte do hardware usado em outros métodos, o que simplifica a estrutura mecânica e facilita a manufatura. Graf, Craiem e Armentano (2010) comprovaram a relação entre a PWV e a pressão arterial, utilizando transdutores mecânicos, e comparando com resultados obtidos a partir de métodos de tonometria e oscilometria. “A medida da PWV é geralmente aceita como o método mais simples, não invasivo, robusto e reproduzível para determinar a rigidez arterial” (GRAF, CRAIEM e ARMENTANO, 2010).

O trabalho inicia com a confecção do hardware, composto de sensores, circuitos de condicionamento, aquisição, processamento e transmissão. Depois, foram implementados os softwares de leitura, processamento, comunicação e apresentação dos dados ao usuário. A princípio, a implementação seguiu o diagrama proposto na Figura 9.

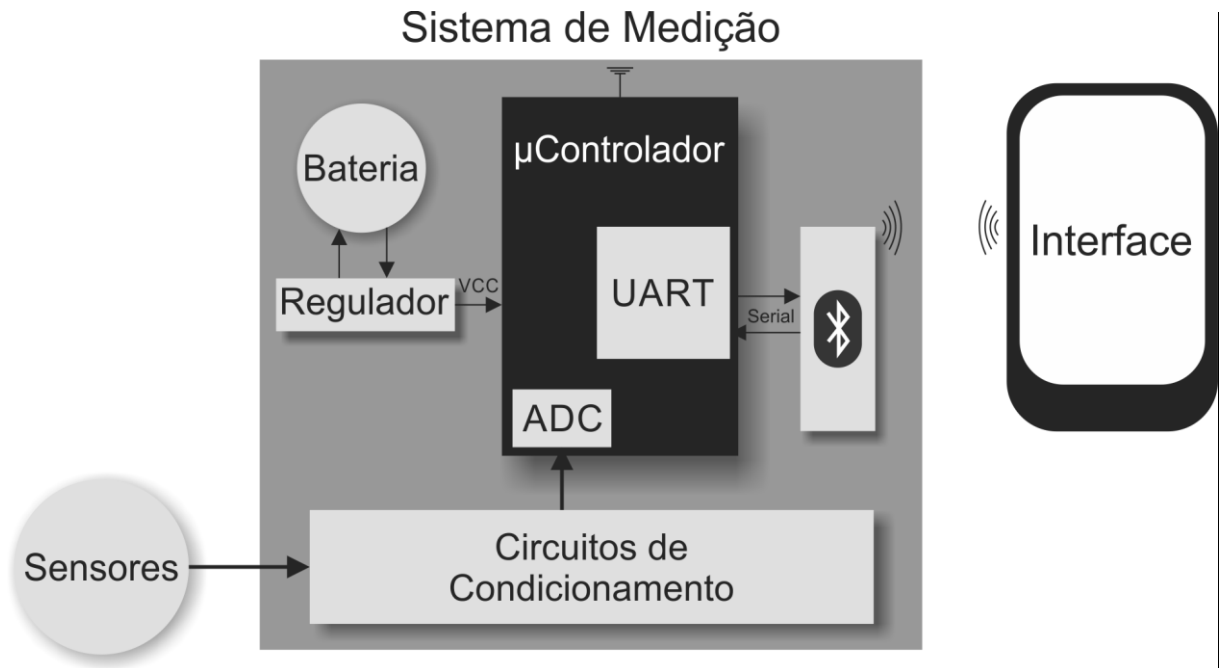


Figura 9 – Diagrama de elementos do dispositivo proposto.
Fonte: Autoria própria.

3.2. Hardware

Definidos os métodos, foi feita a construção do hardware. Este deve ser pequeno, para atender ao requisito portabilidade. Os sensores foram dispostos de forma que o usuário não se sinta incomodado pelo dispositivo que estará em contato com seu corpo. Estes também devem ser colocados próximo ao circuito de condicionamento, para que qualquer interferência externa seja minimizada.

Os circuitos de condicionamento de sinais foram desenvolvidos a partir de modelos existentes na literatura. Neste documento, este estudo, além das simulações e ajustes práticos devem ser apresentados nas próximas páginas. Tendo o sinal condicionado, esse é amostrado e convertido para digital pelo conversor A/D do microcontrolador. Assim, esse sinal pode ser processado, a fim de obter os valores desejados.

3.2.1. Sensores

A princípio o dispositivo deve seguir o design da Figura 5, apresentado por McCombie *et. al*, em 2006. Dois sensores fotopletismográficos são colocados em linha, um sobre a artéria radial, outro sobre a artéria digital. Este último fará a leitura também da taxa de saturação do oxigênio no sangue e da frequência cardíaca. Essa configuração permite a medição do PTT e por consequência do PWV. Cada um dos sensores deve obter um sinal PPG (depois de condicionado), como o mostrado na Figura 6, que representa o ciclo cardíaco. A Figura 10

mostra o sinal descrito inicialmente pela equipe de Asada *et. al* em 2003, capturado por um anel-sensor.

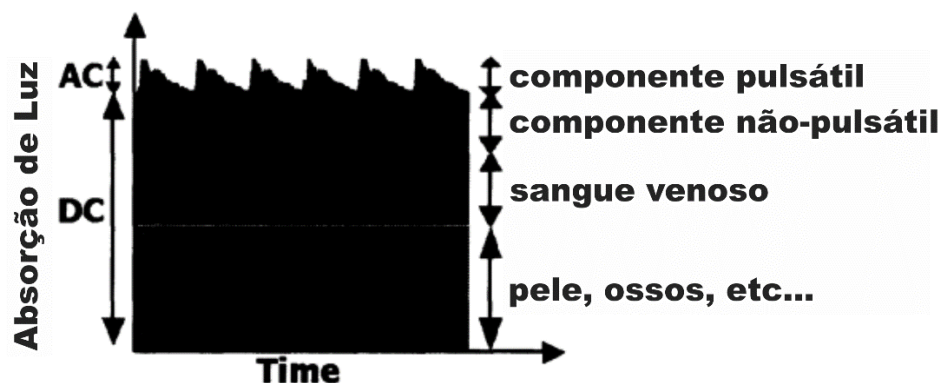


Figura 10 – Representação ilustrativa do sinal obtido, durante vários ciclos cardíacos, no dedo. A componente DC é significativamente maior que a componente AC.

Fonte: Adaptado de Asada *et. al* (2003).

Algumas flutuações na componente DC podem ocorrer se o caminho pelo qual a luz percorre até o sangue e volta ao fotodiodo é perturbado ou se o nível de sangue arterial é alterado. Esse ruído pode alterar a componente AC, destruindo, assim, a forma de onda pulsátil. Por esse motivo, muitos estudos propõem diferentes estruturas para a confecção do sensor fotopletoimétrico. Além disso, a escolha de técnicas de condicionamento adequadas devem levar a um melhor resultado, sendo possível ler uma forma de onda tão perfeita quanto possível.

Dois pontos são cruciais no projeto de um anel-sensor: a posição no dedo e o caminho pelo qual a luz deverá viajar a partir dos LEDs, até o fotodiodo. Inicialmente, foi proposto que o anel fosse posicionado na base dos dedos e, os LEDs e o fotodiodo fossem colocados nos lados, em vez de posicioná-los na ponta dos dedos. Esse local é desejável por três razões (JIANG, 2004):

- Ambos os lados do dedo tem uma camada de tecido epidérmico mais estreita, através da qual os fótons podem atingir os vasos sanguíneos alvo com menos atenuação;
- As artérias digitais estão localizadas perto da superfície da pele em paralelo com o comprimento do dedo;
- Quando um movimento é feito no dedo, a base é afetada em menor quantidade.

A literatura apresenta vários documentos (alguns discutidos no capítulo 2) a possibilidade de utilizar duas configurações para a detecção de pulsos na artéria digital: a partir da reflexão ou da transmissão. Pros e contras são discutidos até hoje em torno destas duas

configurações (JIANG, 2004). A Figura 11 pode ilustrar com mais detalhes como ocorre transferência da luz nas duas configurações.

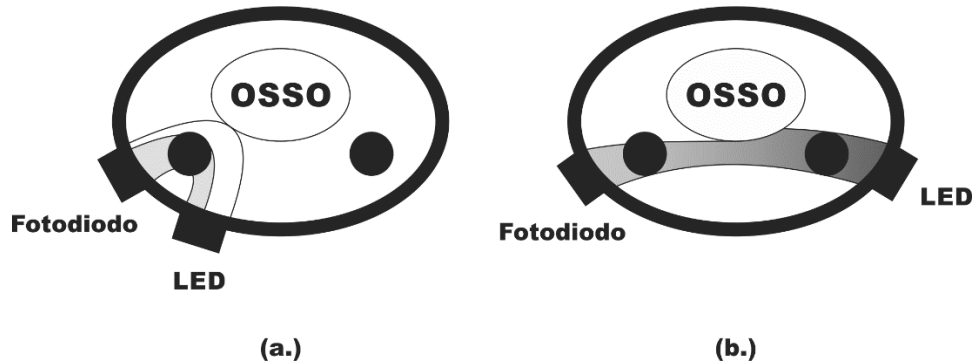


Figura 11 – (a) Método de reflexão. (b) Método de transmissão.
Fonte: Adaptado de Jiang (2004).

A Figura 11 mostra que, na configuração de reflexão, grande parte da luz não atinge a artéria. Já, utilizando a configuração por transmissão, um caminho muito maior deve ser percorrido, fazendo com que a intensidade de luz tenha que ser proporcionalmente maior. Além disso, a qualidade do sinal obtido nessa configuração depende de alguns outros fatores, como o material biológico encontrado no caminho e uma possível deformação no dedo, quando está sob pressão.

Jiang (2004) realizou comparações entre as duas configurações, quanto à resistência à movimentação. O autor concluiu que a técnica de reflexão é a mais adequada já que, com os LEDs e o fotodiodo estando em firme contato com a pele, o caminho pelo qual a luz viaja é muito menor, conseqüentemente a movimentação altera com menos intensidade esse caminho. Além disso, o documento mostra que o sensor deve ser pressionado contra a parede da artéria, fazendo com que a componente DC seja ainda menor. Isso também valida o estudo feito por Zheng e Zhang (2003), discutido na seção 2.1.5, que conclui que o formato convexo do sensor pode obter um sinal de melhor qualidade, já que pressiona o local da artéria.

A partir destas escolhas, a Figura 12 mostra o local em que o anel deveria ser posicionado, e como seriam colocados os LEDs e o fotodiodo.



Figura 12 – Posição do anel-sensor e configuração dos componentes no anel.
Fonte: Autoria própria.

No entanto, durante a implementação, muitos erros foram encontrados ao utilizar o método de reflexão na base do dedo, como indicado. A maioria deles se deve à dificuldade de se isolar os sensores das interferências luminosas externas e aos diferentes formatos de dedo. Por isso, foi necessário adaptar os componentes à carcaça de um oxímetro comercial. Estes utilizam a técnica de transmissão, na ponta dos dedos. A Figura 13 mostra a disposição do sensor utilizado no dedo e no pulso do usuário.



Figura 13 – Sensores de dedo e pulso.

A Freescale e a Texas Instruments, responsáveis pela fabricação de componentes eletrônicos e microcontroladores, divulgaram em seus sites alguns documentos descrevendo a implementação de oxímetros de pulso. Ambas utilizam um sensor da série Nellcor DS-100 (apresentado na Figura 14) que possui as mesmas características de design que o sensor construído.



Figura 14 – Sensor Nellcor DS-100A, da fabricante Covidien.

Com o sensor que é colocado no pulso foi possível seguir a mesma configuração projetada. Os componentes são posicionados exatamente sobre a artéria radial, e suportados por uma peça de metal e modelada por epóxi. O local é utilizado com frequência para detectar a pulsação a partir do tato. Em alguns casos a artéria radial se apresenta superficial em todo antebraço. Neste sensor, apenas o LED infravermelho foi colocado, já que não há necessidade de medição de SpO₂, que é feita pelo anel.

Os LEDs e sensores utilizados foram escolhidos de acordo com fundamentação teórica. Como mostra a Figura 8, o LED vermelho deve ter comprimento de onda próximo aos 660nm, enquanto que o LED infravermelho deve se aproximar dos 940nm. Buscando proximidade com estes valores, os componentes selecionados para o desenvolvimento deste trabalho foram o LED vermelho VLMD31M2P1-GS08, de comprimento de onda de 648nm, e o LED infravermelho VSML371-GS08, de 940nm – estes dois da fabricante Vishay Semicondutores. A Tabela 2 mostra as características elétricas e ópticas dos componentes, onde λ é o comprimento de onda, $\Delta\lambda$ é o espalhamento espectral, θ é o ângulo total de meia intensidade, V_F é a tensão contínua direta, I_F é a corrente contínua direta. Estes dados foram retirados dos *datasheets* dos fabricantes.

Tabela 1 – Características ópticas e elétricas dos LEDs selecionados para o projeto.

	λ (nm)	$\Delta\lambda$ (nm)	θ (graus)	V_F (V)	I_F (mA)
VLMD31M2P1-GS08	648		60	1,8	10-20
VSMB3940X01-GS08	940	25	60	1,35	30-100

O componente utilizado para a detecção da luz emitida pelos LEDs é o fotodiodo SFH-2400 (OSRAM Opto Semiconductors). A Figura 15 apresenta a curva de resposta espectral.

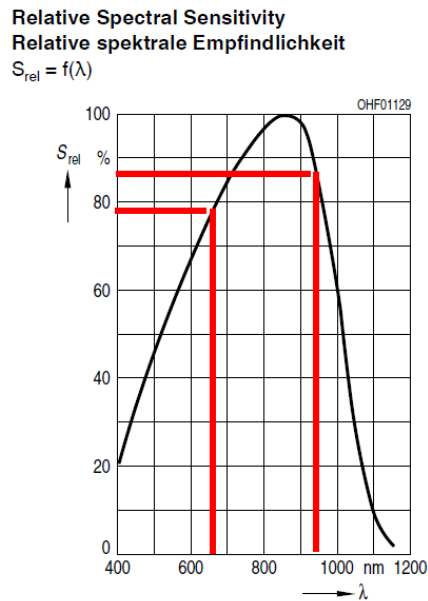


Figura 15 – Curva de resposta espectral do fotodiodo SFH-2400.

Fonte: Retirado do *datasheet* do componente.

Na curva apresentada pela Figura 15, é possível notar que a sensibilidade do SFH-2400 para cada um dos comprimentos de onda difere, mas que não deve interferir na medição da SpO_2 já que os valores de ganho são ajustados e o valor da taxa de saturação do oxigênio no sangue pode ser calibrado a partir do “*Ratio of Ratios*”.

Na etapa de projeto, o fotodiodo escolhido foi o OPT101 da Texas Instruments, que possuía ainda um amplificador de transimpedância acoplado. No entanto, este sensor possui um tamanho considerável, que dificultava o seu posicionamento no dedo do usuário e no pulso. Por isso, o componente foi substituído pelo SFH-2400, que não possui nenhum tipo de conversor corrente/tensão acoplado. Desta maneira, foi necessário projetar e implementar um circuito com essa finalidade.

Segundo Westerman (2008), a implementação de um amplificador de transimpedância utiliza um resistor “grande o suficiente para converter a corrente de entrada em uma tensão de saída correspondente” e um capacitor que estabilize o circuito, colocado em paralelo ao resistor (Figura 16). No entanto, os valores dependem diretamente da capacitância intrínseca do circuito e dos componentes envolvidos, de acordo com a banda de frequência aceita.

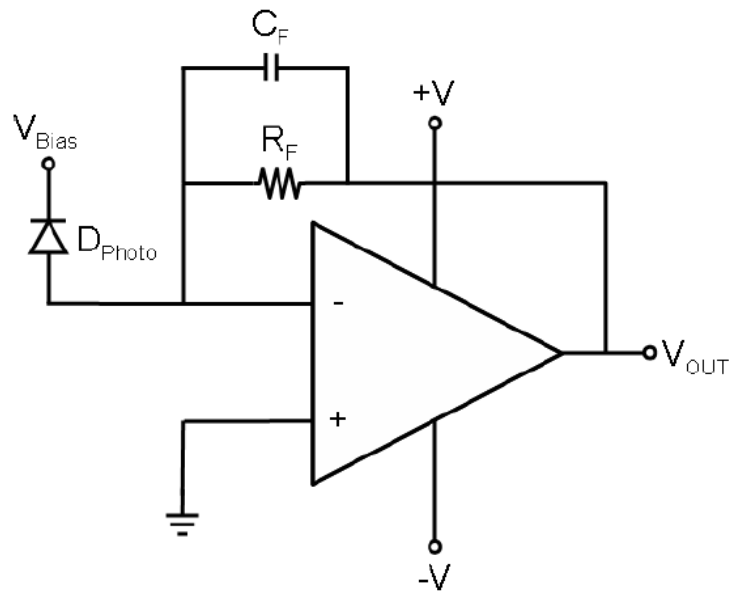


Figura 16 – Configuração básica de um amplificador de transimpedância.

Fonte: Adaptado de Westerman (2008).

O autor indica que R_F é escolhido para ser um resistor que vai servir de ganho inicial ao sinal. Nesse caso, um resistor de $10\text{k}\Omega$ foi utilizado, para facilitar a obtenção de um capacitor disponível no mercado. A equação para o cálculo do capacitor C_F está descrita abaixo:

$$C_F = \sqrt{\frac{C_{IN}}{2 * \sqrt{2} * \pi * f_{GBW} * R_F}} \quad (6)$$

sendo que o R_F é o resistor de ganho ($10\text{k}\Omega$), f_{GBW} a frequência onde o produto ganho/banda é unitário (dado obtido no datasheet do amplificador operacional utilizado) e C_{IN} é a capacitância de entrada, dada pela soma da capacitância do fotodiodo com a capacitância de entrada do amplificador. O amplificador operacional escolhido para este trabalho foi o TLV2741 da Texas Instruments. Ele possui uma f_{GBW} de 2.4MHz quando alimentado com uma tensão de aproximadamente 2.7V . A capacitância da entrada em modo comum é de 8pF . O sensor SFH-2400 possui uma capacitância de 11pF . Desse modo:

$$C_F = \sqrt{\frac{8\text{pF} + 11\text{pF}}{2 * \sqrt{2} * \pi * 2.4\text{M} * 10\text{k}}}$$

$$C_F = 9,44\text{pF}$$

O circuito final do amplificador de transimpedância é apresentado na Figura 17.

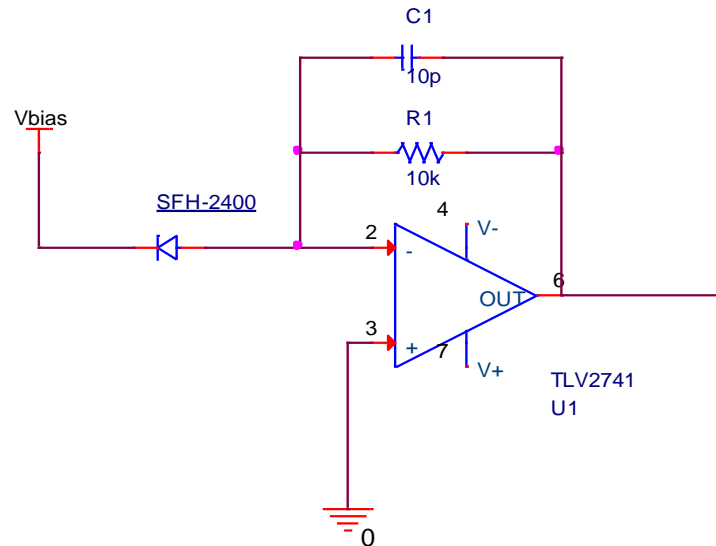


Figura 17 – Circuito amplificador de transimpedância.
Fonte: Autoria própria.

Desse modo, o dispositivo terá uma tensão de saída equivalente para cada um dos sinais, provenientes da variação da absorção de luz para cada comprimento de onda do LED vermelho e do LED infravermelho. No sensor de pulso foi usado apenas um LED infravermelho e um sensor SFH-2400 com o mesmo circuito amplificador de transimpedância.

3.2.2. Circuitos de condicionamento

Os filtros desempenham um papel essencial no condicionamento de sinais em sistemas de aquisição. Estes devem remover frequências indesejadas, impedir que interferências destruam o sinal e, por fim, adequá-lo para que seja amostrado e processado.

A Figura 10 dá um exemplo de como será o sinal bruto, que será obtido na saída do fotodiodo. No entanto, apenas a componente pulsátil é interessante nesse trabalho, significando uma percentagem pequena e de baixa qualidade no sinal original. Por isso os circuitos de condicionamento devem inicialmente eliminar a componente DC do sinal, impedir que o sinal-objetivo seja alterado por interferências externas e, por fim, amplificar este sinal para que seja convertido para digital.

Portanto, sabendo que o sinal PPG descreve o ciclo cardíaco, este periódico, o primeiro passo para condicionar o sinal é definir qual a faixa de frequência desse sinal. Tanaka *et. al*

(2001) mostraram, em uma revisão de estudo, que é possível estimar a frequência cardíaca máxima com base na idade de um adulto (utilizando 21 anos como objeto de estudo):

$$HR_{max} = 208 - 0.7 \times idade \quad (7)$$

onde HR_{max} é a frequência cardíaca máxima. Dessa maneira, é possível ver que a frequência máxima em uma pessoa de 21 anos é de aproximadamente 193bpm, representando um sinal de aproximadamente 3,22Hz. Para uma frequência mínima estimada em 30bpm, temos que o sinal é de 0,5Hz. Neste trabalho, a frequência de corte superior será extrapolada, baseado também na resposta em frequência do sinal apresentada na Figura 18.

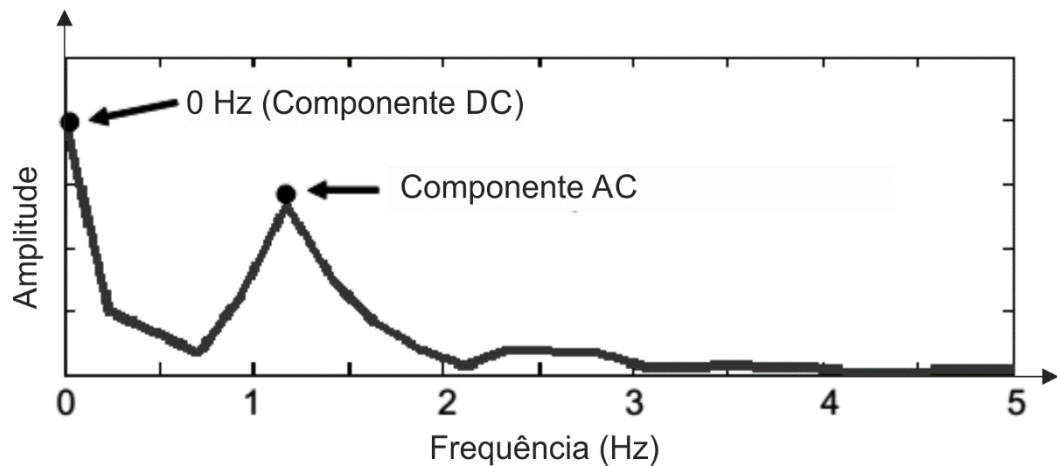


Figura 18 – Espectro de frequências presentes no sinal PPG.

Fonte: Adaptado de Johnston (2006).

Conhecendo a faixa de frequências de interesse (que será de 0,5-5Hz), o sinal deve portanto ser condicionado por um filtro conhecido como Filtro Passa-Faixa. A Figura 19 mostra a resposta em frequência⁶ ideal de um filtro passa-faixa.

⁶ A resposta em frequência de um filtro é o gráfico de ganho de tensão dele *versus* a frequência (MALVINO, 2007).

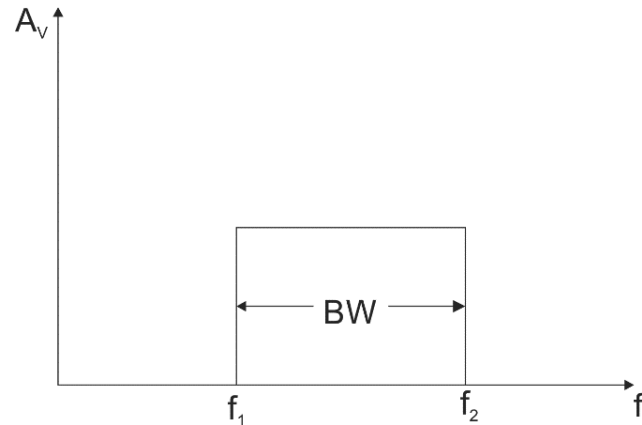


Figura 19 – Resposta em frequência ideal de um filtro passa-faixa.

Fonte: Adaptado de Malvino (2007).

Uma resposta ideal bloqueia todas as frequências desde zero, até a frequência de corte inferior (f_1). Permite ainda a passagem das frequências, desde a frequência de corte inferior até a superior (f_2). E, finalmente, bloqueia todas as frequências acima da frequência de corte superior. No entanto, fisicamente é impossível construir um filtro com resposta ideal, por isso são utilizadas algumas aproximações. Entre as aproximações mais discutidas na literatura estão: Butterworth, Chebyshev, Elíptica e Bessel.

Neste trabalho foram utilizados filtros por aproximação Butterworth. Este é chamado algumas vezes por aproximação maximamente plana, porque a atenuação é zero na maior parte da banda de passagem (ou seja, as frequências de interesse não serão atenuadas) (MALVINO, 2007). A Figura 20 mostra a resposta de um filtro passa-faixa Butterworth.

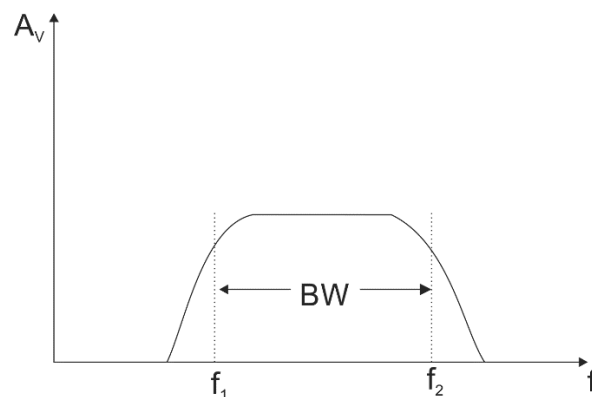


Figura 20 – Resposta em frequência de um filtro passa-faixa com aproximação Butterworth.

Fonte: Autoria própria.

Além disso, três informações são importantes para o projeto de um filtro passa-faixa: a largura de banda (BW), a frequência central (f_0) e o fator Q, definidas como:

$$BW = f_2 - f_1 \quad (8)$$

$$f_0 = \sqrt{f_1 f_2} \quad (9)$$

$$Q = f_0 / BW \quad (10)$$

Duas topologias foram adaptadas e simuladas para serem implementadas no projeto. Estas duas se baseiam na teoria discutida por Malvino (2007), onde Q sendo menor que 1 implica em um filtro passa-faixa chamado filtro de banda larga. Nesse caso, o filtro é geralmente construído conectando-se em cascata um estágio passa-baixas com um estágio passa-altas.

A Figura 21 mostra o primeiro circuito de condicionamento simulado para o que se propõe neste trabalho. Este circuito é composto de dois estágios de filtragem iguais (a fim de aumentar a ordem, aumentando assim a atenuação nas frequências indesejadas). Cada estágio é formado pela associação de filtro passa-altas passivo com um filtro passa-baixas ativo e ganho.

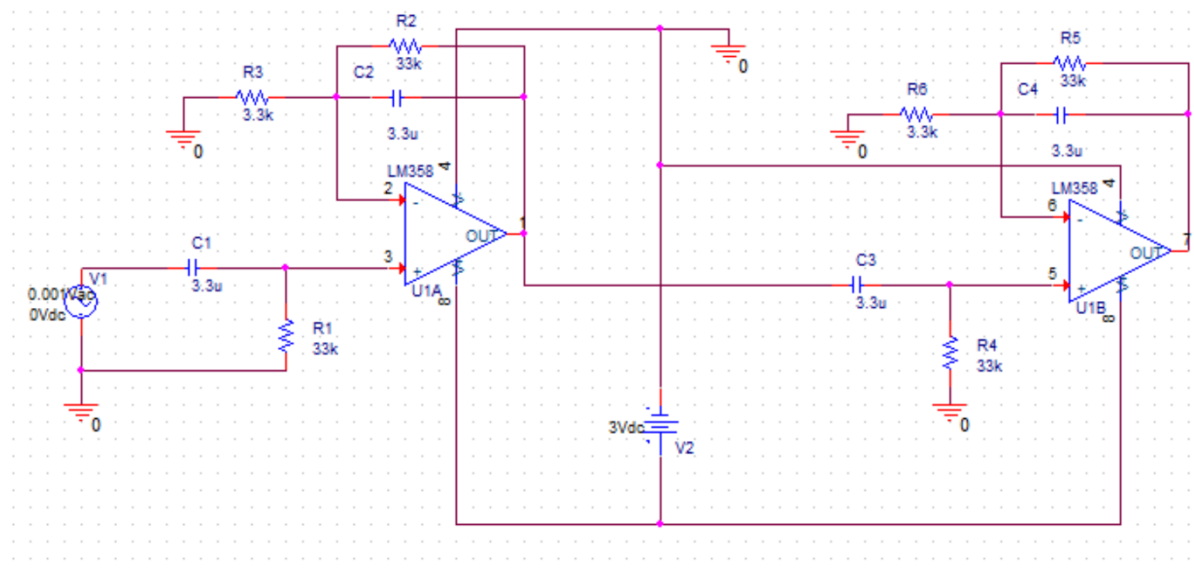


Figura 21 – Circuito de condicionamento utilizando passa-altas passivo.

Fonte: Autoria própria.

Dois estágios passa-faixa foram acoplados no circuito anterior. Cada um possui a associação de um filtro passa-alta passivo (com frequência de corte de 1,46 Hz) e um filtro passa-baixa ativo (também na mesma frequência). Esta representa a frequência central f_0 ,

calculada pela média geométrica entre f_1 e f_2 , na equação (9). Os componentes de cada filtro podem ser calculados a partir da equação (11).

$$f_0 = \sqrt{f_1 f_2}$$

$$f_0 = \sqrt{0,5 * 5} \sim 1,58 \text{ Hz}$$

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (11)$$

É possível ver uma certa discrepância entre os valores de frequência utilizados e calculados. No entanto, o filtro utiliza componentes de valores comerciais, o que pode alterar a frequência correspondente.

Além disso, cada estágio possui um ganho associado dado pela razão R_2/R_3 (ou R_5/R_6 no segundo estágio). O filtro é de segunda ordem e possui, nesse exemplo, ganho total de 100. Esse ganho pode ser regulado utilizando um simples divisor de tensão na saída do circuito. A resposta do filtro, apresentada na figura 22, mostra que a resposta é satisfatória, já que em 60Hz, cerca de 93% do sinal foi atenuado.

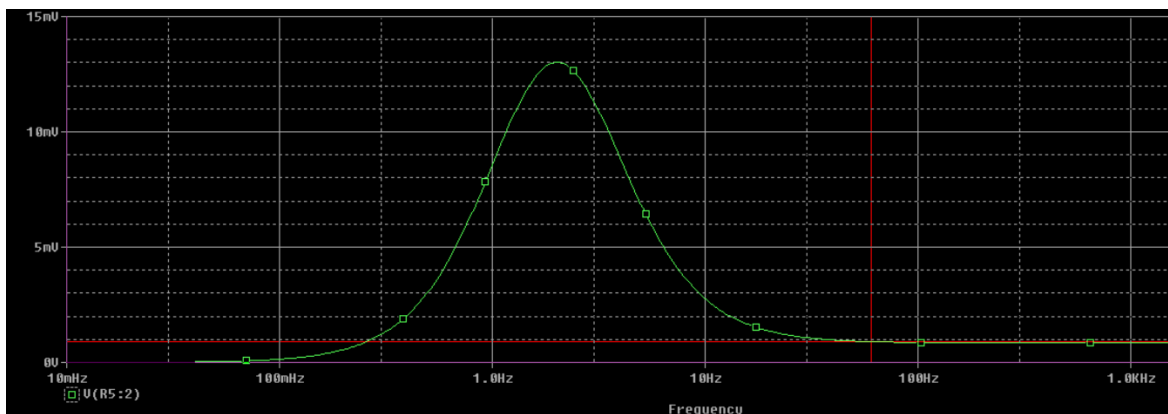


Figura 22 – Resposta do circuito de condicionamento da Figura 16.

Fonte: Autoria própria.

O segundo circuito foi construído a partir da associação de um filtro passa-alta de segunda ordem, em configuração Sallen Key, e outro filtro passa-baixa, também na mesma ordem e configuração. O ganho é dado por um terceiro circuito, como mostra a Figura 23.

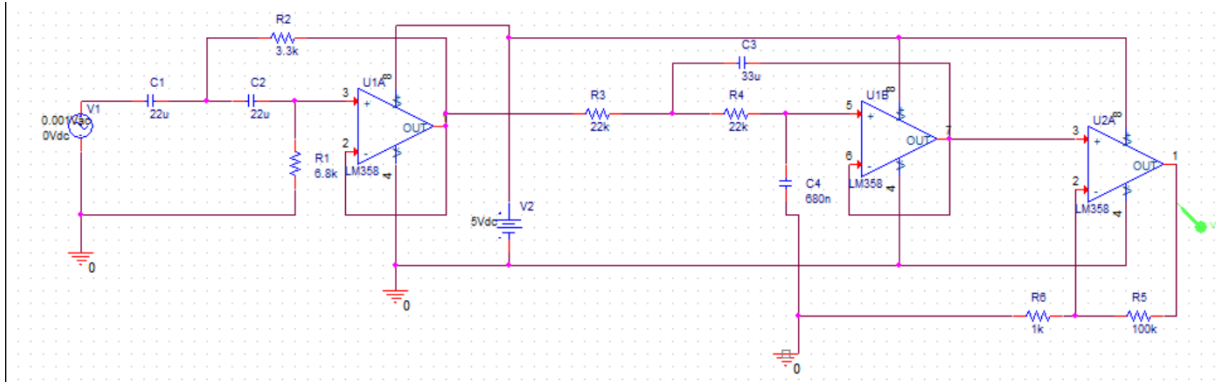


Figura 23 – Circuito de condicionamento com filtros em configuração Sallen Key.

Fonte: Autoria própria.

Como apresentado na Figura 23, esta configuração requereu um terceiro canal do amplificador operacional, como estágio de ganho. No entanto, esta seria a configuração mais adequada e, segundo a literatura, mais elegante. Foram utilizados dois filtros ativos de segunda ordem em cascata: um passa-alta e um passa-baixa. Novamente, a frequência de corte é f_0 . O ganho também permanece 100, dado por $R5/R6$. A Figura 24 mostra a resposta em frequência do circuito anterior.

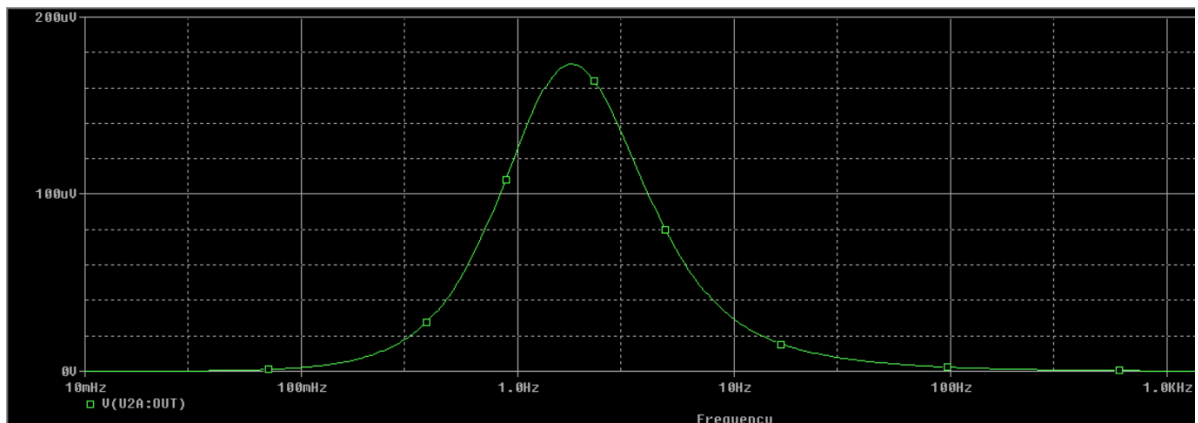


Figura 24 – Resposta em frequência do filtro implementado na Figura 18.

Fonte: Autoria própria.

Apesar de estarem alimentados com a mesma entrada e possuírem o mesmo ganho, os dois circuitos apresentaram respostas em amplitude diferentes: enquanto o circuito da Figura 16 alcança cerca de 130mV, o circuito anterior chega à no máximo 175uV. Por isso, o ganho atribuído ao segundo circuito deve ser maior, o que corrigiria essa diferença. Este circuito é ainda melhor na atenuação de frequências indesejadas: em 60Hz, quase 98% do sinal já desapareceu, em relação à frequência central f_0 .

Além disso, na implementação prática, foi possível perceber que cada um dos sinais PPG (o anel-sensor e o sensor do pulso) precisam de ganhos diferentes, por possuir parâmetros diferentes, como comprimento de onda, posicionamento, etc. Além disso, os ganhos utilizados na prática são centenas de vezes mais altos que o ganho na simulação. Sendo que esse ganho é aplicado também aos sinais indesejados, estes podem ainda aparecer em alguns ambientes mais ruidosos. Portanto, cada um dos sensores possui um circuito de condicionamento e ganho separado.

Durante a implementação, os valores dos capacitores e resistores do filtro foram ajustados para uma melhor resposta. Foram utilizados capacitores de poliéster, que só foram encontrados na casa de nano farad. Por isso, os cálculos tiveram de ser refeitos e o circuito de filtragem implementado em protoboard é apresentado na Figura 25.

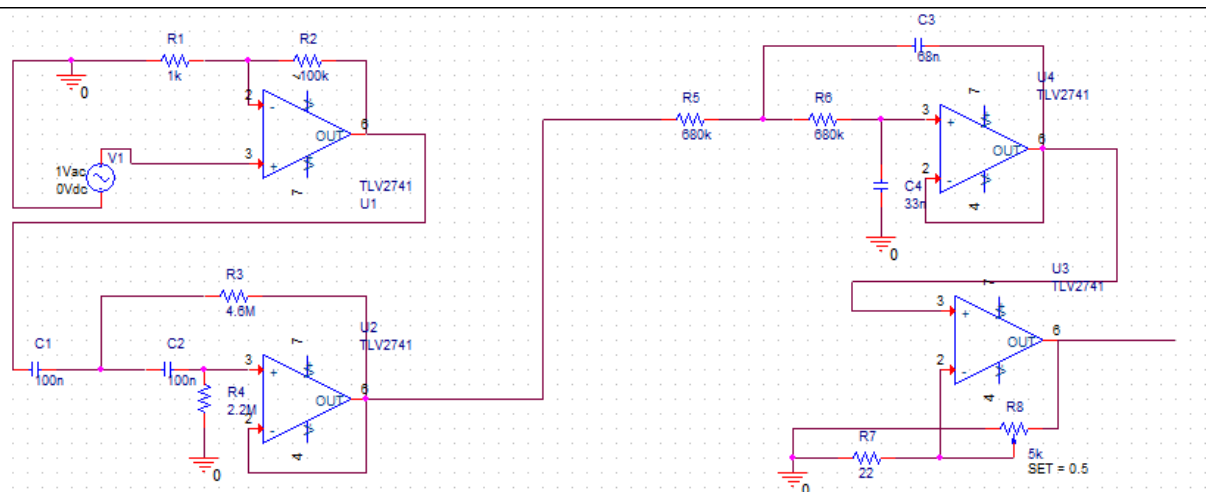


Figura 25 – Circuito de condicionamento de sinais implementado.

Fonte: Autoria própria.

Os sinais irão passar, dessa maneira, por diferentes circuitos de filtragem e ganho até chegarem ao amostrador.

As simulações foram feitas utilizando a suíte de simulação e projeto de circuitos OrCAD®, da Cadence Design Systems.

3.2.3. Central de processamento e comunicação

O microcontrolador utilizado deve atender aos requisitos de baixo consumo de energia e portabilidade, além de possuir periféricos capazes de suprir a leitura dos sinais e o envio das informações. Por estes motivos, foi utilizado o microcontrolador da família MSP430, série de baixo consumo de energia da fabricante Texas Instruments.

O MSP430G2553 possui uma arquitetura RISC de 16 bits e pode realizar instruções em 62,5 ns. Além disso, possui dois canais de timer de 16 bits e oito canais de conversão analógico-digital de 10 bits de resolução por aproximação sucessiva (SAR). O microcontrolador é capaz de recuperar 200 mil amostras por segundo. Para a comunicação Bluetooth, que ocorre via serial, possui também um canal UART, que suporta configuração automática do *baudrate* (velocidade de transmissão dos dados via serial) (TEXAS INSTRUMENTS, 2011). Uma lista de parâmetros e periféricos do dispositivo que serão utilizados neste trabalho pode ser vista na Tabela 2.

Tabela 2 – Principais componentes e parâmetros do microcontrolador MSP430G2553 para este trabalho.

Frequência	16 MHz	Timers (16-bit)	2
Memória Flash	16 kB	UART	1
Memória SRAM	0.5 kB	ADC	10-bit SAR
GPIO	24	Canais ADC	8

O microcontrolador possui ainda cinco modos de baixo consumo de energia. Quando ativo, o MSP430G2553 consome cerca de 230 μ A, operando com o clock principal de 1MHz. O modo *standby* consome aproximadamente 0,5 μ A e, no principal modo de baixo consumo, o microcontrolador é capaz de consumir apenas 0,1 μ A, utilizada para manter a retenção dos dados na memória RAM (TEXAS INSTRUMENTS, 2011). A Figura 26 apresenta um diagrama funcional do dispositivo.

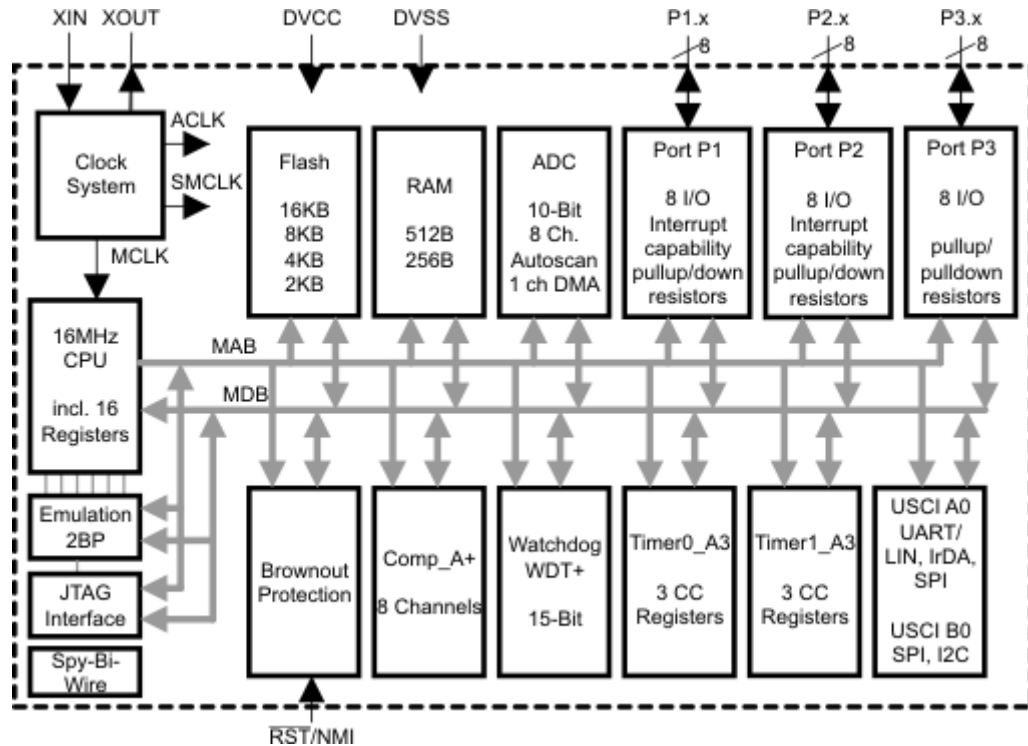


Figura 26 – Diagrama em blocos funcional do MSP430G2553.

Fonte: Retirado de Texas Instruments (<http://www.ti.com/product/msp430g2553>).

O software do microcontrolador é responsável pela amostragem dos sinais, pela obtenção dos valores necessários para as medições e pelo envio dessas informações ao smartphone. O fluxo inicia com as configurações, depois se mantém em modo de baixo consumo de energia, aguardando o envio do comando de início de medição. Em seguida, são feitas as medições e os dados obtidos são enviados.

Inicialmente o programa faz algumas configurações nas bases de clock do microcontrolador. O clock principal foi ajustado para funcionar a 8MHz, uma das opções calibradas do MSP430G2553. O clock secundário é proveniente do módulo principal, mas foi dividido por dois, para servir como base de tempo nos periféricos (como a UART, o timer e o conversor A/D). Um terceiro clock também foi configurado, proveniente do cristal externo de 32768Hz. Este possui uma precisão maior e é utilizado para medir tempos elevados (na casa de centenas de milissegundos).

Em seguida, são realizadas as configurações necessárias nas portas, para o acionamento dos LEDs, e a leitura dos sinais. As portas P2.0, P2.1 e P2.2 são utilizadas para acionar os LEDs infravermelho posicionado no dedo, vermelho posicionado no dedo e infravermelho posicionado no pulso, respectivamente. As portas P1.0 e P1.3 são utilizadas como entradas para os canais A0 e A3 do módulo de conversão AD do microcontrolador. As

portas P1.1 e P1.2 são ligadas ao módulo UART, responsável pela comunicação serial com o bluetooth.

Cada etapa de medição foi desenvolvida separadamente e testada, para só então serem implementadas as etapas de comunicação. Portanto o software do microcontrolador será apresentado na ordem em que foi concebido, apenas com as principais linhas de código.

Ao receber um comando de início de medição, o software executa primeiramente o fluxo de medição da frequência cardíaca ilustrado pela Figura 27.

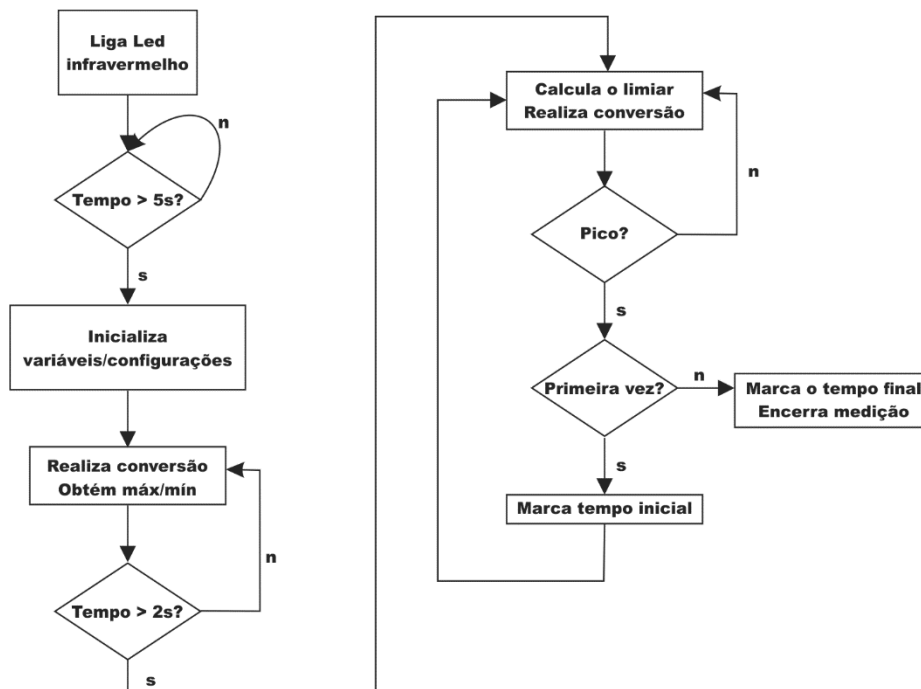


Figura 27 – Fluxo de medição da frequência cardíaca.

Fonte: Autoria própria.

O Quadro 1 mostra a implementação, em C, da função principal de medição da frequência cardíaca, para o microcontrolador MSP430G2553.

Quadro 1 – Implementação da medição da frequência cardíaca.

```

/* Realiza medição da frequência cardíaca (BPM) */
P2OUT |= LEDIRFINGER;
delay_ms(5000);

inivar_bpm();
confADC10_spo2();
conftimer_bpm();

ADC10CTL0 |= ENC + ADC10SC;
delay_ms(2000);
f_limiar = 1;
while(f_fim == 0);

_no_operation();
/*****/

```

Na primeira linha, o programa envia o comando que aciona o LED infravermelho anel. Em seguida, a função `delay_ms()` faz com que o programa aguarde por 5000 milissegundos enquanto o sinal fica estável.

Após isso, são feitas as inicializações das variáveis envolvidas na lógica de obtenção da frequência cardíaca, a inicialização do módulo de conversão AD, configurado para gerar conversões manualmente, em apenas um canal uma única vez a cada gatilho, utilizando o clock secundário como base de tempo e, a inicialização do timer, utilizando o clock externo como base de tempo e o modo de captura.

A linha `ADC10CTL0 |= ENC + ADC10SC` gera um gatilho para uma nova conversão. Quando a conversão é feita e o valor está pronto para ser lido, o fluxo do código desvia para a Rotina de Tratamento de Interrupção (RTI) do conversor A/D. Na RTI, a cada nova conversão, os valores são colocados num vetor de cinco posições, a fim de que, no final dessas cinco conversões, seja feita uma média, para evitar erros provenientes de possíveis flutuações e ruídos na leitura do sinal.

Dessa maneira, toda vez que uma nova média é obtida, a RTI, a partir da flag *method*, verifica em qual etapa de medição está no momento e realiza o processo lógico de medição conforme essa etapa. Na etapa de medição da frequência cardíaca, o programa deve encontrar um pico na leitura e armazenar o tempo. A diferença de tempo entre dois picos permite o cálculo de número de batimentos por minuto.

Para isso, primeiramente o programa procura por um valor limiar, fazendo com que a detecção de pico evite máximos locais. Essa procura dura dois segundos, permitindo amostrar um batimento completo pelo menos (sendo que a frequência mínima definida é de 30 bpm).

Dado o limiar, o programa executa a detecção de pico, se o valor da média obtida estiver acima desse limiar (pré-definido como sendo 70% da amplitude do sinal). A partir disso, o limiar é atualizado constantemente, se forem obtidos novos valores de máximo e mínimo globais. A detecção de pico é feita pela função detectadescida(). Nela, o valor da média é comparada com a média anterior: se ela for maior, o sinal amostrado está crescendo em amplitude; se ela for menor, o sinal amostrado está decaindo, indicando que o pico foi alcançado. Nesse momento, é gerada uma borda na entrada de captura do timer, realizada por software, e o fluxo do programa é desviado para a RTI do timer, onde o valor atual do timer é armazenado numa variável.

Na primeira vez que um pico é detectado, uma flag é setada, indicando que o próximo pico é o final de um batimento. Assim, a próxima vez que um pico é detectado, um novo valor de tempo é obtido e a diferença entre estes dois tempos é armazenada na variável tempoBPM, do tipo inteiro sem sinal de 16 bits.

Em seguida é feita a medição das amplitudes dos sinais referentes ao LED infravermelho e ao LED vermelho posicionados no anel, seguindo o fluxo da Figura 28.

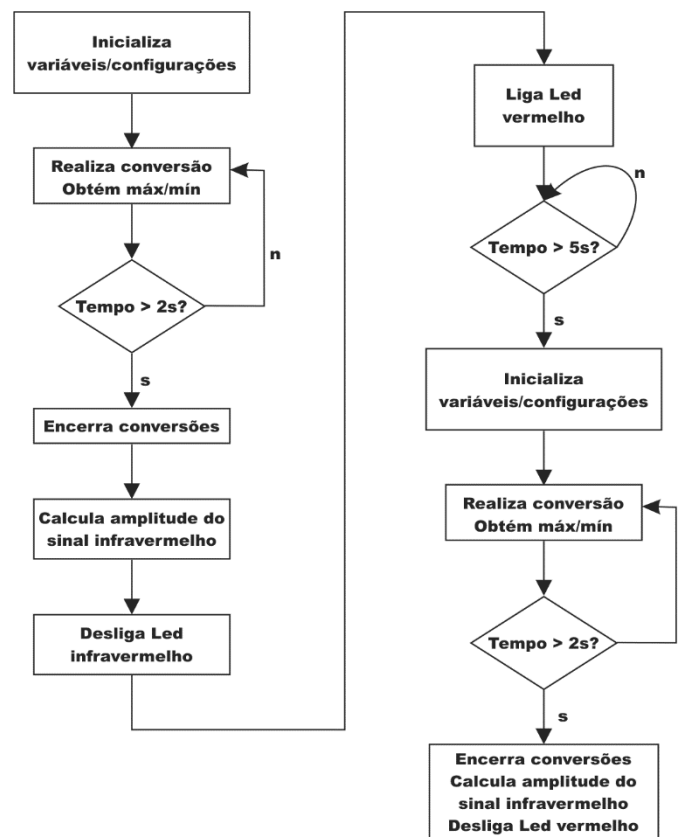


Figura 28 – Fluxograma de medição das amplitudes.

Fonte: Autoria própria.

Estas amplitudes são necessárias para o cálculo do *Ratio of Ratios* e, por consequência, da SpO₂. O código principal, que realiza essas medições, é mostrado no Quadro 2.

Quadro 2 – Aquisição dos dados de amplitude dos sinais.

```

/* Realiza a medição da amplitude do sinal IR */
confADC10_spo2(); // Configura e inicia ADC
inivar_spo2();

ADC10CTL0 |= ENC + ADC10SC; // Inicia o conversor
delay_ms(2000);

f_fim = 1;
ampIR = max - min; // Guarda a amplitude do sinal do led IR
P2OUT &= ~LEDIRFINGER;
/*****/

/* Realiza a medição da amplitude do sinal Red */
P2OUT |= LEDREDFINGER; //Liga o led vermelho
delay_ms(5000); // Espera o sinal estabilizar

confADC10_spo2(); // Configura e inicia ADC
inivar_spo2();

ADC10CTL0 |= ENC + ADC10SC; // Inicia o conversor
delay_ms(2000);

f_fim = 1;
ampRED = max - min; //Guarda a amplitude do sinal do led vermelho
P2OUT &= ~LEDREDFINGER;

_no_operation();
/*****/

```

Da mesma forma, é preciso realizar a configuração do conversor A/D, que é a mesma para o método de medição da frequência cardíaca e a inicialização de algumas variáveis envolvidas na lógica do programa. Nesse caso, o timer não foi necessário. Novamente, um gatilho para uma nova conversão é gerada e são feitas conversões durante dois segundos. No fim desse tempo, a flag *f_fim* é setada para indicar que as conversões devem terminar.

Enquanto são geradas conversões, a média obtida, como no método anterior, serve como parâmetro para duas funções: *detectamax()* e *detectamin()*. A primeira apenas faz com que durante o tempo de amostragem o valor máximo encontrado seja armazenado, enquanto que a segunda função armazena o valor mínimo encontrado. A amplitude de cada um dos sinais, dado pela diferença entre os máximos e mínimos obtidos, é armazenada numa variável correspondente (*ampIR* e *ampRed*) sem sinal, também de 16 bits.

Por fim, o programa faz a medição do PTT, que é o tempo entre a detecção de pico no sensor do pulso e no sensor do anel, utilizado mais tarde para o cálculo da velocidade (PWV). A Figura 29 ilustra o funcionamento o algoritmo para esta medição, enquanto que a fração de código principal que realiza essa medição é apresentada no Quadro 3.

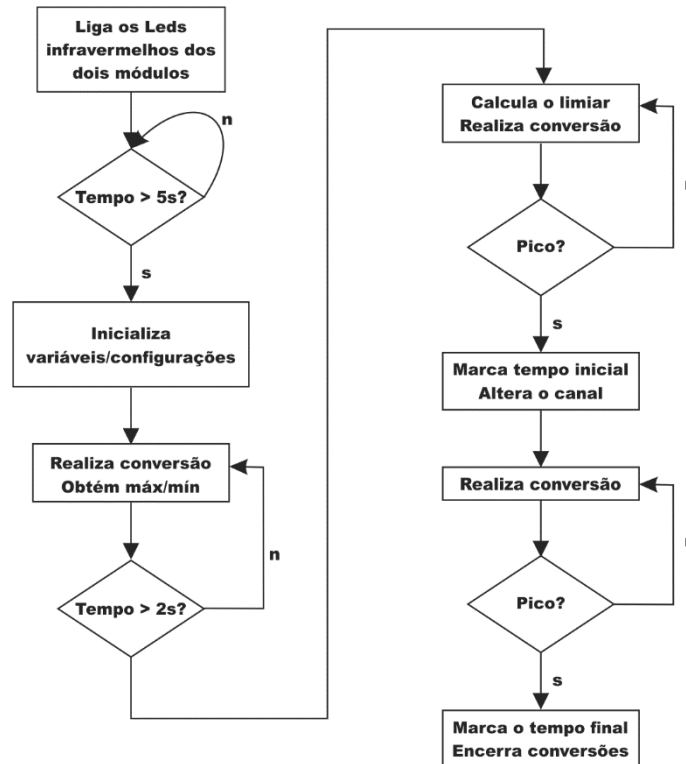


Figura 29 – Fluxograma de medição do PTT.

Fonte: Autoria própria.

Quadro 3 – Trecho de comando para medição do PTT.

```

/* Realiza a medição do tempo de transição do pulso (PTT) */
P2OUT |= LEDIRFINGER + LEDIRPULSE;
delay_ms(5000); // Espera o sinal estabilizar

inivar_ptt();
confADC10_ptt(); // Configura e inicia ADC
confTIMER_ptt();

ADC10CTL0 |= ENC + ADC10SC; // Inicia a conversão
delay_ms(2000);
f_limiar = 1;
while(!f_fim);
P2OUT &= ~(LEDIRFINGER + LEDIRPULSE);
/*****/

```

No início dessa etapa, o programa aciona os LEDs infravermelhos de ambos os módulos de sensoriamento e então aguarda estabilizar. Em seguida, como nas outras etapas, são

inicializadas as variáveis envolvidas na lógica e os módulos ADC e timer. Para esta medição, o módulo conversor A/D é configurado para realizar conversões apenas no canal A3 (entrada do sensor do pulso), em modo de canal único e conversão única, com clock secundário como base de tempo e gatilho para conversão manual. O timer é configurado também com clock secundário como base de tempo e em modo captura.

Como no método de medição da frequência cardíaca, o valor limiar também é utilizado nesta etapa. A cada nova média, são obtidos valores de máximo e mínimo por dois segundos. No fim desse tempo, a flag `f_limiar` é setada e o valor limiar é calculado como sendo 70% da amplitude máxima do sinal. Tudo isso é feito na RTI do conversor A/D. Tendo obtido um valor limiar, é possível utilizar a função `detectadescida()` para a detecção de pico no canal A3. No entanto, desta vez, quando uma detecção de pico acontece no canal A3, o tempo é armazenado e o conversor A/D é reconfigurado para realizar novas amostragens agora no canal A0. Desse modo, ao detectar um máximo global no sinal proveniente do pulso, o sinal do sensor do anel passa a ser amostrado até que se detecte o próximo pico deste sinal. Quando isso acontece, um novo tempo é armazenado, e a diferença entre eles indica o número de contagens que ocorreram no timer desde a detecção de pico no pulso até a detecção de pico no anel. Esse tempo é armazenado na variável `tempoPTT`, do tipo inteiro sem sinal de 16bits.

Tendo implementado a lógica que realiza as medições, o próximo passo é permitir que o usuário realize medições a partir de comandos efetuados no seu smartphone. Para isso, foi utilizado o módulo Bluetooth HC-07. Este dispositivo é capaz de realizar transmissões operando como mestre ou escravo. O produto é portátil (como mostra a Figura 30) e de fácil configuração. Utiliza uma comunicação serial, compatível com o módulo UART do microcontrolador.

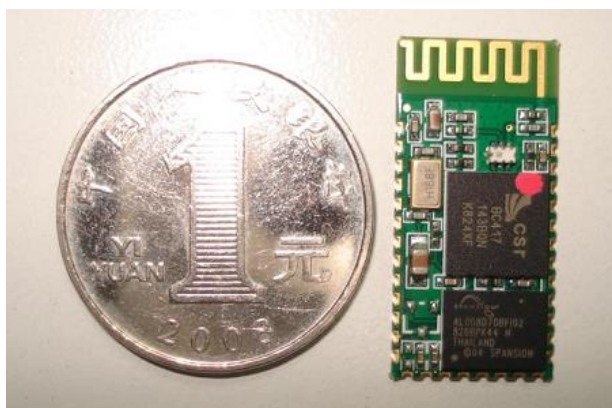


Figura 30 – Comparação entre o HC-07 e uma moeda.
Fonte: Retirado de MCU Turkey (2011).

Para a configuração e o uso da UART, o datasheet do microcontrolador fornece todas as informações necessárias, desde que sejam definidas a base de clock do periférico e a taxa de transmissão. O módulo foi configurado para utilizar o clock secundário (proveniente da fonte DCO calibrada) e para realizar uma comunicação à uma taxa padrão de 9600bps.

A comunicação deverá obedecer à um protocolo próprio, baseado nos estudos de Schwarz (2007) e desenvolvido – a princípio – para verificar a integridade dos dados transmitidos. Além disso o protocolo final deverá ser robusto e portátil.

Para o início da medição, o smartphone deve enviar uma string característica, pré-definida como sendo de tamanho 4 e composta pelos bytes: 0x55, 0x99, 0x66 e 0xAA. Quando o microcontrolador recebe quatro bytes, ele os trata numa máquina de estados a fim de confirmar que este é realmente o comando pra iniciar uma medição.

No término da medição o microcontrolador prepara um pacote de bytes que será enviado para o smartphone, com as informações necessárias para o cálculo dos parâmetros fisiológicos propostos. Cada frame contem a seguinte estrutura:

- Header (pré-definido como sendo o byte 0x55);
- Byte mais significativo da variável tempoBPM;
- Byte menos significativo da variável tempoBPM;
- Byte mais significativo da variável tempoPTT;
- Byte menos significativo da variável tempoPTT;
- Byte mais significativo da variável ampIR;
- Byte menos significativo da variável ampIR;
- Byte mais significativo da variável ampRed;
- Byte menos significativo da variável ampRed;
- Campo finalizador (pré-definido como sendo o byte 0xAA);

O inicializador marca o início de um pacote de dados e o finalizador marca o final do pacote. Qualquer dado recebido antes de um inicializador válido será descartado. Não foi necessário a utilização de byte para indicar o tamanho da string, já que ela possui um tamanho fixo.

A mensagem útil do frame possui 8 bytes. Os dois primeiros bytes compõem o valor de contagens do timer na medição da frequência cardíaca. Os dois próximos correspondem ao valor de contagens do timer na medição do PTT. Em seguida, outros quatro bytes apresentam os valores de amplitude dos sinais utilizados para medição da SpO₂. Todo o envio de dados de comando via UART deverá receber uma resposta em tempo, para validação da transmissão.

Caso a resposta seja um byte 0xFF, o microcontrolador reenvia o pacote. Caso contrário, o envio foi um sucesso e o microcontrolador volta a ficar em estado de baixo consumo de energia, no primeiro estado da máquina aguardando um novo comando.

O Quadro 4 apresenta a fração de código responsável pela preparação do pacote e o seu envio.

Quadro 4 – Trecho responsável pela preparação do pacote e envio.

```

TX_string[0] = 0x55;
TX_string[2] = (unsigned char)(tempoBPM & 0x00FF);
TX_string[1] = (unsigned char)((tempoBPM>>8) & 0x00FF);
TX_string[4] = (unsigned char)(tempoPTT & 0x00FF);
TX_string[3] = (unsigned char)((tempoPTT>>8) & 0x00FF);
TX_string[6] = (unsigned char)(ampIR & 0x00FF);
TX_string[5] = (unsigned char)((ampIR>>8) & 0x00FF);
TX_string[8] = (unsigned char)(ampRed & 0x00FF);
TX_string[7] = (unsigned char)((ampRed>>8) & 0x00FF);
TX_string[9] = 0xAA;

while(1){
    rx_index = 0;
    tx_index = 10;
    IFG2 |= UCA0TXIFG;
    while(UCA0STAT & UCBSY);
    while(rx_index==0);
    if(RX_string[0] != 0xFF) break;
}

```

São necessárias algumas operações com bits para quebrar os valores de medição em dois bytes cada. Em seguida, as variáveis utilizadas no controle do envio de dados são setadas e um gatilho é gerado, para que ocorra a interrupção da UART responsável pelo envio de dados. Quando o envio termina, o programa aguarda uma resposta para continuar.

3.3. Interface

A interface é um importante critério de projeto no desenvolvimento de sistemas destinados ao usuário. Ela deve atender aos critérios ergonômicos propostos pelos pesquisadores Dominique L. Scapin e Christian Bastien, em 1993, e aos princípios de usabilidade, medida definida pela norma ISO 9241, que possuem enfoque na efetividade, eficiência e satisfação.

Os dados, depois de processados, são enviados via Bluetooth para um dispositivo móvel com sistema operacional Android. O aplicativo que serve como interface foi desenvolvido em linguagem Java. Essa seção deverá apresentar os aspectos do desenvolvimento para Android.

3.3.1. O sistema Android

Android é uma plataforma *open-source* abrangente projetada para dispositivos móveis e está presente na maioria dos smartphones e tablets do mercado hoje. O sistema também fornece aos desenvolvedores todas as ferramentas e frameworks para desenvolvimento de aplicativos móveis. “O SDK do Android é tudo que você precisa para começar a desenvolver para Android; você não precisa sequer de um telefone físico” (GARGENTA, 2011).

O sistema Android é uma pilha de software completa, formado por camadas. Cada uma das camadas possui suas próprias características e propósitos. A Figura 31 mostra como são formadas estas camadas. No centro da plataforma Android há um *kernel* Linux responsável por drivers de periféricos, acesso aos recursos, gerenciamento de energia entre outros parâmetros, no mais baixo nível. Entre os drivers fornecidos incluem-se *display*, câmera, teclado, periféricos de comunicação (Bluetooth, Wi-Fi), memória, áudio e comunicação entre processos. Embora o núcleo seja Linux, a maioria dos aplicativos são desenvolvidos em Java e executados através da máquina virtual Dalvik (KOMATINENI e MACLEAN, 2012).

Apesar do desenvolvimento massivo em Java, a plataforma não impede que aplicativos sejam criados a partir de outros recursos, como Flash e o HTML5. Por isso, uma introdução ao Android SDK, a plataforma de desenvolvimento em Java do Android, é necessária.

3.3.2. Android SDK

Embora construído para dispositivos móveis e baseada em tablet, a plataforma Android apresenta as características de um framework de desktop completo. A Google torna este quadro disponível para programadores Java através de um *Software Development Kit* (SDK). “Quando você está trabalhando com o Android SDK, você raramente sente que está escrevendo para um dispositivo móvel, porque você tem acesso à maioria das bibliotecas de classe que você usa em um desktop ou um servidor, incluindo um banco de dados relacional” (KOMATINENI e MACLEAN, 2012).

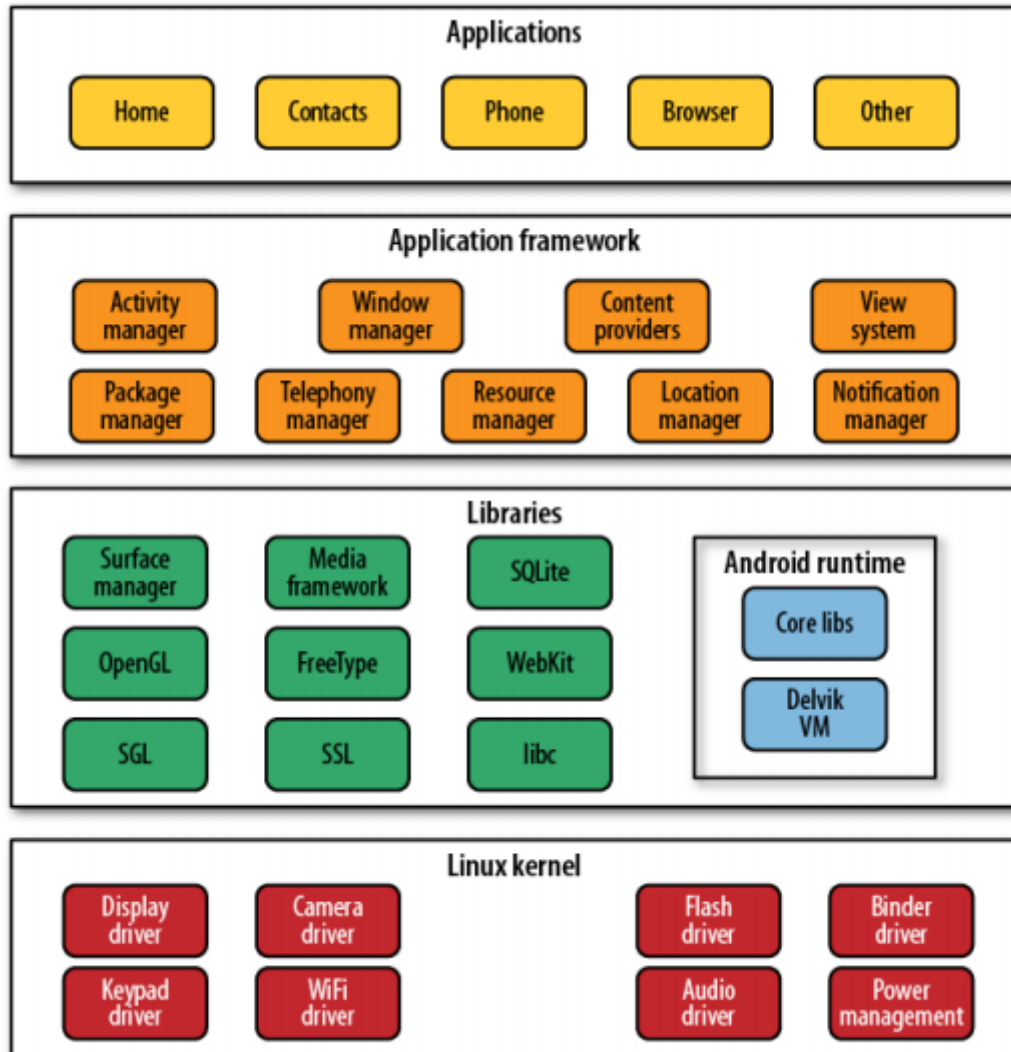


Figura 31 – Pilha do sistema Android.
Fonte: Retirado de Gargenta (2011).

O SDK do Android suporta a maior parte da plataforma Java (e Java SE), exceto o Abstract Window Toolkit (AWT) e o Swing. No lugar destes, o SDK tem sua própria extensão para interface com usuário. O pacote de desenvolvimento geralmente está associado à uma suíte de desenvolvimento e à uma máquina virtual Java.

O Eclipse, com o plugin Android Development Tools, fornece as bibliotecas e ferramentas necessárias para o desenvolvimento, teste e depuração de aplicativos para Android (GOOGLE, 2013).

3.3.3. Interatividade

O aplicativo foi desenvolvido para *home-users*, que não devem, necessariamente possuir conhecimento técnico específico. Por isso, uma interface clara e objetiva permite que o usuário tenha uma rápida adaptação.

A interatividade se dá, principalmente, por toque na tela. A maioria dos smartphones e tablets do mercado possuem telas *touchscreen*, e o SDK do Android permite um gerenciamento completo desse recurso.

O usuário verá uma única tela, como a apresentada na Figura 32. Nela estarão dispostos dois botões. Um deles servirá para que o usuário inicie a conexão bluetooth entre o smartphone e o módulo de medição. O outro botão é habilitado depois que a conexão seja estabelecida. Pressionando este botão, o usuário faz com que o smartphone envie o comando correspondente ao início de uma nova medição.



Figura 32 – Esboço da tela principal do aplicativo.

Fonte: Autoria própria.

3.3.4. Bluetooth

O Bluetooth é uma especificação industrial para Personal Area Networks (PANs), também conhecido como IEEE 802.15.1. A arquitetura Bluetooth consiste basicamente de dois componentes: um transceiver (hardware) e uma pilha de protocolos (software). Esta arquitetura oferece serviços e funcionalidades básicas que tornam possível a conexão de dispositivos e a troca de uma variedade de dados entre estes dispositivos através de frequência de rádio de curto alcance, segura, de baixo custo e globalmente disponível (SIQUEIRA).

A primeira versão do Android com suporte a Bluetooth foi anunciada em 2009 pela Google com o nome de Eclair. A versão é a 2.0 e conta com suporte ao Bluetooth 2.1. É possível

utilizar as classes nativas no Android e suas funções para criar aplicativos que utilizem o Bluetooth. Aplicações Android que tem suporte ao Bluetooth podem descobrir e se conectar a dispositivos, estabelecer conexões ponto-a-ponto e ponto-multiponto e utilizar conexões RFCOMM para transferir dados (HOELSCHER, BRITO, *et al.*, 2013).

Através de APIs (Interface de Programação de Aplicativos) os aplicativos desenvolvidos para Android podem configurar conexões, buscar, conectar e transferir dados entre os dispositivos. As principais classes usadas para configurar conexões Bluetooth no Android são:

- *BluetoothAdapter*: Representa o adaptador bluetooth local, o hardware de bluetooth. Utilizado para instanciar dispositivos bluetooth usando MACs conhecidos e criar *sockets* bluetooth para receber conexões de outros dispositivos;
- *BluetoothDevice*: Usado para requisitar informações e conexões a dispositivos remotos;
- *BluetoothSocket*: Representa a interface da conexão;
- *BluetoothServerSocket*: Habilita o servidor a receber pedidos de conexão;
- *BluetoothClass*: Propriedades de somente leitura que definem as características e os serviços do dispositivo bluetooth;
- *BluetoothProfile*: Representa um perfil Bluetooth. Existem vários perfis pré-definidos de configuração que podem ser escolhidos para se trabalhar como *headset profile* e o *hands-free profile*;
- *BluetoothHeadset*: Suporte para headsets utilizando a tecnologia Bluetooth;
- *BluetoothA2p*: Define a qualidade do áudio que pode ser transmitido em conexões entre dispositivos;
- *BluetoothProfile.ServiceListener*: Avisa clientes bluetooth quando são desconectados ou conectados.

O RFCOMM é um protocolo que emula as configurações de linha de cabo serial e status de uma porta serial RS-232 e, é utilizado para fornecer transferência de dados serial. Além disso, o protocolo RFCOMM suporta até 60 conexões simultâneas entre dois dispositivos Bluetooth. O número de ligações que podem ser utilizadas simultaneamente num dispositivo Bluetooth é específico de cada aplicação (BLUETOOTH SIG, 2013). A comunicação via RFCOMM é ilustrada pela Figura 33.

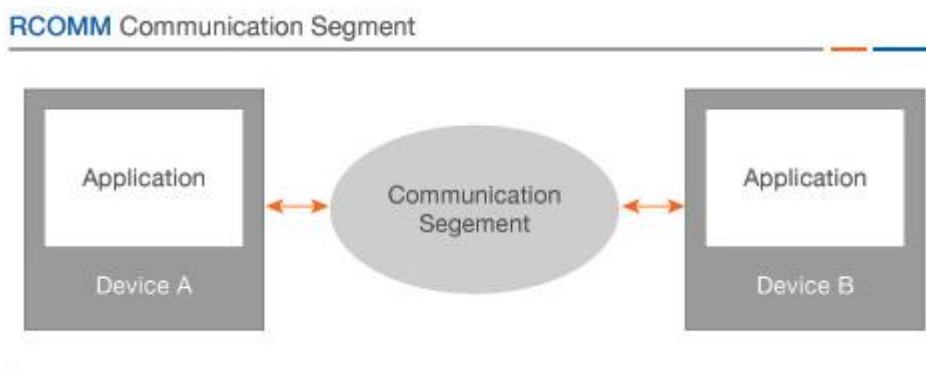


Figura 33 - Comunicação entre dispositivos Bluetooth via RCOMM.

Fonte: Retirado de Bluetooth SIG.

Primeiramente, o programa Android deve realizar as devidas configurações para apresentar a tela inicial. Além disso, no método `OnCreate()`; o aplicativo verifica se o bluetooth está ativo. Caso não esteja, ele pede ao usuário se ele deseja ativar o bluetooth.

Ao perceber que o botão conectar foi tocado, o aplicativo procura pelo módulo bluetooth, utilizando o seu endereço MAC (já inserido no código do programa) e estabelece uma comunicação RCOMM, tendo um UUID característico como identificador. Se for possível estabelecer a conexão, o botão iniciar medição é habilitado.

Quando o usuário pressionar o botão iniciar medição, o smartphone envia a string que requisita o início de uma medição e inicia uma thread que monitora o recebimento dos dados. Nessa thread, o programa lê 10 bytes da serial, mas só trata como úteis se os campos de inicialização e finalização do pacote estiverem corretos.

Tendo recebido as informações de medição, o aplicativo realiza os cálculos necessários e apresenta os valores na tela, para o usuário. Estes cálculos envolvem valores com ponto flutuante e por isso são feitos no smartphone, que possui um poder computacional maior, quando comparado ao MSP430G2553.

4. TESTES E RESULTADOS

A cada uma das etapas, foram realizados testes com o intuito de validá-las. Serão apresentados nessa seção, dados e imagens obtidos durante cada um dos procedimentos de desenvolvimento do dispositivo.

A Figura 34 apresenta os sinais obtidos na saída dos circuitos de condicionamento de cada um dos sensores. O canal 1 mostra o sinal proveniente do sensor do anel, já o canal 2 corresponde ao sinal proveniente do sensor de pulso.

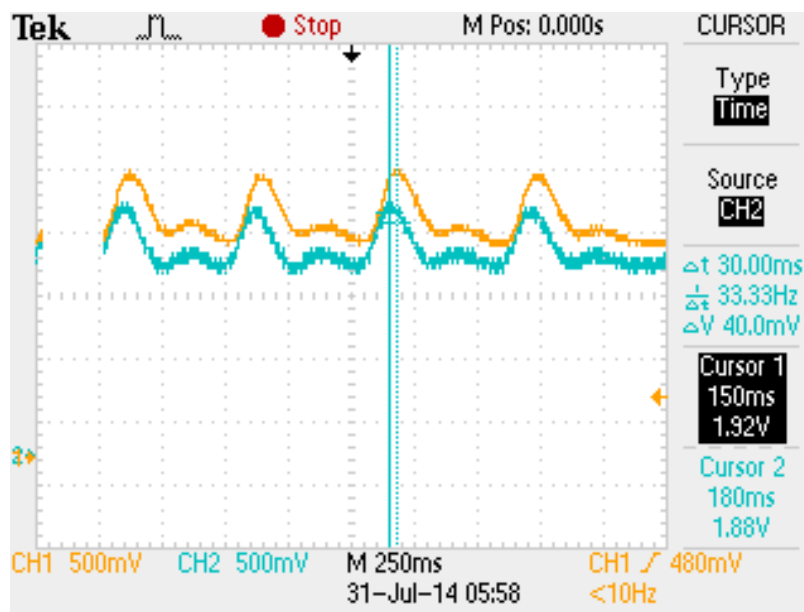


Figura 34 – Sinais condicionados dos sensores de dedo e pulso.

Apesar de estarem com a mesma amplitude, os dois sinais possuem uma diferença de pelo menos 100 vezes no ganho. O ganho no circuito do sensor do anel varia entre 30000 e 50000, com uma etapa de ganho inicial fixo em 100, enquanto que o circuito que condiciona o sinal respectivo ao sensor do pulso não possui esta etapa.

A amplitude destes sinais varia com diferentes propriedades. A densidade do sangue, o posicionamento, cor da pele, espessura das camadas de pele e gordura. Por isso, a cada vez que o sensor é posicionado, em cada diferente usuário, o ganho precisa ser ajustado para estar pronto para realizar as medições.

Ainda na Figura 34, é possível notar uma diferença de tempo dentre os picos consecutivos dos dois sinais. Este tempo, em todas as medições variou na casa de milissegundos e corresponde ao PTT.

A Figura 35 demonstra a diferença de amplitude dos sinais para os comprimentos de onda utilizados. Em (a) o sinal é resultado da absorção de luz infravermelho, indicando a grande quantidade de hemoglobinas oxigenadas, quando em comparação com (b), que é resultado da absorção de luz vermelha. Os sinais passam pelo mesmo circuito de condicionamento e ganho.

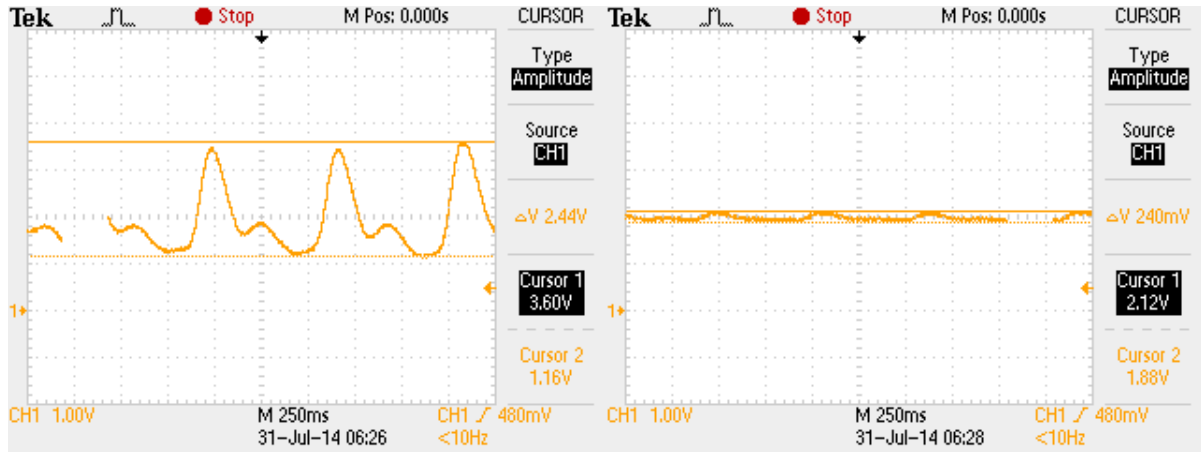


Figura 35 – (a) Sinal com o LED infravermelho ligado. (b) Sinal com o LED vermelho ligado.

Tendo obtido resultados satisfatórios no condicionamento dos sinais, o passo seguinte foi o teste das etapas lógicas da medição. A primeira etapa foi elaborar uma maneira de comprovar o funcionamento das funções de detecção de pico, de máximos e mínimos. A Figura 36 apresenta a saída do sinal do anel, com LED infravermelho ativado, no momento da medição da frequência cardíaca.

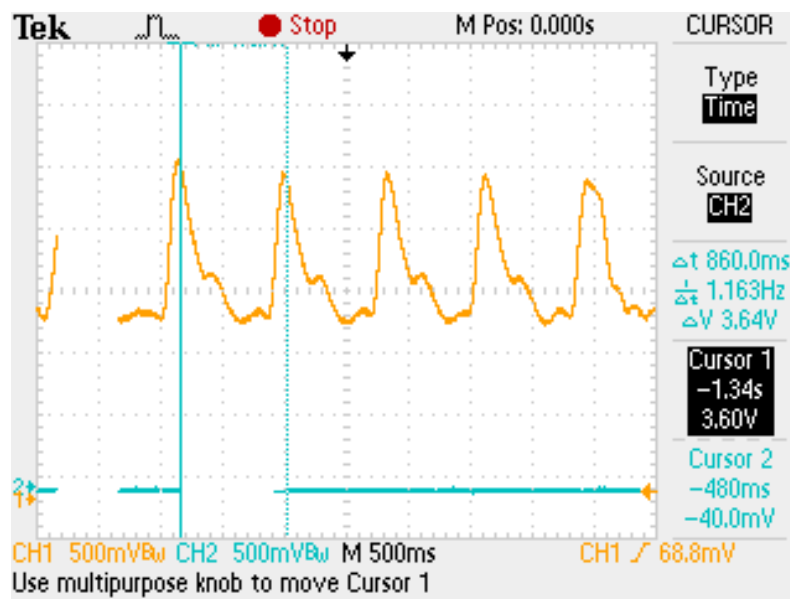


Figura 36 – Momento da medição da frequência cardíaca.

O canal dois foi acoplado à um dos pinos do MSP430, que mudava o estado da porta no momento em que um pico era detectado. Como resultado, é possível ver um pulso em azul, na Figura 36, que envolve dois picos consecutivos. Como mostra a figura, a largura do pulso tem um tempo de aproximadamente 860ms. Nesse mesmo momento, o valor das contagens, armazenadas na variável tempoBPM é indicado na Figura 37.

Expression	Type	Value
(x)= tempoBPM	unsigned int	27943


```

Name : tempoBPM
Default:27943
Hex:0x6D27
Decimal:27943
Octal:066447
Binary:0110110100100111

```

Figura 37 – Valor da variável tempoBPM no momento da medição da frequência cardíaca.

Com o clock do timer configurado em 32768Hz, para a medição da frequência cardíaca, o número de contagens obtido corresponde à 0,852s, confirmando portanto o funcionamento do método de medição da frequência cardíaca.

Já a Figura 38 apresenta o sinal obtido do sensor posicionado no dedo, quando o LED infravermelho está ativado. Esta é a primeira etapa para a medição da amplitude dos sinais. Na figura, é possível ver que a amplitude naquele momento estava em 2,64V.

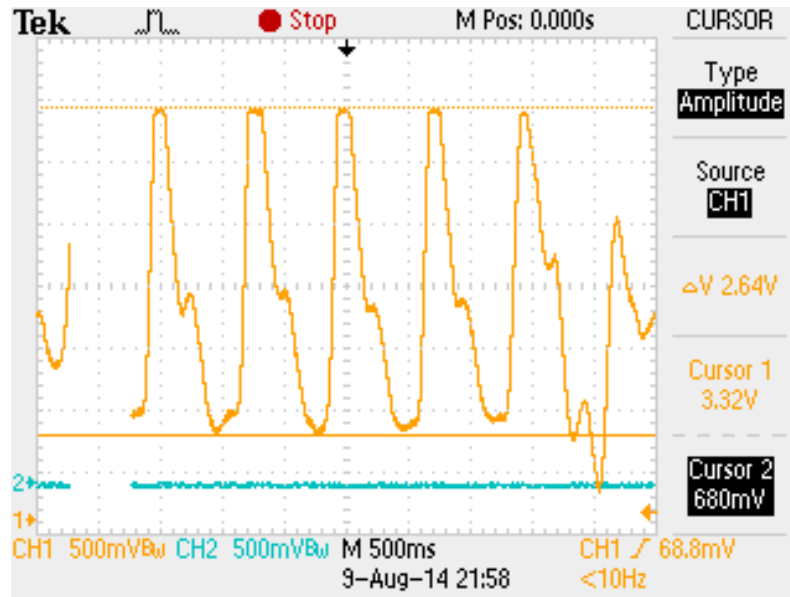


Figura 38 – Medição da amplitude do sinal do LED infravermelho do anel.

O valor correspondente, amostrado pelo microcontrolador é apresentado pela Figura 39. O conversor A/D do MSP430 é de 10 bits, o que permite uma variação 0 a 1023. Como o conversor foi configuração para que a sua referência fosse VDD/GND, cada degrau corresponde a 3,55mV. Dessa forma, o valor aferido pelo método equivale a aproximadamente 2,61V.

Expression	Type	Value
(x)= ampIR	unsigned int	734
Name : ampIR		
Default:734		
Hex:0x02DE		
Decimal:734		
Octal:01336		
Binary:0000001011011110		

Figura 39 – Valor da variável ampIR no momento da medição de sua amplitude.

O mesmo foi feito para a medição do sinal, quando o LED vermelho está ativo. As Figuras 40 e 41 mostram o valores obtidos no osciloscópio e no ambiente de desenvolvimento do microcontrolador.

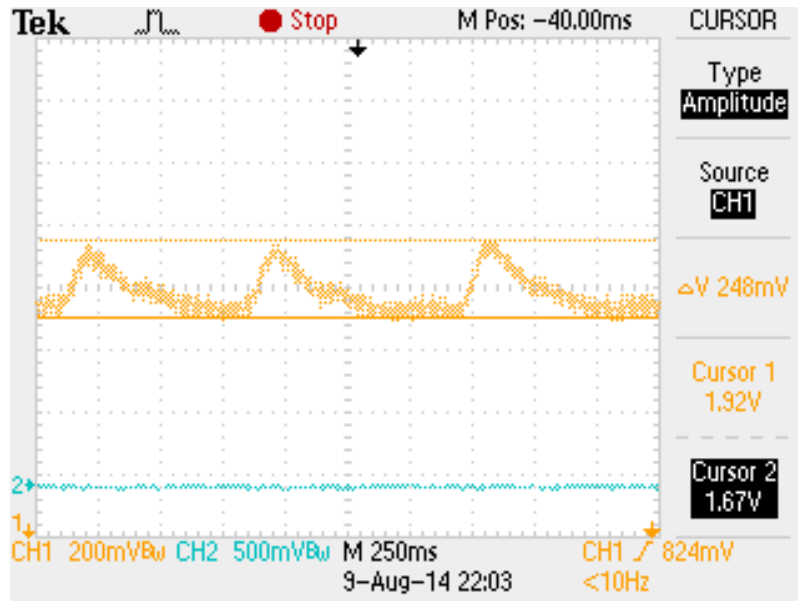


Figura 40 – Medição da amplitude do sinal do LED vermelho do anel.

Expression	Type	Value
(x)= ampRED	unsigned int	70
Name : ampRED		
Default:70		
Hex:0x0046		
Decimal:70		
Octal:0106		
Binary:0000000001000110		

Figura 41 – Valor da variável ampRED no momento da medição da sua amplitude.

Como é possível observar, o valor obtido para a amplitude do sinal no microcontrolador foi igual a 70, que equivale a 0,249V. Um erro de medição abaixo de 1%. A diferença de potencial VDD-GND medida no momento era de 3,64V.

Por fim, foi utilizada a mesma técnica descrita para aferir a medição da frequência cardíaca, na medição do PTT. Para isso, no momento em que é detectado um pico no sinal proveniente do sensor posicionado pulso, o pino acoplado ao canal 2 muda seu estado. Em seguida, quando é detectado o pico no sinal proveniente do anel, o pino da porta muda novamente seu estado. O resultado deste teste é apresentado na Figura 42.

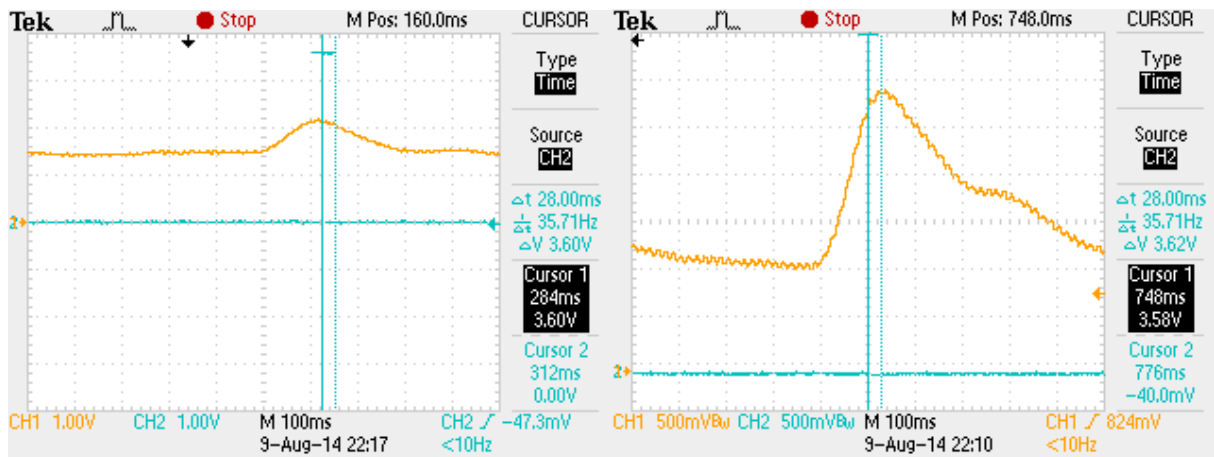


Figura 42 – (a) Sinal proveniente do pulso. (b) Sinal proveniente do anel.

Em (a), o canal 1 de um dos osciloscópios foi ligado à saída do sinal condicionado vindo do pulso. É possível perceber um pulso no canal 2, que possui sua borda de subida no momento em que é detectado o pico deste sinal. A borda de descida deste pulso ocorre quando é detectado o pico no sinal correspondente ao anel, acoplado ao canal 1 de outro osciloscópio, como é possível ver em (b).

A diferença de tempo, sendo a largura do pulso, foi de 28ms. O valor obtido, correspondente, no IDE do microcontrolador é apresentado pela Figura 43.

Expression	Type	Value
(x)- tempoPTT	unsigned int	14051
Name : tempoPTT		
Default:14051		
Hex:0x36E3		
Decimal:14051		
Octal:033343		
Binary:0011011011100011		

Figura 43 – Valor da variável tempoPTT no momento da medição do PTT.

Este foi o número de contagens entre uma borda e outra do pulso. Como o clock do timer no método de medição do PTT foi configurado para ter uma base de tempo de $2\mu\text{s}$ (500kHz), o número de contagens visto na Figura 43 equivale à 28,1ms. Ainda, este erro não deve ser computado, já que a resolução de tempo na medição do osciloscópio era de 1ms.

Neste momento, já era possível então realizar testes em voluntários. Como o número de dados obtidos não é elevado, os testes não podem ser utilizados para aferir a precisão das medições, mas mostram a qualidade do módulo de sensoriamento e processamento, além da relação entre a velocidade do pulso e a pressão arterial, a medição instantânea da frequência cardíaca e a medição instantânea da taxa de saturação do oxigênio no sangue.

A Tabela 3 apresenta os resultados obtidos com 11 voluntários diferentes. Nela estão dispostos os valores adquiridos em cada uma das variáveis do programa além dos resultados que são calculados a partir delas. Para comparação, foi possível utilizar o dispositivo JA-6002, da Satellite, que realiza medições da pressão arterial e da frequência cardíaca. As colunas indicam, da esquerda para a direita, respectivamente, o número identificador do voluntário, o sexo, o valor da variável tempoBPM no sistema, a frequência cardíaca calculada partir deste valor, a frequência cardíaca medida pelo aparelho, o valor da variável ampIR no sistema, o valor da variável ampRed no sistema, o valor calculado da taxa de saturação do oxigênio no sangue, o valor da variável tempoPTT no sistema, a distância aproximada entre o modulo de sensoriamento do pulso e o anel, a velocidade (em m/s) calculada, a pressão arterial sistólica e a pressão arterial diastólica medidas pelo aparelho.

A Figura 44 demonstra a relação entre a pressão arterial o conjunto (BPM, PWV). Estas são apresentadas abaixo mas serão discutidas em outro momento.

Tabela 3 – Tabela de dados das medições com voluntários.

Voluntário	Sexo	tempoBPM	BPM	BPM medido	ampIR	ampRed	SpO2	tempoPTT	d (cm)	PWV (m/s)	P (sist)	P (diast)
1	M	23688	83	81	559	50	97%	23371	21	4,493	112	73
2	F	29673	66	67	609	93	94%	16304	13	3,987	105	62
3	M	26206	75	74	607	51	97%	11436	22,5	9,837	121	79
4	F	23241	85	82	433	90	94%	7157	20,5	14,322	132	86
5	M	22543	87	85	552	57	96%	22617	21,3	4,709	131	85
6	M	17978	109	98	545	76	95%	45212	21,5	2,378	123	81
7	M	23224	85	82	559	55	97%	23804	21,3	4,474	111	71
8	F	32144	61	66	702	70	96%	25800	18	3,488	106	68
9	M	29459	67	72	681	47	98%	17830	22	6,169	119	84
10	M	22943	86	86	701	98	94%	22678	23,5	5,181	121	82
11	F	19627	100	96	605	86	95%	21519	16,5	3,834	109	64

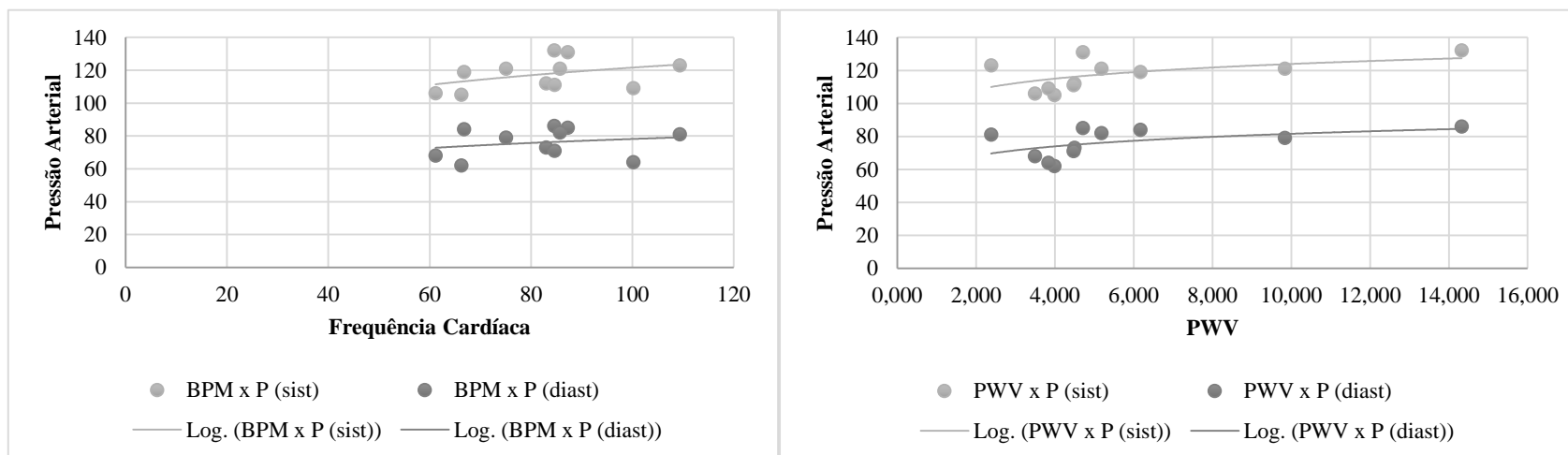


Figura 44 – (a) Gráfico de comparação dos valores de frequência cardíaca com a pressão arterial. (b) Gráfico de comparação dos valores de PWV com a pressão arterial.

Primeiramente é possível observar a variação entre o valor da frequência cardíaca calculada e a frequência cardíaca medida. O cálculo do ciclo cardíaco realizado pelo dispositivo é feito instantaneamente, utilizando apenas a distância entre um pulso e o seguinte. Essa distância pode variar, conforme varie a frequência cardíaca do paciente. Dessa maneira, no instante seguinte em que foi obtido o valor para a variável tempoBPM, o usuário pode ter uma alteração na sua frequência cardíaca, provocando erros vistos quando comparamos o valor calculado e o valor medido pelo aparelho JA-6002. No entanto, quando medido continuamente, a frequência cardíaca calculada pode apresentar uma boa precisão, já que possui um método apurado, demonstrado anteriormente. Sua acurácia chega a depender apenas da resolução do conversor A/D e do timer do microcontrolador.

Como cada voluntário possui características físicas diferentes e que influenciam na medição, os ganhos dos circuitos de condicionamento tiveram de ser adequados em cada novo teste. Essa é uma etapa importante, principalmente na medição da SpO₂. Para isso, um ganho é atribuído ao sinal correspondente a receptividade de luz infravermelha, deixando-o com a maior amplitude possível (sem alcançar o ponto de saturação dos amplificadores operacionais). Esse mesmo ganho também serve portanto para o sinal do LED vermelho. Tendo portanto o mesmo ganho, os dois sinais são amostrados e as suas amplitudes armazenadas nas variáveis ampIR e ampRed. Esses dois valores são utilizados para calcular a razão, conhecida como “Ratio of Ratios”, que depois fornece um valor para a taxa de saturação do oxigênio no sangue.

A implementação em software foi adaptada do documento disponibilizado pela Freescale, desenvolvido por (LOPEZ, 2012) e implementada em Java no aplicativo para Android. O cálculo segue o fluxo apresentado no Quadro 5.

Quadro 5 – Implementação em software do cálculo da SpO₂.

```
int IrRms = (int) (ampIR * 707 / 2000);
int RedRms = (int) (ampRed * 707 / 2000);
long vspo2 = Log10LookUpTable[RedRms/2]*100 / Log10LookUpTable[IrRms/2];
vspo2 = (110 - 25 * vspo2 / 100);
```

Segundo (VASAN, 2013), uma vez que a razão R é calculada, a SpO₂ pode ser obtida de uma curva característica proveniente de uma calibração com outro oxímetro com os mesmo componentes e configuração. Esta calibração é realizada pela maioria das empresas que desenvolvem oxímetros de pulso e gera uma tabela de pesquisa singular. Como não foi possível adquirir um oxímetro comercial parecido em tempo, foi utilizada a tabela disponibilizada pela também pela Freescale. Essa tabela retorna os valores logarítmicos para o numerador e o

denominador da razão R. Ainda segundo (VASAN, 2013), quando não se tem um dispositivo calibrado, a medição pode seguir a equação:

$$SpO_2 = 110 - 25 * R \quad (12)$$

A medição da pressão arterial depende de um número elevado de dados e pode depender de diversos fatores. Para Teng e Zhang (2003), a pressão arterial pode ser estimada obtendo algumas características (como tempo de subida do mínimo até o máximo global e, o tempo de descida) de um único sinal PPG, em uma relação linear. Já Chen *et al.* (2000) demonstram a relação entre o PWV e a pressão arterial matematicamente e desse modo, propõem estimar a pressão arterial de acordo com medições anteriores. Ainda existem outros trabalhos na literatura, demonstrando vários outros métodos para estimar a pressão arterial, a partir de dados como o PWV, a frequência cardíaca (como em (CATTIVELLI e GARUDARI, 2009)), etc.

McCombie *et al.* (2006) apresentam os melhores resultados, partindo do princípio matemático da relação entre o PWV e a pressão arterial, demonstrada na equação 13 e derivada da lei de Moens-Kortweg:

$$k_2 = P - k_1 \ln(c^2) \quad (13)$$

onde as constantes k podem ser obtidas a partir de uma série de medições. Dessa maneira a Figura 44 apresenta a relação entre a frequência cardíaca (a) e o PWV (b) com a pressão arterial sanguínea. Foi plotada ainda uma curva logarítmica para ilustrar essa relação.

No entanto o tamanho do conjunto de testes e valores obtidos não permite a estimativa da pressão arterial com o mínimo de precisão necessário para apresentar resultados adequados. Além disso, a maioria das referências indicam que o método matemático de estimativa precisa ser calibrado constantemente, como foi discutido na seção 2.1.5. Além disso, a estimativa é muito mais precisa quando realizada separadamente para cada pessoa, já que cada indivíduo possui características físicas e biológicas diferentes, produzindo assim uma curva característica diferente.

Dessa maneira, não foi definida nenhuma equação para a medição da pressão arterial, apesar de demonstrada a sua relação com o PWV e a possibilidade da sua medição. Outro ponto negativo do método é que os valores de ganho do circuito analógico precisam ser recalibrados periodicamente para cada usuário, em cada novo posicionamento do sensor.

Segundo O'Brien *et. al* (2001), a maioria dos dispositivos de medição, principalmente os automáticos e de uso pessoal, não foram avaliados quanto à precisão usando de forma independente os dois protocolos mais utilizados no mundo: o protocolo da Sociedade Britânica de Hipertensão (BHS - British Hypertension Society) e o padrão estabelecido pela Associação para o Avanço da Instrumentação Médica (AAMI - Association for the Advancement of Medical Instrumentation), nos Estados Unidos. O equipamento JA-6002 utilizado para medição e comparação da pressão arterial e frequência cardíaca não possui nenhum certificado de calibração e validação.

Os testes na comunicação bluetooth entre o aplicativo android e o módulo de medição foram realizados separadamente. O código de comunicação foi projetado e implementado e só depois testado, com valores fixos a serem retransmitidos. O dispositivo alvo foi um smartphone LG L7II Dual, próprio, apoiado pela versão 4.1.2 do sistema operacional Android. O smartphone possui processador *Dual Core* de 1GHz e 768MB de memória RAM.

5. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Este documento traz, de uma forma clara e objetiva, uma introdução ao contexto atual, ao problema e aos objetivos. A revisão bibliográfica fornece suporte às definições de projeto e implementação feitas no Capítulo 3, que por sua vez restringe a escolha dos materiais utilizados no desenvolvimento do sistema proposto.

O trabalho possibilita uma abertura para a discussão de alguns métodos de medição de parâmetros fisiológicos, na comunidade acadêmica local. Apesar de não possibilitar o cálculo da pressão arterial, por ter um número reduzido de voluntários e dados no conjunto de testes, traz resultados coerentes e concretos, além de vários testes a cada etapa de implementação. O documento discute também, de forma aberta, os pontos positivos e negativos (como a necessidade de recalibração para cada usuário).

Esse projeto visa atender pessoas tomadas por doenças cardiovasculares, em situações de risco ou não. Se destina ainda aos profissionais da área médica, que desejam manter um registro de parâmetros fisiológicos periódico sobre seus pacientes.

Como trabalhos futuros, deseja-se adicionar maneiras de eliminar os ruídos por movimentação e iluminação externa, criando um modelo físico para comportar os sensores mais adequado e utilizando ainda, como em algumas das referências discutidas, um acelerômetro para detecção de ruídos por movimento. Outro ponto importante seria a implementação de um controle automático da intensidade dos LEDs e calibração automática do ganho aplicado aos sinais amostrados.

Para a medição dos parâmetros propostos, deseja-se implementar um método de classificação de dados por aprendizagem, como Redes Neurais Artificiais, como mostra (KURYLYAK, LAMONACA e GRIMALDI, 2013), possibilitando medir com maior precisão os parâmetros propostos.

Para a comunicação e interface, deseja-se incrementar os campos de validação dos pacotes, como a utilização do CRC, do inglês Cyclic Redundancy Check, método amplamente abordado para a identificação de erros e, ainda implementar módulos de armazenamento dos dados e envio de alertas quando houver o diagnóstico de um dado crítico, além do tratamento de alguns acessos inconsistentes por parte do usuário. Quando concluído, o dispositivo poderá ainda servir como um sistema de apoio ao diagnóstico.

A inovação que este dispositivo traz pode mudar o mercado de equipamentos de saúde, já que integra novas tecnologias de medição de sinais fisiológicos com smartphones e tablets. O equipamento deve tornar mais comum o cuidado com a saúde até mesmo por pessoas

saudáveis. Além disso, a implementação bem sucedida deste projeto possibilita que, futuramente, outros métodos e sensores sejam incorporados, para monitorar outros tipos de sinais, como a temperatura corpórea e os níveis de glicose no sangue, por exemplo.

6. REFERÊNCIAS

ADOCHIEI, F. et al. A Wireless Low-Power Pulse Oximetry System for Patient Telemonitoring. **Advanced Topics in Electrical Engineering**, Bucharest, Maio 2011.

ANLIKER, U. et al. AMON: A Wearable Multiparameter Medical Monitoring and Alert System. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, v. 8, n. 4, p. 415-427, Dezembro 2004. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1362650&isnumber=29854>>.

ASADA, H. H. et al. Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 22, n. 3, p. 28-40, Maio-Junho 2003.

ASMAR, R. **Arterial Stiffness and Pulse Wave Velocity: Clinical Applications**. [S.l.]: Editions Scientifiques Et, 1999. 167 p.

BLOOD Pressure. **Wikipedia**. Disponível em: <http://en.wikipedia.org/wiki/Blood_pressure>. Acesso em: 24 Maio 2013.

BLUETOOTH SIG. RFCOMM with TS 07.10. **Bluetooth Development Portal**, 2013. Disponível em: <<http://developer.bluetooth.org/TechnologyOverview/Pages/RFCOMM.aspx>>. Acesso em: 26 Agosto 2013.

BOEHMER, R. D. Continuous, real-time, noninvasive monitor of blood pressure: Penaz methodology applied to the finger. **Journal of Clinical Monitoring**, p. 282-287, Outubro 1987.

BOOTH, J. **A Short History of Blood Pressure Measurement**. Section of the History of Medicine. [S.l.]: [s.n.]. 1977. p. 793-799.

BUR, A. et al. Accuracy of oscillometric blood pressure measurement according to the relation between cuff size and upper-arm circumference in critically ill patients. **Critical Care Medicine**, v. 28, n. 2, p. 371-376, Fevereiro 2000.

CARÓS, J. M. S. I. **Continuous non-invasive blood pressure estimation**. ETH Zurich. Zurich, p. 182. 2011.

CATTIVELLI, F. S.; GARUDARI, H. Noninvasive Cuffless Estimation of Blood Pressure from Pulse Arrival Time and Heart Rate with Adaptive Calibration. **Body Sensor Networks**, p. 114-119, 2009.

CHAN, K. W.; HUNG, K.; ZHANG, Y. T. **Noninvasive and cuffless measurements of blood pressure for telemedicine**. Engineering in Medicine and Biology Society. [S.l.]: [s.n.]. 2001. p. 3592-3593.

CHEN, C.-H. et al. Estimation of Central Aortic Pressure Waveform by Mathematical Transformation of Radial Tonometry Pressure. **Circulation**, 1997. 1827-1836.

CHEN, W. et al. Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 38, p. 569-574, 2000.

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**, v. 40, n. 4, p. 871-882, Abril 2012.

COZBY, R. C.; ADHAMI, R. R. Low-frequency Korotkoff signal analysis and application. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 40, n. 10, Outubro 1993. 1067-1070. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=247807&isnumber=6343>>.

FRANCHI, D. et al. Blood pressure evaluation based on arterial pulse wave velocity. **Computers in Cardiology**, p. 397-400, 1996.

GARGENTA, M. **Learning Android**. 1ª. ed. [S.l.]: O'Reilly, 2011.

GEDDES, L. A. **Handbook of Blood Pressure Measurement**. [S.l.]: Humana Press, 1991.

GEDDES, L. A. et al. Pulse wave velocity as a method of obtaining. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 19, p. 671-672, 1981.

GOOGLE. Get the Android SDK. **Android Developers**, 2013. Disponível em: <<http://developer.android.com/sdk/index.html>>. Acesso em: 2013.

GRAF, S.; CRAIEM, D.; ARMENTANO, R. L. **Validity of a new method to estimate mean arterial pressure at brachial level**. Annual International Conference of the IEEE EMBS. Buenos Aires: [s.n.]. 2010. p. 2861-2864.

HASHEM, M. M. A. et al. **Design and Development of a Heart Rate Measuring Device using Fingertip**. ICCCE 2010. Malásia: [s.n.]. 2010.

HOELSCHER, I. G. et al. Bluetooth e sensores no controle do LEGO Mindstorms NXT. **Revista Mobile Magazine**, n. 50, Agosto 2013. Disponível em: <<http://www.devmedia.com.br/revista-mobile-magazine-50/28680>>.

HUNG, K.; ZHANG, Y.-T. Implementation of a WAP-based telemedicine system for patient monitoring. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, 11 Junho 2003. 101-107.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Indicadores Sociodemográficos e de Saúde no Brasil**. IBGE. Rio de Janeiro, p. 152. 2009. (ISSN 1679-480X).

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Um Panorama da Saúde no Brasil: Acesso e Utilização de Serviços, Condições de Saúde e Fatores de Risco e Proteção à Saúde**. IBGE. Rio de Janeiro, p. 245. 2010. (ISBN 978-85-240-4112-9).

INTERNATIONAL DATA CORPORATION. Press Release. **Android and iOS Combine for 91.1% of the Worldwide Smartphone OS Market in 4Q12 and 87.6% for the Year, According to IDC, 2013**. Disponível em: <<http://www.idc.com/getdoc.jsp?containerId=prUS23946013#.UTCOPjd4DIY>>. Acesso em: 23 Maio 2013.

JIANG, H. **Motion-Artifact Resistant Design of Photoplethysmograph Ring Sensor for Driver Monitoring**. Massachusetts Institute of Technology. [S.l.], p. 62. 2004.

JOHNSTON, W. S. **Development of a Signal Processing Library for Extraction of SpO₂, HR, HRV, and RR from Photoplethysmographic Waveforms**. Worcester Polytechnic Institute. Worcester, p. 133. 2006.

KOMATINENI, S.; MACLEAN, D. **Pro Android 4**. 1ª. ed. [S.l.]: Apress, 2012.

KURYLYAK, Y.; LAMONACA, F.; GRIMALDI, D. **A Neural Network-based Method for Continuous Blood Pressure Estimation from a PPG Signal**. Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2013 IEEE International. Minneapolis: [s.n.], 2013. p. 280-283.

LI, Y.-T. **Pulse Oximetry**. University of Surrey. Guildford, p. 15. 2007.

LOPEZ, S. **Pulse Oximeter Fundamentals and Design - Rev. 2**. Freescale Semiconductor, Inc. [S.l.], p. 39. 2012.

MAESTRI, R. et al. Noninvasive measurement of blood pressure variability: accuracy of the Finometer monitor and comparison with the Finapres device. **Physiological Measurement**, 2005.

MALVINO, A. P. **Eletrônica**. 7ª. ed. São Paulo: McGraw-Hill, v. 2, 2007.

MCCOMBIE, D. B.; REISNER, A. T.; ASADA, H. H. **Adaptive blood pressure estimation from wearable PPG sensors using peripheral artery pulse wave velocity measurements and multi-channel blind identification of local arterial dynamics**. Engineering in Medicine and Biology Society. New York: [s.n.]. 2006. p. 3521-3524.

MENDELSON, Y.; OCHS, B. D. Noninvasive Pulse Oximetry Utilizing Skin Reflectance Photoplethysmography. **IEEE Transactions On Biomedical Engineering**, v. 35, p. 798-805, Outubro 1988.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Sistema Único de Saúde (SUS). **Portal da Saúde**. Disponível em: <<http://www.brasil.gov.br/sobre/saude/atendimento>>. Acesso em: 5 Junho 2013.

MOBITHINKING. The 100 million club: the top 10 mobile markets by number of mobile subscriptions, 2012. Disponível em: <<http://mobithinking.com/blog/100-million-club>>. Acesso em: 23 Maio 2013.

MORAES, J. C. T. B.; CERULLI, M. Development of a new oscillometric blood pressure. **Computers in Cardiology**, Hannover, Setembro 1999. 467-470.

MORAES, J. C. T. B.; CERULLI, M.; NG, P. S. A strategy for determination of systolic, mean and diastolic blood pressures from oscillometric pulse profiles. **Computers in Cardiology**, Cambridge, Setembro 2000. 211-214.

NITZAN, M. Automatic Noninvasive Measurement of Arterial Blood Pressure. **IEEE Instrumentation & Measurement Magazine**, p. 32-37, Fevereiro 2011. ISSN 1094-6969.

O'BRIEN, E. State of the market for devices for blood pressure measurement. **Blood Pressure Monitoring**, Dezembro 2001. 281-286.

O'BRIEN, E. et al. Blood pressure measuring devices: recommendations of the European Society of Hypertension. **BMJ**, Março 2001. 531-536.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. **World Health Statistics 2012**. WHO. [S.l.], p. 180. 2012. (ISBN 978 92 4 156444 1).

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. Health topics: Chronic Diseases. Disponível em: <http://www.who.int/topics/chronic_diseases/en/index.html>. Acesso em: 27 Maio 2013.

REGUEIRO-GÓMEZ, A.; PALLÁS-ARENAY, R. A new method for automated blood pressure measurement. **Physiological Measurement**, 1998. 205-212.

RHEE, S. et al. **The ring sensor: a new ambulatory wearable sensor for twenty-four hour patient monitoring.** Engineering in Medicine and Biology Society. Hong Kong: [s.n.]. 1998. p. 1906-1909.

RHEE, S.; YANG, B.-H.; ASADA, H. H. **Artifact-resistant, power-efficient design of finger-ring plethysmographic sensors. I. Design and analysis.** Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Chicago: [s.n.]. 2000. p. 2792-2795.

SALO, T. et al. **Continuous blood pressure monitoring utilizing a CMOS tactile sensor.** Engineering in Medicine and Biology Society. San Francisco: [s.n.]. Setembro 2004. p. 23226-23229.

SCHWARZ, L. **Proposta de um Sistema Telemétrico para Aquisição de Sinais Fisiológicos.** Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, p. 117. 2007.

SHALTIS, P.; REISNER, A.; ASADA, H. **Calibration of the Photoplethysmogram to Arterial Blood Pressure: Capabilities and Limitations for Continuous Pressure Monitoring.** Engineering in Medicine and Biology Society. Shanghai: [s.n.]. 2005. p. 3970-3973.

SIQUEIRA, T. S. D. **Bluetooth – Características, protocolos e funcionamento.** Universidade Estadual de Campinas. Campinas, p. 6.

SORVOJA, H. **Noninvasive Blood Pressure Pulse Detection and Blood Pressure Determination.** University of Oulu. Oulu, p. 90. 2006.

SOUZA, F. M. C. D. Métodos de medida da pressão arterial – passado, presente e futuro. **Revista Brasileira de Hipertensão**, Rio de Janeiro, n. 10, p. 189-193, 2003.

SQLITE. About SQLite. Disponível em: <<http://www.sqlite.org/about.html>>. Acesso em: 26 Agosto 2013.

SUKOR, J. A. **Signal Quality Measures for Pulse Oximetry and Blood Pressure Signals Acquired in Supervised Home Telecare Environments.** The University of New South Wales. Kensington, p. 180. 2012.

TANAKA, H.; MONAHAN, K. D.; SEALS, D. R. Age-predicted maximal heart rate revisited. **Journal of the American College of Cardiology**, Janeiro 2001. 153–156.

TENG, X. F.; ZHANG, Y. T. **Continuous and noninvasive estimation of arterial blood pressure using a photoplethysmographic approach.** Annual International Conference of the IEEE EMBS. Cancun: [s.n.]. 2003. p. 3153-3156.

TEXAS INSTRUMENTS. MSP430G2553 Datasheet. **Mixed Signal Microcontroller**, 2011. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430g2553.pdf>>. Acesso em: 23 Agosto 2013.

TOWNSEND, N. Pulse Oximetry. In: TOWNSEND, N. **Medical Electronics**. [S.l.]: [s.n.], 2001. p. 32-42.

TURKEY, M. **HC Serial Bluetooth Products - User Instructional Manual**, 2011. Disponível em: <<http://www.mcu-turkey.com/wp-content/uploads/2013/01/HC-Serial-Bluetooth-Products-201104.pdf>>. Acesso em: 13 Agosto 2013.

VASAN, J. K. Pulse oximetry basics and MCUs. **EDN Networks**, Dezembro 2013. Disponível em: <<http://edn.com/design/medical/4425641/Pulse-oximetry-basics-and-MCUs>>.

WANG, J.-J. et al. Development Of An Arterial Applanation Tonometer For Detecting Arterial Blood Pressure And Volume. **Biomedical Engineeringapplications, Basis & Communications**, v. 16, n. 6, p. 322-330, Dezembro 2004.

WESTERMAN, D. Understand and apply the transimpedance amplifier. **EETIndia**, Agosto 2008.

XU, L. et al. **Implementation of cuff-less continuous blood pressure measurement system based on Android**. 2012 International Conference on Information and Automation. Shenyang: [s.n.]. 2012. p. 552-556.

ZHENG, D. C.; ZHANG, Y. T. **A ring-type device for the noninvasive measurement of arterial blood pressure**. Engineering in Medicine and Biology Society. [S.l.]: [s.n.]. 2003. p. 3184-3187.

ZHOU, Z. **Pressure-enhanced Pulse Oximetry**. University of Utah. Salt Lake City, p. 66. 1989.

ZIMERMAN, L. I. et al. **Diretrizes Brasileiras de Fibrilação Atrial**. Sociedade Brasileira de Cardiologia. [S.l.], p. 39. 2009.

ZORN, E. A. et al. Validation of an automated arterial tonometry monitor using Association for the Advancement of Medical Instrumentation standards. **Blood Pressure Monitoring**, Agosto 1997. 185-188.