

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
E INFORMÁTICA INDUSTRIAL

LUIZ AUGUSTO KALVA DE ANDRADE

SISTEMA DE MEDIÇÃO PARA OXIMETRIA DE PULSO

DISSERTAÇÃO

CURITIBA
2009

LUIZ AUGUSTO KALVA DE ANDRADE

SISTEMA DE MEDIÇÃO PARA OXIMETRIA DE PULSO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para a obtenção do título de “Mestre em Ciências” – Área de concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Pedro Miguel Gewehr

CURITIBA
2009

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da UTFPR – Campus Curitiba

A553s Andrade, Luiz Augusto Kalva de
Sistema de medição para oximetria de pulso / Luiz Augusto Kalva de
Andrade. – 2009.
88 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Pedro Miguel Gewehr
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do
Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática
Industrial. Área de Concentração: Engenharia Biomédica, 2009
Bibliografia: f. 68-71

1. Oximetria. 2. Oxigênio – Transporte fisiológico. 3. Instrumentos
e aparelhos médicos. 4. Processamento de sinais biológicos.
5. Engenharia biomédica. I. Gewehr, Pedro Miguel, orient. II. Universidade
Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de Concentração em
Engenharia Biomédica. III. Título.

CDD 621.3

Título da Dissertação Nº 511:

“Sistema de Medição para Oximetria de Pulso”

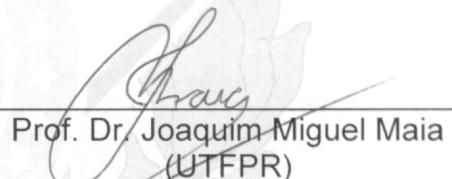
por

Luiz Augusto Kalva de Andrade

Esta tese foi apresentada, às 10h do dia 30 de outubro de 2009, como requisito parcial para a obtenção de grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI –, na Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:



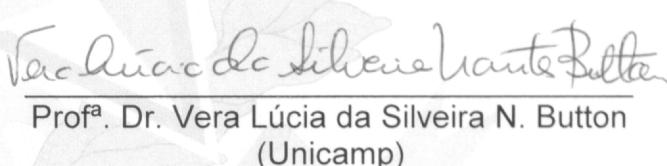
Prof. Dr. Pedro Miguel Gewehr
(Orientador - UTFPR)



Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia
(UTFPR)



Prof. Dr. Fábio Kurt Schneider
(UTFPR)



Prof. Dr. Vera Lúcia da Silveira N. Button
(Unicamp)

Visto da coordenação:



Prof. Dr. Humberto Remígio Gamba
(Coordenador do CPGEI)

AGRADECIMENTOS

Meus agradecimentos:

A Deus por mais esta conquista.

Ao Prof. Dr. Pedro Miguel Gewehr pela generosa paciência, dedicação e profissionalismo, que me incentivou a continuar e concluir este trabalho.

Ao Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia por transmitir seu entusiasmo pela profissão de engenheiro e professor.

Ao pessoal do Serviço de Anestesia do Hospital Santa Cruz pela oportunidade de hoje estar atuando na área de engenharia biomédica.

Aos meus pais, Luiz Eduardo e Ana Cristina, e à minha irmã, Roberta, pelo infinito amor incondicional que sempre me deram.

Ao amor da minha vida, Cecilia, que sempre me amou mesmo em horas de minha ausência.

E a todos que de alguma forma puderam contribuir com este trabalho.

RESUMO

ANDRADE, Luiz Augusto Kalva. Sistema de Medição para Oximetria de Pulso. 2009. 88p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2009.

Este estudo tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema para oximetria de pulso destinado a medir a saturação arterial de oxigênio. A determinação da saturação de oxigênio no sangue é reconhecida mundialmente como padrão de cuidado em anestesiologia, sendo utilizado em diversas aplicações desde tratamentos intensivos em hospitais até cirurgias veterinárias. O sistema de oximetria desenvolvido emprega um sensor de transmitância utilizando LEDs e um fotodetector como componentes principais. O instrumento é composto de um amplificador de transimpedância, circuito de demultiplexação, filtros passa-faixas, amplificador de ganho digitalmente programável e um processador digital de sinais. Os resultados de funcionamento do protótipo foram comparados com um simulador de oximetria de pulso comercial, obtendo-se um coeficiente $r = 0,99954$ entre os dados de saturação de oxigênio. Medições *in vivo* obtidas foram comparadas com medições feitas por um oxímetro comercial, atingindo-se diferenças médias de $\pm 1,67\%$ entre os dados de percentagem de saturação pulsátil e $\pm 1,44$ batimentos cardíacos para a taxa de batimentos por minuto. Espera-se que este trabalho possa contribuir para melhorar a monitorização de oxigênio aos tecidos do corpo tornando ainda mais comum e acessível o uso da técnica de medição da oximetria de pulso.

Palavras-Chave: Oximetria de Pulso. Saturação de oxigênio. DSP.

ABSTRACT

ANDRADE, Luiz Augusto Kalva. Measurement System for Pulse Oximetry. 2009. 88p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2009.

The main subject of this research is the development of a measurement system for pulse oximetry in order to determine oxygen arterial saturation. The measurement of blood oxygen saturation is recognized as a world standard in anesthesiology care, being used in intensive care units as well as in veterinary surgery. The developed oximetry system employs a transmittance probe using light emitting diodes and a photo detector as main components. The instrument is also composed by a transimpedance amplifier, demux and sample-and-hold circuits, pass-band filters, digitally controlled amplifier and a digital signal processor. The functioning results of the prototype were confirmed by using a commercial pulse oximeter simulator, obtaining a coefficient $r = 0.99954$ between the oxygen saturation data. Also, *in vivo* results obtained were compared with a commercial pulse oximeter showing mean differences of $\pm 1.67\%$ for percentage saturation data and ± 1.44 beats per minute for heart rate. It is hoped that this work can help to improve the oxygen monitoring to body tissues and to make pulse oximetry a more common and accessible monitoring technique.

Keywords: Pulse Oximetry. Oxygen saturation. DSP.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Respirações interna e externa.....	21
Figura 2: Curva de dissociação da oxiemoglobina.....	25
Figura 3: Alterações da curva de dissociação da oxiemoglobina causadas pela PCO ₂ (a) e pela temperatura (b).....	27
Figura 4: Feixes luminosos provenientes dos LEDs do sensor atravessam camadas de tecido de um dedo.....	29
Figura 5: Feixes atravessam arteríolas onde variações de volumes modulam feixes provenientes do sensor (a) e forma de onda resultante da absorção/transmissão dos feixes pelo pulso arterial (b).....	30
Figura 6: Relação entre coeficiente de extinção e comprimento de onda para as hemoglobinas mais comuns.....	30
Figura 7: Curva de calibração para um oxímetro de pulso.....	32
Figura 8: Sinal Pletismográfico com as componentes AC e DC.....	34
Figura 9: Sensor comercial para oximetria.....	35
Figura 10: Testes de artefatos de movimento.....	36
Figura 11: Sistema para a captura da Oximetria de Pulso.....	40
Figura 12: Sinais de controle dos feixes vermelho e infravermelho respectivamente representados pelas curvas 1 e 2.....	42
Figura 13: Sinal de controle de intensidade dos feixes, onde cada nível do ciclo deste sinal representa na ordem a intensidade dos feixes vermelho, infravermelho e quando não há emissão.....	43
Figura 14: Sinal após o Amplificador de Ganho Controlado, os níveis representam os sinais de absorção/transmissão dos feixes vermelho, infravermelho e sem emissão.....	45
Figura 15: Saída dos filtros passa baixa para os canais vermelho (parte superior) e infravermelho (parte inferior).....	45
Figura 16: Sistema de medição de oximetria de pulso: 1 – sensor de oximetria, 2 – módulo de medição, 3 – fonte de alimentação.....	46
Figura 17: Máquina de estado do <i>firmware</i> para envio dos dados dos feixes. Os estados 1 e 2 fazem a aquisição dos sinais, os estados 3 a 6 comutam os LEDs enviando dados e os estados 7 a 9 apenas comutam os LEDs mantendo compatibilidade com o simulador.....	48

Figura 18: Tela do programa <i>Scope</i> contendo áreas de plotagem do gráfico de pletismografia e de configuração da comunicação serial e um botão para início da gravação dos dados.....	50
Figura 19: Modelo do <i>firmware</i> para medição da oximetria de pulso gerado pelo software MATLAB 7.....	50
Figura 20: <i>Statecharts</i> da medição da %SpO2 e da taxa BPM internamente ao bloco <i>iSAT Main Program</i>	52
Figura 21: Resultado da saída do bloco sinais filtrados onde são indicadas as curvas: 1 – Sinal pletismográfico vermelho gravado, 2 – Sinal pletismográfico infravermelho gravado, 3 – Sinal pletismográfico vermelho filtrado, 4 – Sinal pletismográfico infravermelho filtrado, 5 – Valor da relação R, 6 – Valor de batimentos por minuto	53
Figura 22: Máquina de estados do <i>firmware</i> do oxímetro de pulso. Na <i>State Machine</i> comutam-se os LEDs e durante as funções da <i>State2 Machine</i> são realizadas as filtragens digitais, cálculos da %SpO2 e da taxa BPM e atualizações dos dados do <i>display</i>	55
Figura 23: Resultado do programa para os dados de %SpO2 : a curva mostra a proximidade entre dados calculados e dados obtidos com a ajuda do simulador.....	57
Figura 24: Resultado do programa para os dados de BPM: a curva mostra a proximidade entre dados calculados e dados obtidos com a ajuda do simulador.....	58
Figura 25: <i>Display</i> do sistema de aquisição da oximetria de pulso. Itens 1, 2 e 3 indicam respectivamente: %SpO2, BPM e o nível do sinal pletismográfico detectado.....	59
Figura 26: Gráfico comparativo de %SpO2: programada no simulador de oximetria, eixo x, e a medida pelo oxímetro experimental, eixo y.....	60
Figura 27: Gráfico comparativo de taxa BPM: programada no simulador de oximetria, eixo x, e a medida pelo oxímetro experimental, eixo y.....	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resultados do teste de medição *in vivo* do oxímetro experimental comparado ao oxímetro comercial realizado no dia 10/09/2009.....63

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A – ampère

AC_R – Intensidade variável do feixe vermelho

AC_{IR} – Intensidade variável do feixe infravermelho

A/D – Analógico – Digital

AGC – Amplificador de Ganho Controlado

BGA – *Ball Grid Array*

BPG – Bifosfoglicerato

BPM – Batimentos Por Minuto

bits – Menor unidade de informação

bps – Bits por segundo

C – Linguagem de programação

CO₂ – Gás Carbônico

COHb – Carboxiemoglobina

CPU – *Central Processing Unit*

DC_{IR} – Intensidade constante do feixe infravermelho

DC_R – Intensidade constante do feixe vermelho

DIP – *Dual In-line Package*

dL – decilitro

DSC – *Digital Signal Controller*

dsPIC – Modelo de microcontrolador

DSP – *Digital Signal Processor*

FIR – *Finite Impulse Response*

H₂CO₃ – Ácido carbônico

Hb – Hemoglobinas reduzidas

HbO₂ – Oxiemoglobinas

Hz – hertz

ICD2 – *In-Circuit Debug 2*

ICSP – *In-Circuit Serial Programming*

IIR – *Infinite Impulse Response*

L – litro

LCD – *Liquid Crystal Display*

LED – *Light Emitting Diode*

LSB – *Lower Significant Bit*

m² – metro quadrado

MetHb – Metemoglobina

mmHg – milímetro de mercúrio

mL – mililitro

mA – miliampère

µm – micro metro

mmol – milimol

MIPS – Milhões de instruções por segundo

MHz – megahertz

nm – nanometro

O₂ – Oxigênio molecular

PCO₂ – Pressão Parcial de gás carbônico

pH – atividade do íon H⁺

PO₂ – Pressão Parcial de Oxigênio

PWM – *Phase Wave Modulation*

PLL – *Phase Locked Loop*

R – Relação R

r – Coeficiente de correlação

RS-232 – Tipo de protocolo de comunicação serial

SMD – *Surface Mounted Device*

SO₂ – Saturação de oxigênio

SaO₂ – Saturação arterial de oxigênio

SpO₂ – Saturação pulsátil de oxigênio

UART – *Universal Assincronous Receiver Transmiter*

USB – *Universal Serial Bus*

UTI – Unidade de Terapia Intensiva

V – volt

W – watt

c – Concentração

C – Concentração

c_{HbO_2} – Concentração de oxiemoglobinas

c_{Hb} – Concentração de hemoglobinas reduzidas

$\varepsilon(\lambda)$ – Coeficiente de extinção da substância

d – Distância

dL/dt – Derivada da distância em relação ao tempo

L – Distância

λ – Comprimento de onda

I – Intensidade de luz

I_0 – Intensidade de luz inicial

I_1 – Intensidade de luz final

I_R – Intensidade do feixe vermelho

I_{IR} – Intensidade do feixe infravermelho

P – Pressão

S – Solubilidade

t – Tempo

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	15
1.1 MOTIVAÇÃO.....	15
1.2 OBJETIVOS.....	16
1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	17
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	18
2.1 PRINCÍPIOS FÍSICOS DOS GASES.....	18
2.2 FISIOLOGIA DA RESPIRAÇÃO HUMANA.....	19
2.2.1 Respiração externa.....	20
2.2.2 Respiração interna.....	22
2.3 TRANSPORTE DE OXIGÊNIO NO SANGUE.....	23
2.3.1 Hemoglobinas funcionais e não-funcionais.....	23
2.3.2 Fatores que interferem na dissociação da hemoglobina.....	27
2.4 HIPOXIA E HIPOXEMIA.....	28
2.5 LEI DE BEER-LAMBERT.....	28
2.6 LEI DE BEER-LAMBERT NA OXIMETRIA DE PULSO.....	29
2.6.1 Feixes Luminosos Utilizados.....	29
2.6.2 O CO-oxímetro.....	31
2.6.3 Validade da Lei de Beer-Lambert.....	31
2.6.4 Cálculo da relação R usando o método derivativo.....	33
2.7 SENSOR DE OXIMETRIA DE PULSO.....	35
2.8 FONTES DE ERROS DE MEDIÇÃO NA OXIMETRIA DE PULSO.....	36
2.8.1 Artefatos de Movimento.....	36
2.8.2 Baixa Perfusion.....	37
2.8.3 Baixa Saturação.....	37
2.8.4 Interferências Ópticas.....	37
2.8.5 Outras Fontes de Erros.....	38
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	39
3.1 SISTEMA DE MEDIÇÃO DA OXIMETRIA DE PULSO.....	39
3.2 MODELO DE SOFTWARE PARA TRATAR SINAIS.....	47
3.2.1 <i>Firmware</i> destinado à aquisição dos pulsos pleismográficos.....	47
3.2.2 <i>Software</i> destinado à recepção dos dados e gravação.....	49
3.2.3 Modelo de <i>software</i>	50
3.3 SOFTWARE DE CÁLCULO DOS COEFICIENTES.....	53
3.4 FIRMWARE DO OXÍMETRO DE PULSO.....	54
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	57
4.1 RESULTADOS OBTIDOS DURANTE A CALIBRAÇÃO DO SISTEMA.....	57
4.2 VISUALIZAÇÃO DOS DADOS OBTIDOS E OPERAÇÃO DO SISTEMA	59
4.3 DESEMPENHO COMPARADO ATRAVÉS DO SIMULADOR.....	60
4.4 DESEMPENHO COMPARADO ATRAVÉS DE MEDIÇÕES <i>IN VIVO</i>	62
5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	65
5.1 CONCLUSÕES.....	65
5.2 TRABALHOS FUTUROS.....	67

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	68
APÊNDICE A – VISTAS DA PLACA.....	72
APÊNDICE B – PROGRAMA <i>FIRMWARE</i> DE CAPTURA DE DADOS.....	73
APÊNDICE C – PROGRAMA <i>SCOPE</i> DE AQUISIÇÃO DE DADOS NO PC.....	79
APÊNDICE D – PROGRAMA DE CÁLCULO DA CURVA DE CALIBRAÇÃO.....	82
APÊNDICE E – PROGRAMA PARA CÁLCULO DOS FILTROS.....	83
APÊNDICE F – TESTE DE FUNCIONALIDADE.....	84
APÊNDICE G – PROTOCOLO DE MEDAÇÃO PARA O PRIMEIRO EXPERIMENTO <i>IN VIVO</i>.....	87
APÊNDICE H – TABELA DE VALORES MEDIDOS PARA O SEGUNDO EXPERIMENTO <i>IN VIVO</i>.....	88

1 INTRODUÇÃO

O oxigênio é vital para o funcionamento de cada célula do corpo humano. Na ausência de oxigênio por um tempo prolongado, as células morrerão (CLARK, 1999). Assim, a correta entrega de oxigênio para as células é um importante indicador da saúde de uma pessoa.

Existem vários métodos desenvolvidos para análise do transporte de oxigênio no sangue arterial. O método mais comum, conhecido como oximetria de pulso, estima a saturação de oxigênio do plasma sanguíneo pela relação de feixes de dois comprimentos de ondas transmitidos e absorvidos em camadas compactas de tecido, como a do dedo de um indivíduo, quando da ocorrência de batimentos cardíacos.

Por se tratar de equipamentos biomédicos, ou seja, que monitoram parâmetros de vidas humanas, os oxímetros devem ter uma boa estabilidade e qualidade de medição com baixas taxas de erros, além de durabilidade e imunidade a ruídos.

1.1 MOTIVAÇÃO

A oximetria de pulso é um método não invasivo e contínuo de monitorização da saturação arterial de oxigênio tornando-se indispensável para profissionais da saúde na atividade de diagnosticar possíveis anormalidades referentes aos níveis de oxigênio ligado à hemoglobina e do ritmo cardíaco, detectando e até mesmo prevenindo casos de severa hipoxia (RUCHALA, 1999), tornando-se por isso praticamente um padrão para monitorização de pacientes em UTI's e ambientes cirúrgicos (SEBALD, 1999).

A saturação de oxigênio fornece informação da oxigenação celular, porém não há nenhuma outra variável que forneça uma melhor evidência da hipoxia. Somente a medição da saturação de oxigênio não ajuda o bastante na detecção das causas da anomalia, assim esta medição deve ser complementada com outras medições, como a pressão sanguínea, a taxa de batimentos cardíacos, taxa respiratória, temperatura e outras.

Na anestesiologia, a saturação de oxigênio fornece uma informação de retorno ao anestesiologista, pois este está controlando e sempre verificando o sistema respiratório do paciente durante a cirurgia e na sala de recuperação.

A Organização Mundial da Saúde tem tomado várias iniciativas para melhorar a segurança nos cuidados da saúde. Como parte de umas destas iniciativas, foi criado um

projeto chamado “*WHO Surgical Safety Checklist*”. Neste projeto identificam-se três fases de uma operação cirúrgica: antes da indução anestésica, antes da incisão na pele e antes do paciente deixar a sala de operação. Cada fase tem alguns itens a serem verificados antes de cada medida tomada, tais como administração de antibióticos e revisão da medicação. Um dos componentes a ser verificado toda cirurgia é o oxímetro de pulso.

Por isso o projeto “*Global Pulse Oximetry Project*” (WHO, 2009), também criado pela organização, tem o objetivo de melhorar a qualidade dos cuidados na anestesia pelo mundo, fornecendo dispositivos de medição de oximetria de pulso de baixo custo e robustos para toda sala de cirurgia que não tenha um dispositivo como esse. Este projeto reforça ainda mais a necessidade de se ter um oxímetro de pulso em qualquer ambiente cirúrgico.

A implementação de um oxímetro de pulso se torna viável pela necessidade dos clientes que precisam desta tecnologia com exatidão comparáveis aos oxímetros importados. Estes clientes podem ser: universidades, de veterinária ou de medicina, consumidores primários diretos, hospitais ou clínicas de pequeno porte e transportes aeromédicos

Adicionalmente, a possibilidade de poder atender a todos os interessados em adquirir uma tecnologia nacional e de qualidade a um preço justo, quando se pensa não apenas em valores para aquisição de um equipamento mas incluindo-se também custos com manutenção através da reposição de componentes de custo muito baixo.

Ainda a concretização de um dispositivo de tamanho reduzido também torna-se uma característica a ser buscada visando o desenvolvimento natural da atual integração dos equipamentos como um todo.

1.2 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho consiste no desenvolvimento de um sistema para a medição da oximetria de pulso e da taxa dos batimentos cardíacos utilizando sensores comercialmente disponíveis e como referência um simulador comercial para oxímetros de pulso. Ao final do trabalho, espera-se ter comparações entre valores medidos pelo sistema de medição, um simulador e também um oxímetro de pulso comercialmente disponível, neste último através de medições *in vivo*.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação está organizada em cinco capítulos. No capítulo 2, faz-se uma revisão da literatura sobre os princípios físicos aplicados à oximetria, relacionando os principais parâmetros de medida e as técnicas utilizadas para sua caracterização, os fundamentos fisiológicos e onde se aplicam as técnicas de medição. O capítulo 3 apresenta a metodologia empregada descrevendo o *hardware* e *firmware* do sistema de aquisição, e as rotinas de *software* utilizadas para processamento dos resultados. No capítulo 4 são relatados os resultados obtidos e o capítulo 5 apresenta a discussão dos resultados, as conclusões do trabalho e as propostas de trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo são apresentados os aspectos relacionados às características e conceitos sobre a teoria da aplicação da oximetria de pulso. Esses conceitos são fundamentais para melhor compreensão do sistema de aquisição da oximetria de pulso desenvolvido e para a monitorização dos parâmetros fisiológicos.

2.1 PRINCÍPIOS FÍSICOS DOS GASES

Lei de Dalton das pressões parciais. Um gás contido em um recipiente exerce pressão contra as paredes do mesmo devido ao contínuo movimento e choque entre suas moléculas (CINGOLANI e HOUSSAY, 2004). A pressão gerada pelo gás é diretamente proporcional ao número de moléculas e a temperatura do gás e inversamente proporcional ao volume do recipiente conforme a lei universal dos gases onde:

$$P = \frac{n \cdot R \cdot T}{V} \quad (1)$$

P é a pressão exercida pelo gás, n o número de moléculas do gás, R a constante dos gases ideais, T a temperatura e V é o volume do recipiente.

Se o recipiente contém uma mistura de gases, cada um deles contribui para a pressão total exercida por essa mistura (CINGOLANI e HOUSSAY, 2004). A lei de Dalton para as pressões parciais determina que a contribuição de um determinado gás para a pressão total, ou pressão parcial do gás, é proporcional ao seu número de moléculas na mistura, e por consequência, à sua concentração. Segundo a equação (2), tem-se:

$$P_{Total} = P_A + P_B \quad (2)$$

e:

$$P_A = P_{Total} \cdot C_A \quad \text{e} \quad P_B = P_{Total} \cdot C_B \quad (3)$$

Onde P_{Total} é a pressão total exercida pela mistura gasosa, P_A e P_B são as pressões parciais dos gases e C_A e C_B são as concentrações dos gases no recipiente.

Lei de Henry para pressões parciais em líquidos. Quando um gás entra em contato com um líquido, as moléculas de gás movem-se continuamente entre o gás e o líquido (CINGOLANI e HOUSSAY, 2004). Com o tempo, o número de moléculas de gás que entra na fase líquida por unidade de tempo é igual ao número de moléculas que vão em direção oposta, do líquido para o gás. Nesta condição diz-se que a mistura entre o gás e o líquido atinge um equilíbrio, onde as pressões parciais do gás nas fases gasosa e líquida da mistura são iguais.

As moléculas de gás que não se combinam quimicamente com as contidas no líquido são consideradas dissolvidas no líquido (CINGOLANI e HOUSSAY, 2004). A concentração do gás dissolvido em um líquido depende da pressão parcial do gás e do coeficiente de solubilidade a uma determinada temperatura (MARIEB e HOEHN, 2008). Sendo que o coeficiente de solubilidade depende das naturezas do gás e do líquido em questão. A equação (4) mostra a relação que determina a concentração do gás dissolvido.

$$C_{gas} = P_{gas} \cdot S_{gas} \quad (4)$$

Onde C_{gas} é a concentração do gás, P_{gas} é a pressão parcial do gás e S_{gas} é a solubilidade do gás (expresso em $\text{mL} \cdot \text{dL}_{\text{sangue}}^{-1} \cdot \text{mmHg}^{-1} / ^\circ\text{C}$).

2.2 FISIOLOGIA DA RESPIRAÇÃO HUMANA

A principal função do sistema respiratório é suprir o corpo com oxigênio e eliminar dióxido de carbono. Para realizar esta função, tem-se pelo menos quatro processos, que no coletivo é chamado de respiração (MARIEB e HOEHN, 2008).

1 – **Ventilação Pulmonar:** movimento do ar entrando e saindo dos pulmões para que gases sejam renovados continuamente.

2 – **Respiração externa:** movimento do oxigênio vindo dos pulmões para o sangue e do dióxido de carbono do sangue para os pulmões.

3 – **Transporte dos gases respiratórios:** transporte do oxigênio dos pulmões para os tecidos celulares do corpo, e do dióxido de carbono dos tecidos celulares para os pulmões. Este transporte é complementado pelo sistema cardiovascular usando o sangue para este transporte gasoso.

4 – Respiração interna: movimento do oxigênio do sangue para as células dos tecidos e do dióxido de carbono vindo das células dos tecidos para o sangue.

Somente os dois primeiros processos são de inteira responsabilidade do sistema respiratório, mas este não conseguiria cumprir a sua função de obter oxigênio e eliminar dióxido de carbônico sem que o terceiro e quarto processos ocorram. Como os sistemas respiratório e circulatório estão interligados, se um destes sistemas falhar, as células do corpo começarão a morrer pela falta de oxigênio.

2.2.1 Respiração externa

Durante a respiração externa três fatores influenciam para a troca do oxigênio e do dióxido de carbono através da membrana respiratória (MARIEB e HOEHN, 2008). Estes fatores são descritos a seguir:

1 – Gradiente de pressão parcial e solubilidade gasosa: Os gradientes das pressões parciais do oxigênio e do dióxido de carbono forçam a difusão destes gases através da membrana respiratória devido à pressão do gás oxigênio (PO_2) do sangue desoxigenado na artéria pulmonar ser de somente 40 mmHg contra uma pressão de 104 mmHg nos alvéolos (MARIEB e HOEHN, 2008). Como resultado o oxigênio difunde-se rapidamente dos alvéolos para os capilares sanguíneos pulmonares, conforme a Figura 1.

A PO_2 dos dois lados da membrana chega a 104 mmHg em aproximadamente 0,25 segundos. Então a concentração, e também a pressão parcial, de oxigênio nos alvéolos são controlados pela taxa de absorção de oxigênio pelo sangue e pela taxa de renovação de gases nos pulmões pelo processo ventilatório (GUYTON e HALL, 2006).

O dióxido de carbono é continuamente produzido pelo organismo e então transportado pelo sangue para os alvéolos, que removem tal gás através da ventilação (GUYTON e HALL, 2006). O dióxido de carbono difunde ao longo da direção oposta em um gradiente de pressão menor comparado ao do oxigênio (PCO_2 de 45 mmHg para os capilares pulmonares e PCO_2 de 40 mmHg para o ar alveolar) até atingir o equilíbrio em 40 mmHg. Assim o dióxido de carbono é expelido gradativamente nos alvéolos durante a expiração (MARIEB e HOEHN, 2008).

2 – Acoplamento Ventilação-Perfusão: Para que a troca gasosa seja eficiente, deve haver um acoplamento entre a quantidade de gás chegando ao alvéolo, também chamada de ventilação, e o fluxo sanguíneo nas capilaridades pulmonares, conhecido como perfusão (MARIEB e HOEHN, 2008). Nos alvéolos em que a ventilação é inadequada, a PO_2 é baixa.

Como resultado, as arteríolas terminais se constringem, e o sangue é redirecionado para áreas respiratórias onde a PO_2 é maior e a oxigenação pode ser mais eficiente. Por outro lado nos alvéolos onde a ventilação é máxima, as arteríolas pulmonares se dilatam aumentando o fluxo sanguíneo para dentro das capilaridades associadas.

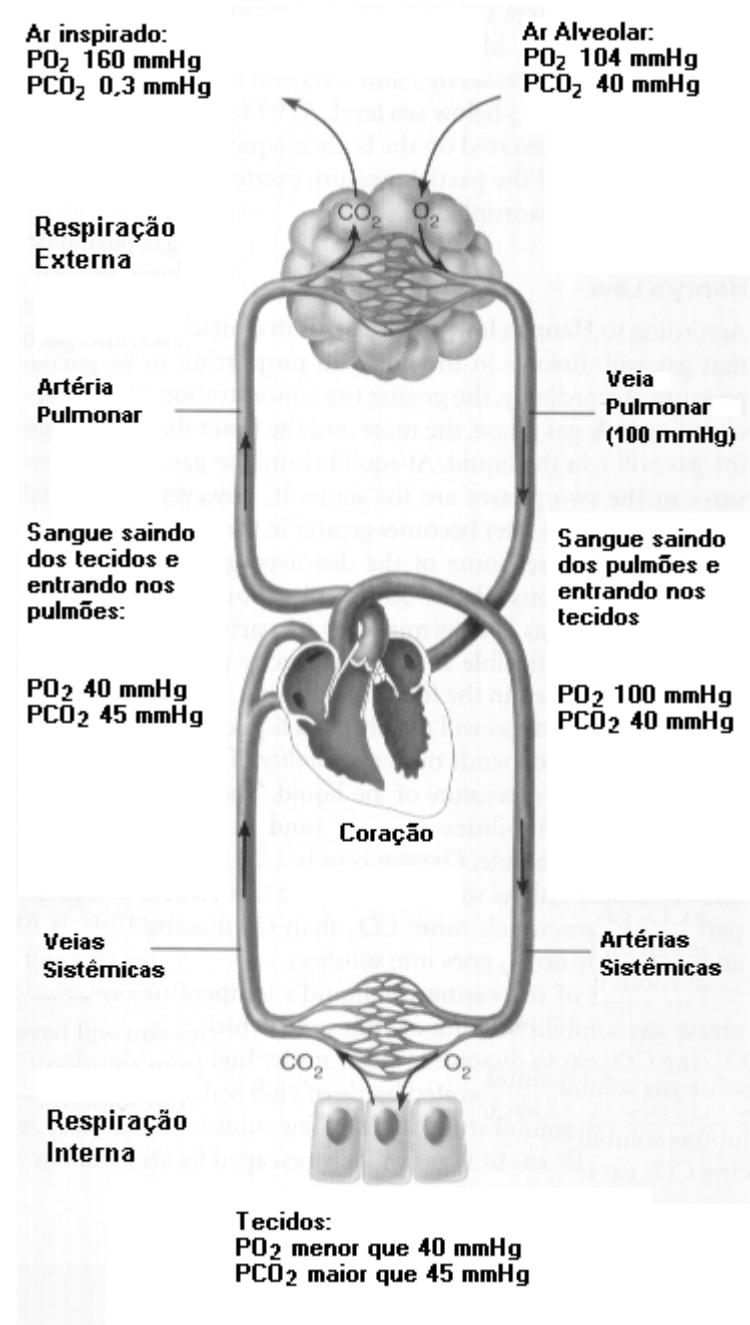


Figura 1: Respirações interna e externa

Fonte: MARIEB e HOEHN (2008).

Enquanto mudanças na PO₂ alveolar afetam os diâmetros das arteríolas pulmonares, mudanças na PCO₂ causam mudanças no diâmetro dos *bronquiólos*. Os bronquiólos servem áreas onde os níveis de CO₂ alveolar são altos, dilatando-se, permitindo assim uma eliminação mais rápida do CO₂ (MARIEB e HOEHN, 2008).

Logo há um sincronismo entre ventilação alveolar e perfusão pulmonar. Baixa ventilação alveolar resulta em baixa quantidade de oxigênio e altos níveis de dióxido de carbono no alvéolo. Consequentemente, as arteríolas pulmonares se constringem e as vias aéreas se dilatam, trazendo fluxo sanguíneo e fluxo de ar. Uma PO₂ alta e baixa PCO₂ no alvéolo fazem com que os bronquiólos, que servem este alvéolo, se comprimam promovendo um fluxo sanguíneo para dentro das capilaridades pulmonares.

Esses mecanismos homeostáticos fornecem condições adequadas para a troca gasosa, porém a ventilação e a perfusão não possuem pressões parciais de oxigênio iguais devido a alguns fatores: primeiro, a gravidade causa variações regionais de sangue e ar dentro dos pulmões, e segundo, o aparecimento de áreas não ventiladas devido à presença de muco no duto alveolar. Esses fatores mais o desvio do sangue pelas veias bronquiais, fazem com que se tenha uma leve diferença da PO₂ do ar alveolar (104 mmHg) para o sangue arterial pulmonar (100 mmHg).

3 – Área da membrana respiratória: Em pulmões saudáveis a espessura da membrana varia de 0,5 a 1 μm (MARIEB e HOEHN, 2008). A taxa de difusão através da membrana é inversamente proporcional à sua espessura, por isso qualquer fator que aumente a sua espessura normal, em mais de duas a três vezes, pode interferir significativamente na troca respiratória (GUYTON e HALL, 2006). A área da superfície da membrana pulmonar está diretamente relacionada à quantidade de gás que difunde através dela a um dado período (MARIEB e HOEHN, 2008). Se considerar esta área somando-se as áreas de cada saco alveolar, pode-se chegar a um total de aproximadamente 70 m² para os pulmões de um adulto do sexo masculino, e também que a quantidade total de sangue que passa nas capilaridades dos pulmões varia de 60 a 140 mL, vê-se que devido à grande área de difusão relacionada à pequena quantidade de sangue que passa, torna possível a troca rápida de gases entre o sangue e os alvéolos (GUYTON e HALL, 2006).

2.2.2 Respiração interna

A troca gasosa nos tecidos do corpo faz com que as pressões parciais e os gradientes de difusão sejam invertidos da situação descrita na respiração externa. Entretanto,

os fatores que promovem as trocas gasosas entre os capilares sistêmicos e as células dos demais tecidos são essencialmente idênticos aos que atuam nos pulmões, conforme a Figura 1 (MARIEB e HOEHN, 2008). Essas células continuamente usam oxigênio em suas atividades de metabolismo, produzindo dióxido de carbono. A PO_2 nos tecidos sempre mais baixa comparada ao sangue arterial sistêmico (40 mmHg contra 100 mmHg) gera essa diferença de pressão, fazendo com que o oxigênio difunda-se rapidamente do sangue capilar para os tecidos, através do *líquido intersticial* que envolve as células teciduais, até atingir o equilíbrio entre as pressões (GUYTON e HALL, 2006). Ao mesmo tempo, o dióxido de carbono move-se ao longo do seu gradiente para o sangue na direção exatamente oposta ao oxigênio, porém com diferenças de pressão bem inferiores às do gradiente de pressão para o oxigênio (PCO_2 de 40 mmHg do sangue arterial e PCO_2 de 45 mmHg dos tecidos).

Essa diferença de gradientes, necessários para a mobilidade, deve-se à grande diferença entre as solubilidades no sangue do dióxido de carbono ($0,57 \text{ mL} \cdot \text{dL}_{\text{sangue}}^{-1}$ a uma pressão de 760mHg e temperatura de 37°C) e a do oxigênio ($0,024 \text{ mL} \cdot \text{dL}_{\text{sangue}}^{-1}$ a uma pressão de 760mHg e temperatura de 37°C) ser mais de aproximadamente vinte vezes entre estes compostos (GUYTON e HALL, 2002). Como resultado, o sangue venoso deixa as capilaridades do tecido retornando ao coração com uma PO_2 de 40 mmHg e uma PCO_2 de 45 mmHg (MARIEB e HOEHN, 2008).

2.3 TRANSPORTE DE OXIGÊNIO NO SANGUE

2.3.1 Hemoglobinas funcionais e não-funcionais

As hemoglobinas têm a função de transportar o oxigênio das artérias capilares pulmonares e liberando-o pelas artérias sistêmicas (WIEBEN, 1997). A hemoglobina, mais especificamente, é um pigmento avermelhado contido internamente nas células vermelhas. Uma célula vermelha, a *hemácia*, pode conter aproximadamente 265 milhões de moléculas de hemoglobina (CLARK, 1999). Esta molécula é composta de 4 sub-unidades, cada qual com um *polipeptídeo*, ligadas a uma unidade heme (contendo ferro). Os quatro polipeptídeos de cada hemoglobina são chamadas globina. Cada unidade *heme* e *polipeptídeo* pode carregar uma molécula de oxigênio (O_2). Assim uma molécula de hemoglobina pode carregar quatro moléculas de oxigênio.

Na hemoglobina, o oxigênio se combina frousamente a uma das chamadas *ligações de coordenação do átomo de ferro*. Essas ligações são extremamente frouxas,

tornando grande a facilidade reversível de combinação à molécula de oxigênio. Por isso o oxigênio não se transforma na forma iônica e é transportado na sua forma molecular (O_2) para os tecidos, sendo liberado nos líquidos teciduais ainda sob a forma molecular (GUYTON e HALL, 2006).

As hemoglobinas que têm a capacidade de se ligar ao oxigênio de forma reversível são chamadas de *hemoglobinas funcionais*. Quando uma hemoglobina está saturada de oxigênio (carregando moléculas de oxigênio) esta é chamada de *oxiemoglobina* (HbO_2), porém se esta não está *totalmente* (carregando quatro moléculas de oxigênio) ou *parcialmente* (carregando de uma a três moléculas de oxigênio) *saturada* com oxigênio é chamada de *hemoglobina reduzida* (Hb) (MARIEB e HOEHN, 2008). Então oxiemoglobinas e hemoglobinas reduzidas são hemoglobinas funcionais.

A maioria das hemoglobinas em um indivíduo saudável são funcionais. A saturação funcional de oxigênio (SO_2 funcional), medida usada para essas hemoglobinas, é expressa em percentagem e determinada pela quantidade de oxiemoglobinas comparada à soma das quantidades de oxiemoglobinas e hemoglobinas reduzidas, como na equação (5).

$$SO_2 \text{ funcional} = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} = \frac{c_{HbO_2}}{c_{Hb} + c_{HbO_2}} \quad (5)$$

Onde HbO_2 é a quantidade de hemoglobinas oxigenadas, Hb é a quantidade de hemoglobinas reduzidas, c_{HbO_2} é a concentração de hemoglobinas oxigenadas, c_{Hb} é a concentração de hemoglobinas reduzidas. A saturação de oxigênio funcional pelo sangue arterial é chamada saturação arterial funcional de oxigênio (SaO_2 funcional), levando apenas em consideração as hemoglobinas funcionais, e é geralmente expressa em percentagem.

As hemoglobinas que não têm a capacidade de se ligar ao oxigênio, para o propósito do transporte deste para os demais sistemas do corpo, são conhecidas como hemoglobinas não-funcionais. As hemoglobinas não-funcionais mais conhecidas são *metemoglobina* (MetHb), *carboxiemoglobina* (COHb), *sulfemoglobina* e a *carboxisulfemoglobina*. Geralmente estas hemoglobinas ocorrem do fato da molécula heme apresentar uma afinidade maior de ligação a determinadas outras moléculas diferentes do oxigênio (O_2). Por exemplo, a afinidade de ligação da molécula heme em se ligar ao monóxido de carbono (CO) é de 210 vezes maior que a ligação desta molécula ao oxigênio

resultando na carboxiemoglobina, fazendo-a perder a funcionalidade reversível de se ligar ao oxigênio.

Ao considerar que também existem hemoglobinas que não contribuem mais para o transporte gasoso, tem-se a *saturação fracional de oxigênio* (SO_2 fracional) (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). Esta é medida em percentagem e determinada pela concentração de oxiemoglobinas comparada à soma das concentrações totais de hemoglobinas (funcionais e não funcionais) segundo a equação (6).

$$SO_2 \text{ fracional} = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb} + c_{COHb} + c_{MetHb} + \text{outras..}} \quad (6)$$

A relação entre a saturação de oxigênio SO_2 e a PO_2 (Figura 2) é conhecida como curva de dissociação da oxiemoglobina. O sangue de uma pessoa normal contém, em cada 100mL, cerca de 15g de hemoglobina; cada grama de hemoglobina pode combinar-se com cerca de 1,34mL de oxigênio (GUYTON e HALL, 2006). Por isso, 100% saturada, a hemoglobina contida em 100mL de sangue pode combinar-se no total de $15 \times 1,34 = 20,1$ mL de O_2 .

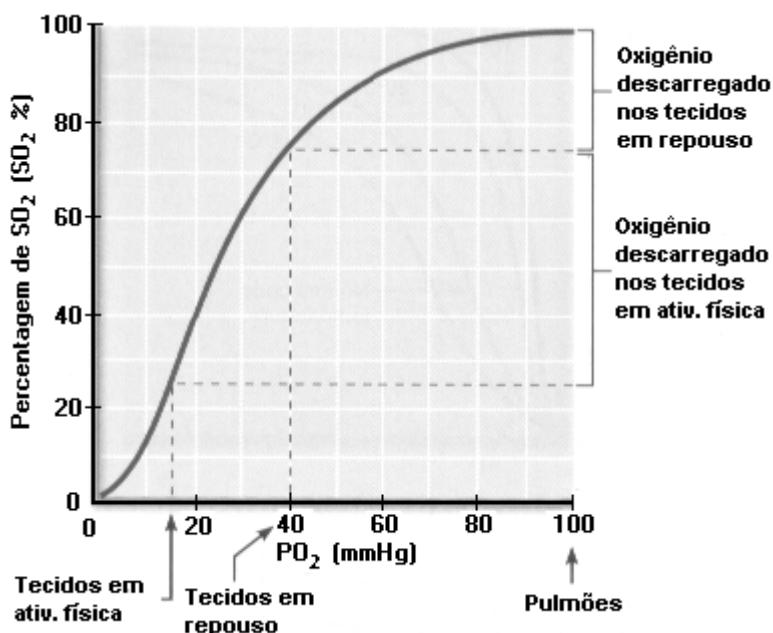


Figura 2: Curva de dissociação da oxiemoglobina

Fonte: MARIEB e HOEHN (2008).

Mudanças na saturação de Hb acarretam em mudanças na PO_2 . Observe-se que a hemoglobina está quase totalmente saturada a uma PO_2 de 70 mmHg. Rápidas cargas e

descargas de O₂ da hemoglobina, ocorrem a valores de PO₂ na porção degrau da curva. No circuito sistêmico, aproximadamente 25% do O₂ das hemoglobinas é descarregado nos tecidos em repouso. No entanto hemoglobinas do sangue venoso do tecido em repouso ainda estão 75% saturadas com oxigênio. Durante exercícios, a PO₂ pode cair abaixo de 15 mmHg, causando uma descarga adicional de 50% e deixando ainda a hemoglobina 25% saturada.

Pode-se ver que a curva de dissociação (Figura 2) possui um comportamento de subida nos valores de PO₂ de 10 a 50 mmHg atingindo um platô nos valores entre 70 e 100 mmHg (MARIEB e HOEHN, 2008). Sob condições normais (apresentando uma PO₂ em torno de 95mm Hg) tem-se uma saturação de 97% para o sangue arterial e uma saturação em média de 75% para os demais tecidos (com uma PO₂ em torno de 40 mmHg). Estes valores normais podem ser visualizados na Figura 2 (GUYTON e HALL, 2006).

A PO₂ tecidual normalmente não pode aumentar acima dos 40 mmHg, pois a hemoglobina estabelece um limite superior da PO₂ nos tecidos. Isto é caracterizado também pela forma de platô da curva de dissociação, onde grandes variações na PO₂, acima dos 40 mmHg, não causam grandes variações na saturação de oxigênio (GUYTON e HALL, 2006). Assim, em condições de grande demanda de oxigênio pelos tecidos, uma ligeira queda na PO₂ faz com que quantidades extras de oxigênio sejam liberadas das hemoglobinas, cerca de 20-25% do oxigênio ligado é descarregado e porções substanciais de O₂ ainda estão presentes no sangue venoso (MARIEB e HOEHN, 2008), através também de um aumento no fluxo sanguíneo tecidual, mantendo assim um razoável controle da PO₂ nos tecidos entre 15 e 40 mmHg.

Quando a PO₂ alveolar cai a 60 mmHg (considera-se aproximadamente 100 mmHg como nível normal de pressão) tem-se ainda uma saturação arterial de 89%, apenas 8% abaixo dos 97% de saturação arterial normal e ainda suficientemente alta para entregar oxigênio aos demais tecidos do corpo (GUYTON e HALL, 2006), pois os demais tecidos ainda removem 5 mL de oxigênio a cada 100 mL do sangue que passa através dos tecidos, o que acarreta em uma PO₂ tecidual de 35 mmHg, apenas 5 mmHg abaixo do nível normal de 40 mmHg. Então a PO₂ tecidual pouco se altera ante uma acentuada variação da PO₂ alveolar (variação de 100 mmHg para 60 mmHg).

Por outro lado se a PO₂ alveolar atingir um nível acima de 100 mmHg, ao atravessar os capilares teciduais perdem-se vários mililitros de oxigênio para os tecidos, reduzindo então a PO₂ do sangue capilar a valores de pressão pouco acima de 40 mmHg. Contudo isto demonstra o efeito “tampão do oxigênio” do sistema da hemoglobina do sangue,

onde a PO_2 alveolar pode variar e ainda assim consegue manter uma PO_2 tecidual constante (GUYTON e HALL, 2006).

2.3.2 Fatores que interferem na dissociação da hemoglobina

Temperatura, pH do sangue, PCO_2 , e quantidades de BPG (2,3 - bifosfoglicerato) influenciam a saturação a uma dada PO_2 . O BPG, que se liga reversamente à hemoglobina, é produzido pelas células vermelhas para a quebra da glicose no processo anaeróbico chamado *glicólise* (MARIEB e HOEHN, 2008). O desvio da curva de dissociação pode ser visto na Figura 3.

Um desvio da curva para a direita (Figura 3a), devido ao aumento do dióxido de carbono e dos íons hidrogênio no sangue tem um efeito de intensificar a liberação de oxigênio do sangue para os tecidos e oxigenação do sangue nos pulmões. Este é o efeito Bohr (GUYTON e HALL, 2006), que pode ser explicado da seguinte maneira: enquanto o sangue atravessa os tecidos, o CO_2 difunde-se das células para o sangue, aumentando a PCO_2 do sangue, que por sua vez aumenta a concentração de H_2CO_3 e íons hidrogênio no sangue. Esta reação causa um deslocamento da curva de dissociação para a direita e para baixo, consequência do oxigênio forçado para fora da hemoglobina, liberando assim mais quantidades do gás aos tecidos.

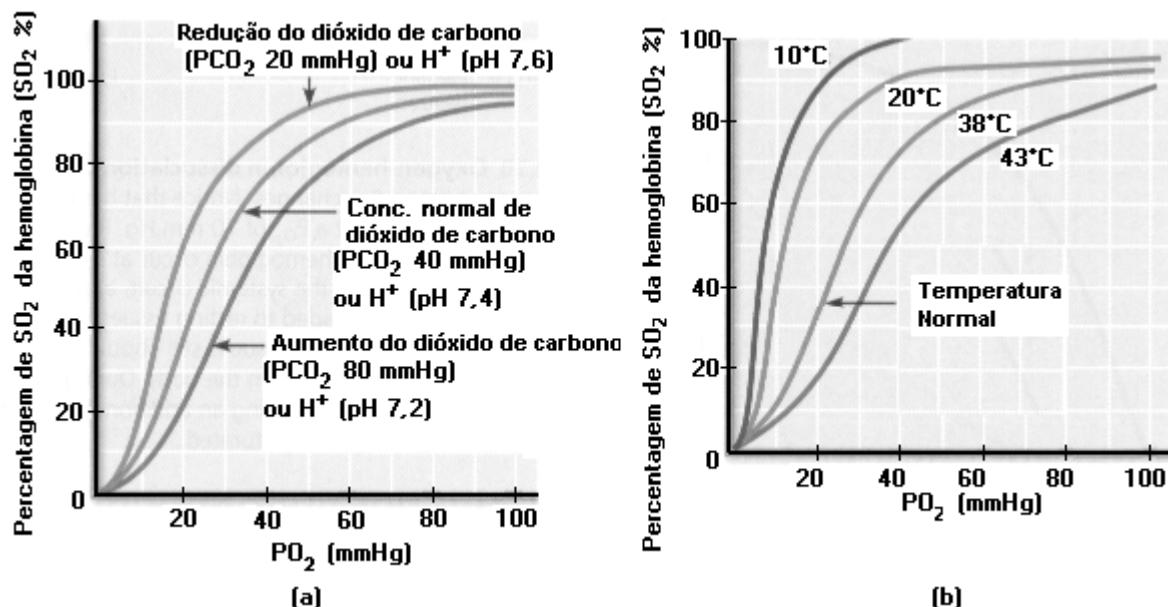


Figura 3: Alterações da curva de dissociação da oxiemoglobina causadas pela PCO_2 (a) e pela temperatura (b)

Fonte: MARIEB e HOEHN (2008).

A descarga de O₂ é aumentada em condições de aumento de temperatura (Figura 3b) e aumento da PCO₂ ou concentração de íons hidrogênio (diminuição do pH), causando assim um deslocamento da curva para a direita.

Efeito exatamente contrário acontece nos pulmões, onde o CO₂ difunde-se do sangue para os alvéolos, reduzindo a PCO₂ do sangue e diminuindo a concentração de íons hidrogênio, deslocando a curva de dissociação para a esquerda e para cima (Figura 3a). Portanto, a quantidade de oxigênio que se liga à hemoglobina a qualquer PO₂ alveolar torna-se consideravelmente maior, permitindo um transporte também maior de oxigênio aos tecidos.

2.4 HIPOXIA E HIPOXEMIA

Hipoxia significa nível de oxigenação tecidual menor que o normal. Hipoxemia significa nível de oxigenação sanguínea menor que a normal. São conceitos de sutil diferença, onde o primeiro termo se refere a uma condição perigosa do funcionamento das células em consequência da baixa saturação arterial (SEBALD, 1997). Assim a hipoxemia também é uma condição perigosa. Por outro lado, não é necessária a existência de hipoxia sob condições de existência de hipoxemia, pois o fluxo de oxigênio pode ser limitado na ventilação, perfusão ou na difusão do gás pelo organismo (BRAUNER e WANG, 1997). O clínico deve cuidadosamente avaliar os resultados da oxigenação sanguínea pois as saturações de oxigênio SaO₂, e consequentemente a SpO₂ (que será posteriormente explanada) fornecem somente a medição da hipoxemia, não uma medição própria da hipoxia.

2.5 LEI DE BEER-LAMBERT

A lei de Beer-Lambert descreve a atenuação de um feixe luminoso através de um meio uniforme contendo uma substância que absorve este feixe (WIEBEN, 1997). Se um feixe luminoso monocromático incidente de intensidade I_0 entra no meio, uma parte deste feixe é transmitido através do meio enquanto a outra parte é absorvida. A intensidade I da luz que atravessa este meio diminui exponencialmente com a distância, assim:

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (7)$$

onde $\varepsilon(\lambda)$ é o coeficiente de extinção da substância a um específico comprimento de onda λ , c é a concentração da substância que absorve o feixe, e d é o comprimento do caminho óptico através do meio. A concentração c é medida em $\text{mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ e o coeficiente de extinção é expresso em $\text{L}\cdot\text{mmol}^{-1}\text{ cm}^{-1}$.

Esta lei não leva em consideração os efeitos de espalhamento da luz no meio, apenas baseia-se na propriedade de que a soma das intensidades da luz transmitida e absorvida é igual à intensidade da luz incidente sobre o meio.

2.6 LEI DE BEER-LAMBERT NA OXIMETRIA DE PULSO

2.6.1 Feixes Luminosos Utilizados

Oxímetros de pulso determinam a *saturação pulsátil de oxigênio* (SpO_2) do sangue arterial pela medição da transmissão/absorção da luz pelo tecido vivo em dois comprimentos de onda distintos e usando a pulsação arterial, daí a nomenclatura “oximetria de pulso”, para diferenciar a absorção/transmissão do sangue arterial da absorção/transmissão de outros componentes que possam interferir na medição (WIEBEN, 1997). A Figura 4 mostra como os feixes luminosos atravessam as camadas de tecidos, para o caso do dedo do indivíduo, para a detecção dos componentes arteriais do sinal adquirido pelo fotodetector. Observa-se que pigmentos da pele e tecidos ósseo e sanguíneo venoso participam da absorção constante dos feixes, enquanto que pela Figura 5, nota-se a modulação dos feixes pelo pulso sanguíneo arterial.

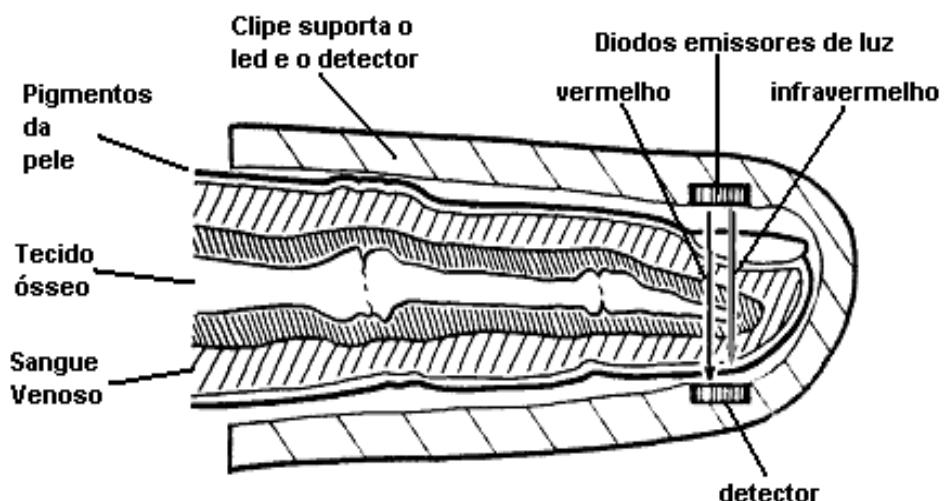


Figura 4: Feixes luminosos provenientes dos LEDs do sensor atravessam camadas de tecido de um dedo
Fonte: HP (1987).

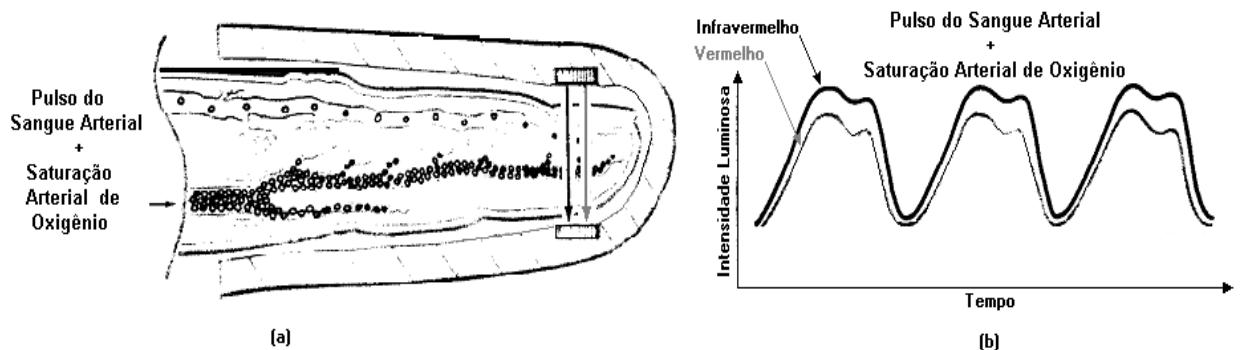


Figura 5: Feixes atravessam arteríolas onde variações de volumes modulam feixes provenientes do sensor

(a) e forma de onda resultante da absorção/transmissão dos feixes pelo pulso arterial (b)

Fonte: HP (1987).

Dois comprimentos de onda foram escolhidos para a oximetria de pulso: 660nm e 940nm (FARMER, 1997). Há uma boa disponibilidade de LEDs nesses comprimentos de onda e também os coeficientes de extinção de Hb e HbO₂ são distintos o bastante. Pela Figura 6, pode-se ver que HbO₂ tem um coeficiente de extinção maior que Hb para o comprimento de onda de 940nm e um baixo coeficiente de extinção à 660nm. Em outras palavras se a saturação arterial de oxigênio (SaO₂) aumenta, a absorção da luz aumenta em 940nm e diminui em 660nm.

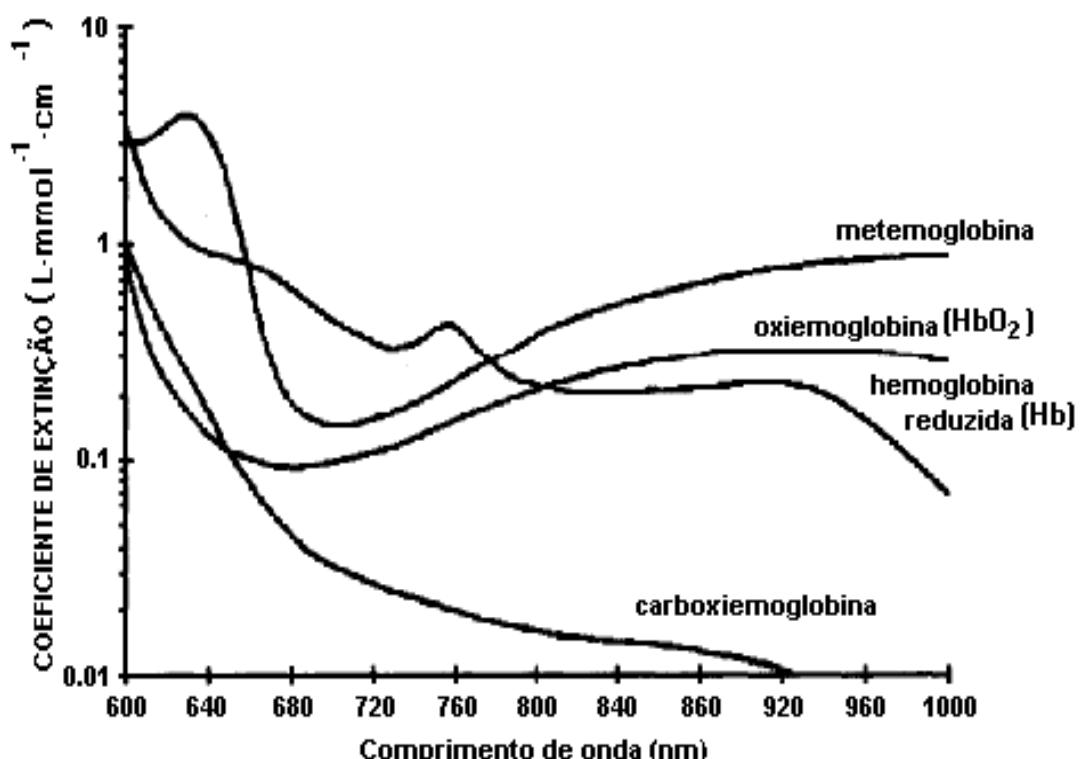


Figura 6: Relação entre coeficiente de extinção e comprimento de onda para as hemoglobinas mais comuns

Fonte: RUSH, SANKAR e SCHAFER (1996).

Grandes diferenças do coeficiente de extinção da luz da hemoglobina reduzida e hemoglobina oxigenada mudam a absorção/transmissão da luz significativamente enquanto a saturação de oxigênio muda muito pouco. Por isso foi escolhida a emissão do feixe vermelho no comprimento de onda de 660nm para assegurar uma grande diferença entre os coeficientes de extinção. Uma outra característica para a escolha dos dois comprimentos de onda é o efeito relativamente constante de absorção dos feixes na faixa de 840nm, ou seja, sem variações de absorção no comprimento de onda escolhido. Deslocamentos no pico do comprimento de onda de emissão dos feixes pelos LEDs causariam grandes erros. Pode-se notar também na Figura 6, que os espectros de extinção da Hb e HbO₂ são relativamente constantes em 660nm e 940nm.

2.6.2 O CO-oxímetro

CO-oxímetros são espectrofotômetros especificamente projetados para analisar concentrações de diferentes tipos de hemoglobinas incluindo ainda a hemoglobina reduzida, a oxiemoglobina, a carboxiemoglobina e a metemoglobina (FARMER, 1997). Cada uma destas hemoglobinas apresenta seu próprio coeficiente de extinção (Figura 6).

Usando pelo menos quatro feixes de comprimentos de onda diferentes, a quantidade de cada tipo de hemoglobina pode ser determinada de uma amostra sanguínea através da absorção/transmissão destes feixes. Modelos atuais medem a absorbância/transmitância luminosa em até 128 comprimentos de onda, aumentando a exatidão dos aparelhos, minimizando a interferência de outras substâncias permitindo assim a detecção de um maior número de substâncias diferentes (NASCIMENTO, 2008).

CO-oxímetros utilizam amostras de sangue hemolisadas, células com a membrana celular removida, reduzindo o efeito de espalhamento da luz que diminui por consequência a exatidão da medição (FARMER, 1997). Utilizando medições *in-vitro* suas medições tornam-se discretas a tempos de amostragens tomadas para análise, não sendo uma medição contínua. Devido à sua exatidão na medição de espécies de hemoglobinas, os CO-oxímetros tornam-se um padrão para outros métodos de medições, inclusive para os oxímetros de pulso.

2.6.3 Validade da Lei de Beer-Lambert

Há ainda alguns fenômenos importantes para considerar, pois estes são causas de erros para oxímetros de pulso. Um destes fenômenos é o espalhamento da luz. Como citado

anteriormente, a Lei de Beer-Lambert não leva em consideração o espalhamento da luz, por isso uma medição direta da SaO_2 não é possível (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). O oxímetro de pulso mede a absorção/transmissão dos feixes, calcula então uma relação entre absorção/transmissão (relação R) destes feixes e usa dados adquiridos de um CO-oxímetro para empiricamente estimar um valor para a SpO_2 . Um exemplo de curva de calibração de um oxímetro pode ser vista na Figura 7, onde para cada valor de percentagem de saturação tem-se um valor R respectivo.

Um oxímetro de pulso estima a SpO_2 , sem considerar níveis de pH e de hemoglobinas não-funcionais, considera que um indivíduo sob medição deste equipamento também esteja sob condições fisiológicas iguais aos indivíduos submetidos à medição para a calibração deste equipamento.

A luz que atravessa o tecido humano não é dividida apenas em luz absorvida e luz transmitida como proposto pela lei de Beer-Lambert (WIEBEN, 1997). Algumas partes da luz também são refletidas e outras espalhadas.

A reflexão da luz pela superfície da pele e a absorção da luz devido aos outros tecidos diferentes do sangue arterial podem ser superados ao utilizar-se a forma de onda pletismográfica. Entretanto, a superfície da pele, tecidos muscular e ósseo e o próprio sangue causam espalhamento da luz aumentando a atenuação do feixe. O sangue é um meio não-homogêneo com uma absorção luminosa não linear da luz, um exemplo disso é a variação da concentração de hemoglobinas.

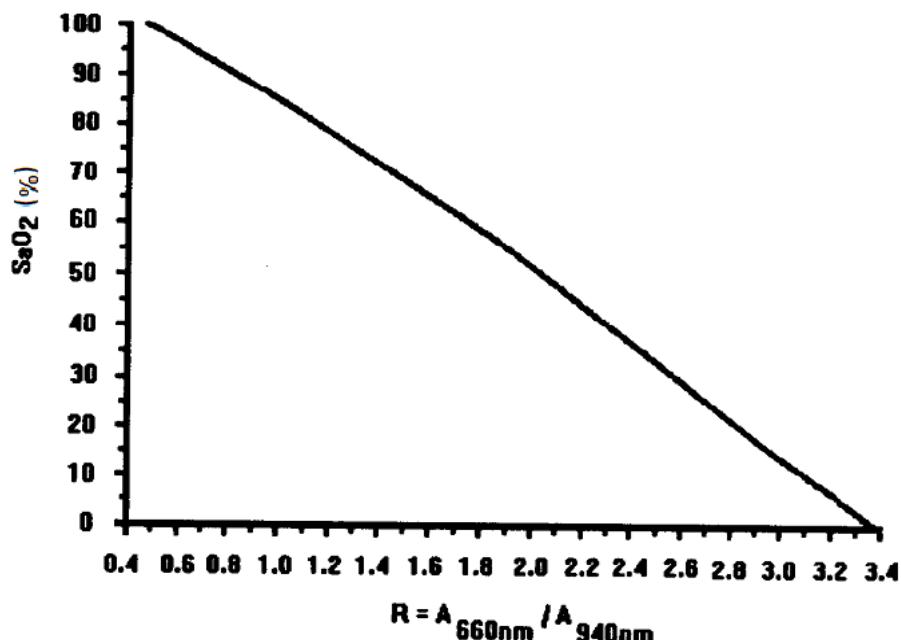


Figura 7: Curva de calibração para um oxímetro de pulso

Fonte: RUSH, SANKAR e SCHARF (1996).

A variação da absorção/transmissão da luz não é totalmente devido ao aumento do comprimento do caminho óptico durante a sístole (WIEBEN, 1997). Há a variação no eixo das células vermelhas, o qual muda a sua absorção luminosa também. Células vermelhas têm o formato de discos bicôncavos. Seu maior diâmetro está alinhado paralelamente à direção do fluxo sanguíneo durante a diástole e alinha-se perpendicularmente à direção do fluxo durante a sístole. Consequentemente o caminho óptico é maior durante a sístole aumentando a absorção do feixe, e igualmente, a reflexão da luz muda de acordo com o eixo da célula vermelha. Como resultado destas propriedades, a absorção/transmissão e reflexão do sangue em movimento variam dentro do ciclo cardíaco e com a velocidade do fluxo sanguíneo.

2.6.4 Cálculo da relação R usando o método derivativo

Através da equação de Beer-Lambert, pode-se calcular a relação R entre feixes para estimar a percentagem de SpO₂ (PALREDDY, 1997). Segundo a equação (8) onde: I_1 é a intensidade da luz emergente, I_0 é a intensidade da luz incidente, α é o coeficiente de extinção relativo do material e L é a distância percorrida pelo feixe. Neste método apresentado por Yorkey (1996), a relação R é determinada usando derivadas. Assumindo que a distância L a ser percorrida é a mesma para ambos os feixes durante o mesmo intervalo de tempo entre amostras, então qualquer mudança no caminho óptico (dL/dt) deve ser o mesmo para ambos os feixes.

$$I_1 = I_0 \cdot e^{-\alpha \cdot L} \quad (8)$$

Ressalta-se que a intensidade dI_1/dt refere-se ao sinal obtido pela absorção/transmissão do feixe modulado pela variação da distância L de absorção/transmissão, esta causada pela variação dos diâmetros das arteríolas do leito que as contém sob medição (WIEBEN, 1997). Esta parte alternante do sinal (AC), que pode ser melhor entendida pela Figura 8, permite diferenciar a absorção/transmissão do sangue venoso e outros componentes não variantes no tempo (DC) da absorção/transmissão de componentes variantes do sangue arterial.

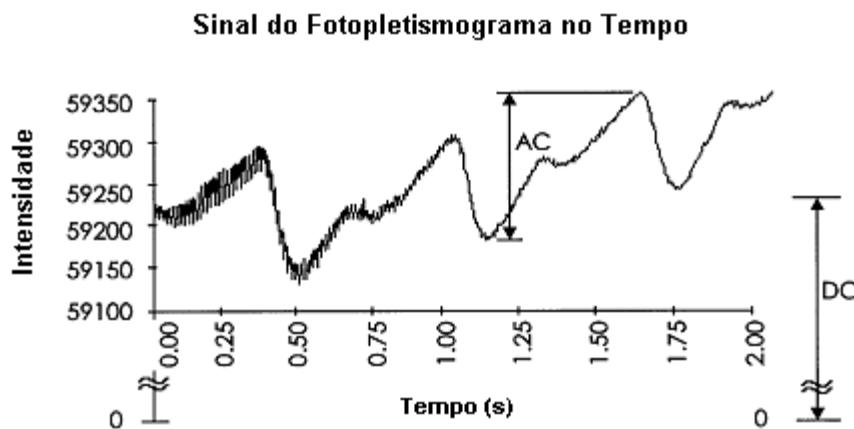


Figura 8: Sinal Pletismográfico com as componentes AC e DC

Fonte: RUSH e SANKAR (1999).

Para o caso da equação de Beer-Lambert, a derivada fica:

$$\frac{dI_1}{dt} = I_0 \cdot e^{-\alpha \cdot L} \cdot (-\alpha \cdot \frac{dL}{dt}) \quad (9)$$

Entretanto,

$$\frac{\frac{dI_1}{dt}}{I_1} = -\alpha \cdot \frac{dL}{dt} \quad (10)$$

Aqui I_1 é igual às componentes AC e DC (referentes ao sinal de pletismografia visualizado na Figura 8) da forma de onda e dI_1/dt é igual a derivada ou a componente AC da forma de onda. A parte DC refere-se a sinais não variantes no tempo, tais como o sangue venoso e outros pigmentos da pele, e a parte AC refere-se a sinais variantes no tempo, como o sangue arterial. Para os dois comprimentos de onda fica:

$$R = \frac{\left(\frac{dI_R}{dt} \right)}{I_R} = \frac{-\alpha(\lambda_R)}{-\alpha(\lambda_{IR})} = \frac{\left(\frac{dI_{IR}}{dt} \right)}{I_{IR}} \quad (11)$$

Onde: λ_R corresponde ao comprimento de onda no espectro vermelho.
 λ_{IR} corresponde ao comprimento de onda no espectro infravermelho.

Nota-se que para um dado intervalo discreto:

$$\frac{dI_R}{dt} \approx I_R(t_2) - I_R(t_1) \quad (12)$$

Escolhendo t_2 e t_1 para os tempos de máximo e mínimo da forma de onda, pode-se referir a esta diferença como sendo a componente AC, e o denominador como algum tempo t_3 entre t_2 e t_1 , como um valor DC, então:

$$\begin{aligned} \frac{\left(\frac{dI_R}{dt}\right)}{I_R} &\approx \frac{I_R(t_2) - I_R(t_1)}{I_R(t_3)} = \frac{AC_R}{DC_R} = R \\ \frac{\left(\frac{dI_{IR}}{dt}\right)}{I_{IR}} &\approx \frac{I_{IR}(t_2) - I_{IR}(t_1)}{I_{IR}(t_3)} = \frac{AC_{IR}}{DC_{IR}} \end{aligned} \quad (13)$$

2.7 SENSOR DE OXIMETRIA DE PULSO

O sensor para oximetria de pulso geralmente consiste de dois LEDs, que emitem feixes luminosos nos comprimentos de onda de 660nm e 940nm, e um fotodetector sensível a estes comprimentos de onda (REDDY, 1997). Sua estrutura deve proteger o fotodetector da interferência de outros feixes provenientes do ambiente, além de manter os foto-emissores a uma distância coerente para a aquisição dos feixes. A Figura 9 ilustra um sensor comercial para oximetria.



Figura 9: Sensor comercial para oximetria

Fonte: SIGERAL (2009).

2.8 FONTES DE ERROS DE MEDIÇÃO NA OXIMETRIA DE PULSO

2.8.1 Artefatos de Movimento

Os artefatos de movimento são um grande problema devido aos movimentos musculares do paciente próximos ao sensor de oximetria incindindo pulsos espúrios, provocando resultados errados quando estes pulsos também são processados (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). É um problema significante em pacientes adultos e infantis ativos. Uma quantidade de movimento requerida para perturbar o sinal é muito pequena. Tremores e leves contrações dos dedos podem tornar o sinal errôneo, além de qualquer movimento transitório do sensor relativo à pele pode causar um artefato significante no caminho óptico. Além disso estes artefatos podem imitar um batimento cardíaco, assim o instrumento pode não diferenciar pulsações arteriais dos pulsos provenientes dos artefatos de movimento.

A Figura 10 mostra diversos testes de movimentos do dedo com os quais pode-se aplicar uma interferência na medição. Esses artefatos podem ser expressos como uma combinação de movimentos complexos e imprevisíveis, sendo a forma das componentes destes movimentos também dependente do tipo de sensor utilizado e do local de fixação do sensor (HAYES e SMITH, 2001). O teste 1 mostra a interferência pela pressão do dedo ao sensor, o teste 2 pela flexão do dedo, o teste 3 por movimentos ondulatórios da mão e o teste 4 pela combinação dos testes 1, 2 e 3.

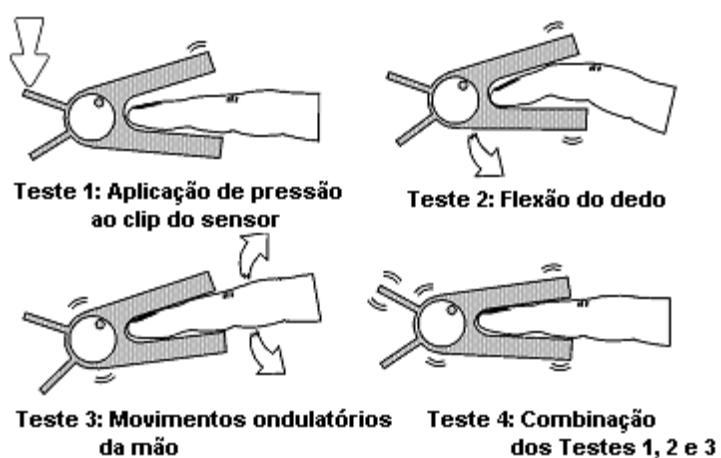


Figura 10: Testes de artefatos de movimento

Fonte: HAYES e SMITH (2001).

2.8.2 Baixa Perfusion

As circunstâncias em que o paciente está fraco e apresenta pulsação muito fraca também são problemas consideráveis. Uma considerável redução da pulsação vascular periférica, tais como em hipotermia, vasoconstrição, hipotensão, durante desvio cardiopulmonar, podem resultar em um sinal pleismográfico insuficiente para ser confiavelmente processado pelo oxímetro de pulso (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). Em tais condições há dificuldades em se remover do sinal pulsátil os pulsos de artefatos presentes devido a uma baixa relação sinal-ruído. Como o oxímetro baseia-se na detecção de um sinal pulsátil para o cálculo da oximetria, se um sinal variável, decorrente do pulso, for tão pequeno, da ordem de 1000 vezes em relação ao sinal de contínua absorção, tais como o produzido pelo sangue venoso, pigmentação e demais tecidos, certamente este sinal acarretará em cálculos errôneos da oximetria (RUSH, SANKAR e SCHAFER, 1996).

2.8.3 Baixa Saturação

O oxímetro de pulso tem um potencial alto para erros a baixas saturações (< 80%), principalmente porque de forma ética, os fabricantes não induzem voluntários a níveis de hipoxia severos para fins de calibração do equipamento (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). O erro, causado pelas baixas saturações, pode ser explicado também por uma redução na relação sinal-ruído na oximetria de pulso. Como a saturação diminui, uma menor quantidade de luz vermelha passa pelos tecidos devido à uma alta absorção do feixe pela hemoglobina reduzida, então o sinal pulsante adquirido torna-se fraco. Aumentando-se o ganho dos amplificadores para uma aquisição coerente deste sinal fraco, um ruído elétrico e fisiológico também é amplificado, resultando em uma diminuição da exatidão.

2.8.4 Interferências Ópticas

Fontes luminosas externas extremamente brilhantes, tais como: lâmpadas cirúrgicas, lâmpadas fluorescentes, lâmpadas infravermelhas para aquecimento e a luz do sol direta, podem afetar a medição dos oxímetros de pulso (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). Esta interferência pode ocorrer quando luzes externas chegam até o fotodetector sem passar pelo meio, neste caso o dedo do paciente, que contém as artérias sob medição. Assim o oxímetro deve ser eficaz o bastante para rejeitar os sinais provenientes dessas outras fontes com uma

redução do ângulo de incidência para o fotodiodo e o encapsulamento do sensor do oxímetro deve ser opaco o bastante.

Um outro tipo de interferência óptica pode ocorrer quando parte da luz, proveniente dos LEDs, chega até o fotodetector sem passar pelo meio contendo as artérias, ocorrendo assim um desvio luminoso, resultando em medições errôneas ou instáveis.

2.8.5 Outras Fontes de Erros

Existem ainda diversas outras fontes de erros e não menos comuns tais como, efeito da temperatura ambiente, temperatura do paciente, posição do sensor, pigmentação da pele, interferências eletromagnéticas, condições médicas e substâncias intravenosas (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). Ainda há o efeito da alta concentração das hemoglobinas não-funcionais que também participam da absorção dos feixes emitidos. Embora estas se apresentem em baixa concentração, sua absorção não é tão pequena para deixar de interferir nas medições da oximetria de pulso, pois o cálculo considera a presença de apenas duas hemoglobinas: a oxigenada e a reduzida (RUSH, SANKAR e SCHAFER, 1996).

Para os casos de interferência por outras hemoglobinas, estas podem ocorrer em pacientes tabagistas crônicos ou que inalaram fumaça (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). Elas causam uma leitura elevada, porque a carboxiemoglobina, que tem um coeficiente de extinção de $0,07 \text{ L}\cdot\text{mmol}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$ no comprimento de onda de 660nm, é praticamente indistinguível do coeficiente da oxiemoglobina, neste comprimento de onda. Ainda há o fato do coeficiente de extinção da carboxiemoglobina ser muito menor que $0,01 \text{ L}\cdot\text{mmol}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$ no comprimento de onda de 940nm, conforme apresentado na Figura 6. Então um aumento na concentração de carboxiemoglobina tende a diminuir a razão entre feixes na qual a saturação está correlacionada (EISENKRAFT, 1988).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo é apresentada a descrição completa do sistema de oximetria de pulso desenvolvido. Depois de apresentar os fundamentos necessários para a efetiva medição da oximetria de pulso, este capítulo relata todo o desenvolvimento do sistema de aquisição/medição e ainda como se procedeu à calibração do sistema com a ajuda de um simulador de oximetria.

Esta descrição está dividida em quatro partes:

1 - Sistema de medição da oximetria de pulso: trata-se de todo o *hardware* necessário para aquisição dos sinais, incluindo toda a parte de recepção, tratamento e geração dos sinais provenientes;

2 - Modelo de software para aquisição dos sinais da oximetria de pulso: esta parte referencia os métodos dos programas para aquisição e gravação de dados em um PC e a modelagem do que posteriormente será um algoritmo final para o tratamento dos sinais da oximetria;

3 - Software de cálculo dos coeficientes: aqui se mostram modelos de cálculos necessários para estimar a oximetria de pulso e a taxa de BPM, bem como a calibração deste sistema;

4 - Firmware do oxímetro de pulso: finalmente o *software* embarcado contendo os algoritmos e equações que definem o funcionamento deste sistema.

3.1 SISTEMA DE MEDAÇÃO DA OXIMETRIA DE PULSO

O esquema básico do sistema para captar e armazenar os sinais para o cálculo da oximetria de pulso é apresentado na Figura 11.

O dispositivo utiliza um sensor de um oxímetro de pulso comercial compatível com o sistema *Ohmeda* de oximetria, o qual já possui dois LEDs e um fotodetector sob a forma de clipe fixável no dedo. Este sensor foi escolhido devido à compatibilidade com o simulador de oximetria utilizado para os testes e a informação disponível sobre o funcionamento do sistema compatível a este sensor, apresentado por Paranjape (1997).

Para um funcionamento adequado do circuito, desenvolveu-se uma placa de circuito impresso para proporcionar melhoria dos sinais, obtendo boa qualidade dos sinais de pequena amplitude captados pelo fotodiodo. As vistas desta placa constam no apêndice A.

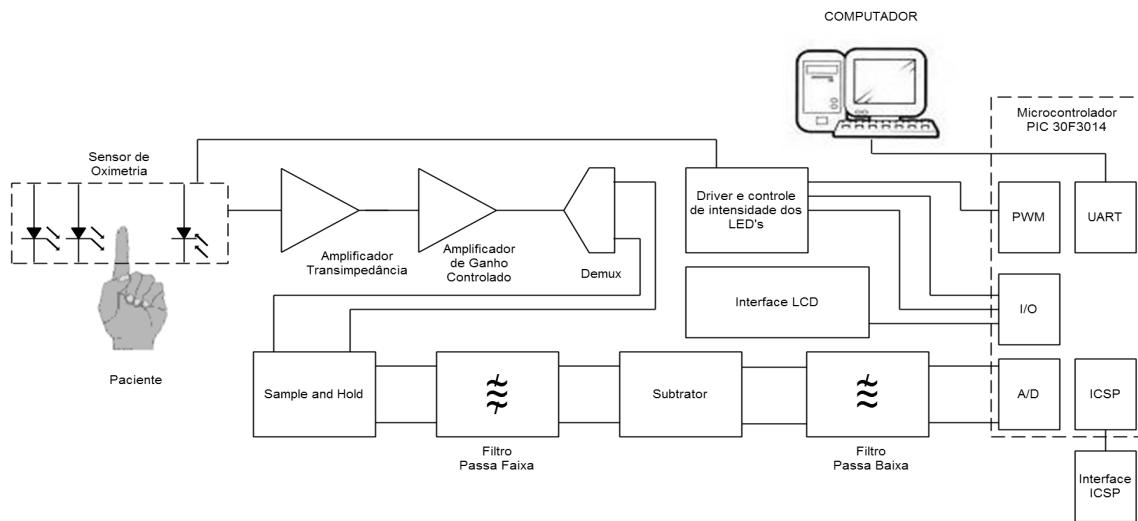


Figura 11: Sistema para a captura da Oximetria de Pulso

Fonte: Autoria própria.

A seguir apresenta-se uma descrição sobre cada bloco implementado do sistema.

Sensor de Oximetria: Este sensor é comercialmente disponível e compatível com o padrão Ohmeda de oxímetros, em forma de clipe fixável no dedo. Este sensor possui um duoled (um LED com três terminais), contendo um anodo para o vermelho, com emissão em 660nm, um anodo para o infravermelho, com emissão em 940nm, e um catodo comum aos dois LEDs. Além do duoled, tem-se um fotodiodo para a recepção dos feixes transmitidos/absorvidos através do dedo. O duoled e o fotodiodo estão localizados em braços diferentes do clipe, para que exista uma efetiva modulação dos feixes por parte da variação pulsátil do sangue. Com a finalidade de proteger o sinal detectado, o cabo condutor do sinal possui uma malha externa de retorno para proteção contra interferências externas ao sistema.

Microcontrolador: Para uma coerente aquisição do sinal de oximetria e ainda proporcionar compatibilidade de funcionamento com o simulador de oximetria, o microcontrolador deve proporcionar um desempenho tal que atenda a todos esses requisitos e mais opções de interfaceamento a um número mínimo de dispositivos periféricos agregados a sua estrutura. O microcontrolador, um DSC, *Digital Signal Controller* – Controlador Digital de Sinais, da Microchip modelo dsPIC 30F3014 de 16 bits (MICROCHIP, 2009) possui características de um processador digital de sinais (*DSP, Digital Signal Processor*).

A escolha do microcontrolador dsPIC 30F3014 da Microchip deve-se:

- Possibilidade de operar de 2,5V a 5,5V;
- Possui pelo menos 5 *Timers*;
- Possui 2 UARTs (*Universal Asincronous Receiver Transmitter*);

- 13 canais do Conversor Analógico Digital de 12 bits;
- Interface ICSP (*In-Circuit Serial Programming*) para a gravação do *firmware* no próprio circuito;
- Capacidade de processamento de até 30 MIPS (milhões de instruções por segundo);
- Possibilidade de utilizar um compilador C para o desenvolvimento de *software*;
- Encapsulamento DIP 40 pinos;
- PLL interno para aumento da taxa de milhões de instruções processadas por segundo (MIPS);

Este microcontrolador ficou responsável pela amostragem dos sinais e controlar, de forma simultânea, os feixes e o envio dos dados através de uma interface serial além de enviar as informações necessárias para um *display LCD*. Para isso este dispositivo trabalha a uma taxa de 20 MIPS usando um cristal de 10MHz como oscilador.

O conversor analógico-digital deste DSC tem uma resolução de 12 bits e ainda a possibilidade de alimentação com duas tensões de referência, uma positiva e outra negativa (V+ e V-), onde tais tensões de referência foram arbitradas para otimizar a resolução sobre o sinal amostrado. Para este sistema tem-se o seguinte nível de tensão para 1 LSB:

$$\frac{V_+ - V_-}{2^n} = V_{\text{LSB}} \quad (14)$$

$$\frac{4,3 - 0,6}{2^{12}} = 903 \cdot 10^{-6} V$$

Todas as tarefas do microcontrolador serão discutidas no decorrer deste tópico e ainda nos tópicos relacionados ao *firmware*.

Driver e controle dos LEDs: Os feixes são gerados pela emissão dos LEDs. Para isto acontecer, uma correta e eficiente corrente elétrica que alimente estes dispositivos deve ser levada em consideração para que seus feixes tenham intensidades suficientes para atravessarem o tecido sob medição. O circuito utilizado para o controle destes feixes foi uma fonte de corrente controlada por tensão, possuindo dois transistores para o comutação separada de cada diodo emissor dos feixes, os LEDs infravermelho e vermelho. A Figura 12 mostra os sinais de controle ou chaveamento dos feixes para os canais vermelho, visto no

canal 1, e infravermelho, visto no canal 2 de um osciloscópio Tektronics modelo TDS 1002 (TEKTRONICS, 2009).

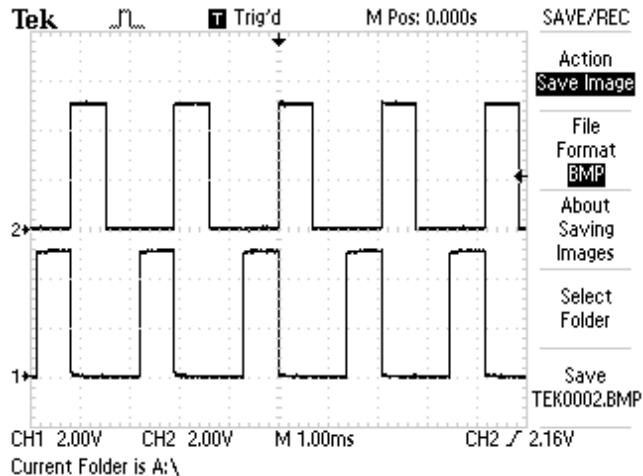


Figura 12: Sinais de controle dos feixes vermelho e infravermelho respectivamente representados pelas curvas 1 e 2

Fonte: Autoria própria.

Cabe ressaltar que a emissão destes feixes ocorrem separadamente. Assim, a um ciclo de 480Hz controlado pelo microcontrolador ocorre a emissão e a captura destes feixes. Inicialmente emite-se o feixe vermelho, para em seguida o feixe infravermelho ocorrer. Cada feixe consome um terço do período do ciclo, assim em uma terceira parte do ciclo não há feixe sendo emitido. Tal ciclo foi arbitrado, pois corresponde ao ciclo utilizado pelo modelo Ohmeda de oxímetros (PARANJAPE, 1997), permitindo assim utilizar o simulador de sinais de oximetria disponível, calibrado e compatível com esse modelo. Este ciclo pode ser visualizado na Figura 13, onde se observa cada nível de controle de cada LED e uma parte do ciclo onde não há emissão.

As intensidades de correntes que passam pelos LEDs infravermelho e vermelho são de 60mA e 120mA, respectivamente. A intensidade da corrente passante pelos LED é controlada pelo sinal proveniente do módulo PWM, *Pulse Wave Modulation*, do microcontrolador, que depois de filtrado, fornece o nível adequado ao amplificador operacional de controle de corrente dos LEDs.

Este PWM controla os níveis de corrente através do nível médio do sinal modulado por largura de pulso então filtrado e proveniente do microcontrolador. Esta aplicabilidade de uso do PWM como um controle digital para uma saída analógica, foi demonstrada por Alter (ALTER, 2009) e Mitchell (MITCHELL, 2009) onde, através da largura de pulso enviado, tem-se um determinado nível após a filtragem do sinal. Assim para

se ter uma excursão coerente do sinal sem deformidades, ocasionadas pela filtragem, foi projetado um filtro passa-baixa de terceira ordem para o PWM, com a ajuda do programa FilterLab (FILTERLAB, 2009).

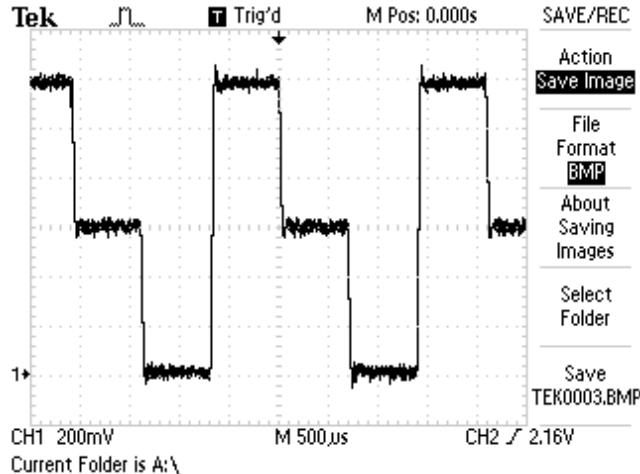


Figura 13: Sinal de controle de intensidade dos feixes, onde cada nível do ciclo deste sinal representa na ordem a intensidade dos feixes vermelho, infravermelho e quando não há emissão.

Fonte: Autoria própria.

Um sinal que permite um degrau sem deformidades de cada parte do ciclo de comutação, deve ser:

$$Freq. Chav. \cdot Num. partes do ciclo \cdot Num. harmônicas = Banda do sinal \quad (15)$$

logo:

$$480 \cdot 3 \cdot 10 = 14400 \text{ Hz}$$

Como o filtro é de terceira ordem, para que o sinal do PWM não interfira em nenhuma outra parte do circuito, a frequência do PWM é de 144000Hz ou seja também pelo menos dez vezes maior que a banda de sinal necessária. Esta frequência de PWM fornece uma resolução máxima de controle de 128 níveis ou 7 bits:

$$\frac{\log\left(\frac{Freq. CPU}{Freq. PWM}\right)}{\log(2)} = n \text{ bits} \quad (16)$$

$$\frac{\log\left(\frac{20 \cdot 10^6}{144000}\right)}{\log(2)} = 7,11 \text{ bits}$$

A resolução de controle do sinal de intensidade está limitado pela frequência de comutação dos sinais e da frequência de *clock* do microprocessador, ou seja, quanto menor a frequência do ciclo de comutação dos sinais, maior é a resolução obtida a partir do PWM para uma dada frequência de *clock* do microcontrolador. Uma vez que há necessidade de manter dois níveis de controle, um para cada feixe, já tem-se uma grande margem de controle de nível de corrente.

Pré-amplificador: com os sinais provenientes dos feixes detectados pelo fotodiodo do sensor, os mesmos são adequados pelo pré-amplificador. Este estágio do sistema deve amplificar de $2 \cdot 10^4$ vezes o sinal detectado, a fim de se obter nível satisfatório para uma amostragem pelo conversor analógico-digital do microcontrolador. A configuração utilizada para a conexão entre o fotodiodo e este amplificador é a fotocondutiva (OSI, 2009), onde tem-se o catodo na conexão positiva e o anodo na conexão negativa do amplificador, fornecendo assim rapidez e linearidade na resposta do fotodiodo.

Amplificador de Ganho Controlado: a segunda amplificação é de ganho controlável. Neste caso, o Amplificador de Ganho Controlado (AGC) pode aumentar de 1 a 128 vezes ainda o sinal proveniente do pré-amplificador. A Figura 14 ilustra o sinal resultante, onde o primeiro degrau refere-se ao nível transmissão/absorção do vermelho seguido do nível de transmissão/absorção do infravermelho. Esta etapa é necessária para uma melhor margem de recepção do sinal amostrado pelo conversor analógico-digital do microcontrolador.

Demux e sample and hold: nesta etapa ocorre a separação dos feixes e a amostragem. Aqui os feixes detectados e amplificados são separados por uma chave semicondutora, o circuito integrado CD4051 (FAIRCHILD, 2009), controlada pelo microcontrolador. Os níveis de tensão são armazenados em capacitores em uma topologia conhecida como filtro passa-baixas de primeira ordem com ganho Av unitário.

Filtro Passa-Faixa: após a amplificação e separação dos feixes, este filtro de primeira ordem serve para selecionar a parte pulsátil do sinal modulado pelos feixes, com uma passagem de frequências de 0,3Hz a 530Hz e um ganho Av de 33.

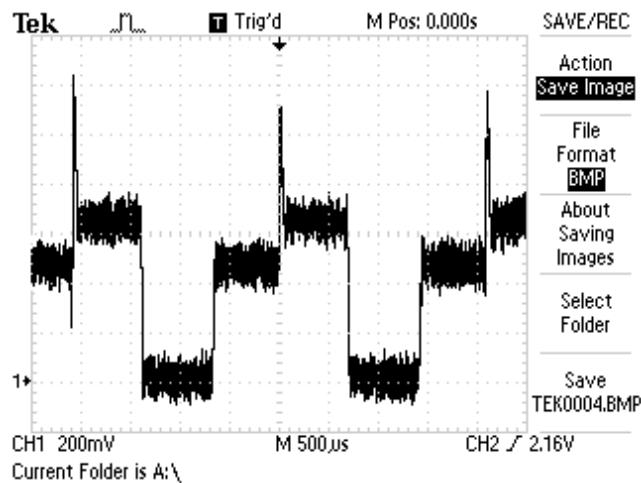


Figura 14: Sinal após o Amplificador de Ganhos Controlados, os níveis representam os sinais de absorção/transmissão dos feixes vermelho, infravermelho e sem emissão.

Fonte: Autoria própria.

Subtrator: após uma primeira filtragem, este circuito serve para grampear e inverter o sinal desejado na metade da excursão máxima que será amostrado (2,5 V), pelo conversor A/D do microcontrolador.

Filtro Passa-Baixa: este filtro de primeira ordem serve para limitar a banda do sinal selecionado em 72Hz com um ganho unitário, fornecendo corrente suficiente para os canais A/D do microcontrolador e filtragem contra efeitos de *aliasing* (JAMAL e STEER, 1999) dos sinais adquiridos. A Figura 15 mostra a saída dos filtros passa-baixa para os canais vermelho (parte superior) e infravermelho (parte inferior).

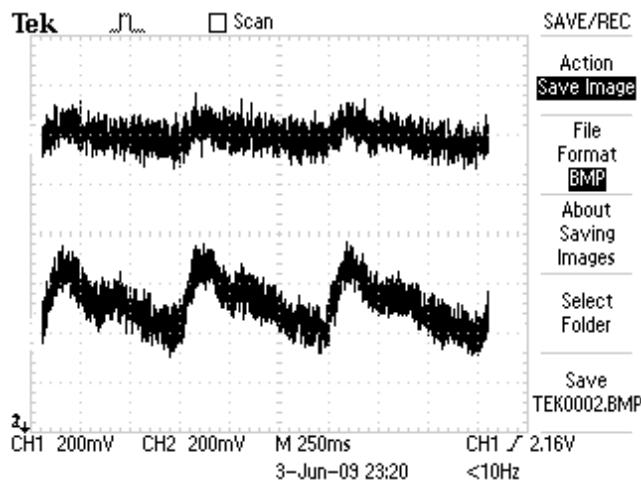


Figura 15: Saída dos filtros passa baixa para os canais vermelho

(parte superior) e infravermelho (parte inferior)

Fonte: Autoria própria.

Interface ICSP: esta interface (da sigla *In-Circuit Serial Programming*, permite a gravação do *software* do microcontrolador na própria placa desenvolvida, utilizando um programador modelo ICD2 da LabTools (LABTOOLS, 2009). Este programador utiliza a porta USB de comunicação do computador, para enviar e receber dados do microcontrolador em questão.

Interface LCD: para a visualização dos dados de percentagem de saturação (% SpO₂), taxa de batimentos por minuto (BPM) e nível do sinal de pleismografia, utilizou-se um *display* de cristal líquido Vishay (VISHAY, 2009) de 16 colunas por 2 linhas de fácil programação e implementação em *hardware*. Apenas 4 linhas de dados e 2 linhas para seleção de comandos são utilizados através do conector SV5.

Tensões de Alimentação: embora este item não possa ser visualizado na Figura 11, é impreverível falar de uma parte tão importante do sistema. O sistema utiliza, como fonte de alimentação principal, uma fonte de 250W para computadores. Esta envia tensões de $\pm 12V$ para o sistema de medição, que por sua vez regula estas tensões para $\pm 5V$, 2,5V e 0,6V. Tais tensões são necessárias para alimentar os amplificadores operacionais e demais circuitos integrados presentes no *hardware* do sistema. Vale ressaltar que o uso de uma fonte de alimentação de 250W deve-se única e exclusivamente à sua disponibilidade e facilidade de implementação, pois o consumo médio de corrente do *hardware* foi de 100mA, não sendo necessária tamanha capacidade de potência. A Figura 16 mostra o sistema de medição ligado à fonte.

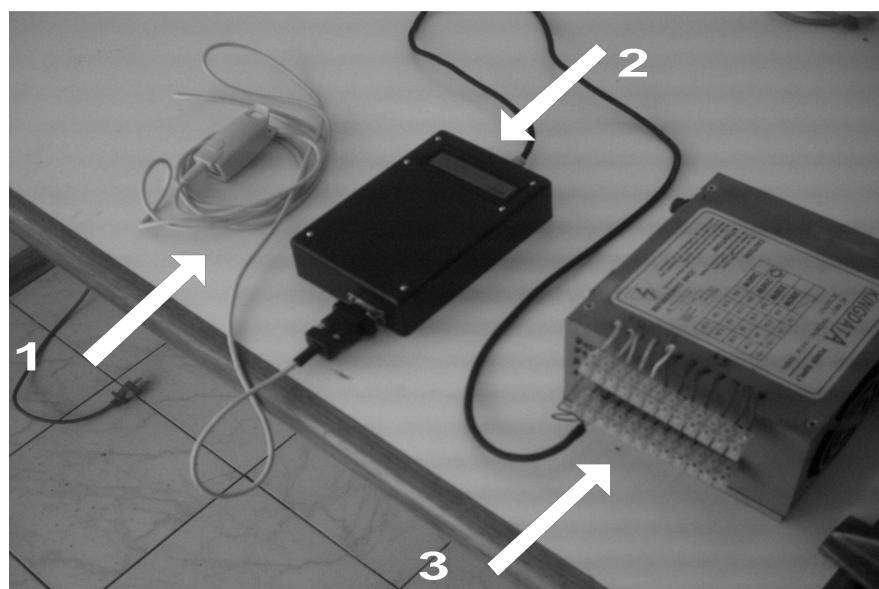


Figura 16: Sistema de medição de oximetria de pulso: 1 – sensor de oximetria, 2 – módulo de medição, 3 – fonte de alimentação

Fonte: Autoria própria.

Interface serial: para a aquisição dos dados de calibração do equipamento por um computador e certificação do pleno funcionamento do sistema, a interface serial transmite dados através do protocolo RS-232 a uma taxa de 38200 bps, utilizando o circuito integrado MAX232 (MAXIM, 2009), para enfim gerar a calibração e um modelo de *software*. Este não foi utilizado durante a mostra dos dados no *display*, assim a sua implementação esteve presente em *protoboard*, não constando na versão final da placa desenvolvida.

3.2 MODELO DE SOFTWARE PARA TRATAR SINAIS

Este tópico foi dividido em duas partes, uma destinada ao *firmware* implementado para aquisição dos valores referentes aos pulsos pleismográficos relacionados aos feixes, e o *software* de gravação destes pulsos no computador.

3.2.1 *Firmware* destinado à aquisição dos pulsos pleismográficos

Para determinar um modelo de *software* para o cálculo da oximetria de pulso, deve-se ter uma base de dados, ou seja curvas de pleismografia para alimentar este modelo de *software* a ser implementado. O *hardware* anteriormente proposto, apenas envia os dados através da interface serial para a coleta e gravação dos dados destas curvas pelo computador, em arquivos que posteriormente serão processados pelo modelo de *software*.

O *firmware* aqui apresentado, assim como todos os outros, foi desenvolvido em linguagem C através do compilador para microcontroladores dsPIC chamado *mikroC for dsPIC* desenvolvido pela Mikroeletronika (MIKROELETTRONIKA, 2009). O código do *firmware* implementado consta no apêndice B e seu diagrama de fluxo mostrado na Figura 17 será explicado a seguir.

Este programa (Figura 17) possui uma função de inicialização dos periféricos do microcontrolador e então entra na rotina *State Machine*, a qual possui os estados de funcionamento do *hardware* do sistema. A rotina *State Machine* possui 9 estados, todos estes regulam a intensidade dos LEDs e então os comutam para proporcionar uma compatibilidade com o simulador de oximetria. Os estados 1 e 2 são responsáveis pela comutação e aquisição das amostras, quando é ligada a interrupção de *Timer*. No estado 3 nenhum LED está aceso, começa o envio dos dados através da porta serial para o computador. Os estados de 4 a 6 também comutam os LEDs enviando o restante dos dados, porém sem nenhuma aquisição.

Os estados restantes de 7 a 9 apenas comutam os LEDS para depois retornar ao estado 1 inicial.

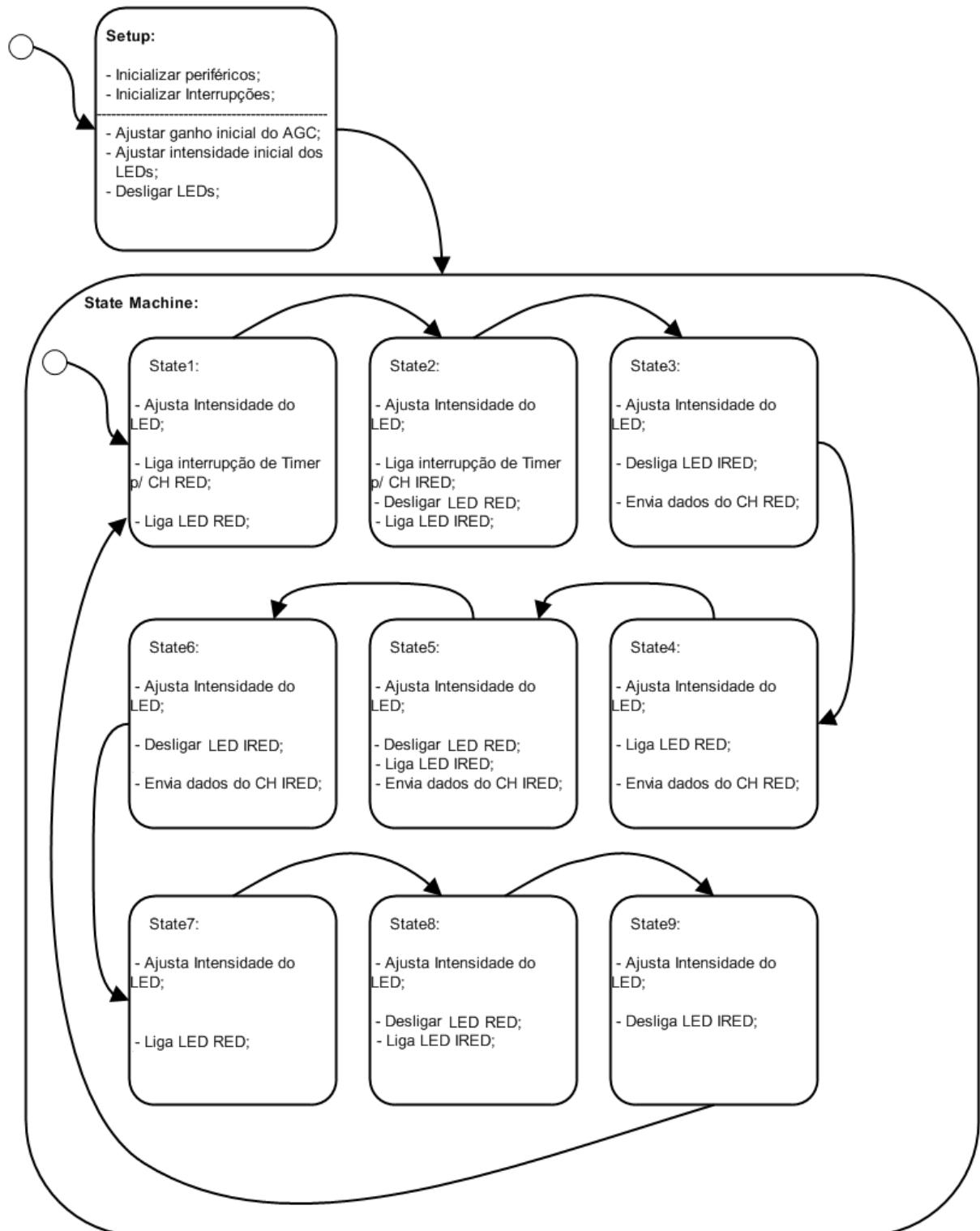


Figura 17: Máquina de estado do *firmware* para envio dos dados dos feixes. Os estados 1 e 2 fazem a aquisição dos sinais, os estados 3 a 6 comutam os LEDs enviando dados e os estados 7 a 9 apenas comutam os LEDs mantendo compatibilidade com o simulador.

Fonte: Autoria própria.

Todos estes estados são necessários para manter o sistema enviando dados para o computador ainda mantendo a compatibilidade com o simulador para oxímetros. Por isso a taxa de aquisição de dados foi definida em 160Hz devido à aquisição em dois dos estados de funcionamento da máquina, e os estados restantes de comutação dos LEDs servem principalmente para manter a compatibilidade de funcionamento com o simulador de oxímetros.

3.2.2 *Software* destinado à recepção dos dados e gravação

O *software* para a gravação dos dados dos pulsos pleismográficos foi gerado utilizando o compilador *Borland Builder C++ 5.0* desenvolvido pela Borland (BORLAND, 2009). O código fonte deste *software* pode ser visto no apêndice C e aqui foi chamado de “*Scope*”. A figura 18 mostra a tela de operação do programa para aquisição e gravação das curvas. Tem-se uma caixa de diálogo para a escolha de uma das portas de comunicação RS-232 (aqui o usuário pode escolher as portas de COM1 a COM4) disponíveis no computador, um botão para conectar/desconectar e um gráfico para a visualização da recepção dos dados provenientes do feixe infravermelho.

Com o *hardware* do sistema, conectado à porta de comunicação do computador e alimentado pela fonte mencionada no item 3.1, é possível fazer uma aquisição de aproximadamente 6000 pontos para cada feixe. Se o usuário desejar descontinuar o envio de dados do sistema de aquisição para o computador, deve clicar no botão próprio para isso. Então grava-se automaticamente um arquivo contendo dados para aquela gravação em especial. Vale ressaltar que é o próprio usuário que deve renomear os arquivos para que estes não sejam sobrepostos. Este sistema, *hardware* e *software* de aquisição, equivale ao proposto por Andrade e Gewehr (ANDRADE e GEWEHR, 2008), onde todo o aparato serve para processar dados para o cálculo da oximetria.

Utilizando um simulador para oxímetros, modelo Index 2 MF da marca Fluke (FLUKE, 2009), primeiramente configurou-se este dispositivo para fornecer sinais de oximetria a uma taxa de 75 BPM e variou-se a %SpO₂ para as saturações de 100% a 36% e em seguida o oposto: manteve-se a saturação constante (em 96%) e variou-se a taxa de batimentos por minuto (BPM) de 30 a 230. E assim estes sinais foram armazenados em arquivos que posteriormente foram tratados pelo modelo de *software*, comentado no item 3.2.3, obtendo-se com maior facilidade dados de grande relevância para a determinação dos filtros digitais e da estrutura do algoritmo de cálculo, inclusive da curva de calibração.



Figura 18: Tela do programa Scope contendo áreas de plotagem do gráfico de pletismografia e de configuração da comunicação serial e um botão para início da gravação dos dados

Fonte: Autoria própria.

3.2.3 Modelo de *software*

O modelo de *software* implementado segue os mesmos métodos apresentados por Andrade e Gewehr (2008). Através do *software* MATLAB 7 da MathWorks (MATHWORKS, 2009), pode-se modelar um algoritmo para cálculo da oximetria de pulso utilizando uma de suas ferramentas: o *Simulink*. Dentro deste item do programa, algoritmos podem ser modelados através de conceitos de *statecharts* para desenvolvimento de *softwares*. Devido à versatilidade do programa, várias formas e meios de se processar podem ser criados até encontrar o que melhor se adapte ao sistema e à finalidade desejada. A Figura 19 mostra os blocos utilizados no *Simulink*, e a seguir uma breve explanação sobre cada bloco.

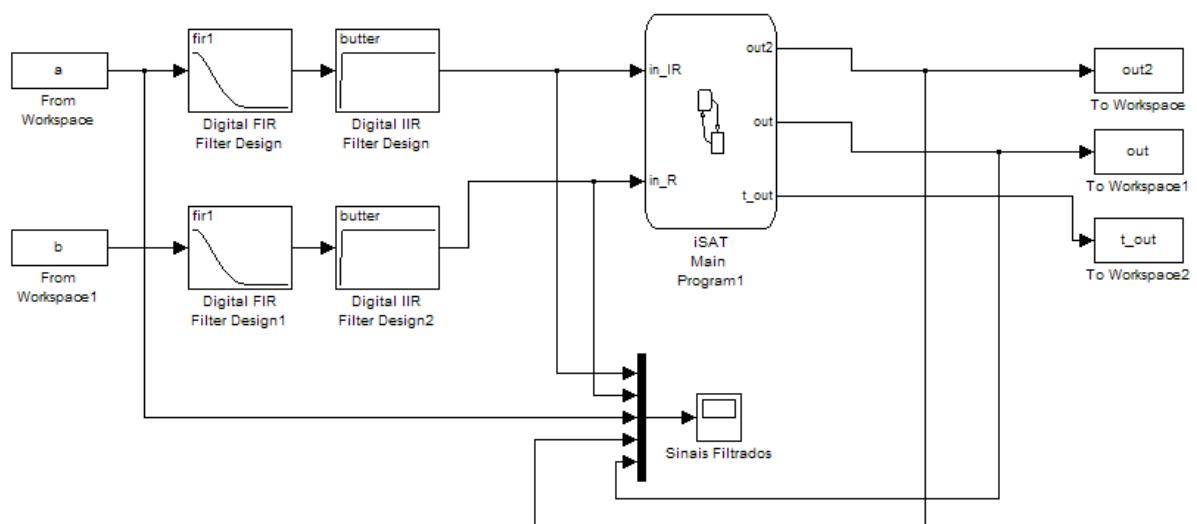


Figura 19: Modelo do *firmware* para medição da oximetria de pulso gerado pelo *software* MATLAB 7

Fonte: Autoria própria.

Blocos From Workspace A e B: daqui o modelo é suprido com os dados em arquivos, gerados pelo *software* discutido no item 3.2.2, cada bloco deste contém separadamente dados dos sinais infravermelho e vermelho.

Digital FIR Filter Design: estes blocos desempenham uma filtragem digital do tipo *Finite Impulse Response* (resposta ao impulso finita). Estes filtros proporcionam a função de passa-baixas, para a eliminação de interferências, como ruídos. Aqui se verificou qual o melhor filtro deste tipo a ser implementado. Neste caso a melhor frequência de corte deste filtro foi estipulada em 40Hz para que frequências harmônicas, de até a décima ordem, componham o sinal final adquirido.

Digital IIR Filter Design: são blocos que desempenham uma filtragem digital do tipo *Infinite Impulse Response* (resposta ao impulso infinita). Estes proporcionam a função de filtro passa-altas, eliminando interferências de baixa frequência, como movimentos do dedo. Verificando-se qual o melhor filtro deste tipo a ser implementado, a melhor frequência de corte ficou estipulada em 0,3Hz permitindo que apenas o sinal pulsátil desejado seja adquirido. Esses filtros apenas representam um algoritmo, não sendo o próprio código para filtragens a ser implementado no *firmware* do sistema de medição. Então o *MATLAB* calcula a filtragem através da frequência de amostragem determinada, que é de 160Hz.

Bloco iSat Main Program: desempenha os cálculos de batimentos por minuto e da relação R entre os feixes, disponibilizando-os em suas saídas *out* e *out2*. Dentro deste bloco pode-se utilizar o conceito de máquinas de estado para modelar as funções de cálculo. A Figura 20 ilustra o funcionamento desta parte do algoritmo.

Internamente ao bloco observam-se os estados necessários para o cálculo da oximetria (*Oxi_Calc*) e taxa de batimentos por minuto (*Beat_Counter*), internamente a esta máquina de estados. Este algoritmo funciona de forma que se o nível de sinal pleismográfico passar por um determinado nível, em sentido ascendente e descendente, calcula-se a taxa de BPM através do número de amostras, e a %SpO₂ através da relação dada pela equação (13), ao longo do ciclo pulsátil.

Bloco Sinais Filtrados: pode-se visualizar o resultado das filtragens, bem como a informação retirada dos sinais pós-processados. Um exemplo do resultado deste modelo pode ser visto na figura 21, onde se observam os sinais de pleismografia dos canais vermelho e infravermelho gravados, indicados pelas curvas 1 e 2, os sinais de pleismografia dos dois canais claramente tratados, curvas 3 e 4, bem como os resultados dos cálculos de batimentos por minuto e da relação R entre feixes detectados, curvas 6 e 5 respectivamente.

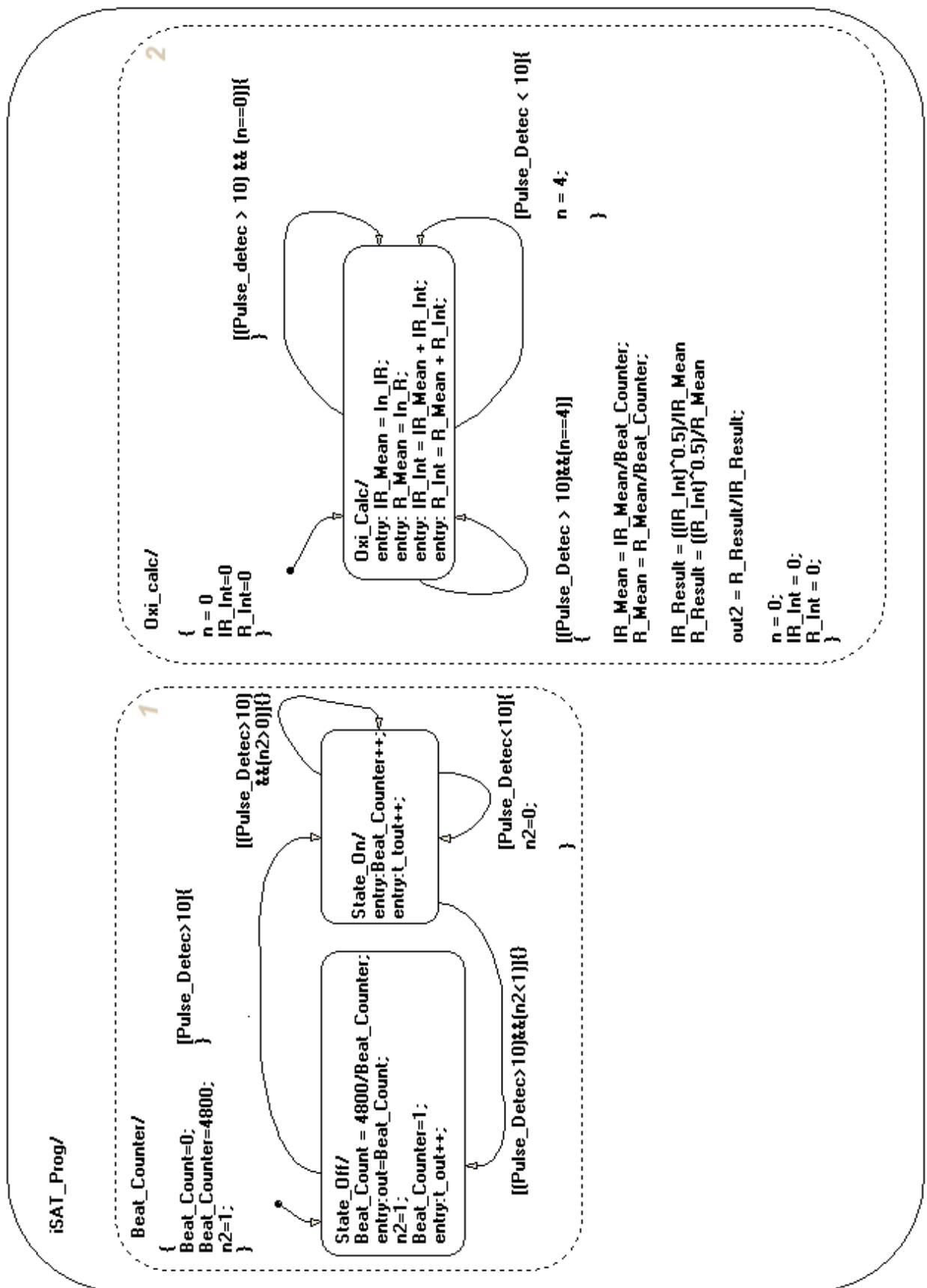


Figura 20: Statecharts da medição da %SpO₂ e da taxa BPM internamente ao bloco *iSAT Main Program*
Fonte: Autoria própria.

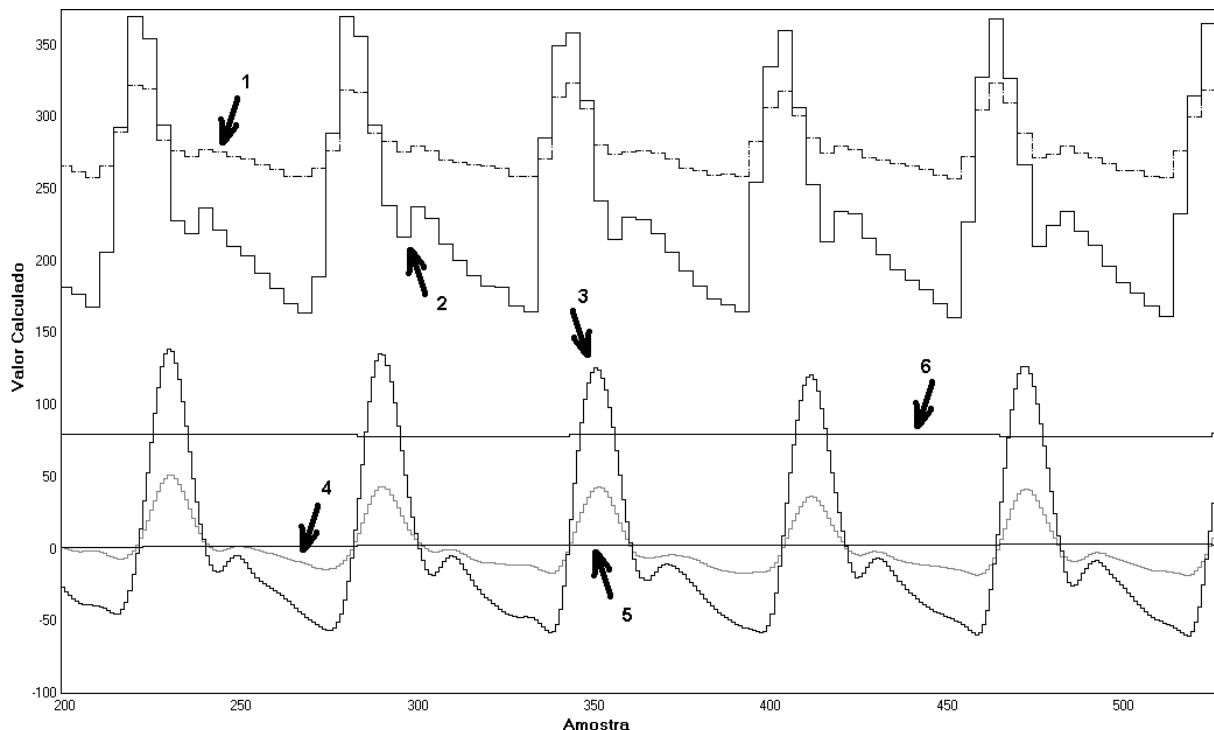


Figura 21: Resultado da saída do bloco sinais filtrados onde são indicadas as curvas: 1 – Sinal pleismográfico vermelho gravado, 2 – Sinal pleismográfico infravermelho gravado, 3 – Sinal pleismográfico vermelho filtrado, 4 – Sinal pleismográfico infravermelho filtrado, 5 – Valor da relação R, 6 – Valor de batimentos por minuto

Fonte: Autoria própria.

Para disponibilizar os dados tratados por valores, dos cálculos de batimento por minuto e da relação R, tem-se os blocos **To Workspace out** e **out2**. Com estes blocos pode-se aproveitar os dados gerados pelo modelo para criar novos arquivos.

3.3 SOFTWARE DE CÁLCULO DOS COEFICIENTES

Com os dados que determinam o comportamento do equipamento resultantes do modelo (item 3.2.3), pôde-se determinar as equações que calibram o equipamento para a %SpO₂ e a taxa de BPM. Estas equações são determinadas através do método dos mínimos quadrados. Os coeficientes que determinam as retas de ajuste do equipamento ao método dos mínimos quadrados foram resultados de um programa executado no *MATLAB*. O código fonte deste programa pode ser visto no apêndice D e os resultados obtidos para a %SpO₂ e a taxa de BPM são apresentados no item 4.1.

3.4 FIRMWARE DO OXÍMETRO DE PULSO

Com os coeficientes da curva de calibração (resultado do item 3.3) e os filtros digitais obtidos a partir do modelo proposto (no item 3.2.2), segue-se para o *firmware* definitivo de funcionamento do oxímetro de pulso. Através do compilador também utilizado no item 3.2.1, implementou-se o *firmware* representado pela máquina de estados, visto na Figura 22. A seguir apresenta-se uma breve explanação do funcionamento da máquina de estados.

O funcionamento deste *firmware* é praticamente o mesmo do item 3.2.1, salvo os estados em que ao invés do sistema enviar dados para o computador, este terá que processar os sinais adquiridos, processá-los e mostrar dados no *display LCD*, previamente proposto para este fim no item 3.1. Por isso se discutirá sobre os estados da *State2 Machine*.

Neste programa tem-se duas máquinas de estado, a *State Machine* e a *State2 Machine*. Na *State Machine*, os estados de 1 a 9 devem comutar os LEDs, controlando as suas intensidades de emissão, ao mesmo tempo que chamam as funções pertinentes à *State2 Machine*, que realizam as filtragens digitais, calculam a %SpO₂ e a taxa BPM e ainda atualizam os dados do *display*.

Filtra CH RED e Filtra CH IRED: Aqui se aplicam as filtragens digitais previamente modeladas no item 3.2.3 aos canais dos feixes vermelho e infravermelho. Primeiramente utiliza-se a filtragem do tipo FIR, passa-baixas, e depois a do tipo IIR, passa-altas. Para filtragem do tipo FIR, foi implementado um filtro de 15^a ordem com o método de janelamento de Hamming (KUO e LEE, 2001), com os coeficientes de filtragem calculados para a frequência já determinada no item 3.2.2 e a partir da função de cálculo para estes filtros, constante no apêndice E, também disponível no MATLAB.

Para o filtro IIR, foi implementado um filtro de 2^a ordem com a 2^a topologia para filtros IIR (KUO e LEE, 2001) e com os coeficientes calculados por uma função do MATLAB, disponível no apêndice E.

Verify: Neste estado fazem-se todos os cálculos necessários para a detecção dos pulsos, cálculos da %SpO₂ e taxa de BPM. O motivo pelo qual todos estes cálculos são feitos aqui, é a dependência entre os cálculos de %SpO₂ e taxa de BPM com o início e término dos ciclos pulsáteis detectados pela fotopletismografia. O cálculo da %SpO₂ é executado ao longo do ciclo pulsátil utilizando a equação de calibração calculada. A taxa de BPM calcula-se através do número de amostras adquiridas pelo conversor A/D do microcontrolador ao longo deste ciclo pulsátil por uma equação de calibração calculada.

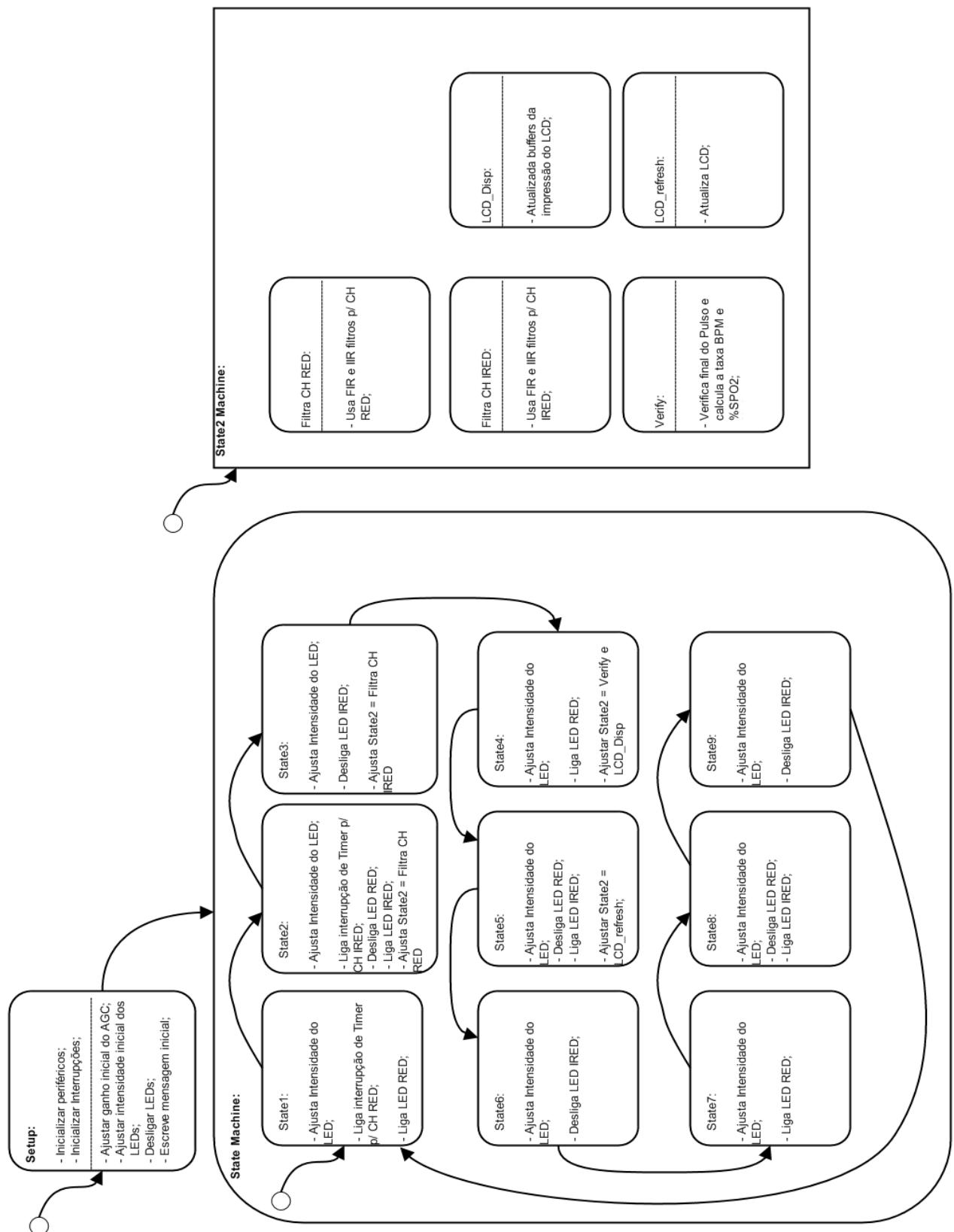


Figura 22: Máquina de estados do *firmware* do oxímetro de pulso. Na *State Machine* comutam-se os LEDs e durante as funções da *State2 Machine* são realizadas as filtragens digitais, cálculos da %SpO₂ e da taxa BPM e atualizações dos dados do *display*.

Fonte: Autoria própria.

Estes valores de %SpO₂ e taxa de BPM passam por um cálculo de média para vinte medidas, para então ser entregue à próxima etapa.

LCD_disp: Depois da aquisição dos valores de %SpO₂ e taxa de BPM, este estado coloca em vetores os algarismos referentes aos tais valores para a posterior atualização destes no *display* LCD. Ainda neste estado também faz-se o cálculo do nível de sinal pleismográfico detectado para ser visualizado no *display* LCD. Este nível de sinal mostrará de 1 a 7 quadrados, que indicam a intensidade da detecção do sinal de pleismografia.

LCD_refresh: Este estado é responsável pela atualização dos dados, algarismo por algarismo, no *display* LCD. A configuração e envio dos dados ao *display* foi bastante auxiliada por uma biblioteca, de funções para *displays* LCD deste tipo, já encontrada no próprio compilador.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos com o sistema de aquisição da oximetria de pulso, após a apresentação dos métodos e dos princípios que os regem. Tais resultados mostram como opera e qual o desempenho deste sistema através da comparação utilizando sinais de um simulador de oximetria assim como uma comparação com um oxímetro de pulso comercial em medições *in vivo*.

4.1 RESULTADOS OBTIDOS DURANTE A CALIBRAÇÃO DO SISTEMA

Para a regressão linear realizada, Figura 23, com os dados de calibração da %SpO₂, observa-se a proximidade dos dados representando os pontos (círculos) obtidos dos coeficientes calculados, e dados representando os pontos (quadrados) obtidos do modelo comentado no item 3.2.3. Esta reta relaciona a relação R entre feixes e a %SpO₂.

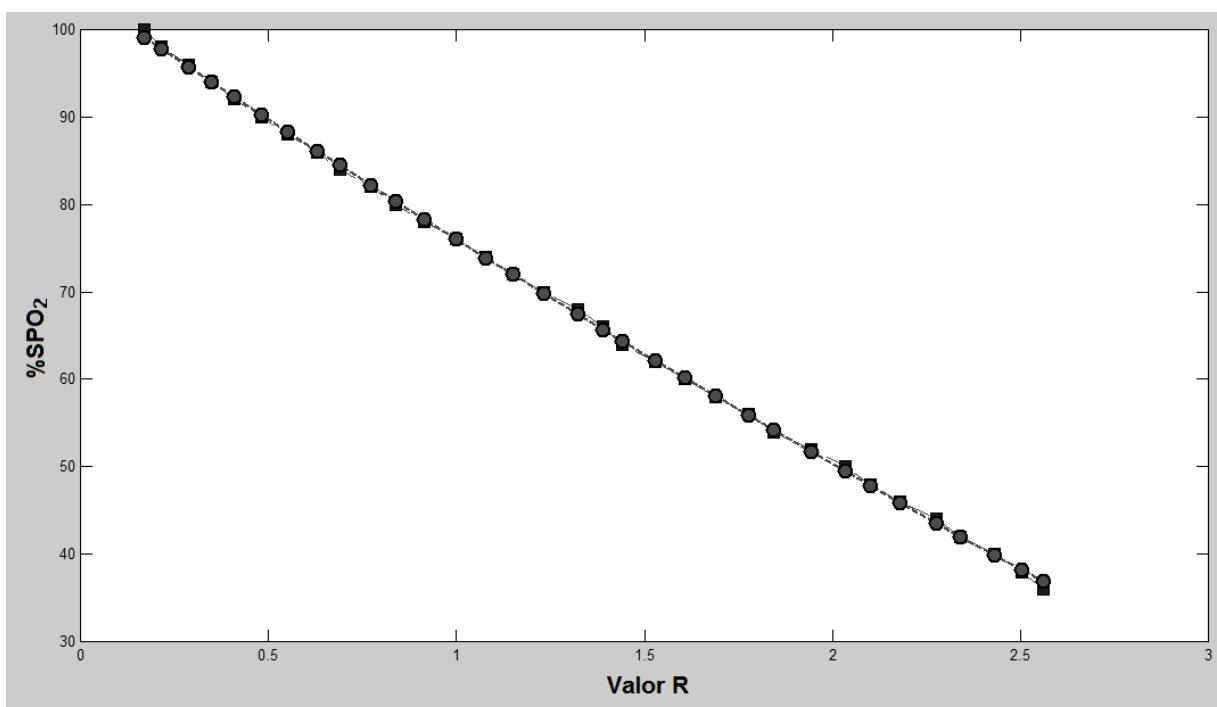


Figura 23: Resultado do programa para os dados de %SpO₂ : a curva mostra a proximidade entre dados calculados e dados obtidos com a ajuda do simulador.

Fonte: Autoria própria.

Ao final do programa implementado nas linhas de comando do *MATLAB*, tem-se o resultado da correlação entre a curva calculada e a obtida pelo modelo, evidenciando um coeficiente de correlação $r = 0,99985$ para os dados de %SpO₂. A equação (17) foi obtida para esta reta.

$$\% SpO_2 = -26,068 \cdot R + 103,26 \quad (17)$$

Já na figura 24, os resultados do programa serviram para os dados de calibração de BPM. Se observa a proximidade dos dados em círculos, representando os pontos obtidos dos coeficientes calculados, e quadrados, representando os pontos também obtidos do modelo do item 3.2.3.

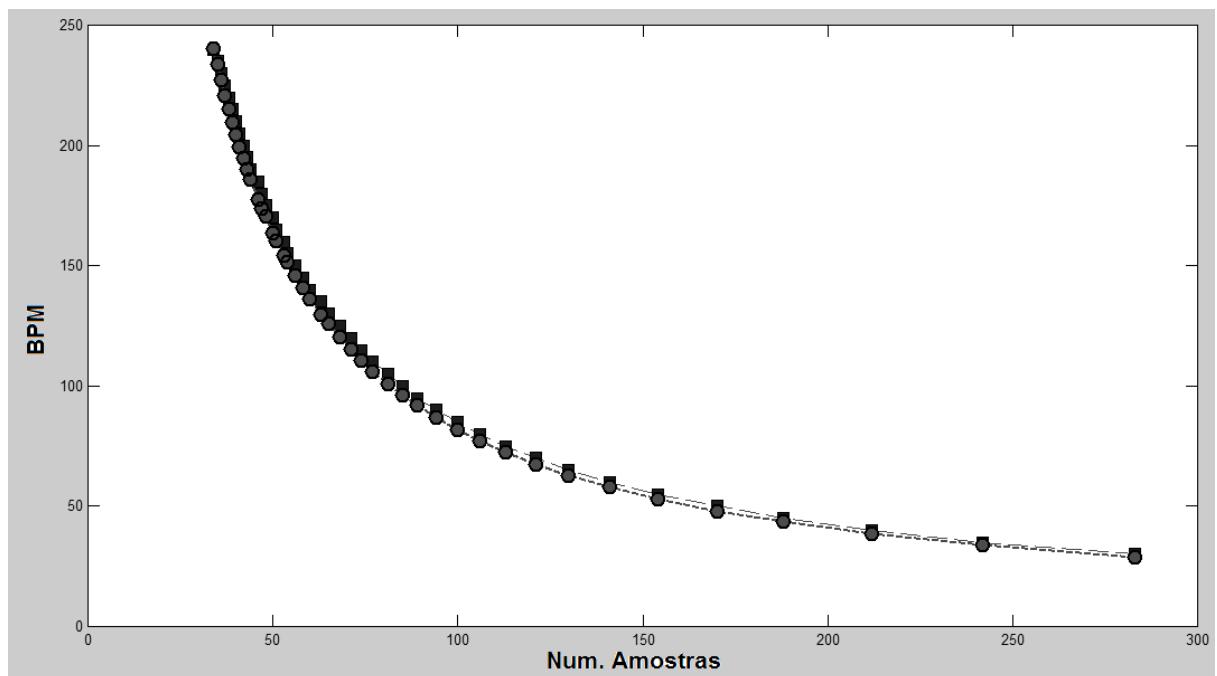


Figura 24: Resultado do programa para os dados de BPM: a curva mostra a proximidade entre dados calculados e dados obtidos com a ajuda do simulador

Fonte: Autoria própria.

Esta curva relaciona o número de amostras obtidas pelo conversor A/D do microcontrolador a cada batimento e a taxa de BPM. Ao final do programa implementado, nas linhas de comando do *MATLAB*, tem-se o resultado da correlação entre a curva calculada e a obtida pelo modelo, evidenciando um coeficiente de correlação $r = 0,99973$ para dados de taxa BPM. A equação (18) foi obtida para esta curva.

$$BPM = \frac{8700}{N_{amostras}} \quad (18)$$

4.2 VISUALIZAÇÃO DOS DADOS OBTIDOS E OPERAÇÃO DO SISTEMA

A Figura 25 apresenta a visualização dos dados fornecidos pelo equipamento, com a imagem do *display* do sistema em funcionamento. Os itens 1, 2 e 3 na figura indicam respectivamente: a SpO₂ em percentagem, a taxa BPM, e o nível do sinal pleismográfico detectado. O nível de sinal detectado pode ser melhor explorado considerando-o não apenas como um nível detectado, mas também pode ser uma ferramenta da indicação do melhor posicionamento do sensor de oximetria e da vasoconstrição, itens que serão melhor discutidos no tópico 4.3. Esta barra de nível horizontal pode mostrar no máximo 7 quadrados, que indicam a intensidade da detecção.

Considera-se um nível de detecção satisfatória, uma variação de dois, três ou mais quadrados (o que para o conversor A/D do DSC representa de 1024 a 4096 pontos) e para uma baixa detecção uma variação de apenas um quadrado (ou 512 pontos para o conversor A/D) para este e os tópicos seguintes. Porém para uma detecção na qual tem-se níveis atingindo o último quadrado da barra de detecção, pode significar uma saturação dos amplificadores, ou seja, a medição de %SpO₂ e da taxa BPM podem indicar um valor errôneo. Para fins deste trabalho, uma boa margem de detecção representa uma amplitude maior ou igual a de dois quadrados sem atingir níveis máximos.

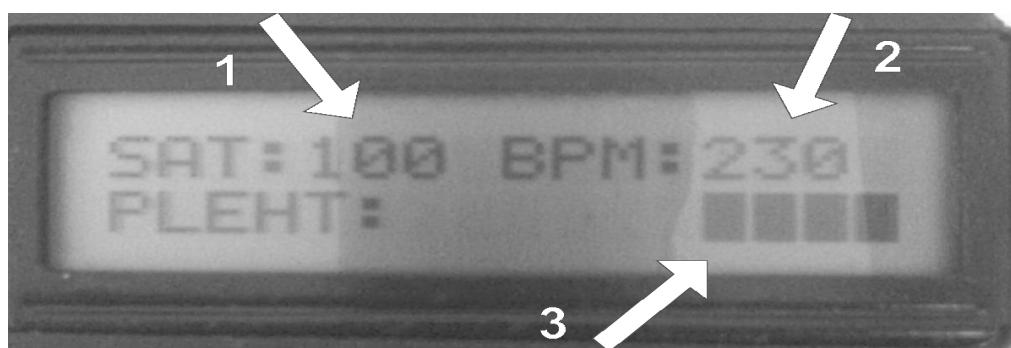


Figura 25: Display do sistema de aquisição da oximetria de pulso. Itens 1, 2 e 3 indicam respectivamente: %SpO₂, BPM e o nível do sinal pleismográfico detectado
Fonte: Autoria própria.

4.3 DESEMPENHO COMPARADO ATRAVÉS DO SIMULADOR

Para uma verificação da exatidão do sistema, i.e., do oxímetro experimental, frente ao simulador, foi efetuada uma série de 32 medidas gerando pontos a cada 2% de níveis de saturação. Estes níveis estendem-se de 36 a 100%. Segundo a Figura 26, tem-se para o eixo x os valores programados no simulador, e para o eixo y os valores medidos pelo oxímetro de pulso experimental.

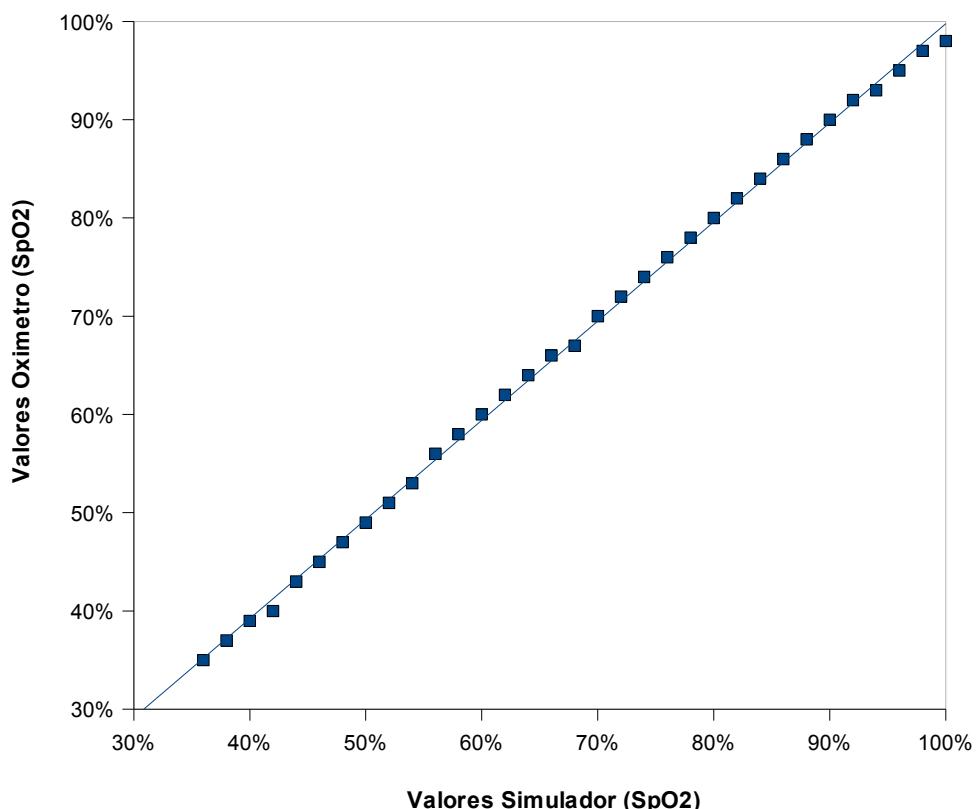


Figura 26: Gráfico comparativo de %SpO₂: programada no simulador de oximetria, eixo x, e a medida pelo oxímetro experimental, eixo y

Fonte: Autoria própria.

Tais valores medidos pelo oxímetro de pulso experimental foram adquiridos programando-se um ganho de 2 para o AGC, fornecendo assim uma variação de pelo menos dois quadrados, i.e. uma boa detecção para a barra que mostra a intensidade do sinal pleismográfico. Pode-se ver que a curva da relação entre valores (Figura 26), se aproxima notoriamente de uma reta com um coeficiente angular próximo de 1, que pode ser reafirmado pela correlação entre dados de $r = 0,99954$.

Pode-se observar que a reta perde parte de sua correlação nos valores acima de 90% de saturação devido à leve mudança de sua inclinação. Isto ocorre porque, para saturações acima de 90%, a diferença entre amplitudes dos sinais detectados torna-se ainda mais tênue, ou seja, é preciso um controle automático de ganho para amplificar os sinais e consequentemente a diferença entre as suas amplitudes.

Para a verificação do oxímetro experimental, frente ao simulador, comparando agora valores da taxa BPM (Figura 27), foi efetuada uma série de 40 medidas gerando pontos a cada 5 BPM. Esta taxa estende-se de 30 a 230 BPM e o ganho para o AGC manteve-se em 2. Segundo a Figura 27, tem-se para o eixo x os valores programados no simulador e para o eixo y os valores medidos pelo oxímetro de pulso experimental. Pode-se ver que o coeficiente de correlação $r = 0,99997$ denota o quanto a curva de calibração para a taxa de BPM realmente indica a equação de cálculo desta taxa.

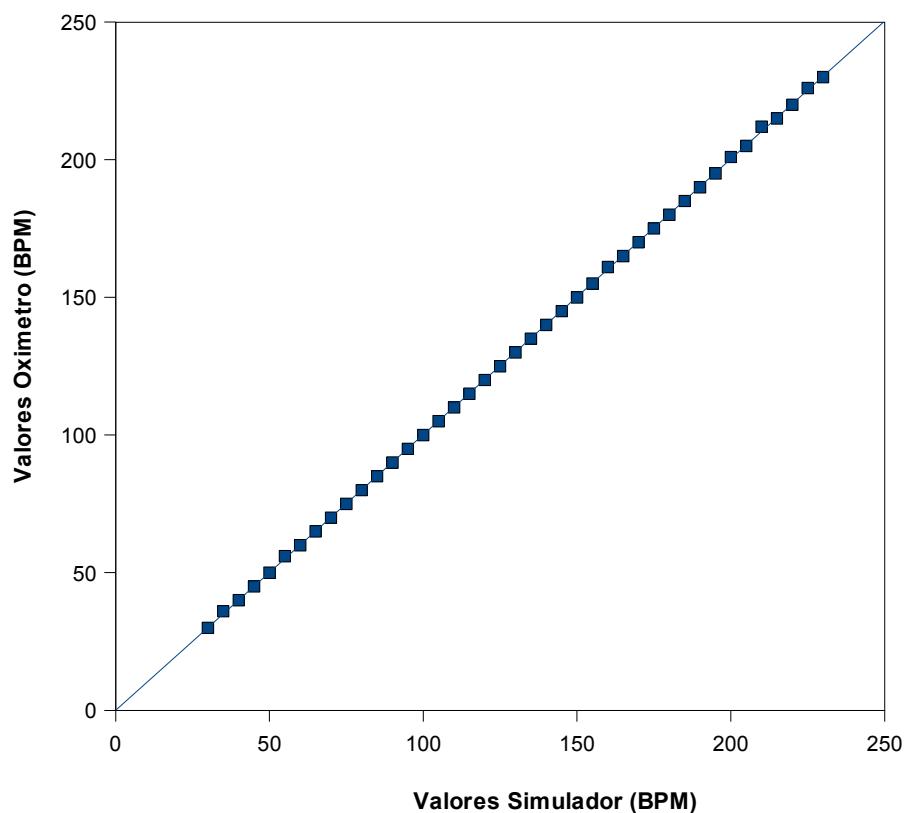


Figura 27: Gráfico comparativo de taxa BPM: programada no simulador de oximetria, eixo x, e a medida pelo oxímetro experimental, eixo y
Fonte: Autoria própria.

4.4 DESEMPENHO COMPARADO ATRAVÉS DE MEDIÇÕES *IN VIVO*

Nesta parte foram realizados dois testes: o primeiro avalia diferentes casos de voluntários e assim identifica-se a melhora na detecção dos sinais pelo dispositivo, e um segundo teste, já em situações estáveis de medição sem mudanças de voluntários, avalia-se a continuidade e estabilidade do dispositivo em efetuar a medição.

Os voluntários submetidos aos testes *in vivo* foram devidamente esclarecidos a respeito do propósito dos experimentos e ainda concordaram por escrito com os termos apresentados.

O oxímetro comercial utilizado é um equipamento da marca Ohmeda (GE, 2009) modelo Biox 3700 também compatível com o simulador. Seu funcionamento é semelhante ao sistema aqui proposto, com a diferença de possuir várias características para torná-lo comercialmente aceitável, tais como: uma interface para ajustar os alarmes, um *backlight* de fundo do *display LCD*, bateria para seu funcionamento no caso da ausência de rede elétrica e outras.

Antes de se aplicar o teste *in vivo*, primeiramente verificou-se a calibração do oxímetro comercial com o simulador de oximetria, variando-se a taxa BPM e de %SpO₂ para diversos valores validando a sua medição usando um protocolo para testes de funcionalidade em oxímetros de pulso apresentado por FERNANDES, OJEDA e LUCATELLI (2001). O resultado deste protocolo para o oxímetro comercial pode ser visto no apêndice F.

Os testes de desempenho, comparando os dois oxímetros, são executados de tal forma em que cada voluntário ficou sob medição com o oxímetro experimental em um dedo da mão esquerda, por exemplo, e com o oxímetro comercial medindo em um dedo da mão direita, seguindo um protocolo determinado contido no apêndice G. O primeiro teste levou em consideração a %SpO₂ medida (%oxi_comer e %oxi_exp), a taxa BPM (BPM_comer e BPM_exp), o sexo, o nível de sinal pleismográfico do oxímetro experimental (N_S), o ganho do oxímetro experimental (o AGC) e se o voluntário possui esmalte nas unhas ou se também estava com as mãos frias, pois ambas situações causam uma detecção muito fraca do sinal pleismográfico. O tempo em que o voluntário ficou sob medição foi de aproximadamente 20 minutos para cada medida anotada.

O resultado para este teste pode ser visto na Tabela 1. Nesta tabela há uma série de 11 medidas. De 1 a 8, os testes foram executados com um ganho de 2 para o AGC, e para os demais testes, de 9 a 11, um ganho de 3 para o AGC. Isto deve-se ao seguinte: nos testes de 1 a 8 verificou-se uma performance de medição insatisfatória (testes 3, 4, 6 e 8) para o

oxímetro experimental, assim foram realizadas novas medições, no caso de 9 a 11 para os mesmos voluntários dos testes 3, 4 e 6.

Uma medição insatisfatória para este estudo considera uma detecção ruim do nível de sinal pleismográfico acompanhado de valores errôneos de %SpO₂ ou taxa BPM ou ambos. Assim houve três medições insatisfatórias que foram novamente reavaliadas mudando-se o ganho do AGC, de 2 para 3, acompanhado de melhorias do local de medição, submetendo-se os voluntários a um leve aquecimento das mãos a fim de se reverter uma situação de vasoconstrição dos dedos (TUNGJITKUSOLMUN, 1997), e ou mudança do sensor para outro dedo da mão sob medição, permitindo assim uma melhor detecção.

Analizando as três últimas medições com o ganho do AGC alterado para 3, vê-se que houve melhorias significativas quanto à qualidade da medição frente às condições adversas como esmalte nas unhas e vasoconstrição (TUNGJITKUSOLMUN, 1997) causada neste caso pela baixa temperatura das mãos. Por outro lado medições onde já havia uma boa detecção dos pulsos pleismográficos, visto pelo nível de sinal - N_S, também houve uma considerável exatidão na medição tanto da %SpO₂ e da taxa BPM. Assim quanto maior a amplitude de detecção, ou seja, quanto maior a quantidade de níveis, número maior que 1024 pontos detectados por este sistema pelo conversor A/D, melhor é a exatidão no cálculo da %SpO₂ e da taxa BPM.

Tabela 1: Resultados do teste de medição *in vivo* do oxímetro experimental comparado ao oxímetro comercial realizado no dia 10/09/2009

teste	% oxi_comer	% oxi_exp	erro_%_oxi	bpm_comer	bpm_exp	erro_%_bmp	sexo	N_S	Ganho	Esmalte	mãos frias
1	97	97	0	78	76	2,63	F	1	2	X	X
2	97	94	3,19	94	93	1,08	M	3	2		
3	96	93	3,23	51	52	1,92	M	1	2		X
4	96	97	1,03	79	85	7,06	F	1	2	X	
5	96	97	1,03	86	83	3,61	F	3	2	X	
6	96	98	2,04	68	88	22,73	M	1	2		X
7	96	94	2,13	67	78	14,1	M	3	2		X
8	96	92	4,35	78	83	6,02	M	2	2		
9	97	95	2,11	66	65	1,54	M	2	3		X
10	96	95	1,05	70	71	1,41	F	3	3	X	X
11	97	95	2,11	87	89	2,25	M	2	3		X

Fonte: Autoria própria.

Essa melhoria observada nos testes 9, 10 e 11 pela alteração no ganho do AGC, denota a importância de um controle automático de ganho para atingir uma margem considerável da detecção e para os cálculos necessários. Ao final calculou-se o desvio padrão

para as medidas de %SpO₂ e BPM. Para o primeiro atingiu-se um desvio padrão de 1,35% entre dados de saturação, e para o último atingiu-se um desvio padrão de 3,41 entre dados de BPM.

O segundo teste realizado segue o mesmo tipo de configuração de medição, ou seja, o voluntário fica sob medição dos dois equipamentos simultaneamente, com a diferença de que aqui foi realizado em apenas um voluntário e as medições foram realizadas a cada 4 minutos em um período total de 2 horas e 48 minutos. A lista completa com as medições realizadas está no apêndice H.

Para este experimento atingiu-se variações médias para o oxímetro desenvolvido de $\pm 1,67\%$ no valor de saturação e $\pm 1,44$ batimentos no valor de BPM, e desvios padrão de 1,18% para saturação e 1,02 para BPM. Esses valores foram comparados ao oxímetro comercial.

5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Este capítulo apresenta a discussão dos resultados obtidos neste trabalho, inclusive comparando-os com os resultados de outros trabalhos relacionados. Apresentam-se também as conclusões e sugestões de possíveis trabalhos que poderão dar sequência a esta pesquisa.

5.1 CONCLUSÕES

Um sistema para a aquisição de oximetria de pulso foi desenvolvido utilizando-se um sensor comercialmente disponível para oxímetros compatíveis com o sistema *Ohmeda* de medição, um módulo de medição dos sinais e uma fonte de alimentação para o sistema. O sensor de oximetria possui um duoled, com emissores de feixes vermelho (660 nm) e infravermelho (940 nm), e um fotodetector, no caso um fotodiodo. O módulo de medição possui circuitos de amplificação e filtragem (amplificador de transimpedância, amplificador digitalmente configurável e filtros passa-faixas e passa-baixas), outros circuitos para uma melhor adequação do sinal (subtrator e reguladores de tensão), um *dsPIC* para aquisição e cálculos e um *display LCD* para a visualização dos dados. O *firmware* desenvolvido em linguagem C controla todas as funções de: comutar os feixes, aquisição dos sinais, filtragens digitais, cálculos de %SpO₂ e taxa BPM e o envio de dados para a visualização pelo LCD. Assim o módulo de aquisição foi construído utilizando-se componentes de baixo custo e fácil comercialização, itens de grande relevância ao considerar um equipamento a ser industrializado.

Para o desenvolvimento do sistema, ainda foi utilizado um *software* para modelamento matemático, o *MATLAB*, com as suas mais diversas ferramentas para a aplicação neste sistema e ainda foi desenvolvido um *software* para a gravação de dados no PC, através do compilador *Borland C++ 5.0 Builder*, utilizando-se a linguagem de programação C++. Pode-se rever que a curva de calibração obtida com a ajuda do simulador para oximetria (Index 2 MF da *Fluke*), item 3.3 e Figura 22, se assemelha consideravelmente à relação linear obtida do trabalho já publicado por RUSH, SANKAR e SCHAFER (1996) (Figura 7).

O sistema foi avaliado pela estabilidade e correlação entre valores medidos, comparando-os através do simulador e um oxímetro de pulso comercial (o oxímetro modelo *Biox 3700* da marca *Ohmeda*) porém neste caso utilizando-se medições *in vivo*.

Na comparação de valores com o simulador, atingiu-se um coeficiente de correlação $r = 0,99954$ entre valores de %SpO₂. Esta correlação muito próxima da unidade já era esperada pois o oxímetro experimental foi devidamente calibrado através deste mesmo simulador. Porém um valor melhor não foi alcançado. Pois às saturações acima de 90%, a diferença entre as amplitudes tendem a ser ainda menores, ou seja, um controle de ganho tem de ser feito, preferencialmente aumentando-se esse ganho para uma melhor discretização de valores de %SpO₂, acima de 90% de saturação.

Durante os testes *in vivo*, percebeu-se a importância de melhorias na estabilidade de medições e a aplicação de um controle automático de ganho, frente às dificuldades de medição dos pulsos pleismográficos devido às situações de vasoconstrição, pigmentos nas unhas (esmalte) e leves movimentos musculares e outras fontes de erros (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). Assim conseguiu-se diferenças médias, entre o oxímetro implementado e o comercial, de $\pm 1,67\%$ para %SpO₂ e $\pm 1,44$ batimentos para BPM, e desvios padrão de 1,18% e 1,02 entre os dados, mostrando um funcionamento coerente do oxímetro desenvolvido quando este está devidamente configurado para a medição.

Para finalizar, atingiu-se o objetivo de construir um sistema de aquisição da oximetria de pulso com boa exatidão comparado aos comercialmente disponíveis e ainda utilizando-se componentes de baixo custo, uma vez que a maioria dos componentes podem ser adquiridos em estabelecimentos locais, sem a necessidade de importações. O custo total investido no módulo de medição ficou estimado em R\$193,00, isto sem o custo adicional de R\$140,00 referente ao sensor para oximetria.

Também conclui-se da viabilidade da construção de um equipamento para medição da oximetria de pulso calibrando-o através de um simulador, fazendo com que este sistema de medição possa funcionar de acordo com outros modelos de oxímetros de pulso existentes. Isso se torna possível através de pequenas mudanças no *software* e na mudança de poucos componentes no *hardware*. Ou seja, pode-se projetar diferentes sistemas de medição de oximetria de pulso, calibrando-os através deste simulador, desde que ambos (oxímetro e simulador) tornem-se compatíveis. Assim através deste trabalho pôde-se desenvolver um meio para a medição de oximetria de pulso, construído com dispositivos obtidos no mercado nacional a um baixo custo.

5.2 TRABALHOS FUTUROS

Sugestões para trabalhos futuros incluem mais pesquisas sobre as aplicações médicas associadas à medição da oximetria de pulso, além de explorar melhorias na qualidade da detecção do sinal, executando medições também durante exercícios físicos.

Possíveis melhorias tecnológicas construtivas para o sistema de medição a serem exploradas:

Implementação de um controle automático de ganho;

Construção deste sistema utilizando tecnologia SMD e se necessário desenvolvimento da placa de circuito impresso em quatro camadas (normalmente utilizada quando se implementa componentes com encapsulamento BGA);

Possibilidade de implementar comunicação via rádio para uma estação remota de visualização dos dados, um exemplo de emprego de comunicação *wireless* via protocolo *Zigbee* ou *Bluetooth*;

Otimizar características de redução do consumo de energia e de medição sob condições em que há movimentos musculares e outras interferências;

Melhorar a interface possibilitando também uma configuração de alarmes e parâmetros de funcionamento;

Implementar a utilização de bateria;

Implementar a medição da oximetria de pulso de forma conjunta à medição de outros parâmetros fisiológicos para diagnosticar possíveis anomalias, um exemplo disto é a incorporação de um oxímetro de pulso a um equipamento de medição da pressão não invasiva conforme já mencionado por Ruchala (1997);

Pode-se ainda melhorar e implementar mais características ao *software* de aquisição dos sinais pleismográficos (*software* do PC), agregando até mesmo uma FFT (*Fast Fourier Transformer*) para fins de análise espectral dos sinais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALTER, David M. Using PWM Output as a Digital-to-Analog Converter on a TMS320F280x Digital Signal Controller. **Application Report SPRAA88A.** Disponível em: <<http://focus.ti.com/lit/an/spraa88a/spraa88a.pdf>>. Acessado em 18 abr. 2009.

ANDRADE, Luiz A. K., GEWEHR, Pedro M. Desenvolvimento de um sistema para aquisição e modelamento do processamento de sinais da oximetria de pulso. **21º Con. Bras. Eng. Biom.**, Salvador, ISBN: 978-85-60064-13-7, 2008.

BORLAND. Borland C++ Builder 5.0. **Borland C++ Builder 5.0 Compilador e Manuais.** Disponível em: <http://cc.embarcadero.com/reg/c_builder>. Acessado em 17 abr. 2009.

BRAUNER, Colin J., WANG, Tobias. The Optimal Oxygen Equilibrium Curve: A Comparison Between Environmental Hypoxia and Anemia. In: **American Journal of Zoology**. v. 37, no. 4, 1997.

CLARK, Susanne A. Normal Oxygen Transport. In: **Design of Pulse Oximeters**. Ed.: John G. Webster, Madison: J W Arrowsmith, p. 1-12, 1999.

CINGOLANI, Horacio E., HOUSSAY, Alberto B. **Fisiología Humana de Houssay**. 7. ed. Tradução: Adriane Belló Klein et al., Porto Alegre: Artmed, ISBN: 85-363-0076-0, 2004.

EISENKRAFT, James B. Carboxyhemoglobin and pulse oximetry. In: **Anesthesiology**. St. Louis, v. 68, n.2, p. 279-82, 1988.

FAIRCHILD. CD4051BC CD4052BC CD4053BC Single 8-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer, Dual 4-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer, Triple 2-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer. **CD4051BC Data Sheet.** Disponível em: <<http://sigma.octopart.com/14153/datasheet/Fairchild-CD4051BCN.pdf>>. Acessado em 17 abr. 2009.

FARMER, James. Blood Oxygen Measurement. In: **Design of Pulse Oximeters**. Ed.: John G. Webster, Madison: J W Arrowsmith, p. 21-39, 1997.

FERNANDES, Reinaldo, OJEDA, Renato G., LUCATELLI, Marcos V., “Ensaios para Avaliação de Funcionalidade de Oxímetros de Pulso”, In: **II Con. Lat. Amer. Ing. Biom.**, Havana, 23 a 25 de Maio, 2001.

FILTERLAB. FilterLab Filter Design Software. **FilterLab®2.0 User’s Guide**. Disponível em:<<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/51419a.pdf>>. Acessado em 17 abr. 2009.

FLUKE. **Index 2 MF – SpO₂ Simulator. Manual de Operação**. Disponível em: <<http://assets.fluke.com/manuals/index2mfumeng0100.pdf>> . Acessado em 26/06/2009.

GE. GE Healthcare. **3700 Pulse Oximeter – User Manual**. Ohmeda, 1995.

GUYTON, Arthur C., HALL, John E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 10. ed. Tradução: Charles Alfred Esbérard et al., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

GUYTON, Arthur C., HALL, John E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11. ed. Tradução: Alcides Marinho Jr. et al., Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

HAYES, Matthew J., SMITH, Peter R. A New Method for Pulse Oximetry Possessing Inherent Insensitivity to Artifact. In: **IEEE Trans. Biom. Eng.** v. 48, n. 4, 2001.

HP. Pulse Oximetry – A Primer. In: **Application Note**. Autor: Thomas J. Hayes. A apresentação feita a Tennessee Hospital Association, Nashville, 12 nov. 1987.

JAMAL, Rahman, STEER, Robert. Filters. In: **Measurement, Instrumentation, and Sensors Handbook**. Editor: John G. Webster. Boca Raton: CRC Press, c. 82, p. 1-28, 1999.

KUO, Sen M., LEE, Bob H. Filters. In: **Real Time Digital Signal Processing**. New York: Jonh Willey & Sons, p. 181-197, 2001.

LABTOOLS. ICD2BR Gravador. **Guia do Usuário ICD2BR - In Circuit Debugger**. Disponível em:<http://www.labtools.com.br/arquivos/manual%20ICD2-BR-2007.out_rev._09.pdf>. Acessado em 19 jun. 2009.

MARIEB, Elaine N., HOEHN, Katja. **Human Anatomy & Physiology**. 8 ed., San Francisco: Benjamin Cummings, ISBN: 978-0-8053-956-3, 2008.

MATHWORKS. Software para modelagem matemática MATLAB 7. **MATLAB 7 Getting Started Guide.** Disponível em: <http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/pdf_doc/matlab/getstart.pdf>. Acessado em 17 jul. 2009.

MAXIM. MAX 232A Datasheet. **+5V-Powered, Multichannel RS-232 Drivers/Receivers.** Disponível em: <<http://datasheets.maxim-ic.com/en/ds/MAX220-MAX249.pdf>>. Acessado em 7 abr. 2009.

MICROCHIP. dsPIC30F3014/4013 High-Performance, 16-Bit Digital Signal Controllers. **dsPIC30F3014/4013 Data Sheet.** Disponível em:<<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70138F.pdf>>. Acessado em 20 mar. 2009.

MIKROELETRONIKA. dsPIC30/33 and PIC24 C Compiler. **dsPIC30/33 and PIC24 C Compiler Manual.** Disponível em: <http://www.mikroe.com/pdf/mikroc_dspic/mikroc_dspic_manual.pdf>. Acessado em 20 mar. 2009.

MITCHELL, Mike. Using PWM Timer_B as a DAC. **Application Report SLAA116.** Disponível em: <<http://focus.ti.com/lit/an/slaa116/slaa116.pdf>>. Acessado em 18 abr. 2009.

NASCIMENTO,Tatiana S. et al. Metemoglobinemia: do diagnóstico ao tratamento. In: **Revista Brasileira de Anestesiologia.** ISSN 0034-7094. v.58, n.6, Campinas. Nov/Dec. 2008.

OSI. OSI Optoelectronics. **Photodiode Characteristics and Applications.** Disponível em:<<http://www.osiopptoelectronics.com/application-notes/AN-Photodiode-Parameters-characteristics.pdf>>. Acessado em 17 abr. 2009.

PALREDDY, Surekha, Signal Processing Algorithms, In: **Design of Pulse Oximeters.** Ed.: John G. Webster, Madison: J W Arrowsmith, p. 125-157, 1997.

PARANJAPE, K. S., Electronic Instrument Control, In: **Design of Pulse Oximeters.** Ed.: Jonh G. Webster, Madison: J W Arrowsmith, p. 97-123, 1997.

REDDY, Moola V. S., Probes, In: **Design of Pulse Oximeters.** Ed.: John G. Webster, Madison: J W Arrowsmith, p. 87-96, 1997.

RUCHALA, Joanna B., Applications of Pulse Oximetry, In: **Design of Pulse Oximeters.** Ed.: John G. Webster, Madison: J W Arrowsmith, p. 215-237, 1997.

RUSH, T. L., SANKAR, R., SCHARF, J. E., Signal Processing Methods for Pulse Oximetry. In: **Comput. Biol. Med.**, v. 26, no. 2, p. 176-198, 1996.

SEBALD, Daniel J. Motivation of Pulse Oximetry. In: **Design of Pulse Oximeters**. Ed.: John G. Webster, Madison: J W Arrowsmith, p. 13-20, 1997.

SIGERAL. Imagem de um sensor de oximetria. **Sigeral Eletromedicina**. Disponível em: <<http://www.sigeral.com/fotos/sensorm.jpg>>. Acessado em 17 jul. 2009.

TEKTRONICS. TDS200, TDS1000/TDS2000, TDS1000B/TDS2000B, and TPS2000 Programmer Digital Storage Oscilloscopes. **TDS1000 and TDS2000 Series Digital Storage Oscilloscope - User Manual**. Disponível em: <<http://www2.tek.com/cmswpt/madetails.lot?ct=MA&cs=mpm&ci=8784&lc=EN>>. Acessado em 20 jul. 2009.

TUNGJITKUSOLMUN, Supan. Accuracy and Errors. In: **Design of Pulse Oximeters**. Ed.: John G. Webster, Madison: J W Arrowsmith, p. 176-198, 1997.

VISHAY. VISHAY LCD-016M002B Datasheet. **16 x 2 Character LCD**. Disponível em: <<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/vishay/016m002b.pdf>>. Acessado em 12 jun. 2009.

WHO. Global Pulse Oximetry Project. **World Health Organization**. Disponível em: <http://www.who.int/patientsafety/safesurgery/pulse_oximetry/en/index.html>. Acessado em 29 nov. 2009.

WIEBEN, Oliver. Light Absorbance in Pulse Oximetry. In: **Design of Pulse Oximeters**. Ed.: Jonh G. Webster, Madison: J W Arrowsmith, p. 40-55, 1997.

YORKEY, T. J. Two 'rat rat' derivation. In: **Personal communication**. Hayward, CA: Nellcorr Inc.

APÊNDICE A – VISTAS DA PLACA

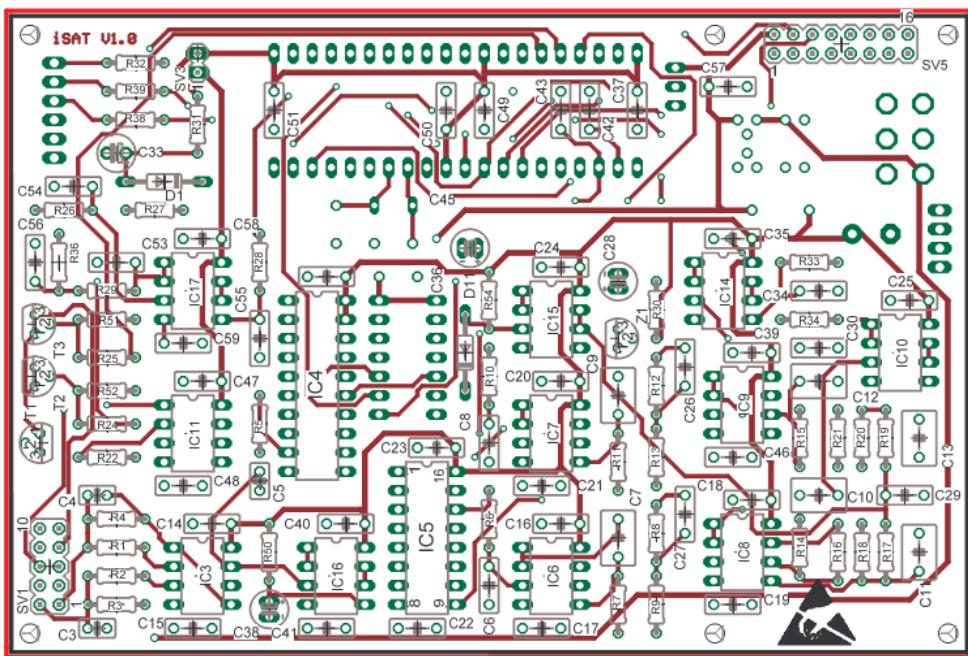


Imagem da vista de cima da placa (TOP LAYER). Escala 1:1.

Fonte: Autoria própria.

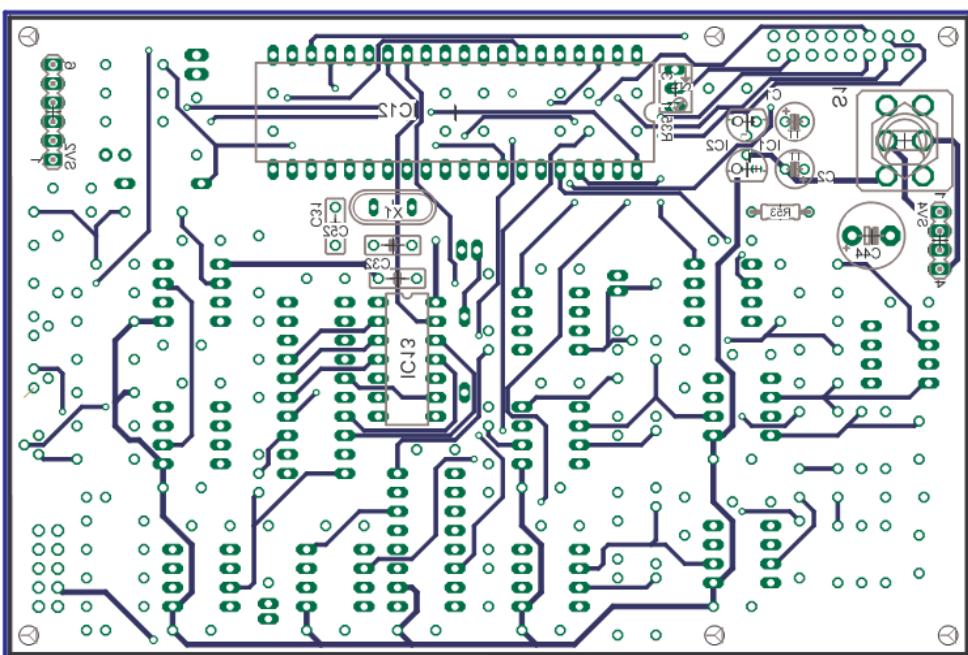


Imagen da vista de baixo da placa (BOTTOM LAYER). Escala 1:1.

Fonte: Autoria própria.

APÊNDICE B – PROGRAMA FIRMWARE DE CAPTURA DE DADOS

```

// %%%%%%%%%%%%%%%%
// %
// %

unsigned int State2 = 0 absolute 0x0C40;
unsigned int State1 = 1;
unsigned int RED_sample = 0, IRED_sample = 0;
unsigned int Channel = 0; // variavel usada para sample_channel
unsigned int temp, temp2, temp3, temp4, temp5;

//
// %
// %

void set_gain(unsigned int GAIN) {
    unsigned int i;

    PORTF = 0x8F;
    Delay_us(10);
    PORTF = 0xEF;
    for(i = 0; i < GAIN; i++) {
        Delay_us(10);
        PORTF = PORTF | 0x10;
        Delay_us(10);
        PORTF = PORTF & 0xCF;
    }
}

//
// %
// %

unsigned int adc_convert(unsigned int channel) {
    ADCSSL = channel;
    ADCON1bits.SAMP = 1;      //Inicializa a conversão
    while(!ADCON1bits.DONE); //Aguarda finalizar a conversão
    return ADCBUF0;
}

//
// %
// %

void send_char(unsigned int Data) {
    U1TXREG = Data;
    U1STAbits.UTXEN = 1;
    while(!U1STAbits.TRMT);
}

```

```

}

//  

//  

//  

void state_machine() {  

    switch(State1) {  

        case 1:  

            OC1RS = 0x0020;  

            PORTB = PORTB | 0x0800;  

            T2CONbits.TON = 1; // Turn On Timer2  

            Channel = 4; // Set channel 2 to sample  

            Delay_us(150);  

            PORTB = PORTB | 0x0200;  

            break;  

        case 2:  

            PORTB = PORTB & 0xFDFF;  

            PORTB = PORTB & 0xE1FF;  

            OC1RS = 0x0010;  

            PORTB = PORTB | 0x1000;  

            T2CONbits.TON = 1; // Turn On Timer2  

            Channel = 8; // Set channel 3 to sample  

            Delay_us(150);  

            PORTB = PORTB | 0x0400;  

            break;  

        case 3:  

            PORTB = PORTB & 0xEBFF;  

            PORTB = PORTB & 0xE1FF;  

            OC1RS = 0x0000;  

            temp = RED_sample >> 8;  

            send_char(temp);  

            break;  

        case 4:  

            OC1RS = 0x0020;  

            PORTB = PORTB | 0x0800;  

            temp = RED_sample;  

            send_char(temp);  

            break;  

        case 5:  


```

```

PORTB = PORTB & 0xE1FF;
OC1RS = 0x0010;
PORTB = PORTB | 0x1000;
temp = IRED_sample >> 8;
send_char(temp);

break;
case 6:
    PORTB = PORTB & 0xE1FF;
    OC1RS = 0x0000;
    temp = IRED_sample;
    send_char(temp);
break;
case 7:
    OC1RS = 0x0020;
    PORTB = PORTB | 0x0800;
break;
case 8:
    PORTB = PORTB & 0xE1FF;
    OC1RS = 0x0010;
    PORTB = PORTB | 0x1000;
break;
case 9:
    PORTB = PORTB & 0xE1FF;
    OC1RS = 0x0000;
    State1 = 0;
break;
}

State1++;
}

//  

//  

//  

void interrupt_TRM1() org 0x001A {
if (IFS0bits.T1IF) {
    PR1 = 0x3641;          // Timer1 Period value
    T1CONbits.TCKPS = 0;
    IFS0bits.T1IF = 0;
    state_machine();
}

```

```

}

//  

//  

//  

void interrupt_TRM2() org 0x0020 {  

    if (IFS0bits.T2IF) {  

        T2CONbits.TON = 0; // Turn OFF Timer2  

        switch(Channel) {  

            case 4:  

                RED_sample = adc_convert(Channel);  

                break;  

            case 8:  

                IRED_sample = adc_convert(Channel);  

                break;  

        }  

        IFS0bits.T2IF = 0;  

    }  

}  

//  

//  

//  

void main() {  

    //  

    //      Setting TRIS Registers  

    //  

    TRISA = 0xFFFF;  

    TRISB = 0xE02F;  

    TRISC = 0xFFFF;  

    TRISD = 0xFCFE;  

    TRISF = 0xFF87;  

    //  

    //      Setting CN Module  

    //  

    CNPU1 = 0x0000;  

    CNPU2 = 0x0000;  

    //  

    //      Setting Compare Module  

    //  

    OC1CON = 0x000E;      // Timer3 is the clock source for compare x  

    // PWM mode on OCx, Fault pin disabled  

    OC1RS = 0x0000;  

    OC1R = 0x0000;  

    //  

    //      Setting ADC Module  

    //  

    ADPCFG = 0xFFFF;  

    ADCON2 = 0x6300;
}

```

```

ADCON3 = 0x1E02;
ADCHS = 0x0000;

ADCSSL = 0x0000;
ADCON1 = 0x80E0;

// Setting USART Module
// USART 1
U1RXREG = 0x0000;
U1TXREG = 0x0000;

U1BRG = 0x0020;      // Set Baud Rate at 38400
U1MODE = 0x8000;
U1STA = 0x0000;

// USART 2
U2MODE = 0x0000;
U2STA = 0x0000;
U2RXREG = 0x0000;
U2TXREG = 0x0000;

U2BRG = 0x0000;

// Setting Timer 1 Module
// TMR1 = 0x0000;      // Timer1 initial value
PR1 = 0x3641;        // Timer1 Period value
T1CON = 0x0000;

// Setting Timer 2 Module
// TMR2 = 0x0000;      // Timer2 initial value
PR2 = 0x1B21;         // Timer2 Period value
T2CON = 0x0000;

// Setting Timer 3 Module
// TMR3 = 0x0000;      // Timer3 initial value
PR3 = 0x008B;         // Timer3 Period value
T3CON = 0x0000;

// Setting Interrupts Module
// INTCON1 = 0x0000;
INTCON2 = 0x0000;

IFS0 = 0x0000;
IFS1 = 0x0000;
IFS2 = 0x0000;

IEC0 = 0x0048; // Enable Timer1, Timer2
IEC1 = 0x0000;
IEC2 = 0x0000;

IPC0 = 0x7000; // Set Timer1 Priority = 7
IPC1 = 0x0600; // Set Timer2 Priority = 6
IPC2 = 0x0000;
IPC3 = 0x0000;
IPC4 = 0x0000;
IPC5 = 0x0000;
IPC6 = 0x0000;

```

```
IPC10 = 0x0000;

//          Main Program Begins
//

PORTB = 0x0000;
PORTD = 0x0000;
PORTF = 0x0000;
State2 = 0;
set_gain(LT_GAIN);
T1CONbits.TON = 1; // Turn On Timer1
T3CONbits.TON = 1; // Turn On Timer3
while(1);
}
```

APÊNDICE C – PROGRAMA SCOPE DE AQUISIÇÃO DE DADOS NO PC

```

//-----
#include <vcl.h>
#pragma hdrstop
#include "sat_code.h"
#include <stdio.h>
//#include "sat_header.h"

//-----

#pragma package(smart_init)
#pragma link "CPort"
#pragma link "ibctrls"
#pragma link "ibreg"
#pragma resource "*_.dfm"

TForm1 *Form1;
//-----


unsigned char buffer[4], ch, RED[12000], IRED[12000];
unsigned int Y = 0, X = 0, Y2 = 0, X2 = 0, i = 0, j = 0, State = 0;
AnsiString Nome_Arq;
FILE *arq;

//-----
__fastcall TForm1::TForm1(TComponent* Owner)
    : TForm(Owner)
{
}

//-----
void __fastcall TForm1::ComPort1RxChar(TObject *Sender, int Count)
{
    ComPort1->Read(buffer,4);

    X = buffer[0];
    Y = buffer[1];
    X2 = buffer[2];
    Y2 = buffer[3];
    if(j < 5999) {

        RED[j] = buffer[1];      // Deve primeiro armazenar o menos significativo
        RED[j + 1] = buffer[0];  // para o Matlab processar...
        IRED[j] = buffer[3];
        IRED[j + 1] = buffer[2];
    }

    X = X * 256 + Y;
    X2 = X2 * 256 + Y2;

    // Series1->AddXY(i, X, NULL, clRed);
    Series2->AddXY(i, X2, NULL, clNavy);

    i++;
    j = j + 2;

    Label1->Caption = j/2;
}

```

```

if(i > 198) {
//          Series1->Clear();
Series2->Clear();

i = 0;

}

}

//-----

void __fastcall TForm1::Button1Click(TObject *Sender)
{
unsigned int k;

if(ComPort1->Connected==False) {

    ComPort1->Connected=True;

    ComPort1->ClearBuffer(True, True);

    ComPort1->Open();

    Button1->Caption = "Desconectar";

    return;
}

if(ComPort1->Connected==True) {

    ComPort1->ClearBuffer(True, True);

    ComPort1->Connected = False;

    ComPort1->Close();

    Button1->Caption = "Conectar";

    arq = fopen("c:\\curva_XXXXXX_ired.dat", "wb"); //C:\\MATLAR11\\work\\
    while((fwrite(&IRED[0], sizeof(ch), j, arq) < j));
    fclose(arq);

    arq = fopen("c:\\curva_XXXXXX_red.dat", "wb"); //C:\\MATLAR11\\work\\
    while((fwrite(&RED[0], sizeof(ch), j, arq) < j));
    fclose(arq);

    j = 0;

    i = 0;

    return;
}

}

//-----

void __fastcall TForm1::ComboBox1Change(TObject *Sender)
{
switch(ComboBox1->ItemIndex) {

case 0:

    ComPort1->Port = "COM1";
}

```

```
break;  
case 1:  
    ComPort1->Port = "COM2";  
    break;  
case 2:  
    ComPort1->Port = "COM3";  
    break;  
case 3:  
    ComPort1->Port = "COM4";  
    break;  
  
default:  
    ComPort1->Port = "COM4";  
    break;  
}  
}  
//-----
```

APÊNDICE D – PROGRAMA DE CÁLCULO DA CURVA DE CALIBRAÇÃO

```
%  
% Programa que calcula coef. da funcao pelo metodo dos minimos quadrados...  
%  
clear;  
  
X = [ 283 242 212 188 170 154 141 130 121 113 106 100 94 89 85 81 77 74 71 68 65 63 60 58 56  
54 53 51 50 48 47 46 44 43 42 41 40 39 38 37 36 35 34 ];  
  
Y = [ 30 35 40 45 50 55 60 65 70 75 80 85 90 95 100 105 110 115 120 125 130 135 140 145 150  
155 160 165 170 175 180 185 190 195 200 205 210 215 220 225 230 235 240 ];  
  
x0 = [10 10]; % Starting guess, mesmo numero de variaveis....  
  
x = lsqcurvefit('myfun',x0,X,Y) % ajutas coef. para a funcao 'myfun'  
  
[linha, coluna] = size(X);  
  
for i = 1:1:coluna  
  
    Y2(i) = myfun(x, X(i));  
  
    C(i,1) = Y(i);  
    C(i,2) = Y2(i);  
  
end  
  
R = corrcoef(C) % Calcula correlação  
  
figure(1);  
  
%subplot(2,1,1);  
plot(X,Y,'--rs','MarkerEdgeColor','k','MarkerFaceColor','b','MarkerSize',10);  
  
hold;  
  
%subplot(2,1,2);  
  
plot(X,Y2,'-ro','LineWidth',2,'MarkerEdgeColor','k','MarkerFaceColor','r','MarkerSize',10);  
  
%%%%%%%%%%%%%%=  
%  
%  
%  
  
function F = myfun(x,xdata)  
%F = x(1)*xdata + x(2);  
F = 8700 / xdata;
```

APÊNDICE E – PROGRAMA PARA CÁLCULO DOS FILTROS

```
% Filtro FIR
%
% A(z)*y[n]=B(z)*x[n]
%
% Passa Baixas fc = 40 Hz
%
%clear all
close all

fs = 160;           %Frequencia de Amostragem
fc1 = 40;           %Frequencia de Corte
N = 15;             %Ordem do Filtro
Wn1 = 2*fc1/fs;     %Freq. de Corte Normalizada
A = [1];            %Polinomio A = 1 (FIR)
B = fir1(N,Wn1);    %Pol. B calculado pelo metodo do janelamento
freqz(B,A);
COEF = B';

save -ASCII -TABS FPB_FIR.doc COEF; %Salva coeficiente em um arquivo .doc

%%%%%%%%%%%%%
%
% Filtro IIR
%
% A(z)*y[n]=B(z)*x[n]
%
% Passa Altas fc = 0.3 Hz
%
clear all
close all

fs = 160;           %Frequencia de Amostragem
fc = 0.3;            %Frequencia de Corte
N = 3;               %Ordem do Filtro
Wn = 2*fc/fs;        %Freq. de Corte Normalizada

[B, A] = butter(N,Wn,'high');

freqz(B,A);
COEF = [A' B'];

save -ASCII -TABS FPB_IIR.doc COEF; %Salva coeficiente em um arquivo .doc
```

APÊNDICE F – TESTE DE FUNCIONALIDADE

Protocolo de teste de funcionalidade do oxímetro de pulso comercial comparado a um simulador para oxímetros. Protocolo este sugerido por FERNANDES, OJEDA e LUCATELLI (2001).

Primeiramente é realizado um ensaio qualitativo, onde são analisadas as condições físicas de funcionamento do equipamento tais como:

Aparência externa: verificação da existência de perfurações, rachaduras, sujeira ou qualquer coisa que esteja no gabinete do equipamento.

Marcações: verificação de marcações nos painéis do equipamento.

Indicações visuais e sonoras e mostradores: verificação da legibilidade dos displays gráficos e numéricos do equipamento.

Botões e teclas: teste dos estados e funcionamento das teclas e botões de controle do equipamento.

Fusível de proteção: verificação dos estados e valores dos fusíveis de proteção do equipamento.

Cabo de alimentação: verificação das condições do cabo de força, observando possíveis irregularidades, tais como: mau isolamento, mau contato de seus terminais e má flexibilidade.

Sensor de oximetria de pulso: certificação das boas condições do sensor de oximetria contra problemas de: isolação, rupturas, má conexão de seu conector e má detecção dos sinais de oximetria.

Bateria interna: teste da bateria com plena carga, depois de devidamente carregada, até o acionamento do alarme de baixa carga da bateria e verificando o seu tempo de funcionamento até tal condição segundo o manual do equipamento.

Depois do ensaio qualitativo são analisadas as condições de medição do equipamento através do ensaio quantitativo, onde são avaliados os seguintes itens:

Medição de %SpO₂: são efetuadas oito medições de %SpO₂ entre 80% e 100% e o erro de leitura do equipamento em relação ao simulador não deve ser maior que $\pm 4\%$. Para este teste a taxa de BPM é mantida em 75 BPM.

Medição de taxa de BPM: são realizadas oito medições da taxa de BPM entre 30 e 250 BPM e o erro de leitura não deve ultrapassar 3 BPM. Para este teste a %SpO₂ simulada é mantida em 96%.

Verificação dos alarmes de %SpO₂: são realizadas quatro medições para alarmes de baixa %SpO₂ e quatro medições para alarmes de alta %SpO₂, ambas medições mantiveram-se a uma taxa de 75 BPM. Para este teste considera-se diferenças toleráveis de até 2% entre as %SpO₂ medidas e simuladas.

A página seguinte refere-se ao teste de funcionalidade realizado no oxímetro comercial.

Dados do Equipamento:

Oxímetro	Biox 3700 e
Marca:	Modelo:
Ohmeds	Biox 3700 e

No. de série: FMUVOO655 No. Patrimônio: 40

Acessórios:

Cabo de alimentação, cabo de oxímetro

	Bom	Regular	Ruim
Aparência Externa	X		
Marcações	X		
Indicações visuais/sonoras	X		
Botões/Teclas	X		
Fusível de proteção	X		
Cabo de Alimentação	X		
Sensor de oximetria	X		

Medição da SpO2

Valor Simulador	Valor Equipamento
80	80
84	84
88	88
90	90
94	94
96	96
98	98
100	100

Medição da Freq. Cardíaca

Valor Simulador	Valor Equipamento
30	30
60	60
90	90
120	120
150	150
180	180
210	210
250	250

Alarmes

Valor Baixo	Valor Equip.	Valor Alto	Valor Equip.
80	80	90	90
84	84	94	94
88	88	96	96
90	90	98	98

APÊNDICE G – PROTOCOLO DE MEDIÇÃO PARA O PRIMEIRO EXPERIMENTO *IN VIVO*

Para o experimento *in vivo* comparando o sistema de medição construído e o oxímetro comercial definiram-se alguns passos afim de manter uma correta medição sem grandes interferências externas. Tais passos seguem abaixo:

1 – Posicionar corretamente os sensores de oximetria dos equipamentos de forma que não existam espaços e nem inclinação entre o clipe do sensor e o dedo do voluntário.

2 – Verificar o nível do sinal pleismográfico detectado em ambos os equipamentos afim de se certificar de uma medição adequada da %SpO₂.

3 – Certificar-se da correta medição do oxímetro comercial na obtenção de valores normais de %SpO₂.

4 – Se durante a comparação entre os equipamentos for percebida uma discrepância muito elevada do valor medido pelo sistema de medição desenvolvido, procura-se atenuar esta diferença através da melhoria do local de medição do sensor deste sistema através de três métodos:

– Aquecendo-se as mãos, se percebido um baixo aquecimento delas.

– Cobertura do sensor de oximetria afim de se proteger o local de medição de interferências luminosas.

– Mudança de dedo sob medição.

5 – Sem quaisquer melhorias em relação aos valores medidos e ao nível de sinal pleismográfico (caso não indique no *display* variações entre 2 a 3 quadrados), interrompe-se a medição anotando o valor medido e faz-se uma nova configuração do AGC para a partir do passo 1 tentar uma nova medição.

6 – Conseguinte uma boa detecção do sinal, anota-se o valor medido.

**APÊNDICE H – TABELA DE VALORES MEDIOS PARA O SEGUNDO
EXPERIMENTO *IN VIVO***

Valores medidos para o segundo experimento *in vivo* realizado no dia 18/09/2009

horário	SAT_com	SAT_exp	BPM_com	BPM_exp
18:00:01	97	92	88	89
18:04:01	97	92	94	90
18:08:01	97	92	94	93
18:12:01	96	94	90	90
18:16:01	97	94	89	90
18:20:01	96	93	81	81
18:24:01	96	94	81	81
18:28:01	96	93	81	82
18:32:01	96	93	79	80
18:36:01	96	94	82	81
18:40:01	96	94	79	80
18:44:01	96	94	78	79
18:48:01	96	94	75	74
18:52:01	95	95	80	81
18:56:01	96	95	84	87
19:00:01	96	94	81	83
19:04:01	96	94	75	76
19:08:01	97	97	87	86
19:12:01	97	95	84	85
19:16:01	96	95	89	90
19:20:01	96	93	89	89
19:24:01	96	94	89	90
19:28:01	97	95	88	88
19:32:01	97	94	85	82
19:36:01	97	94	83	84
19:40:01	98	96	81	81
19:44:01	98	99	80	80
19:48:01	97	97	88	92
19:52:01	98	97	84	82
19:56:01	97	96	84	86
20:00:01	97	96	83	80
20:04:01	97	97	80	82
20:08:01	98	98	84	86
20:12:01	98	97	83	81
20:16:01	98	98	89	83
20:20:01	98	98	87	87
20:24:01	98	98	82	81
20:28:01	97	98	81	84
20:32:01	98	98	84	86
20:36:01	97	98	85	86
20:40:01	97	98	82	82
20:44:01	97	98	89	87
20:48:01	98	99	87	85

Fonte: Autoria própria