



**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**SISTEMA MÓVEL DE MONITORAMENTO E  
TREINAMENTO PARA CICLISTA COM  
SMARTPHONE ANDROID**

**Oscar Fernando Gaidos Rosero**

**Brasília, Fevereiro de 2012**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

**FACULDADE DE TECNOLOGIA**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE DE TECNOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**SISTEMA MÓVEL DE MONITORAMENTO E  
TREINAMENTO PARA CICLISTA COM SMARTPHONE  
ANDROID**

**OSCAR FERNANDO GAIDOS ROSERO**

**ORIENTADOR: ÍCARO DOS SANTOS**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE SISTEMAS  
ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**PUBLICAÇÃO: PPGEA.DM 474/2012**

**BRASÍLIA/DF: FEVEREIRO – 2012**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE DE TECNOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**SISTEMA MÓVEL DE MONITORAMENTO E TREINAMENTO PARA  
CICLISTA COM SMARTPHONE ANDROID**

**OSCAR FERNANDO GAIDOS ROSERO**

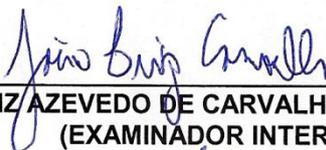
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE.

APROVADA POR:



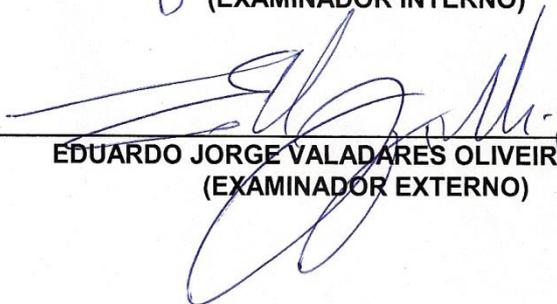
---

ÍCARO DOS SANTOS, Dr., PGEA/UNB  
(ORIENTADOR)



---

JOÃO LUIZ AZEVEDO DE CARVALHO, Dr., PGEA /UNB  
(EXAMINADOR INTERNO)



---

EDUARDO JORGE VALADARES OLIVEIRA, Dr., MS  
(EXAMINADOR EXTERNO)

Brasília, 15 de fevereiro de 2012.

## FICHA CATALOGRÁFICA

Gaidos, Oscar Fernando

Sistema Móvel De Monitoramento e treinamento para ciclista com Smartphone Android [Distrito Federal] 2012.  
72p., 210 x 297 mm

(ENE/FT/UnB, Mestre, Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação, 2012).

Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica

1. Treinamento para Ciclistas

2. Oximetria de Pulso

3. Microcontrolador

4. Smartphone

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

GAIDOS, O. F. (2012). Sistema Móvel de Monitoramento e Treinamento para Ciclista com Smartphone Android. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Publicação PPGEA.DM 474/2012, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 72p.

## CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Oscar Fernando Gaidos Rosero.

TÍTULO: Sistema Móvel de Monitoramento e Treinamento para Ciclista com Smartphone Android.

GRAU: Mestre

ANO: 2012

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

---

Oscar Fernando Gaidos Rosero

Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia, Departamento de Engenharia Elétrica.  
CEP: 70910-900, Brasília – DF - Brasil.

### **Dedicatória(s)**

*Dedico este trabalho aos meus pais Luis e Mónica, ao meu sobrinho Jean Carlo, a minha irmã Viviana, aos meus amigos, aos meus professores e às pessoas que sempre me apoiaram nesta etapa da minha vida.*

*Oscar Fernando Gaidos Rosero*

## **Agradecimentos**

*Quero agradecer a todas aquelas pessoas que de forma direta e indireta me ajudaram na execução dessa dissertação de mestrado. A todos eles quero expressar minha sincera gratidão.*

*Aos meus pais, Luis e Mónica, que me deram uma educação exemplar.*

*Ao meu orientador, prof. Icaro dos Santos, agradeço pela oportunidade e pela orientação desse trabalho.*

*Aos meus colegas do laboratório de engenharia biomédica, em especial aos meus amigos Lucas e Kedson.*

*À minha namorada, Carolina, por ser minha amiga e força de motivação*

*Por fim, agradeço à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES-Reuni) pelo apoio financeiro para a realização deste projeto.*

*Oscar Fernando Gaidos Rosero*

---

## RESUMO

O presente trabalho apresenta um sistema de monitoramento e treinamento para ciclistas. Por meio do receptor de GPS do smartphone são calculados a distância, velocidade e altitude do ciclista e os dados são enviados a uma rede social na Internet. Para a melhora da aptidão física do ciclista foi desenvolvido um protótipo de hardware e um aplicativo em smartphone com sistema operacional Android. O hardware contém um módulo de oximetria e um sensor de testa para monitorar a frequência cardíaca e o percentual de oxigênio, um sensor MCP9803M para medir a temperatura ao redor do ciclista e um microcontrolador PIC18F2550 para processamento dos dados. Os dados são enviados via comunicação Bluetooth ao smartphone e mostrados na tela. Para avaliar o desempenho do ciclista, 6 zonas de treinamento podem ser escolhidas e, com a fórmula de Karvonen, é calculado o limite máximo e mínimo da faixa de treinamento. Desta forma, foi possível obter um protótipo de hardware e um aplicativo em smartphone para monitoramento e treinamento de ciclistas.

Palavras chave: SPO<sub>2</sub>, BPM, Ciclista, Android, Pic, App Inventor, Karvonen.

---

## ABSTRACT

This paper presents a system for monitoring and training of cyclists. Through the GPS receiver of a smartphone, the distance, speed and altitude of the cyclist are calculated and the data is sent to a social network on the Internet. To improve the rider's physical aptitude, a prototype hardware and an application on smartphone with Android operating system were developed. The hardware contains a oximetry module and a head sensor to monitor heart rate and oxygen percentage, and has a MCP9803M sensor to measure the temperature around the cyclist and a PIC18F2550 microcontroller for data processing. Data is sent via Bluetooth to the smartphone and displayed on the screen. To evaluate the performance of the rider, 6 training zones can be chosen, and the Karvonen formula is used to calculate the maximum and minimum training range. It was thus possible to obtain a prototype hardware and a smartphone application for monitoring and training cyclists.

Keywords: SPO<sub>2</sub>, BPM, Ciclist, Android, Pic, App Inventor, Karvonen.

# SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1 MOTIVAÇÃO	1
1.2 CONTEXTUALIZAÇÃO	2
1.3 OBJETIVOS	3
1.4 ESTRUTURA DO DOCUMENTO	3
<b>2 TEORIA</b>	<b>4</b>
2.1 O EXERCÍCIO E O SISTEMA RESPIRATÓRIO	4
2.2 CARACTERÍSTICAS DO TREINAMENTO ESPORTIVO	4
2.3 FÓRMULA DE KARVONEN	6
2.4 CICLOCOMPUTADOR	7
2.5 HISTORICO DA OXIMETRIA DE PULSO	8
2.6 FUNCIONAMENTO	9
2.6.1 VASOS SANGUÍNEOS	9
2.6.2 HEMOGLOBINA E MEDIDA DO OXIGÊNIO NO SANGUE	9
2.6.3 LEI DE BEER	10
2.6.4 TRANSMITÂNCIA E ABSORBÂNCIA DA LUZ	10
2.6.5 COEFICIENTES DE EXTINÇÃO DA HEMOGLOBINA	11
2.7 FOTOPLETISMOGRAFIA	12
2.8 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DO OXÍMETRO DE PULSO	13
2.9 CALIBRAÇÃO DOS OXÍMETROS DE PULSO	15
2.10 CÁLCULO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA	16
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>17</b>
3.1 METODOLOGIA	17
3.2 REQUISITOS	17
3.3 MATERIAL UTILIZADO	18
3.3.1 SOFTWARE	18
3.3.2 HARDWARE	21
3.3.2.1 PROTOCOLO DO BARRAMENTO I2C	21
3.3.2.2 SENSOR DE TEMPERATURA	23
3.3.2.3 BLUETOOTH	23
3.3.2.4 MÓDULO DE OXIMETRIA	24
3.3.2.5 MICROCONTROLADOR PIC18F2550	25
3.3.2.6 MÓDULO BLUETOOTH	27
3.3.2.7 SMARTPHONE	27
3.3.2.8 GPS (SISTEMA DE POSICIONAMENTO GLOBAL)	29
3.4 DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO	36
3.4.1 SIMULADOR DE %SPO <sub>2</sub> DA FLUKE	37
3.4.2 MÓDULO DE OXIMETRIA	37
3.4.3 SENSOR DE TEMPERATURA	39
3.4.4 PIC18f2550	41
3.4.5 MÓDULO BLUETOOTH	42
3.4.4 PROJETO ESQUEMÁTICO DO PROTÓTIPO	42
3.4.5 CIRCUITO IMPRESSO (PCB)	45
3.4.6 SMARTPHONE	45
3.4.7.1 FLUXOGRAMAS	46
<b>4 RESULTADOS</b>	<b>51</b>
4.1 RESULTADOS DE LABORATÓRIO	51
4.1.1 PROTÓTIPO FINAL	51
4.1.2 APLICATIVO DO SMARTPHONE	51
4.1.3 AVALIAÇÃO DOS DADOS DO PROTÓTIPO	55
4.1.3.1 CARACTERIZAÇÃO DOS DADOS DE %SPO <sub>2</sub> E BPM	55
4.1.3.2 CARACTERIZAÇÃO DO SENSOR DE TEMPERATURA MCP9803	58
4.1.4 RESULTADOS DE CAMPO	59
4.1.4.1 CARACTERIZAÇÃO DA MEDIDA DE ALTITUDE POR GPS	62
<b>5 CONCLUSÃO</b>	<b>66</b>

<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>67</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>69</b>
I     MANUAL DE USUÁRIO .....	69
II    CONFIGURAÇÃO MÓDULO BLUETOOTH .....	71

# LISTA DE FIGURAS

2.1	Ciclocomputadores comerciais.....	7
2.2	Lei de Beer .....	10
2.3	Transmissão e Absorção da luz no sangue .....	11
2.4	Oxihemoglobina e Desoxihemoglobina.....	11
2.5	Fotopletismografia Reflexiva. ....	12
2.6	Fotopletismografia transmissiva. ....	13
2.7	Coeficientes de absorção luminosa em função do comprimento de onda .....	14
2.8	Duas Relações entre o parâmetro R e a saturação de oxigênio do paciente. ....	15
2.9	Diagrama de blocos de um oxímetro de pulso. ....	15
3.1	IDE do compilador CCS e exemplo de código fonte. ....	18
3.2	Projeto do circuito impresso PCB em Eagle.....	19
3.3	Componentes do ambiente de desenvolvimento de App Inventor. ....	19
3.4	Projeto do Sistema de monitoramento e Treinamento para ciclistas. ....	20
3.5	Editor de blocos para o sistema de monitoramento e treinamento de ciclistas. ....	21
3.6	Sequência referente ao dispositivo mestre escrevendo no dispositivo escravo. ....	22
3.7	Sequência referente ao dispositivo mestre lendo do dispositivo escravo.....	22
3.8	Sensor de Temperatura MCP9803. ....	23
3.9	Módulo de oximetria NELL-1.....	24
3.10	Sensor de testa NELLCOR Max-Fast. ....	25
3.11	Sensor de dedo NELLCOR DS100A. ....	25
3.12	PIC18F2550 com encapsulamento DIP. ....	26
3.13	Esquemático do PIC18F2550. ....	26
3.14	Gravador de Pics. ....	27
3.15	Módulo <i>Bluetooth</i> OBS411. ....	29
3.16	Samsung Galaxy 5.....	30
3.17	Latitude e longitude para uma localização de referencia. ....	31
3.18	Coordenadas em graus decimais do prédio SG11 da engenharia elétrica da UnB...	32
3.19	GPS é composto de satélites, estações de Terra e receptores. ....	32
3.20	Constelação de satélites NAVSTAR e suas orbitas. ....	34
3.21	Visão geral - dados e código de GPS. ....	35
3.22	Sistema de representação A-GPS.....	36
3.23	Diagrama de Blocos do Sistema de treinamento e monitoramento de ciclistas. ....	36
3.24	Diagrama do protótipo e o aplicativo no smartphone. ....	37
3.25	Simulador Index 2XL SpO <sub>2</sub> da Fluke. ....	37
3.26	Sinal de saída do Módulo de Oximetria (SHIP) .....	38
3.27	Placa de aquisição de dados SLCP210.....	38
3.28	Reconhecimento da placa SLCP210 no gerenciador de dispositivos.....	38
3.29	Configuração Serial da placa SLCP210. ....	39
3.30	Dados Digitais de saída do módulo de oximetria. ....	40
3.31	Registro CONFIG do MCP9803M.....	41
3.32	Endereço do dispositivo. ....	41
3.33	Resistores de Pull-up na interface serial.....	42
3.34	Fluxograma da rotina principal do PIC. ....	44
3.35	Projeto esquemático do protótipo de hardware. ....	45
3.36	Leiaute da placa de circuito impresso. ....	47
3.37	Arranjo físico do hardware. ....	47
3.38	Fluxograma da rotina principal do smartphone. ....	48
3.39	Tela de login de Twitter. ....	49
3.40	Fluxograma da rotina do timer 1.....	49
3.41	Fluxograma da rotina do timer 2.....	50
3.42	Exemplo de mensagem publicada no Twitter. ....	50
3.43	Exemplo de uso do Google Maps.....	51
3.44	Fluxograma da zona de treinamento. ....	51

3.45 Fluxograma para o cálculo da Distância e Velocidade com GPS.....	52
4.1 Protótipo de hardware do sistema de monitoramento e treinamento de ciclistas.....	52
4.2 Protótipo de hardware ligado ao capacete do ciclista. ....	53
4.3 Tela de início do aplicativo. ....	53
4.4 Tela de escolha da zona de treinamento. ....	54
4.5 Tela dos limites máximo e mínimo da zona de treinamento .....	54
4.6 Tela de monitoramento de %SPO <sub>2</sub> , BPM e Temperatura. ....	56
4.7 Tela de dados do GPS.....	56
4.8 Tela de ajuda do smartphone. ....	57
4.9 Gráfico da análise de erro para saturação de oxigênio. ....	58
4.10 Curva de calibração de Percentual de oxigênio (%SPO <sub>2</sub> ).....	58
4.11 Gráfico da análise de erro da pulsação cardíaca. ....	59
4.12 Curva de calibração da frequência cardíaca. ....	60
4.12 Histograma e Cálculo estatístico para um valor fixo de Temperatura de 27.4°C.....	60
4.13 Curva de calibração da frequência cardíaca. ....	61
4.14 Comparação dos dados de distância medidos com o protótipo e com o aplicativo Endomondo. ....	61
4.15 Gráfico do SPO <sub>2</sub> do individuo 1.....	62
4.16 Gráfico da frequência Cardíaca do individuo 1.....	63
4.17 Gráfico do SPO <sub>2</sub> do individuo 2.....	63
4.18 Gráfico da Frequência Cardíaca do individuo 2. ....	64
4.19 Curva de calibração da medida de altitude com GPS. ....	64
4.20 Histograma e Cálculo estatístico para um valor fixo de Altitude de 1120 m. ....	65
4.21 Histograma e Cálculo estatístico para um valor fixo de Altitude de 1122 m. ....	69
4.22 Histograma e Cálculo estatístico para um valor fixo de Altitude de 1092 m. ....	69
4.23 Histograma e Cálculo estatístico para um valor fixo de Altitude de 1119 m. ....	69
4.24 Histograma e Cálculo estatístico para um valor fixo de Altitude de 1147 m. ....	70
I.1 Módulo hardware ligado ao capacete do ciclista .....	70
I.2 Módulo hardware do sistema de monitoramento e treinamento de ciclistas. ....	71
I.3 Conector DB9 para o sensor de testa. ....	71
I.4 Sensor de testa Nellcor Max-Fast.....	72
I.5 Baterias recargáveis de 3.6 v. ....	72
II.1 Tela de configurações básicas do Bluetooth. ....	71
II.2 Tela de configurações de serviços do Bluetooth. ....	71
II.3 Tela de configurações da interface serial do Bluetooth.....	72
II.4 Tela de configuração do Bluetooth para a comunicação com o smartphone. ....	72

# LISTA DE TABELAS

2.1	Zonas de Treinamento e faixas de intensidade de treinamento segundo a MHR .....	4
2.2	Histórico do oxímetro de pulso .....	8
3.1	Classes de dispositivos Bluetooth.....	24
3.2	Conversão de código decimal a temperatura ambiente .....	39
3.3	Resolução segundo o Numero de bits do MCP983M .....	40
4.1	Resultados obtidos nos testes de saturação de oxigênio utilizando o simulador da Fluke.....	55
4.2	Resultados obtidos nos testes de pulsação cardíaca utilizando o simulador da fluke .....	57
4.3	Resultados obtidos nos testes de altitude utilizando o Receptor de GPS do smartphone .....	62

# LISTA DE SÍMBOLOS

## Símbolos Latinos

T	Transmitância
A	Absorbância
R	Parâmetro proporcional ao %SpO <sub>2</sub>

## Símbolos Gregos

$\sigma$	Desvio padrão
$\lambda$	Comprimento de onda
$\epsilon$	Coefficiente de extinção ou absorvidade da substância

## Grupos Adimensionais

<i>Nu</i>	Número de Nusselt
<i>Re</i>	Número de Reynolds

## Subscritos

<i>I<sub>o</sub></i>	Intensidade de entrada
<i>I</i>	Intensidade transmitida

## Sobrescritos

$\bar{x}$	Média
-----------	-------

## Siglas

SaO <sub>2</sub>	Saturação de oxigênio	
%SPO <sub>2</sub>	Percentual de saturação de oxigênio	
<i>MHR</i>	Máxima frequência cardíaca	[BPM]
<i>VO<sub>2</sub></i>	Volume de oxigênio	[m <sup>3</sup> ]
<i>HR<sub>max</sub></i>	Máxima frequência cardíaca estimada	[BPM]
<i>RHR</i>	Frequência cardíaca de repouso	[BPM]
<i>HRR</i>	Frequência cardíaca de reserva	[BPM]
<i>THR<sub>min</sub></i>	Limite mínimo da faixa de treinamento	[BPM]
<i>THR<sub>max</sub></i>	Limite máximo da faixa de treinamento	[BPM]
<i>BPM</i>	Batimentos por minuto	
<i>BPS</i>	Batimento por segundo	
HbO <sub>2</sub>	Oxihemoglobina ou hemoglobina oxigenada	
Hb	Desoxihemoglobina ou hemoglobina reduzida	
SCL	Linha de clock do protocolo I2C	
SDA	Linha de dados do protocolo I2C	
C/A code	Código de aquisição não aperfeiçoada	
P-code	Código de alta precisão da localização	
A-GPS	GPS assistido	

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 MOTIVAÇÃO

Apesar das dificuldades de se transportar em cidades com denso tráfego de veículos, o número de usuários que fizeram da bicicleta seu sistema de transporte urbano não parou de aumentar. Em outras palavras, mais e mais pessoas fazem ciclismo em um ato de solidariedade cívica e ecológica, tendo a bicicleta para se locomover. Além disso, a bicicleta tem uma contribuição muito importante para a melhoria da saúde das pessoas. A bicicleta é uma fonte de saúde em todos os sentidos e reduz o risco de ataques cardíacos e de colesterol negativo, aumenta o bom colesterol, fortalece os músculos do corpo e reduz a dor nas costas e o desconforto, enquanto melhora o sistema imunológico, aumenta a capacidade pulmonar e melhora psíquica. O exercício físico moderado na bicicleta traz um benefício imediato para a saúde do ciclista, além de não liberar mais CO<sub>2</sub> à atmosfera, contribuindo a ter um ar mais limpo para respirar [1].

Pedalar em uma intensidade baixa, segundo relatório da Organização Mundial da Saúde (OMS), pode aumentar a capacidade física, se a atividade for repetida pelo menos três vezes por semana com uma distância de 6 km, e ainda recomenda o uso da bicicleta para melhorar a saúde pública mundial. Por tal motivo, promover a utilização da bicicleta como forma de transporte passou a ser uma das metas da OMS, pois o caminhar e o pedalar para ir ao trabalho ou fazer compras é eficaz para ganho em performance de homens e mulheres previamente sedentários e para a manutenção de níveis de aptidão física relacionados à saúde [1].

O Brasil é o terceiro maior produtor de bicicletas (5,3 milhões de unidades em 2009), atrás somente da campeã China (80,7 milhões) e da Índia (11,9 milhões), mas não exporta uma só bicicleta para os Estados Unidos. A maioria da produção é vendida no mercado interno, o que faz do país o quinto maior mercado consumidor do mundo, superado pela China, Estados Unidos, Índia e Japão [2].

A ABRACICLO (Associação Brasileira dos Fabricantes de Motocicletas, Ciclomotores, Motonetas, Bicicletas e Similares) acredita que o setor vai crescer com as obras para a Copa do Mundo de 2014 e Olimpíada de 2016, já que a construção de ciclovias e de bolsões de estacionamento está inserida no PAC (Programa de Aceleração do Crescimento) do Governo Federal. A estimativa dos fabricantes é de um salto na produção, que pode atingir 6,6 milhões de bicicletas em 2012 [3].

De acordo com pesquisa da ABRACICLO feita em 2008, 51% das bicicletas são utilizadas como meio de transporte. O percentual é expressivo, já que a frota nacional circulante está estimada em 65 milhões de unidades, praticamente uma para cada três habitantes e que o número de ciclistas usuários por dia no Brasil é 24 milhões. O uso para lazer está em 2º lugar, com 25% e o uso infantil responde por 23%. Apenas 1% é para fins esportivos [3].

Outro mercado que está em contínuo crescimento no Brasil é a venda de smartphones ou celulares inteligentes. O consumidor brasileiro não só colocou o país na onda internacional de consumo de smartphones como também o fez se destacar em percentual de crescimento nas vendas desse produto. Enquanto no mundo a variação entre 2010 e 2011 ficou em 69%, no Brasil foi de 80%. É o que aponta a pesquisa realizada entre janeiro e agosto de 2011 pela GfK Retail and Technology, empresa da área de pesquisa de mercado [4].

Segundo a consultoria IDC, as vendas de smartphones no Brasil passarão de 10 milhões de unidades em 2011 para 47 milhões nos próximos 4 anos. Neste período, o país passará da 11ª posição no ranking mundial para a 4ª colocação, atrás dos Estados Unidos, China e Índia [5].

Segundo estudo da Nielsen-Brasil, a venda de smartphones no mercado brasileiro cresceu 165% no primeiro semestre do ano na comparação como o mesmo período do ano passado [6].

Entre os smartphones, aqueles com sistema operacional do Google, o Android, lideram o mercado com 39% de participação entre os aparelhos vendidos no semestre, seguido de Nokia com Symbian e iPhones, com o iOS da Apple [6].

Baseado nas perspectivas das indústrias do ciclismo e dos smartphones, as quais estão em contínuo aquecimento, propõe-se o projeto a seguir.

Visando a segurança e a melhora do desempenho dos usuários da bicicleta, este trabalho propõe um sistema integrado que auxilie no controle, no planejamento, e no aperfeiçoamento do treino dos ciclistas. O sistema integrado monitora frequência cardíaca, percentual de oxigênio, temperatura do ambiente, distância percorrida, velocidade instantânea, tempo transcorrido do treino e localização no Google Maps, compartilhamento dos dados através do Twitter (rede social), os quais são visualizados no smartphone compatível com o sistema operacional Android.

## 1.2 CONTEXTUALIZAÇÃO

Baseado nas características de diferentes fabricantes de computadores para ciclismo (Polar, Cateye, Shimano, Garmin), propõe-se um sistema que possa integrar diferentes funcionalidades dos produtos existentes em um só equipamento.

Têm-se diferentes aparelhos chamados ciclocomputadores ou computadores para ciclismo, cada um com diferentes funções:

- Básico: medida da distância, tempo e velocidade percorrida pelo ciclista por meio de sensores instalados na bicicleta.
- Médio: além das medidas anteriores, tem um sensor de cadência (frequência de pedalada), sensor de temperatura do corpo humano ou da temperatura ambiente.
- Avançado: medidas de distância e velocidade por meio de receptor GPS, monitor de frequência cardíaca. Outros mais avançados medem a potência do piloto, medindo o torque na manivela da bicicleta.

A maioria dos ciclocomputadores comerciais utiliza um aparelho próprio para monitorar os sinais de cada um dos sensores, assim, no presente trabalho propõe-se integrar as medições mais importantes que possam melhorar o desempenho dos ciclistas por meio de um protótipo de hardware e um aplicativo feito em smartphone com sistema operacional Android.

Analisando a literatura e levando em conta as áreas de oximetria, sistemas de monitoramento dos sinais fisiológicos e comunicação sem fio, os trabalhos mais importantes que apoiaram este trabalho são:

- Um sistema de telemetria para aquisição de sinais fisiológicos com aplicação em programas de reabilitação cardíaca, desenvolvido por Francisco Carlo Antonelo Paim, Florianópolis 2005
- Fitness monitoring System based on Heart Rate and SpO<sub>2</sub> level, desenvolvido por Lakshmanan Sornanatahan, ITAB 2010.
- Oxímetro sem fio para ciclistas integrado a rede social e baseado em smartphone Android, Lucas Martins 2011.

As inovações do presente trabalho aos trabalhos anteriores são:

- Uso de um microcontrolador para processamento dos dados do ciclista.
- Uso de um sensor de temperatura que utiliza o protocolo de comunicação I2C para se comunicar com o microcontrolador e medir a temperatura ambiente do ciclista.
- Software para cálculo da zona de treinamento do ciclista desenvolvido no smartphone.
- Software para cálculo da distância, velocidade e altitude por meio do receptor GPS do smartphone.

- Projeto e desenvolvimento de uma placa de circuito impresso (PCB) para o protótipo de hardware final.
- Testes de campo na bicicleta.
- Análise estatística dos resultados.

### **1.3 OBJETIVOS**

O objetivo principal é projetar e desenvolver um sistema de monitoramento e treinamento para ciclistas com smartphone. A pesquisa foi focalizada na medida dos sinais fisiológicos do ciclista como a frequência cardíaca e o percentual de oxigênio, além disso desenvolver um aplicativo no smartphone para o processamento dos dados e cálculo da faixa de treinamento do ciclista segundo a fórmula de Karvonen. Finalmente, com o receptor de GPS do smartphone e o software desenvolvido, têm-se as medidas de distância e velocidade percorridas pelo ciclista. Os dados monitorados no aplicativo do smartphone são compartilhados na Internet e enviados ao Twitter.

A finalidade do sistema proposto é auxiliar ao ciclista no controle, planejamento e aperfeiçoamento do seu desempenho esportivo.

### **1.4 ESTRUTURA DO DOCUMENTO**

Este documento está dividido em cinco capítulos e dois anexos. O capítulo 2 apresenta os fundamentos teóricos do treinamento esportivo e apresentada a história e o funcionamento do oxímetro de pulso para medir frequência cardíaca e percentual de oxigênio. Os materiais e a metodologia utilizada vão apresentadas no capítulo 3. Os resultados e discussões do projeto são apresentados no capítulo 4. Finalmente, a conclusão no capítulo 5.

## 2 TEORIA

*Neste capítulo são apresentados os fundamentos teóricos do treinamento esportivo para ciclistas baseado na frequência cardíaca monitorada. Além disso é apresentado um resumo histórico da oximetria de pulso e sua aplicação em monitoramento invasivo para detecção das sinais fisiológicas como frequência cardíaca e o percentual de oxigênio na sangue.*

### 2.1 O EXERCÍCIO E O SISTEMA RESPIRATÓRIO [7]

Durante o exercício, os sistemas respiratório e circulatório fazem ajustes na resposta à intensidade e à duração do mesmo. O coração bombeia a mesma quantidade de sangue para os pulmões e para o restante do corpo. Desse modo, quando o débito cardíaco aumenta, a frequência do fluxo sanguíneo através dos pulmões também aumenta. Se o sangue flui através dos pulmões duas vezes mais rapidamente do que em repouso, ele captará duas vezes mais oxigênio por minuto. Além disso, a frequência de difusão do oxigênio do ar alveolar para o sangue aumenta durante o exercício máximo, pois o sangue flui em uma porcentagem maior dos vasos capilares pulmonares, fornecendo uma área maior para difusão de oxigênio para o sangue.

Quando os músculos se contraem durante o exercício, consomem grandes quantidades de oxigênio e produzem também grandes quantidades de CO<sub>2</sub>, forçando ao sistema respiratório a trabalhar mais para manter os níveis gasosos normais no sangue. Durante o exercício vigoroso, o consumo de oxigênio e a ventilação aumentam extraordinariamente. No início do exercício, um aumento abrupto na ventilação, devido à ativação dos proprioceptores, é seguido de um aumento mais gradual. Com o exercício moderado, a profundidade da ventilação é aumentada, não a frequência respiratória. Quando o exercício é mais extenuante, a frequência respiratória também aumenta. Ao fim de uma sessão de exercícios, uma diminuição abrupta na frequência de ventilação é seguida por um declínio gradativo até o nível de repouso. A diminuição inicial é devida principalmente à redução da estimulação dos proprioceptores, quando o movimento cessa ou diminui. A diminuição mais gradual reflete o retorno mais lento dos fatores químicos e térmicos do sangue aos níveis de repouso.

### 2.2 TREINAMENTO DE RESISTÊNCIA [8]

A ciência do esporte tem demonstrado que à medida que o exercício é mais difícil, a frequência cardíaca aumenta em proporção direta com a velocidade (intensidade de treinamento). Assim, devido à relação linear entre a intensidade do treinamento e frequência cardíaca, pode-se usar a frequência cardíaca, como um meio de determinar a intensidade do treinamento.

Uma vez que a frequência cardíaca máxima (MHR) foi determinada, a tabela 2.1 pode ser usada para estabelecer zonas de treinamento segundo a frequência cardíaca para qualquer tipo de atleta:

Tabela 2.1. Zonas de Treinamento e faixas de intensidade de treinamento segundo a MHR [8].

Zona	Nome	Intensidade
1	Repouso	< 65% MHR
2	Aeróbico	65 – 75% MHR
3	Resistencia Extensiva	75 – 80% MHR
4	Resistencia Intensiva	80 – 85% MHR
5	Limiar Anaeróbico	85 – 90% MHR
6	Aeróbico Máximo	> 90% MHR
7	Velocidade	Não aplicável

Estas zonas de frequência cardíaca são cientificamente fundamentadas, mas elas são apenas diretrizes. A única maneira real para determinar a frequência cardíaca máxima está em um laboratório.

Ao usar estas zonas de frequência cardíaca e um monitor de frequência cardíaca, é importante lembrar também que a frequência cardíaca será maior quando o exercício é praticado em condições de calor e / ou umidade. Isto é devido ao fato de que quando se treina no calor o atleta pode-se desidratar um pouco com a perda de suor. Isso diminui o seu volume de sangue, que resulta no coração ter que bombear mais rapidamente, pois é mais difícil de obter a mesma quantidade de sangue e oxigênio para os músculos trabalhando. Em segundo lugar, ao treinar no calor, o sangue é desviado para a pele para ajudar a aliviar a carga do calor gerado nos músculos. Mais uma vez, o coração tem que trabalhar mais para manter a quantidade de bombeamento de sangue para os músculos para dar-lhes o oxigênio de que necessitam para manter a velocidade.

Tendo estas considerações, agora será discutida cada uma dessas zonas de treino individualmente.

### **Zona de frequência cardíaca 1**

Esta é a zona de recuperação. O fator importante aqui é que a intensidade é baixa e a duração geralmente curta. Este tipo de “treinamento” é útil após a competição, depois dos treinos duros como as zonas 5, 6 ou 7 ou quando o corpo lhe diz que é hora de aliviar a carga.

### **Zona de frequência cardíaca 2**

Esta é a intensidade mínima necessária para dar um treinamento de resistência de adaptação. O atleta iniciante pode começar a 65% da MHR (máxima frequência cardíaca), mas como a aptidão melhora ou os anos se acumulam, a intensidade necessária para obter adaptações irá aumentar para 70-75% da MHR. As adaptações que ocorrem com esse nível de treinamento incluem:

- aumento do volume sistólico (quantidade de sangue bombeado por batimento cardíaco);
- aumento do transporte de oxigênio no sangue;
- aumento do volume sanguíneo;
- aumento da capacidade dos músculos para usar oxigênio;
- aumento da densidade capilar (vasos sanguíneos) dentro dos músculos treinados; e
- melhor utilização da gordura como combustível, ensinando assim os músculos a conservar o fornecimento de carboidrato limitado (glicogênio).

Este tipo de treinamento, juntamente com o nível 3 (treinamento de resistência extensiva), forma a base de treinamento de resistência e deve ser realizada por um período mínimo de 30 minutos, dependendo do evento que está sendo treinado.

### **Zona de frequência cardíaca 3**

Este treinamento é feito em 75-80% da MHR por longos períodos (por isso às vezes é chamado de resistência extensiva). Exemplos são 10-30 km de corrida, de 40-120 km de bicicleta, 5-15 km de remo, ou 1500-3000 m nadando ou conjuntos de intervalos mais longos. Este tipo de treinamento também ocorre durante a fase de preparação da formação e induz a adaptações semelhantes aos observados acima para o treinamento de nível 2.

### **Zona de frequência cardíaca 4**

Este treinamento é realizado logo abaixo do limiar anaeróbio (80-85% da MHR) e porque a intensidade é elevada, a duração é reduzida. Exemplos são 5-20 km de corrida, 30-80 km de bicicleta, 5-10 km de remo, ou em intervalos mais intensos. As adaptações que ocorrem com este treinamento incluem:

- aumento do  $VO_2$  max (Volume máximo de oxigênio);
- aumento do limiar anaeróbico; e
- melhora na eficiência.

### **Zona de frequência cardíaca 5**

Para a maioria dos atletas de resistência (maratonista ou triatleta), é importante realizar algum treinamento no limiar anaeróbico (85-90% da MHR). As adaptações que ocorrem com este tipo de formação são:

- aumento do  $VO_2$  max;
- aumento do limiar anaeróbico;
- aumento da remoção de ácido láctico (ou seja diminuição da fadiga muscular);
- diminuição da produção de ácido láctico; e
- maior tolerância da dor de ácido láctico nos músculos.

A intensidade do treinamento é elevado a 85-90% da frequência cardíaca máxima e pode ser feito através de um trabalho contínuo de pelo menos 20 minutos de duração, mas não mais do que 60-90 minutos (5-20 km de corrida; 20-60 km em ciclismo; 1500 m em natação) porque após esse tempo os músculos ficam sem energia na forma de carboidratos.

### **Zona de frequência cardíaca 6**

A zona 6 ou treinamento aeróbico máximo emprega intervalos com velocidades que são maiores do que o ritmo de corrida planejada, mas com recuperações de maior tempo. A quantidade global de treinamento durante essa sessão é reduzido, mas a intensidade é elevada durante esta fase de pré-competição-final, que dura 4-6 semanas. Exemplos deste tipo de zona de treinamento 6 são 03-08 minutos (300-400 m natação; 5 km na bicicleta; 1 km de corrida) de repetições, com 3-6 minutos recuperações ativas (nadar, spinning ou corrida). A intensidade é 90-100% da frequência cardíaca máxima para cada intervalo, mas a intensidade de recuperação é até 60-70% da frequência cardíaca máxima. Repetições dependem de tolerâncias individuais, mas 40-10 repetições seria sugerido, dependendo do atleta, sua idade de formação (anos de treinamento), nível de condicionamento físico e a predisposição a lesão. Adaptações que ocorrem com este tipo de treinamento incluem:

- maior tolerancia ao ácido láctico;
- $VO_2$  max elevado; e
- resistencia de velocidade elevada.

### **Zona de frequência cardíaca 7**

O treinamento de velocidade para o atleta com experiência é muito mais importante do que é para o atleta jovem por varias razões. Primeiro, os atletas com experiência tendem a treinar com uma diminuição gradual da intensidade, sugerindo que as fibras de contração rápida b (fibras de velocidade encontradas em atletas) não são ativadas a qualquer momento. Se elas não são ativadas, elas diminuem de tamanho e, possivelmente em número e levar a massa muscular a diminuir, assim também a força muscular, velocidade e potência. Por outro lado, o envelhecimento dos músculos que são usados para contrair lentamente, como resultado do treinamento lento ao longo de distâncias, mais longas, esquecem de voltar rapidamente em uma corrida. O trabalho de velocidade feito em inicio de corrida curta uma ou duas vezes por semana, dependendo da fase de treinamento, pode ajudar ao músculo envelhecido e aos nervos a disparar as fibras rapidamente.

## **2.3 FÓRMULA DE KARVONEN [9]**

A fórmula de Karvonen é uma fórmula matemática que ajuda a determinar a frequência cardíaca da zona de treinamento. A zona de treinamento é baseada na faixa do nível de intensidade, o qual é o

percentual da máxima frequência cardíaca estimada (HRmax) para uma pessoa. Tem 6 diferentes zonas de treinamento (tabela 1). Dentro de cada zona de treinamento efeitos fisiológicos ocorrem para melhorar a atividade física.

Os limites máximo e mínimo da zona de treinamento são calculados utilizando-se a metodologia descrita a seguir:

1. Encontrar a frequência cardíaca de repouso (RHR).
2. Encontrar a frequência cardíaca máxima estimada (HRmax)

$$\text{HRmax (masculino)} = 220 - \text{Idade}$$

$$\text{HRmax (feminino)} = 226 - \text{Idade}$$

3. Encontrar a frequência cardíaca de reserva (HRR).

$$\text{HRR} = \text{HRmax} - \text{RHR}$$

4. Calcular o limite mínimo de THR (THRmin).

$$\text{THRmin} = (\text{HRR} \times \% \text{ intensidade mínima}) + \text{RHR}$$

5. Calcular o limite máximo de THR (THRmax).

$$\text{THRmax} = (\text{HRR} \times \% \text{ intensidade máxima}) + \text{RHR}$$

## 2.4 CICLOCOMPUTADOR

O ciclocomputador ou computador para ciclismo (figura 2.1) é o principal instrumento de navegação para o ciclista. É nele que o ciclista vai saber sua velocidade, a distância total percorrida, e o tempo do trajeto. A partir desse instrumento, o ciclista pode saber seu ritmo de viagem, calcular o tempo previsto para cobrir um percurso e planejar seu próximo treinamento, a partir de seu rendimento. Alguns modelos mais sofisticados possuem altímetro, termômetro, Sistema de Posicionamento Global - GPS e monitores cardíacos. Estes acessórios serão relevantes em viagens por desertos, locais desabitados, cordilheiras e florestas. O monitor cardíaco pode ser recomendado para ciclistas com pouca experiência em “ouvir” o próprio corpo ou preocupados em trabalhar dentro, ou fora, das zonas alvos, com o objetivo de se poupar, controlar o ritmo de viagem, ou não elevar demais os batimentos cardíacos [10].



Figura 2.1. Ciclocomputadores comerciais [11][12].

## 2.5 HISTÓRICO DO OXÍMETRO DE PULSO

O oxímetro de pulso, tal como é conhecido nos dias de hoje, resultou de diversas contribuições e descobertas ao longo da história. As mais importantes são citadas em ordem cronológica na Tabela 2.2.

Tabela 2.2. Histórico do oxímetro de pulso [13]

DATA	AUTOR	CONTRIBUIÇÃO
1851	Beer e Lambert	Lei de Beer–Lambert que descreve a absorção de luz por materiais.
1864	Georg Gabriel Stokes	Descobriu um pigmento que é responsável pelo transporte de oxigênio no sangue
1864	Felix Hoppe-Seyler	Isola o pigmento e dá o nome de hemoglobina.
1876	Karl von Veirordt	Estudou o espectro de reflexão de luz pela hemoglobina.
1887–90	Carl Gustav Hufner	Estudou o espectro de absorção de luz pela hemoglobina.
1919	August Krough e I Leicht	Utilizaram o método de espectroscopia para realizar medidas de saturação de oxigênio no sangue de um peixe.
1931	Ludwig Nicolai	Investigou quantitativamente a transmissão de luz por tecidos humanos utilizando espectrofotometria.
1934	Kurt Kramer	Fez medidas precisas da saturação de oxigênio em sangue fluindo por tubos externos ao corpo.
1935	David Drabkin e James Harold Austin	Mediram o espectro de sangue hemolisado não diluído e de sangue não hemolisado.
1939–45	Vários	Grande interesse militar em oximetria para estudo de problemas com pilotos em altitudes elevadas. Durante a segunda guerra mundial.
1940	Vários	Grande interesse militar em oximetria para estudo de problemas com pilotos em altitudes elevadas. Durante a segunda guerra mundial.
1940–42	Glen Alan Millikan	Cria o termo oxímetro e desenvolve o Oxímetro de Millikan.
1948–50	Earl Wood	Desenvolve o oxímetro de orelha de Wood.
1960		Desenvolvimento do primeiro oxímetro capaz de distinguir entre hemoglobina, carboxihemoglobina e metahemoglobina.
1964	Robert Shaw	Desenvolveu um oxímetro de orelha utilizando oito comprimentos de onda diferentes.
1970	Hewlett Packard	Começa a comercializar o oxímetro de orelha de oito comprimentos de onda
1971	Takuo Aoyagi	Utiliza a pulsação cardíaca presente no sinal obtido para separar a absorção devida ao sangue arterial daquela devida aos tecidos.
1974	Takuo Aoyagi	Desenvolve um oxímetro de pulso utilizando luz
1975		Primeiro oxímetro de pulso disponível comercialmente

Nas últimas décadas, o desenvolvimento da eletrônica e da engenharia de sistemas embarcados fez com que os oxímetros de pulso se tornassem equipamentos portáteis. A sua produção em escala industrial resultou na redução dos preços. Por esses motivos, atualmente, os oxímetros de pulso são amplamente utilizados em clínicas, hospitais, ambulâncias e até em residências para o monitoramento de pessoas com problemas cardiorrespiratórios, sendo hoje em muitos ambientes o único equipamento responsável pelo monitoramento dos sinais vitais. Isso mostra que o oxímetro de pulso, por ser um equipamento barato, é capaz de monitorar de forma contínua, segura e confiável a capacidade cardiorrespiratória que é uma das principais funções responsáveis pela manutenção da vida.

## 2.6 FUNCIONAMENTO [14]

O princípio de funcionamento do oxímetro de pulso baseia-se em algumas características do sistema de transporte gasoso do corpo humano. Sendo assim, é de soma importância o entendimento de alguns processos fisiológicos do organismo. Por esse motivo, primeiramente, serão abordados aspectos fisiológicos que serão utilizados para embasar o princípio de funcionamento do pulso oxímetro.

O oxigênio é vital para o funcionamento de cada célula no corpo humano. Na ausência de oxigênio por prolongada quantidade de tempo, as células poderiam morrer. Então o oxigênio liberado as células é um importante indicador da saúde do paciente. Para entender a idéia da natureza pulsátil do sangue arterial em oximetria, serão apresentados os tipos de vasos sanguíneos no corpo humano.

### 2.6.1 VASOS SANGUÍNEOS [15]

O sistema circulatório dos seres humanos, como dos outros vertebrados é fechado, isto é, o sangue circula dentro dos vasos sanguíneos, bombeado por contrações rítmicas do coração. O coração humano possui quatro cavidades internas, chamadas câmaras cardíacas. As duas câmaras superiores são os átrios cardíacos (ou aurículas); as duas câmaras inferiores são os ventrículos cardíacos.

Impulsionado pela contração do ventrículo direito, o sangue vai aos pulmões para ser oxigenado, de onde retorna ao átrio esquerdo. Impulsionado pela contração do ventrículo esquerdo, o sangue vai para todos os sistemas do corpo, de onde retorna ao átrio direito. Por isso, diz-se que circulação humana é dupla, sendo o trajeto “coração → pulmões → coração” denominado circulação pulmonar (ou pequena circulação) e o trajeto “coração → sistemas corporais → coração” denominado circulação sistêmica (ou grande circulação).

O coração conecta-se diretamente a dois tipos de vasos sanguíneos: artérias e veias. Artérias são vasos de paredes relativamente grossas, que conduzem o sangue do coração para as diversas partes do corpo. Veias são vasos de paredes mais finas que as das artérias, que trazem o sangue de volta para o coração. As veias de maior calibre tem, em seu interior, válvulas que impedem o refluxo de sangue, garantindo sua circulação em um único sentido. As artérias que se ramificam pelo coração, e cuja função é alimentar e oxigenar o miocárdio (componente fundamental do coração), recebem o nome de artérias coronárias. O sangue sai do coração por grandes artérias, que se ramificam em artérias cada vez menores. Nos tecidos, as arteríolas, que são as artérias mais finas, se ramificam em vasos ainda mais finos, os capilares sanguíneos. Após se ramificarem intensamente nos tecidos, os capilares sanguíneos voltam a se fundir, originando finas veias, as vênulas. Estas fundem-se progressivamente entre si, formando veias com calibres cada vez maiores.

Em resumo no corpo humano têm-se 3 tipos de vasos sanguíneos principais: as veias, as artérias e os capilares.

- as artérias que levam o sangue do coração ao corpo;
- as veias que levam o sangue para o coração; e
- os capilares que ligam às artérias as veias.

### 2.6.2 HEMOGLOBINA E MEDIDA DO OXIGÊNIO NO SANGUE

Os gases não são particularmente solúveis no sangue, o qual é composto principalmente por água. Então para o efetivo transporte de oxigênio, um método de transporte secundário é requerido. O composto da hemoglobina fornece um mecanismo de enlace que permite ao oxigênio ser transportado através do sangue. A hemoglobina joga um papel essencial em transportar a quantidade necessária de oxigênio ao corpo. Para uma mesma quantidade de plasma, 65 vezes mais oxigênio pode ser transportado com hemoglobina que o que seria possível sem hemoglobina.

A hemoglobina é um pigmento contéudo nas células vermelhas do sangue. Uma célula de sangue vermelha contém aproximadamente 265 milhões de moléculas de hemoglobina. A hemoglobina esta composta de unidades heme, as quais são moléculas que contém ferro, e unidades globin que contém polipeptídeo. Uma molécula de hemoglobina contém 4 unidades heme e 4 unidades globin. Cada unidade heme e globin pode levar 4 moléculas de oxigênio.

Como pigmento respiratório, a hemoglobina muda de cor quando está oxigenada. Uma molécula de hemoglobina oxigenada é vermelha clara, enquanto uma molécula de hemoglobina desoxigenada ou molécula de hemoglobina sem oxigênio é vermelha escura. Essa mudança de cor é usada na aplicação de oximetria de pulso para medir a saturação de oxigênio no sangue.

No oxímetro de pulso são utilizados leds nos comprimentos de onda do vermelho e infravermelho, então para entender a interação física da luz na pele, vasos sanguíneos e tecidos, a lei de Beer é utilizada.

### 2.6.3 LEI DE BEER

A lei de Beer descreve a atenuação da luz percorrendo através de um meio uniforme contendo uma substância absorvente. Se a luz incidente monocromática, de intensidade  $I_0$  entra ao meio, uma parte de esta luz é transmitida através do meio enquanto a outra parte é absorvida. A intensidade  $I$  de luz percorrendo através do meio decresce exponencialmente com a distância (equação 2.1).

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (2.1)$$

Onde  $\varepsilon(\lambda)$  é o coeficiente de extinção ou absorvidade da substância absorvente no específico comprimento de onda,  $c$  é a concentração de substância absorvente a qual é constante no meio e  $d$  a longitude de trajetória óptica que atravessa o meio.

A lei de Beer (figura 2.2) é baseada na propriedade que a soma da luz transmitida e absorvida é igual à luz incidente. Isto não leva em conta o processo físico o qual inclui reflexão da luz na superfície do meio ou espalhamento da luz no meio.

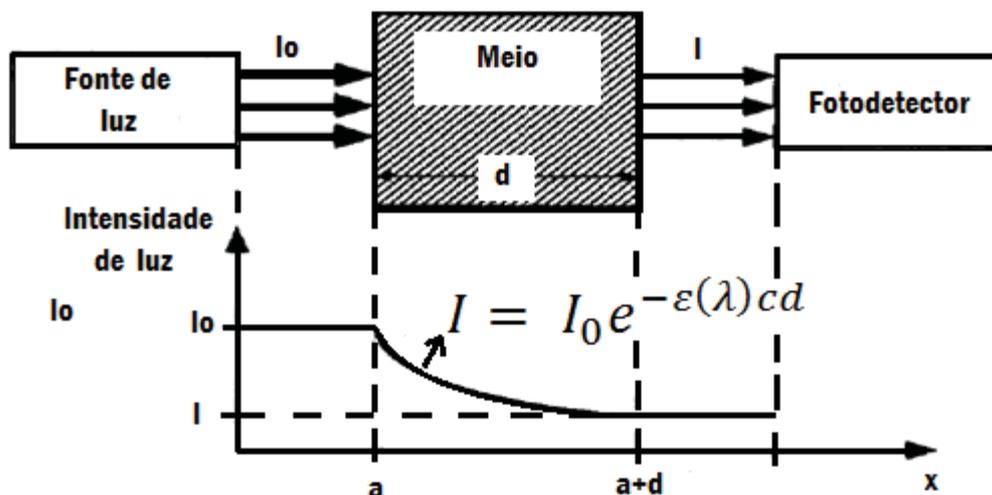


Figura 2.2. Lei de Beer: A luz incidente de intensidade  $I_0$  percorre a distância “a” desde a fonte de luz ao meio sem ser absorvida no ar. A intensidade de luz diminui exponencialmente com a distância no meio absorvente. A intensidade da luz transmitida  $I$  é determinada pela lei de Beer. Esta permanece constante depois de sair do meio com longitude de trajetória óptica “d” e pode ser medida pelo fotodetector. Adaptado de [14].

## 2.6.4 TRANSMITÂNCIA E ABSORBÂNCIA DA LUZ

A transmitância da luz ( $T$ ) percorrendo através de um meio com uma substância absorvente é definida como a relação entre a luz transmitida  $I$  e a luz incidente  $I_0$ :

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\varepsilon(\lambda)cd}. \quad (2.2)$$

A absorbância deste processo é definida como o negativo do logaritmo natural da transmitância da luz.

A absorbância ( $A$ ) é também chamada densidade óptica do meio:

$$A = -\ln T = \varepsilon(\lambda)cd. \quad (2.3)$$

Os conceitos de transmitância e absorbância servem para encontrar o percentual de saturação de oxigênio arterial no sangue. Na figura 2.3 é apresentado o sinal fotopleletismografico segundo uma luz incidente  $I_0$  que vai ser igual a uma intensidade de luz absorvida mais uma intensidade de luz transmitida que vai percorrendo os diferentes tipos de sangue e tecidos.

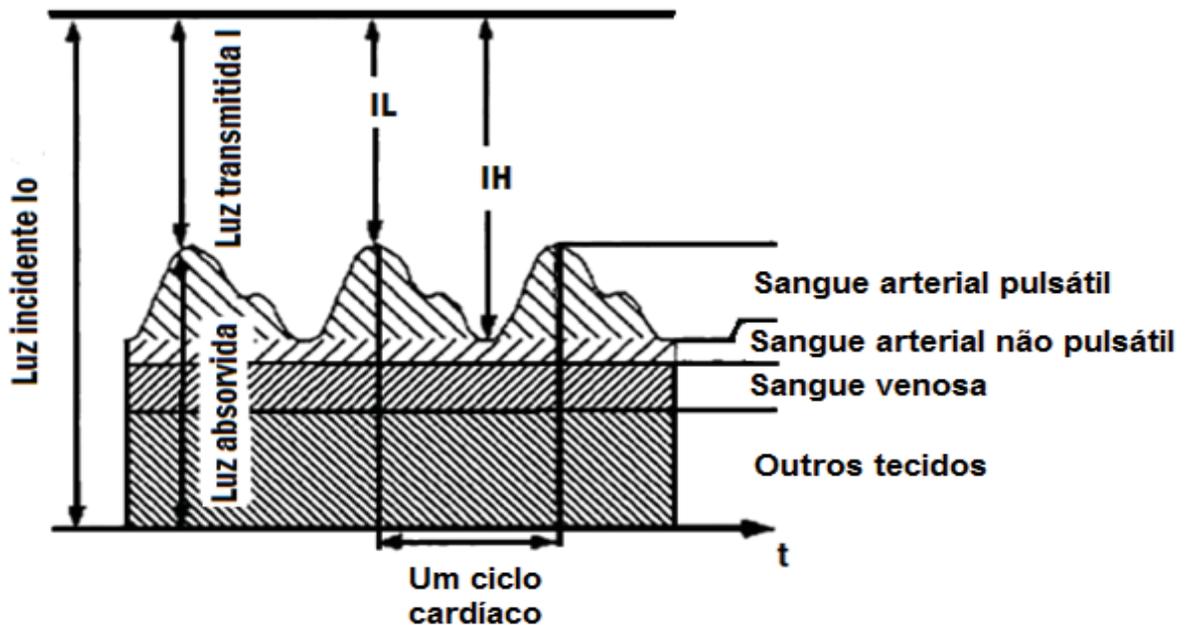


Figura 2.3. Transmissão e Absorção da luz no sangue. Adaptado de [7]

## 2.6.5 COEFICIENTES DE EXTINÇÃO DA HEMOGLOBINA

A hemoglobina é o principal absorvente de luz no corpo humano nos comprimentos de onda utilizados na oximetria de pulso. As características absorventes da hemoglobina mudam com sua ligação química e o comprimento de onda da luz incidente. Contudo a oxihemoglobina e desoxihemoglobina absorve a maioria da luz que passa através do sangue, isto não representa as duas únicas classes de hemoglobina presentes no sangue humano. A hemoglobina pode-se combinar com outras substâncias como o monóxido de carbono ou o sulfito de hidrogênio, os quais mudam sua cor.

### 2.6.5.1 HEMOGLOBINA FUNCIONAL

O principal propósito da hemoglobina é ligar o oxigênio aos capilares pulmonares e liberar este nos capilares sistêmicos (fornecer oxigênio a partir do sistema respiratório para todas as células do corpo). A hemoglobina que é capaz de ligar reversivelmente com o oxigênio molecular é chamada de hemoglobina funcional.

Quando a hemoglobina está completamente saturada com oxigênio (leva 4 moléculas de oxigênio (figura 2.4)), esta é chamada oxihemoglobina (HbO<sub>2</sub>). Se esta não está completamente saturada com oxigênio, é chamada desoxihemoglobina ou hemoglobina reduzida (Hb). Portanto a oxihemoglobina e a hemoglobina reduzida são hemoglobinas funcionais.

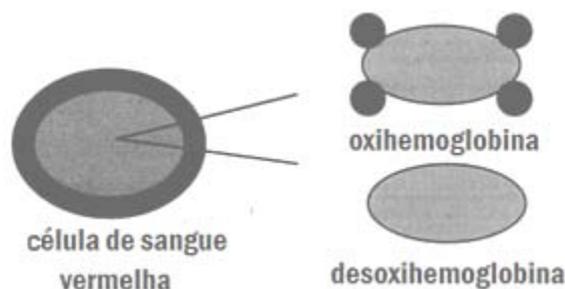


Figura 2.4. Oxihemoglobina e desoxihemoglobina. Adaptado de [7].

A maioria das hemoglobinas em um indivíduo saudável são hemoglobinas funcionais. A saturação de oxigênio funcional (SO<sub>2</sub> funcional) é medida em percentual (equação 2.4) e determinada pela quantidade de hemoglobina oxigenada (HbO<sub>2</sub>) em comparação à soma de oxihemoglobina e desoxihemoglobina (Hb).

$$\text{SpO}_2 \text{ Funcional} = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} \times 100\% \quad (2.4)$$

A saturação de oxigênio funcional do sangue arterial é chamada saturação de oxigênio arterial funcional (SaO<sub>2</sub>). Os oxímetros de pulsos comerciais calculam o valor da percentagem de SpO<sub>2</sub> funcional.

### 2.6.5.2 SATURAÇÃO DE HEMOGLOBINA FRACIONAL

A saturação de oxigênio fracional é a fração de oxihemoglobina ao total de hemoglobina. Isto é usualmente medido em percentual e é determinado pela relação da concentração de oxihemoglobina à hemoglobina total:

$$\text{SpO}_2 \text{ Fracional} = \frac{C_{HbO_2}}{C_{\text{Hemoglobina Total}}} \times 100\% , \quad (2.5)$$

onde hemoglobina total representa todas as diferentes classes de hemoglobina presentes no sangue. Nos oxímetros de pulso comerciais é difícil medir todas as diferentes classes de hemoglobina por isso eles medem só o SpO<sub>2</sub> funcional.

## 2.7 FOTOPLETISMOGRAFIA [16]

A pletismografia fotoelétrica, também conhecida como fotopletismografia, é um método não-invasivo para detecção do pulso cardíaco utilizando um detector fotoelétrico. O traçado da onda fotopletismográfica retrata as mudanças na atenuação que a energia luminosa sofre em seu caminho, quando transmitida ou refletida nos tecidos e corrente sanguíneos.

A Figura 2.5 ilustra como são posicionados os dispositivos optoeletrônicos na fotopletismografia reflexiva. Uma peça abriga os dispositivos em câmaras separadas, evitando que ocorra a iluminação direta entre os mesmos, permitindo exclusivamente que a luz refletida atinja o fotorreceptor.

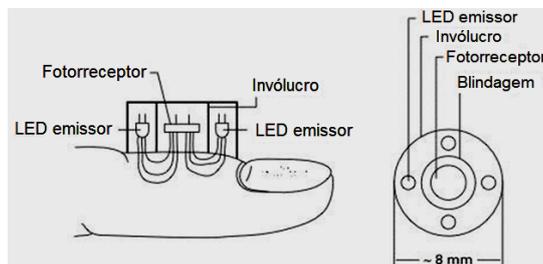


Figura 2.5. Fotopletismografia reflexiva [16]

Na fotopletismografia transmissiva, os dispositivos optoeletrônicos são posicionados em lados opostos da extremidade em interesse (como o dedo de uma das mãos). A figura 2.6 ilustra como é utilizado o arranjo. O invólucro que abriga os dispositivos também serve para envolver e fixar o conjunto na extremidade do membro.

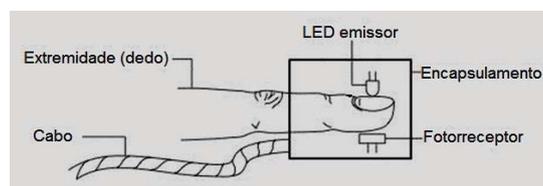


Figura 2.6. Fotopletismografia transmissiva [16]

Na fotopletismografia do tipo transmissiva, a luz monocromática difunde-se pelos tecidos alcançando o fotorreceptor que se encontra no lado contrário ao do emissor. Na fotopletismografia reflexiva, o fotorreceptor se localiza ao lado do emissor recebendo os fótons advindos do meio interno por reflexão. Em ambos os casos, a luz que atinge os tecidos e sangue é parcialmente absorvida, outra parte é parcialmente refletida e parcialmente transmitida atingindo o fotorreceptor.

Essa componente que atinge o fotorreceptor carrega consigo variações de amplitude relacionadas às variações de volume do meio interno provocado pela circulação arterial e venosa. A maior parte da luz incidente é absorvida pela pele, tecido, ossos, sangue venoso e sangue arterial não pulsátil [17].

## 2.8 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DO OXÍMETRO DE PULSO [18]

A coloração do sangue varia com diferentes níveis de oxigenação. O sangue com alta concentração de oxigênio apresenta uma tonalidade clara, em função da alta presença de moléculas de oxihemoglobina (combinação de moléculas de hemoglobina com oxigênio). À medida que esta concentração se reduz, o sangue adquire uma coloração mais escura, em função de uma maior presença de moléculas de desoxihemoglobina (combinação de moléculas de hemoglobina com gás carbônico). Sendo assim, o princípio de funcionamento de um oxímetro de pulso baseia-se na espectrofotometria sanguínea, medindo a quantidade de luz transmitida (ou refletida) através dos capilares do paciente, sincronizados com o pulso cardíaco (daí o nome oxímetro de pulso).

Analisando a variação de coloração sanguínea para diferentes níveis de saturação de oxigênio, Horecker (1943) observou que a oxihemoglobina apresenta uma menor transmissão de luz na faixa do espectro de 660 nm (comprimento de onda correspondente à região do vermelho) quando comparada com a hemoglobina desoxigenada. No entanto, há regiões do espectro luminoso onde o coeficiente de absorção da oxihemoglobina é idêntico ao da hemoglobina. Estas regiões são denominadas pontos

isobésticos. Um dos pontos isobésticos situa-se na região do infravermelho, aproximadamente em 805 nm, como se pode observar na figura 2.7. Sendo assim, os oxímetros de pulso utilizam dois LEDs, emitindo feixes luminosos com dois comprimentos de onda distintos (vermelho: 660 nm e infravermelho: 930 nm). Apesar do comprimento de onda central do LED infravermelho ser aproximadamente 930 nm (este valor pode variar dependendo do equipamento) e não coincidir exatamente com o ponto isobéstico (805 nm), a diferença entre os coeficientes de absorção não é muito grande, se comparada com a diferença na região do vermelho.

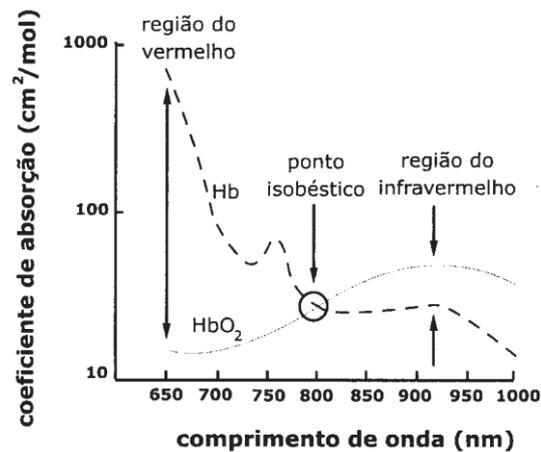


Figura 2.7. Coeficientes de absorção luminosa em função do comprimento de onda, destacando-se a diferença na região do vermelho, infravermelho e o ponto isobéstico [18].

Os dois comprimentos de onda são emitidos e transmitidos através da pele, sendo absorvidos de forma diferenciada pelo sangue. A oxihemoglobina, reflete a luz vermelha, enquanto que a hemoglobina, absorve a luz vermelha. Como a luz infravermelha utilizada corresponde, aproximadamente, a um dos pontos isobésticos do sangue, este comprimento de onda é absorvido na mesma proporção, tanto pela oxihemoglobina quanto pela hemoglobina. A razão entre as quantidades de luz vermelha e infravermelha captadas pelos fotosensores é utilizada na determinação do nível de saturação do oxigênio sanguíneo.

A saturação de oxigênio, o qual é referido como  $SaO_2$  ou  $SpO_2$  é definido como a relação de oxihemoglobina ( $HbO_2$ ) à concentração total de hemoglobina presente no sangue (oxihemoglobina + desoxihemoglobina):

$$SaO_2 = \frac{[HbO_2]}{[Hemoglobina\ Total]} \quad (2.6)$$

A saturação de oxigênio arterial é um parâmetro medido com oximetria e normalmente é expressado como percentual. Em condições fisiológicas normais, o sangue arterial é 97% saturado. Enquanto o sangue venoso é 75% saturado.

Dois comprimentos de onda diferentes da luz são usados para a medida do percentual de saturação de oxigênio. Cada um é ligado e medido alternadamente. A medida do percentual de oxigênio do sangue arterial para os comprimentos de onda do vermelho e infravermelho pode ser simplificado matematicamente com o parâmetro R:

$$R = \frac{\log_{10} \left( \left( \frac{I_{dc+ac}}{I_{dc}} \right)_{\lambda_1} \right)}{\log_{10} \left( \left( \frac{I_{dc+ac}}{I_{dc}} \right)_{\lambda_2} \right)}, \quad (2.7)$$

onde:

$R$  é proporcional ao %SpO<sub>2</sub>; e

$\lambda_1$  e  $\lambda_2$  são os dois diferentes comprimentos de onda utilizados.

## 2.9 CALIBRAÇÃO DOS OXÍMETROS DE PULSO [19]

Os primeiros oxímetros de pulso, os quais foram manufacturados nos anos 80, utilizam o principio matemático da equação (2.4) para computar os valores de SaO<sub>2</sub> arterial. Não obstante, a lei de Lambert-Beer na qual esta equação é baseada, não leva em conta o efeito múltiplo de dispersão da luz pelas células de sangue vermelha. A figura 2.8 mostra duas relações, uma usando a lei de Lambert-Beer e a outra baseada em dados empíricos, entre o parâmetro  $R$  (equação 2.7) e a saturação de oxigênio do paciente. Consequentemente, aparelhos baseados na lei de Lambert-Beer tendem a dar estimativas errôneas do valor verdadeiro de saturação de oxigênio (especialmente para valores abaixo de 85% da saturação de oxigênio (figura 2.8)). Houve algumas tentativas para modificar a teoria e levar em conta a dispersão, mas agora os oxímetros de pulso utilizam tabelas de referencia derivadas de estudos de calibração em um grande numero de voluntários saudáveis, nos quais a saturação de oxigênio é também medida invasivamente.

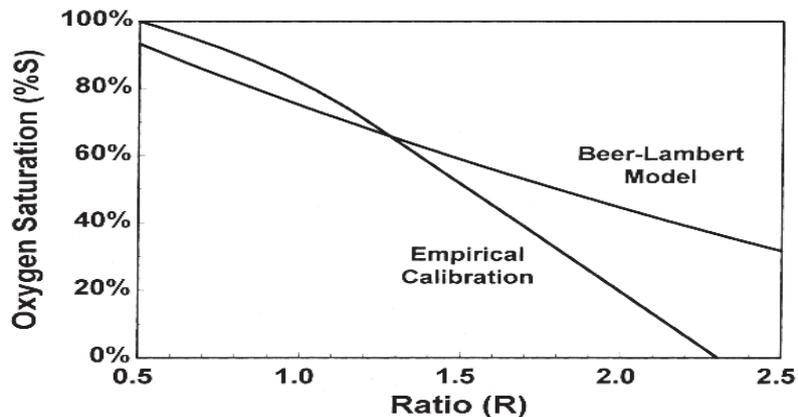


Figura 2.8. Duas relações entre o parâmetro  $R$  e a saturação de oxigênio do paciente.

### Transdução dos sinais de oximetria

Os fotosensores utilizados em oximetria convertem a luz captada em sinais elétricos, que depois são enviados à unidade de processamento do oxímetro, geralmente composta de circuitos digitais e um microprocessador (figura 2.9).

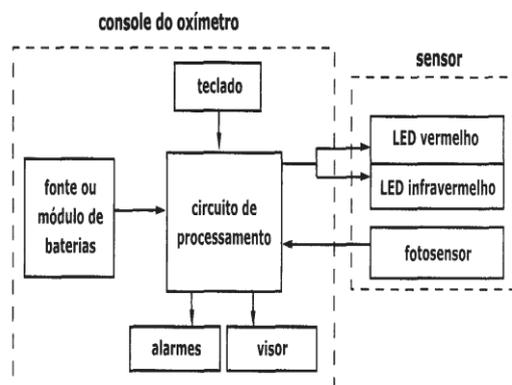


Figura 2.9. Diagrama de blocos de um oxímetro de pulso [18].

## 2.10 CÁLCULO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA [20]

A frequência cardíaca pode ser medida pelo conteúdo do número de amostras em 3 batimentos. Por exemplo supondo uma frequência de amostragem de 500 sps (amostras por segundo). Então, os batimentos por minuto do coração são calculados por:

$$\text{Número de BPM} = \frac{500 \times 60}{\frac{\text{Conteúdo de amostras}}{3}} \quad (2.8)$$

Por exemplo, supondo uma frequência cardíaca de 60 BPM, então:

$$60 \frac{B}{M} = 60 \times \frac{1B}{60 s} = 1 \frac{B}{S} = 1 BPS$$

Lembrando que são 500 sps, então em 3 batimentos passaram-se 3 segundos e teríamos 1500 sps. Agora substituindo isso na equação anterior, teríamos:

$$\text{Número de BPM} = \frac{\frac{500 \text{ sps} \times 60}{1 M}}{\frac{1500 \text{ sps}}{3 B}} = 60 BPM$$

# 3 MATERIAIS E MÉTODOS

*Neste capítulo serão descritos a metodologia, o tipo de hardware e o software utilizados, e é apresentado passo a passo o desenvolvimento do sistema de monitoramento e treinamento de ciclistas.*

## 3.1 Metodologia

No projeto de sistemas de aquisição e processamento de dados tem-se uma série de etapas e cada uma delas deve cumprir certos requisitos. O presente trabalho de pesquisa tem como objetivo o projeto e desenvolvimento de um protótipo para monitoramento e treinamento de ciclistas com smartphone Android. Este projeto tem: fase de especificação dos requisitos; tipo de arquitetura do sistema; desenvolvimento hardware e software; simulação do sistema e, por último, projeto e desenvolvimento do circuito impresso e o protótipo final.

### - Especificação dos requisitos

Nesta fase são estabelecidos os requisitos que deve cumprir o protótipo a desenvolver. Por isso, têm-se que especificar parâmetros como: tipo de sensores a utilizar, escolha do smartphone (o mais barato), consumo de energia e tamanho do protótipo.

### - Arquitetura do sistema

Os dispositivos mais importantes são o módulo de oximetria, o microcontrolador e o smartphone. Para ligar o subsistema de entradas e saídas desses dispositivos, foi escolhida a comunicação sem fio Bluetooth.

### - Projeto de hardware e software

Identificado o objetivo do projeto, agora são selecionados os componentes a utilizar no desenvolvimento do sistema, realizando também um esquemático do circuito elétrico. Foram feitos testes na protoboard para verificar o correto funcionamento do projeto elétrico e dos algoritmos de programação. Por último, é feito o projeto e desenvolvimento do circuito impresso (PCB).

### - Simulação do sistema

Terminados os algoritmos de programação do microcontrolador e do smartphone, agora tem-se que comprovar seu correto funcionamento. Para testar o módulo de oximetria, foi utilizado o simulador de SPO<sub>2</sub> da Fluke, além uma placa de aquisição de dados USB.

### - Experimentação

Com o protótipo pronto, realizam-se testes de laboratório e testes de campo para sua validação e para comprovar que tudo está funcionando corretamente.

## 3.2 Requisitos

Os requisitos, ao nível de usuário final, podem-se dividir em 2 grupos: requisitos do protótipo e requisitos gerais.

O protótipo tem que ser de fácil acesso para qualquer pessoa e ter um tamanho o menor possível. Para as medições de campo, o protótipo tem que estar ligado ao capacete do ciclista com uma fonte de energia independente; nesse caso, por meio de baterias recarregáveis.

Um requisito geral do projeto é que o aplicativo do celular seja intuitivo e de fácil uso para o ciclista, por meio da tela gráfica do smartphone. Com esta finalidade, foi escrito um manual de usuário do protótipo (ver Apêndice I) para facilitar manuseio inicial.

### 3.3 Material utilizado

Para o sistema de monitoramento e treinamento de ciclistas, o material pode-se dividir em duas partes: software e hardware.

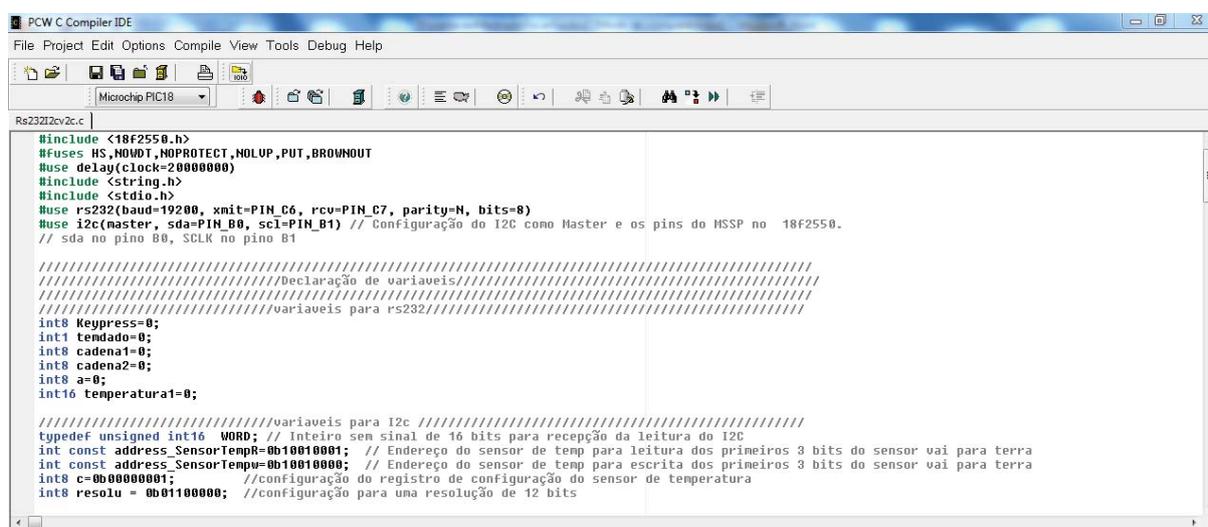
#### 3.3.1. Software

As ferramentas de software utilizadas neste trabalho de pesquisa são: compilador de C para PIC versão 3.249 CCS; Eagle 5.11 e App Inventor versão beta.

##### Compilador CCS

CCS é um compilador de linguagem C para microcontroladores PIC (Figura 3.1).

Compilador desenvolvido por CCS Inc., para resolver as características específicas dos PIC. É uma ferramenta que permite diminuir o tempo de desenvolvimento de projetos, já que tem bibliotecas com métodos para funções específicas do PIC (protocolo I<sup>2</sup>C, conversão A/D, configuração de temporizadores, etc.). O código assembly pode ser inserido em qualquer parte do programa e pode referenciar variáveis C. Além disso para a programação do PIC é utilizado o software MPLAB onde só é adicionado o arquivo hexadecimal gerado com o compilador CCS.



```
#include <18F2550.h>
#fuses HS,NOVDT,NOPROTECT,NOLUP,PUT,BROWNOUT
#use delay(clock=2000000)
#include <string.h>
#include <stdio.h>
#use rs232(baud=19200, xmit=PIN_C6, rcv=PIN_C7, parity=N, bits=8)
#use i2c(master, sda=PIN_B0, scl=PIN_B1) //Configuração do I2C como Master e os pins do MSSP no 18F2550.
// sda no pino B0, SCLK no pino B1

//////////////////////////////////////Declaração de variaveis//////////////////////////////////////
//////////////////////////////////////variaveis para rs232//////////////////////////////////////
int8 keypress=0;
int1 tendado=0;
int8 cadena1=0;
int8 cadena2=0;
int8 a=0;
int16 temperatura1=0;

//////////////////////////////////////variaveis para I2c//////////////////////////////////////
typedef unsigned int16 WORD; // inteiro sem sinal de 16 bits para recepção da leitura do I2C
int const address_SensorTempR=0b10010001; // Endereço do sensor de temp para leitura dos primeiros 3 bits do sensor vai para terra
int const address_SensorTempE=0b10010000; // Endereço do sensor de temp para escrita dos primeiros 3 bits do sensor vai para terra
int8 c=0b00000001; //configuração do registro de configuração do sensor de temperatura
int8 resolu = 0b01100000; //configuração para uma resolução de 12 bits
```

Figura 3.1. IDE do compilador CCS e exemplo de código fonte

##### Cadsoft Eagle 5.11

É um software para projeto de circuitos impressos (PCB) (figura 5.2). Eagle oferece três módulos: editor de esquemáticos, editor de traçado e autorouter, em uma simples plataforma. Pode ser executado em Linux, Mac/OS e Windows, e permite simular, importar dados e exportar comandos auto-definidos.

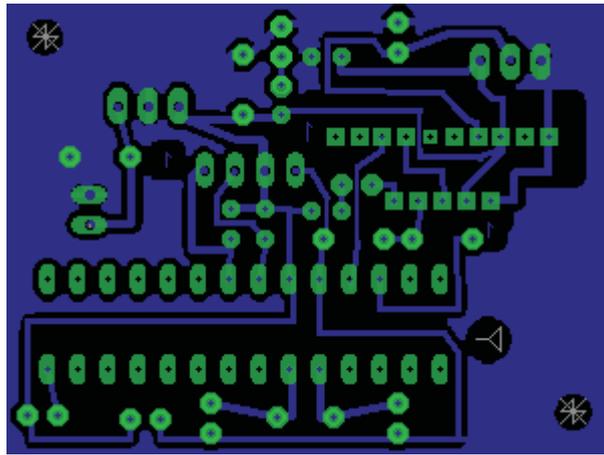


Figura 3.2. Projeto do circuito impresso PCB do protótipo em Eagle.

## App Inventor

Cria aplicativos para smartphones com sistema operacional Android.

Esse ambiente de desenvolvimento é formado por quatro componentes: os servidores do Google, o App Inventor Designer, o App Inventor Blocks Editor e o ambiente de teste (figura 3.3).

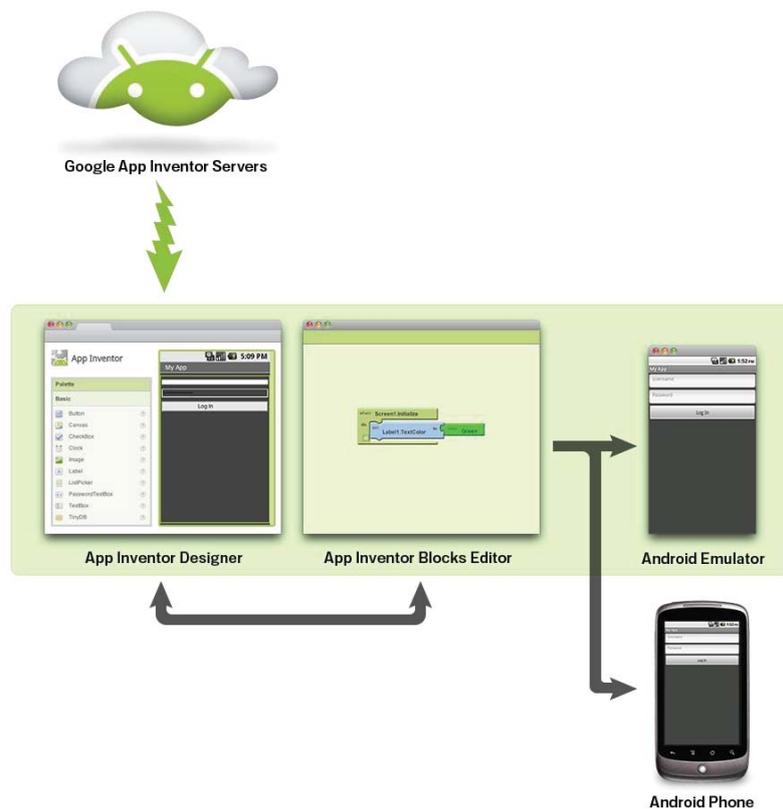


Figura 3.3. Componentes do ambiente de desenvolvimento de App Inventor

**Servidores da Google:** São responsáveis por todo o processamento e compilação dos programas, o App Inventor Designer e o Blocks Editor apenas reúnem e enviam informações para os servidores da Google, que se encarregam de todo o processamento.

**App Inventor Designer:** Disponibiliza ao usuário diversas ferramentas que permitem a criação da interface gráfica do aplicativo que está sendo construído (figura 3.4).

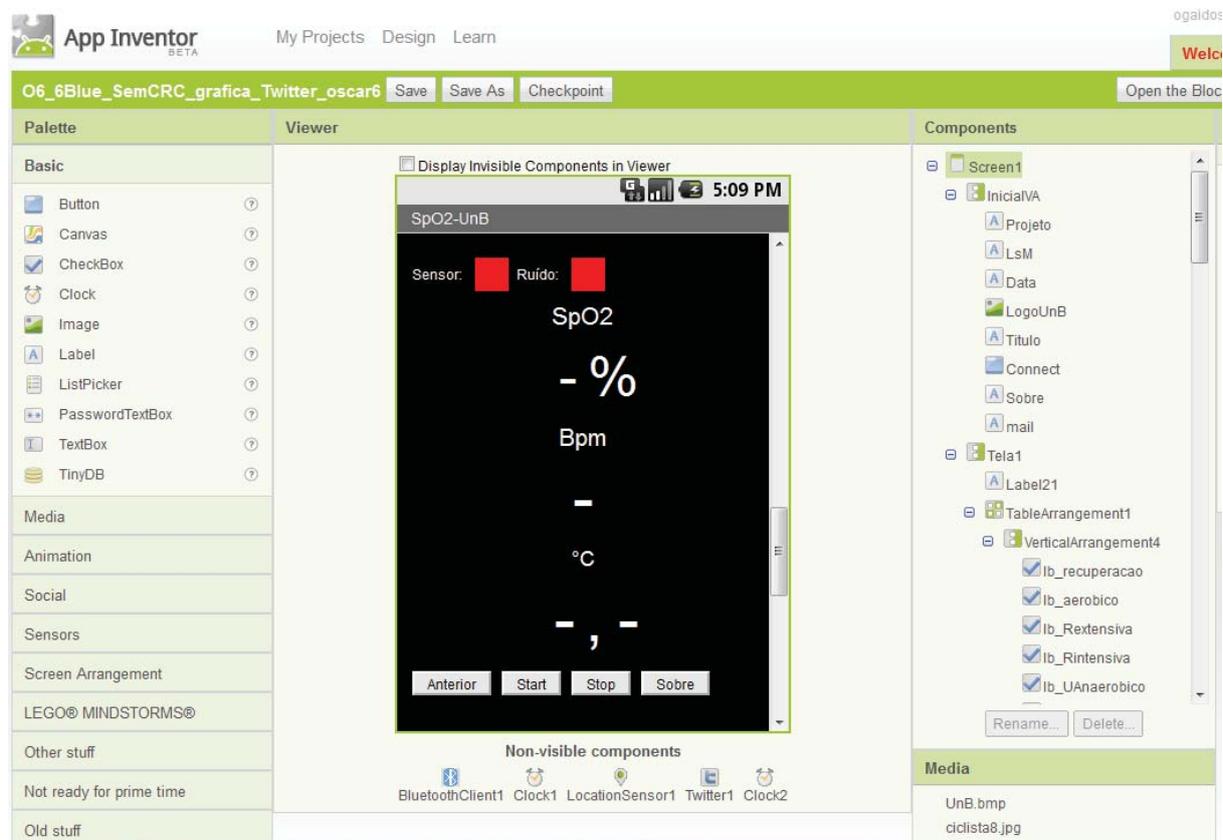


Figura 3.4. Projeto do sistema de monitoramento e treinamento para ciclistas.

**App Inventor Blocks Editor:** É um programa que utiliza a biblioteca Java Open Blocks para a criação de uma linguagem de programação visual em blocos (figura 3.5). Esta biblioteca é distribuída gratuitamente pelo MIT e foi desenvolvida em um projeto chamado STEP (Scheller Teacher Education Program).

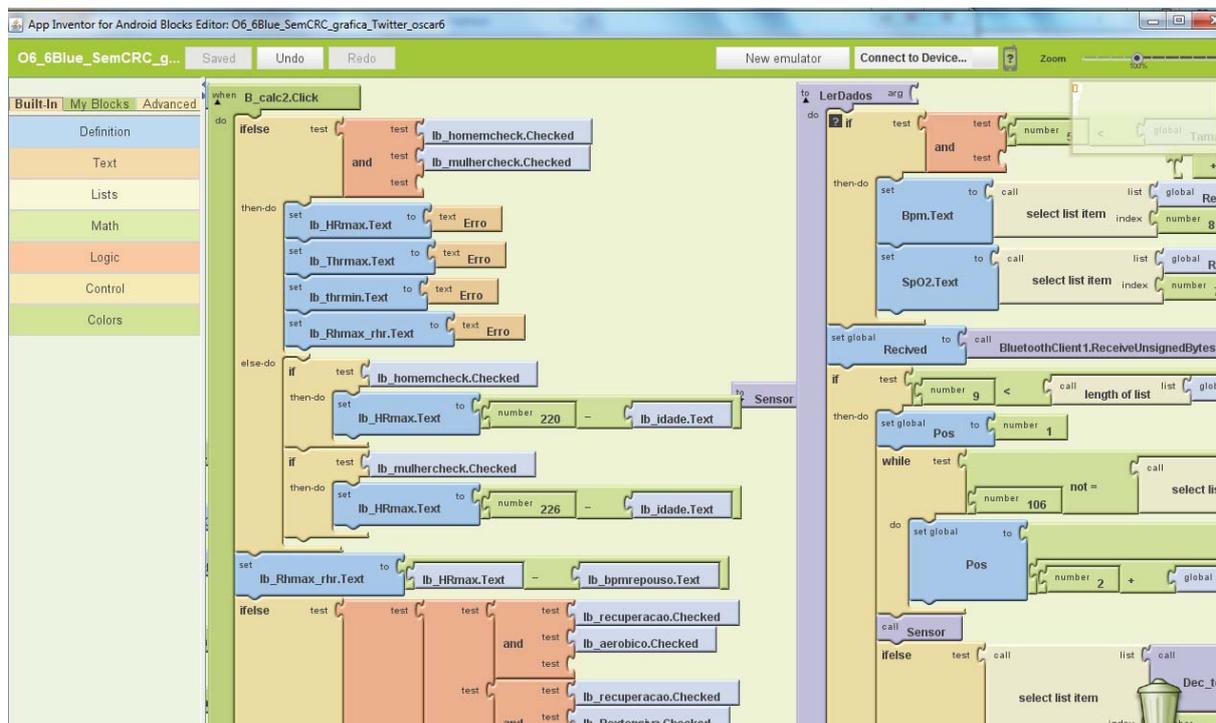


Figura 3.5. Editor de blocos para o sistema de monitoramento e treinamento de ciclistas.

### 3.3.2 Hardware

Estabelecidos os requisitos que tem que cumprir o projeto, são selecionadas as diferentes opções de hardware que serão utilizadas para o projeto.

A comunicação do protótipo com o smartphone e entre os sensores é uma das decisões mais importantes, a levar em conta, porque disso depende o tipo de microcontrolador a ser usado, o tipo de smartphone e os sensores a usar. O microcontrolador escolhido tem que ter as características que suportem esse tipo de comunicação.

#### 3.3.2.1 Protocolo do Barramento I<sup>2</sup>C

O protocolo de comunicação I<sup>2</sup>C foi escolhido para estabelecer um enlace entre o PIC18F2550 e o sensor de temperatura MCP9803M.

A interface de comunicação I<sup>2</sup>C (Inter Integrated Circuit), foi desenvolvida pela Philips Semiconductor, atualmente NXP Semiconductor. Permite a interconexão de diversos circuitos integrados através de apenas dois fios. Utiliza uma linha de clock (SCL) e uma linha de dados (SDA), além da referência de terra compartilhada. As especificações do barramento estão disponíveis no I<sup>2</sup>C – barramento specification and user manual [21]. Esse documento descreve as funções do barramento I<sup>2</sup>C:

- Transmissor: dispositivo que envia dados no barramento (o sensor de temperatura)
- Receptor: dispositivo que recebe dados no barramento (o microcontrolador)
- Mestre: dispositivo que inicia a transferência, gera o sinal de clock SCL, e encerra a transmissão (PIC18F2550).

- Escravo: dispositivo endereçado pelo mestre (MCP9803)
- Multi-mestre: mais de um dispositivo mestre pode tentar controlar o barramento sem, no entanto, corromper a mensagem.
- Arbitração: Procedimento para garantir que, caso mais de um mestre tente simultaneamente controlar o barramento, somente um obtenha o acesso e sua mensagem não seja corrompida.
- Sincronização: Procedimento para sincronizar o sinal de clock de dois ou mais dispositivos.

O barramento permite a conexão de múltiplos dispositivos mestres e de múltiplos dispositivos escravos. Entretanto, em sistemas mais simples utiliza-se apenas um dispositivo mestre no barramento. Cada dispositivo escravo conectado ao barramento possui pré-configurado um endereço, inclusive os dispositivos mestre que operam como escravo também. A quantidade máxima de dispositivos no barramento é limitada pelo endereçamento utilizado (para o MCP9803M é 8) e pela capacitância das linhas SCL e SDA, esta última sendo normalmente o fator limitante.

A condição de início (START) consiste de transição do nível alto para o nível baixo da linha SDA enquanto a linha SCL encontra-se em nível alto. A condição de término (STOP) consiste na transição do nível baixo para nível alto de SDA enquanto SCL encontra-se em nível alto. Todas as transações no barramento iniciam-se com a condição de início e podem ser terminadas por uma condição de término. Somente o dispositivo mestre pode gerar as condições de início e término.

A figura 3.6 apresenta a sequência que deve ser gerada pelo dispositivo mestre na linha SDA para escrever no dispositivo escravo. Os instantes em que SDA é controlada pelo mestre (direção do mestre para o escravo) estão com fundo cinza; aqueles em que SDA é controlada pelo escravo (direção do escravo para o mestre) estão em fundo branco.

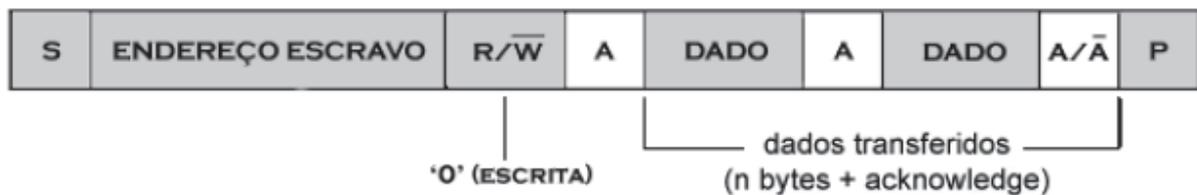


Figura 3.6. Sequência referente ao dispositivo mestre escrevendo no dispositivo escravo [21].

Uma transação sempre é iniciada pelo dispositivo mestre, que gera a condição de início, denotada pela letra “S”, seguida pelo endereço do dispositivo de destino. Em seguida, o dispositivo mestre indica que pretende escrever, enviando um nível baixo para o bit “R/W”. O dispositivo escravo indica que foi selecionado, gerando um sinal de ACK. O mestre envia os dados, sendo gerado pelo escravo um ACK (A) para cada byte recebido. A transmissão é encerrada com a geração do sinal de término (P).

Analogamente, a figura 3.7 apresenta a sequência para a leitura de dados do dispositivo escravo. A sequência é similar à de escrita, porém o R/W é substituído pelo nível alto (indicando que o procedimento é de leitura) e o dispositivo escravo transmite os dados. Nesse caso, é o dispositivo mestre que gera o ACK a cada byte recebido. Ao término da transmissão, novamente uma condição de término é gerada.

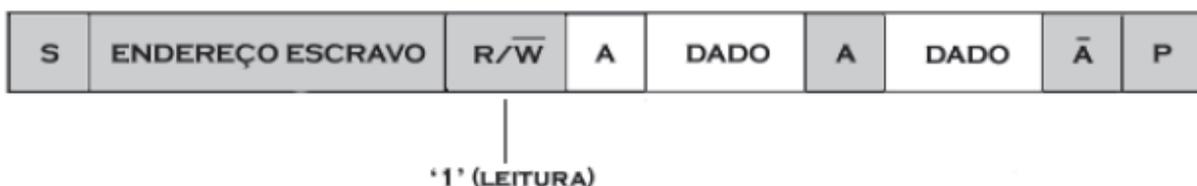


Figura 3.7. Sequência referente ao dispositivo mestre lendo do dispositivo escravo [21].

Quando dois ou mais dispositivos mestres tentam controlar simultaneamente o barramento, um mecanismo de arbitração define qual dispositivo obterá acesso e qual terá de aguardar o término da transação atual para tentar novamente acessar o barramento. Para tanto, cada dispositivo mestre verifica bit a bit se o nível atual do barramento corresponde aquele gravado. O dispositivo que enviar um bit (nível alto) e verificar que o barramento encontra-se em “0” (nível baixo) perde a arbitração e interrompe a transação atual. Observa-se que não há conflito entre os dois mestres, uma vez que a transação prioritária não sofreu alteração. Caso o dispositivo que perdeu a arbitração seja do tipo mestre-escravo, este deve imediatamente entrar no modo escravo, uma vez que há possibilidade de o outro dispositivo mestre (vencedor da arbitração) estar endereçando-o. Um aspecto relevante é que a arbitração leva em conta o endereço do dispositivo endereçado, e não uma prioridade fixa atribuída a determinado mestre.

### 3.3.2.2 Sensor de Temperatura

O sensor de temperatura MCP9803 (figura 3.8) serve para o sensoriamento da temperatura ambiente ao redor do ciclista. Sua faixa de temperatura é entre  $-55^{\circ}\text{C}$  e  $+125^{\circ}\text{C}$ , tem interfase de comunicação I<sup>2</sup>C, conversor analógico – digital e resolução configurável de 9 a 12 bit. A acurácia depende da faixa de temperatura utilizada, para uma resolução de 12 bits é  $\pm 1^{\circ}\text{C}$  (máximo) na faixa de  $-10^{\circ}\text{C}$  até  $+85^{\circ}\text{C}$ .

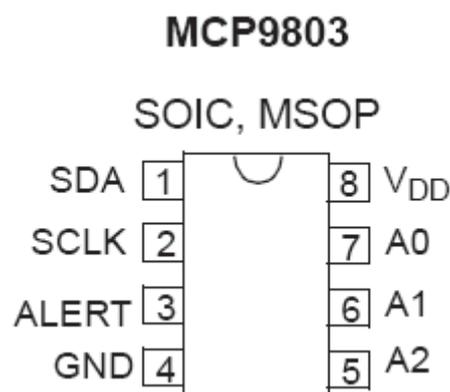


Figura 3.8. Sensor de Temperatura MCP9803

### 3.3.2.3 Bluetooth

Bluetooth é uma tecnologia de comunicação sem fio de curta distância (até 100 metros). O Bluetooth é uma tecnologia que utilizando rádio frequência, permite uma comunicação rápida, barata, segura e simples entre diversos equipamentos, como celulares, computadores, fones de ouvido, impressoras, mouses, smartphones, teclados, entre outros. A tecnologia Bluetooth permite a comunicação full-duplex entre dispositivos, ou seja, a comunicação é bi-direcional e simultânea.

O Bluetooth é um padrão criado para comunicações sem fio de baixo consumo de energia que permite a transmissão de dados entre dispositivos compatíveis com a tecnologia. O padrão Bluetooth utiliza a faixa ISM, (Industrial, Scientific and Medical), que é de frequência globalmente livre e segura.

Dentro da faixa de frequência ISM, o Bluetooth utiliza a banda de 2,4 GHz a 2,5 GHz, com frequência central em 2,45 GHz. Como a faixa de frequência ISM é aberta, é importante garantir que a comunicação Bluetooth não gere e nem sofra interferências. Por esse motivo a modulação escolhida foi a FH-CDMA (Frequency Hopping - Code-Division Multiple Access). Dessa forma, o Bluetooth subdivide a banda em vários canais com largura muito pequena e os dispositivos trocam de canal

várias vezes em um pequeno intervalo de tempo, o chamado Frequency Hopping. Assim, como a largura de cada canal é muito pequena, a chance de ocorrer interferência é reduzida.

Como o Bluetooth atende a diversos tipos de aplicação foram estabelecidas três classes que se diferenciam pela potência máxima de transmissão tendo como consequência diferentes alcances (tabela 3.1).

Tabela 3.1 Classes de dispositivos Bluetooth.

Classe	Potência Máxima (mW)	Alcance Típico (m)
1	100	Até 100
2	2,5	Até 10
3	1	1

Como nas várias classes o que muda é apenas a potência de transmissão, dispositivos de classes diferentes podem se comunicar sem problemas. A velocidade de transmissão varia de acordo com a versão, por exemplo, na versão 2.0 a máxima taxa de transferência é de 3 Mbps, podendo chegar a 24 Mbps na versão 3.0. Como a taxa de transferência do módulo de oximetria utilizado é menor que 0,5 Mbps um Bluetooth 2.0 já tem capacidade mais do que suficiente para suprir a demanda requerida.

No momento em que um dispositivo Bluetooth conecta-se com outro cria-se uma rede denominada piconet. Nessa rede, o dispositivo que iniciou a comunicação é responsável por regular a transmissão e o sincronismo entre os dispositivos. Por esse motivo, ele é intitulado master enquanto o outro é intitulado slave. Cada piconet é capaz de suportar até 8 dispositivos, sendo 1 master e 7 slaves. A tecnologia, também, permite a sobreposição de duas ou mais piconets, contanto que não ocorra a superposição de dispositivos masters ou seja, um dispositivo pode funcionar como slave de dois masters.

### 3.3.2.4 Módulo de Oximetria

Por meio de um sensor de testa e o módulo de oximetria serão monitorado os sinais fisiológicas do ciclista, medindo sua frequência cardíaca em BPM e o percentual de saturação de oxigênio (%SPO<sub>2</sub>).

O Módulo de oximetria de pulso Nellcor Oximax Nell-1, tem um tamanho reduzido (5.1 x 3.8 x 12.4 (cm)), baixo consumo de potência 65 mW, interface RS232 em 19200 baud, protocolo de comunicação próprio SHIP (Standard Host Interface Protocol). Diferentes aplicações: telemetria, diagnostico do sonho e aplicações portáteis [22], (figura 3.9).



Figura 3.9. Módulo de oximetria NELL-1 [22].

### Sensor de testa

O sensor de testa é parte da plataforma de oximetria de pulso OxiMax e utiliza o princípio da fotopletismografia reflexiva. O sensor de testa fornece uma opção de monitoramento efetivo para obter um sinal de SpO<sub>2</sub>.

O sensor de oximetria foi escolhido para testa (figura 3.10) por fornecer menor índice de artefato de movimento que poderia dar erros na medida comparado com o sensor de ouvido que pode causar necrose de pressão e está sujeito a vaso constrição. Além disso, para o conforto do ciclista, não foi utilizado sensor de oximetria no nariz.

#### Sensor de tipo reflexivo que vai posicionado na testa do ciclista.

O Max-Fast Forehead é um sensor de testa, tipo reflexivo, que obtêm a leitura de SPO<sub>2</sub>. O sensor responde a mudanças na saturação de oxigênio arterial tipicamente um ou dois minutos mais rápido que os sensores de dedo. Além disso, possui maior precisão que os sensores de ouvido e nariz.



Figura 3.10. Sensor de testa NELLCOR Max-Fast.

### Sensor de dedo

Para o desenvolvimento dos testes, por apresentar uma instalação simples e rápida, além de garantir flexibilidade, foi utilizado o sensor DS-100<sup>a</sup>, que é um sensor reutilizável do tipo transmissivo (figura 3.11).



Figura 3.11. Sensor de dedo NELLCOR DS100A.

#### 3.3.2.5 Microcontrolador PIC18F2550

Para o processamento e controle do tráfego de dados do módulo de oximetria e o sensor de temperatura foi utilizado o microcontrolador PIC18F2550 (figura 3.12.).

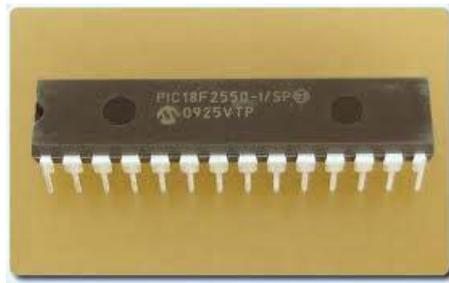


Figura 3.12. PIC18F2550 com encapsulamento DIP

O microcontrolador PIC28f2550 é um microprocessador de propósito geral, versátil e econômico. Pertence à família de processadores PICmicro da empresa Microchip. O PIC18F2550 tem disponível uma interface I2C, tem UART para transmissão de dados seriais. Possui 32 Kb de flash para armazenamento de programas, 2KB de SRAM para memória volátil e 256 bytes de EEPROM (Memória não volátil) para armazenamento permanente de dados como configurações. Além disso tem um conversor analógico digital de 10 bits. Na figura 3.13, são apresentados os terminais e as funções para o PIC18F2550.

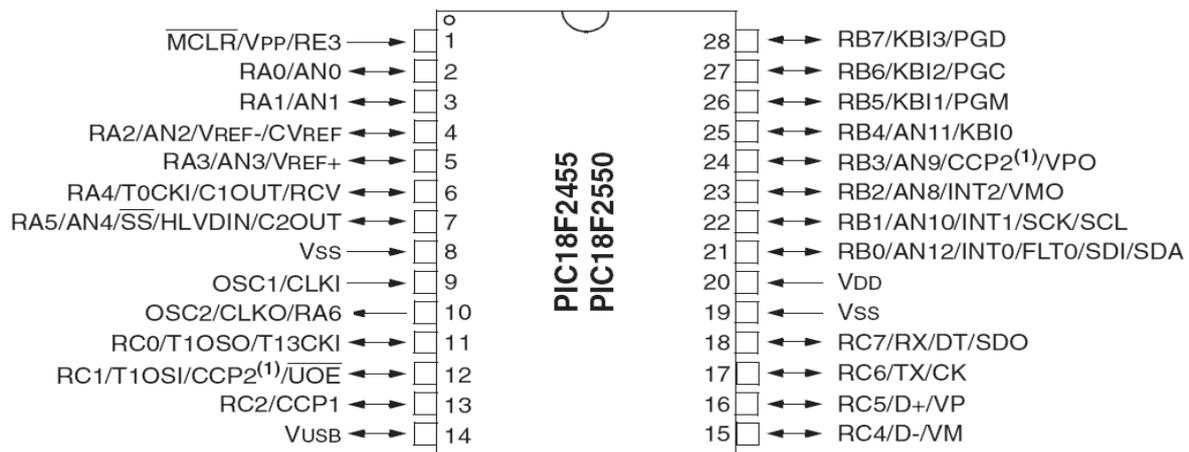


Figura 3.13. Esquemático do PIC18F2550

### Gravador de PICs

Para baixar o programa feito em linguagem C ao PIC, é necessário gerar e carregar um arquivo hexadecimal. Para isso, foi utilizado o PICKIT3 que é uma ferramenta de gravação e depuração de microcontroladores PIC. Sua grande vantagem é seu baixo custo (figura 3.14.).

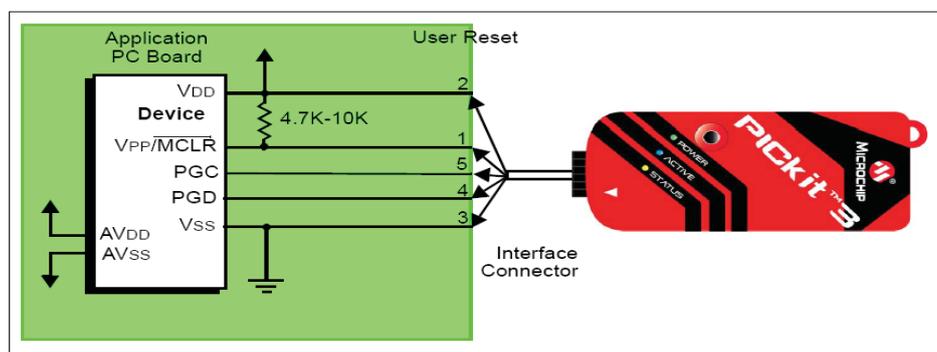


Figura 3.14. Gravador de PICs.

### 3.3.2.6 Módulo Bluetooth

A comunicação sem fio entre o sistema de monitoramento do ciclista e o smartphone é por meio do módulo Bluetooth OBS411 da ConnectBlue (figura 3.15).

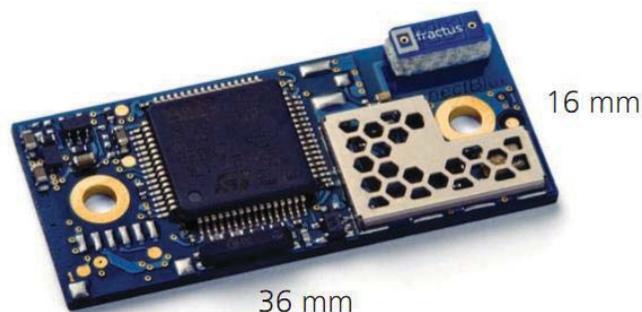


Figura 3.15 - Módulo *Bluetooth* OBS411.

Esse módulo possui características que o tornaram a melhor escolha. Entre elas, temos:

- Compatibilidade nativa com dispositivos rodando o sistema operacional Android, que para o reconhecimento de um dispositivo Bluetooth de terceiros necessita do recebimento de um UUID (Universally Unique Identifier), que é um número de 128 bits gerado aleatoriamente e que identifica o dispositivo. Sem o envio desse número, o sistema operacional Android é incapaz de identificar o dispositivo;

- O OBS411 possui várias opções de configuração sendo possível inclusive ajustar a potência de transmissão de acordo com a aplicação desejada. Como em uso normal a distância entre o hardware e o smartphone é pequena, o que possibilita limitar a potência de transmissão, reduzindo, dessa forma, o consumo de energia do dispositivo.

- É possível utilizar o OBS411 sem a necessidade de ter um microcontrolador para estabelecer a conexão do módulo de oximetria ao módulo Bluetooth. Isso se deve à possibilidade de configurar o módulo para trabalhar no modo bridge. No bridge, o módulo Bluetooth retransmite tudo que ele recebe por meio da serial física pelo Bluetooth e vice e versa, o que significa que, do ponto de vista funcional, é equivalente a se ter um fio ligando o módulo de oximetria ao smartphone.

### 3.3.2.7 Smartphone

Por definição, um *smartphone* é um telefone celular com maior capacidade de processamento, podendo rodar aplicativos compatíveis com o seu sistema operacional. Isso o torna uma excelente ferramenta para desenvolvimentos de aplicativos que disponibilizem diversas funcionalidades inicialmente indisponíveis nesse tipo de celular. Os *smartphones* ainda permitem a interação com os seus dispositivos integrados, como GPS, câmera digital, sensores de movimento, bússola, entre outros. Isto torna possível o desenvolvimento de aplicativos extremamente sofisticados, com diversas funcionalidades e com um diferencial notório com relação aos computadores: eles são realmente portáteis. Os *smartphones* também podem ser definidos como a união das funcionalidades de um PDA (*Personal Digital Assistant*) com as de um telefone celular.

#### Escolha do smartphone

O smartphone é um elemento crucial do projeto, responsável por receber e disponibilizar os dados para o usuário. Por esse motivo entre os smartphones disponíveis no mercado nacional, primeiramente, foram excluídos os dispositivos que não possuíam Bluetooth. Entre os restantes, existiam smartphones com os seguintes sistemas operacionais: iPhone OS, Android e Symbian. O Windows Phone 7 ainda

não estava disponível quando o projeto começou a ser desenvolvido. Foram realizadas diversas análises com o objetivo de identificar o sistema operacional mais adequado. Para facilitar a análise, os resultados foram dispostos em tabelas onde são mostradas as vantagens e desvantagens de cada um.

## **iPhone OS**

Vantagens:

- vasta documentação fornecida pelo próprio fabricante, auxiliando assim no desenvolvimento de aplicativos;
- facilidade de distribuição do aplicativo através da AppStore; e
- sistema operacional robusto e estável.

Desvantagens:

- custo de desenvolvimento: para testar o software no aparelho é necessário ter licença, que custa 99 dólares por ano. Além de só ser possível desenvolver em Mac OS;
- o Bluetooth só funciona com dispositivos da própria Apple ou com dispositivos de terceiros certificados, o que demanda um hardware específico com um certificado fornecido pela Apple; e
- linguagem de programação proprietária Objective-C que dificulta a migração para outros sistemas.

O iPhone OS, apesar de ser um excelente sistema operacional, não foi escolhido por dois fatores: maior custo para desenvolvimento de um software que pudesse ser testado no smartphone e a dificuldade em elaborar um hardware com tecnologia Bluetooth capaz de se comunicar com o smartphone.

## **Symbian**

Vantagens:

- programação em diversas linguagens: é possível desenvolver aplicativos para os smartphones Symbian em Java, Symbian-C e Python;
- grandes fabricantes usam o Symbian como a Nokia e a SonyEricsson.

Desvantagens:

- plataforma de desenvolvimento: não existe uma plataforma unificada, cada fabricante tem uma, o que dificulta o desenvolvimento para diferentes aparelhos;
- decadência: com o surgimento do iPhone OS e do Android, o Symbian vem perdendo cada vez mais espaço no mercado; e
- documentação desatualizada e de difícil acesso.

O Symbian foi descartado porque, apesar de ter sido um sistema operacional que dominou o mercado de smartphones durante muitos anos, está em decadência com a chegada do iPhone OS e do Android e devido à demora no lançamento de novas versões, a quantidade de aparelhos novos que vem com Symbian caiu drasticamente.

## **Android**

Vantagens:

- recentemente se tornou o sistema operacional mais utilizado em smartphones ao redor do mundo;
- facilidade de distribuição do aplicativo através do Android Market;

- programação em diversas linguagens: é possível desenvolver aplicativos para o Android em Java, C, HTML5 e outras ferramentas. Além de possuir plataforma única de desenvolvimento, mesmo para smartphones de fabricantes diferentes;
- grande variedade de smartphones rodando Android: diversos fabricantes como Motorola, Samsung, LG, HTC entre outras utilizam o Android nos seus smartphones, o que confere maior poder de escolha; e
- custo de desenvolvimento: todas as ferramentas de desenvolvimento são gratuitas, inclusive baixar o aplicativo para o smartphone para realização de teste. Além de poder ser utilizado Windows, Mac OS ou Linux para o desenvolvimento.

Desvantagens:

- mudanças de versão: como são geradas novas versões muito rapidamente, isso resulta em constantes alterações para manter a compatibilidade do aplicativo;
- documentação vasta porém, muito dispersa na internet.

O Android foi o sistema operacional escolhido por estar em plena ascensão, por possuir o menor custo de desenvolvimento, bem como diversas plataformas de desenvolvimento disponíveis, além de possuir um número muito grande de smartphones no mercado.

Uma vez o que o sistema operacional foi escolhido, fez-se uma análise dos smartphones disponíveis no mercado e o mais barato foi o Samsung Galaxy 5 da Samsung (figura 4.1). O smartphone escolhido roda o sistema operacional Android 2.2. O smartphone Samsung Galaxy 5 (modelo GT-I5500) é responsável por interagir amigavelmente com o usuário, mostrando os dados coletados de maneira prática e eficiente. Com esse sistema, é possível mostrar em tempo real os valores de oximetria e de pulsação cardíaca ao usuário. É possível mostrar também alguns dados adicionais do oxímetro como a existência ou não de ruído e se o sensor está no atleta.

O smartphone Samsung Galaxy 5 modelo GT I5500 (figura 3.16) foi escolhido pelas suas funcionalidades, como Bluetooth, conexão GPS e sistema operacional Android além de ter um menor custo se comparado a outros smartphone com as mesmas funcionalidades.



Figura 3.16. Smartphone samsung Galaxy 5.

### 3.3.2.8 GPS (Sistema de Posicionamento Global)

GPS é um sistema de posicionamento global baseado na tecnologia de satélite. A técnica fundamental do GPS é medir as faixas entre o receptor e alguns satélites observáveis. As posições dos satélites são prognosticadas e raio difundidas ao longo com o sinal de GPS ao usuário. Por meio de

diferentes posições conhecidas (dos satélites) e as distâncias medidas entre o receptor e os satélites, a posição do receptor pode ser determinada [23].

### Sistema de Coordenadas: Latitude e longitude [24]

Latitude e longitude é o sistema mais antigo de coordenadas de mapas para localizações na Terra, Fazendo uma aproximação a Terra é basicamente uma esfera e pode ser medida em graus. Essa é a base da latitude e longitude, que usa linhas imaginárias para dividir a superfície da Terra (figura 3.17).

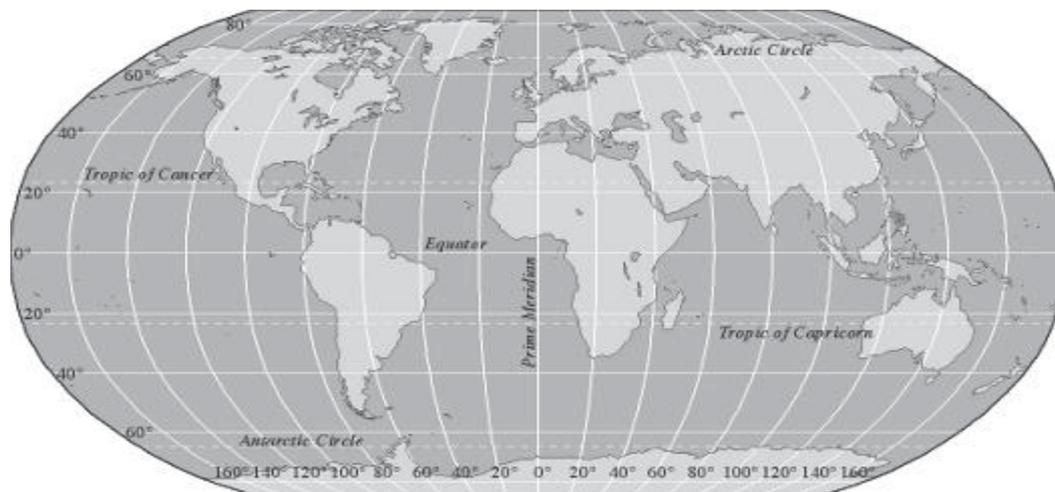


Figura 3.17. Latitude e longitude são linhas imaginárias que provêm uma localização de referencia [24].

#### Latitude

Latitude é a medida de distância angular norte e sul desde a linha do Equador, o qual representa 0 graus de latitude.

À medida que vai desde a linha do Equador para o norte, a latitude norte aumenta até 90 graus quando chega ao Polo Norte.

A medida que vai desde a linha do Equador para o sul, a latitude diminui até -90 graus quando chega ao Polo Sul.

#### Longitude

As distâncias angulares para a longitude são medidas ao este e ao oeste do Meridiano de Greenwich Lina que passa através de Greenwich, Inglaterra).

Quando viaja Meridiano de Greenwich até o este, a longitude incrementa até 180 graus. Quando vai desde o Meridiano de Greenwich até o oeste, a longitude diminui até - 180 graus. (o local onde as duas longitudes de 180 graus se encontram é chamado como Linha Internacional de Data).

Um grau de latitude ou longitude é aproximadamente igual a 112.651 km. Os graus são compostos por pequenas frações.

**Grau:** Um grau tem uma faixa de 60 minutos. Um minuto corresponde a aproximadamente 1.93 km.

**Minuto:** Um minuto é composto de 60 segundos. Um segundo corresponde a aproximadamente 0.032186 km.

Essas unidades de medida são abreviadas com os seguintes símbolos:

Grau: °  
Minuto: ’  
Segundo: ″

Latitude e longitude são bastante simples e lógicas. Infelizmente, ao longo dos anos, as pessoas criaram diferentes formas para representar latitude e longitude. Coordenadas de latitude e longitude podem ser escritas como:

**Graus, minutos e segundos:** Esta é a forma tradicional. Por exemplo, as coordenadas do prédio SG11 da UnB fica aproximadamente em:  $15^{\circ}45'56.5236''$  S (sul) e  $47^{\circ}52'19.9596''$  W (oeste) ou também pode-se escrever  $-15^{\circ}45'56.5236''$ ,  $-47^{\circ}52'19.9596''$ .

**Graus e minutos decimais:** Os segundos são convertidos em frações de minutos (segundos / 60), então as coordenadas para o SG11 ficariam:  $-15^{\circ}45.94206''$ ,  $-47^{\circ}52.33266''$ .

**Graus Decimais:** Minutos e segundos são convertidos em frações de graus e só a representação decimal de graus é usada. Então, o endereço do prédio ficaria:  $-15.765701^{\circ}$ ,  $-47.872211^{\circ}$ . Utilizando a ferramenta Google Maps pode-se ver as coordenadas do prédio do SG11 (figura 3.18).



Figura 3.18. Coordenadas em graus decimais do prédio SG11 da UnB.

### Como funciona o GPS [25]

Basicamente o GPS pode ser dividido em 3 partes (figura 3.19):

- Satélites
- Estações de Terra
- Receptores

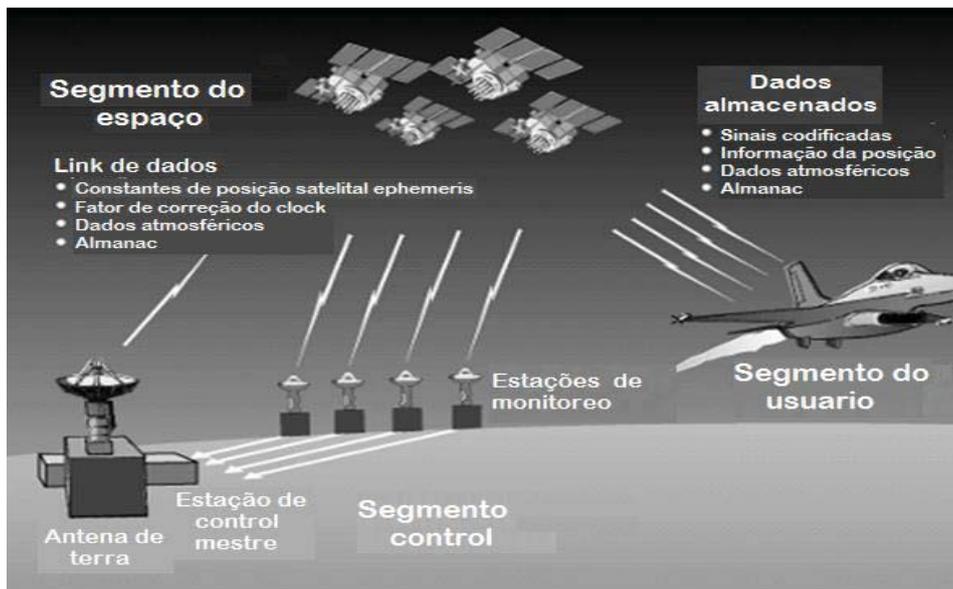


Figura 3.19. GPS é composto de satélites, estações de Terra e receptores [15].

## Satélites

Na terminologia GPS, um satélite é um segmento do espaço. Uma constelação de 24 satélites de GPS (21 em operação e 3 de reposição) orbitam aproximadamente a 19311.6 km ao redor da Terra (figura 3.20). Os satélites são posicionados onde um receptor de GPS pode receber sinais de pelo menos 6 dos satélites em qualquer momento, em qualquer local da Terra (se nada obstrui os sinais)

Um satélite tem 3 peças chave de hardware:

- Computador: o computador controla o vôo e outras funções.
- Relógio atômico: isto mantém uma exatidão de tempo na faixa de 3 nano-segundos.
- Rádio transmissor: este envia os sinais à Terra.



Figura 3.20. Constelação de satélites NAVSTAR e suas órbitas.

Os satélites GPS, os quais são movidos pela energia solar, têm uma vida útil limitada (cerca de 10 anos). Quando eles começam a falhar, satélites de reposição são ativados ou novos satélites são enviados para órbita para substituir os antigos. Isto dá ao governo a oportunidade de atualização do sistema de GPS, colocando hardware com novas funcionalidades no espaço.

### **Sinais de rádio GPS**

Os satélites transmitem dois tipos de sinais de rádio: C/A-code e P-code.

**Aquisição não aperfeiçoada (C/A-code)** é o tipo de sinal que o consumidor de GPS recebe. C/A-code é enviado na frequência de 1575.42 MHz.

As emissões C/A-code são conhecidas como Serviço de Posicionamento Padrão (SPS).

O C/A-code é menos preciso que o P-code. A vantagem do código C/A é que ele é mais rápido de usar para a aquisição de satélites e para obter uma posição fixa inicial. Alguns receptores P-code militares recebem primeiro o código C/A e depois mudam para P-code.

### **Precisão (p-code)**

P-code provê alta precisão da localização da informação. Os militares dos Estados Unidos são o usuário primário das transmissões P-code, e este usa uma forma criptografada dos dados e só receptores especiais podem acessar a informação. O sinal P-code é emitido na banda de 1227.6 MHz.

### **Estações de Terra**

As estações de Terra são segmentos de controle dos GPS. Cinco estações terrestres não tripuladas ao redor da Terra monitoram os satélites. A informação das estações é enviada à estação de controle mestre - o centro de operações do espaço consolidado (CSOC), na base da Força Aérea Americana, em Colorado - onde o dado é processado para determinar cada efemérides e erros de tempo dos satélites.

Uma efemérides é uma lista de posições prevista de corpos astronômicos, como, por exemplo, os planetas ou a Lua. Efemérides são compiladas para acompanhar as posições de numerosos satélites que orbitam a Terra. O dado processado é enviado aos satélites uma vez diariamente com antenas de Terra alocadas ao redor do mundo.

### **Receptores GPS**

Qualquer pessoa que tiver um receptor GPS pode receber os sinais de satélites para determinar onde está localizado.

### **Dados dos satélites**

Unidades GPS recebem dois tipos de dados dos satélites NAVSTAR.

### **Almanac**

O dado almanac contém a posição aproximada dos satélites. O dado está constantemente sendo transmitido e é armazenado na memória dos receptores de GPS.

### **Efemérides**

O dado efemérides tem as posições precisas dos satélites. Para encontrar uma localização fixa, o receptor tem que saber quão longe o satélite está (aproximadamente 20000 km). O receptor GPS calcula a distância do satélite usando os sinais que o satélite esta enviando.

### Múltiplos satélites

Um receptor de GPS precisa de diferentes peças de dados para produzir a informação de posição.

**Localização:** Um mínimo de três sinais de satélites é requerida para encontrar a posição.

**Posição:** Quatro sinais de satélites são requeridos para determinar a posição em três dimensões: latitude, longitude e altitude.

### GPS Assistido (A-GPS) [25]

GPS assistido (A-GPS) é um dos principais contribuidores para o uso generalizado de GPS, especialmente para telefones celulares e outras unidades portáteis. A-GPS integra GPS e comunicação sem fio e utiliza chips GPS com poder de processamento de baixo custo. Os satélites GPS são limitados na quantidade de energia que podem fornecer aos usuários na Terra, a muitos milhares de quilômetros de distância. A-GPS fornece informações importantes, por meio de canais separados de comunicação sem fio, para melhorar substancialmente o poder de processamento do receptor GPS, para que possam operar com sucesso em locais desfavorecidos e em circunstâncias onde os edifícios, árvores, colinas podem degradar parcialmente os sinais GPS .

Normalmente, os receptores GPS recebem as informações diretamente dos satélites. O GPS assistido (A-GPS) melhora o desempenho no padrão de fornecimento de informações, através de um canal de comunicação alternativo. A figura 3.21 e a figura 3.22 mostram uma visão global de um sistema A-GPS. É importante lembrar que A-GPS simplifica a tarefa e minimiza a quantidade de tempo e informação requerida desde os satélites. No entanto, A-GPS não exclui o receptor de receber e processar os sinais dos satélites. O receptor de A-GPS faz medições desde os satélites, mas pode fazê-lo mais rapidamente, e com sinais mais fracos do que um receptor não assistido.

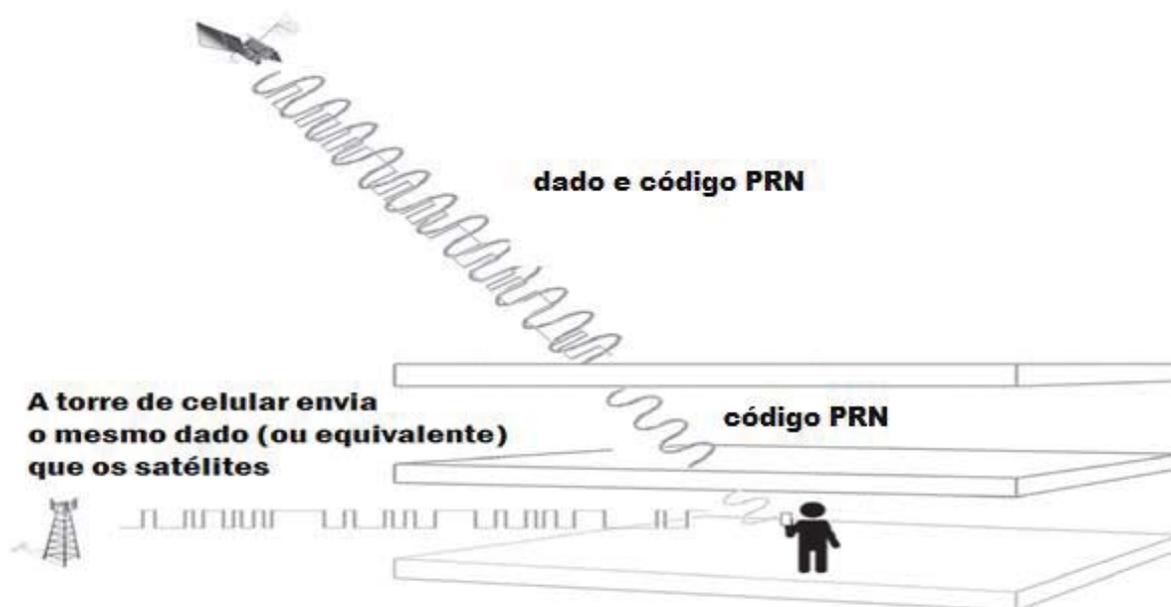


Figura 3.21. Visão geral - dados e código. Cada GPS envia um código aleatório, e um fluxo de dados. O código PRN é ilustrado no diagrama por uma senóide e o dado é ilustrado por uma onda quadrada. Em um sistema A-GPS, os dados são fornecidos através de uma torre de celular. O receptor A-GPS recebe da torre de celular a mesma informação que poderia ter obtido do satélite. Então o receptor A-GPS pode calcular uma posição mais rápido, porque os dados podem ser enviados com maior rapidez a partir da torre de celular que do satélite [25].

Para calcular a posição, um receptor GPS deve primeiro encontrar e adquirir o sinal de cada satélite e então decodificar o dado dos satélites. Só depois que o dado da posição dos satélites é decodificado o receptor GPS poderia calcular a posição.

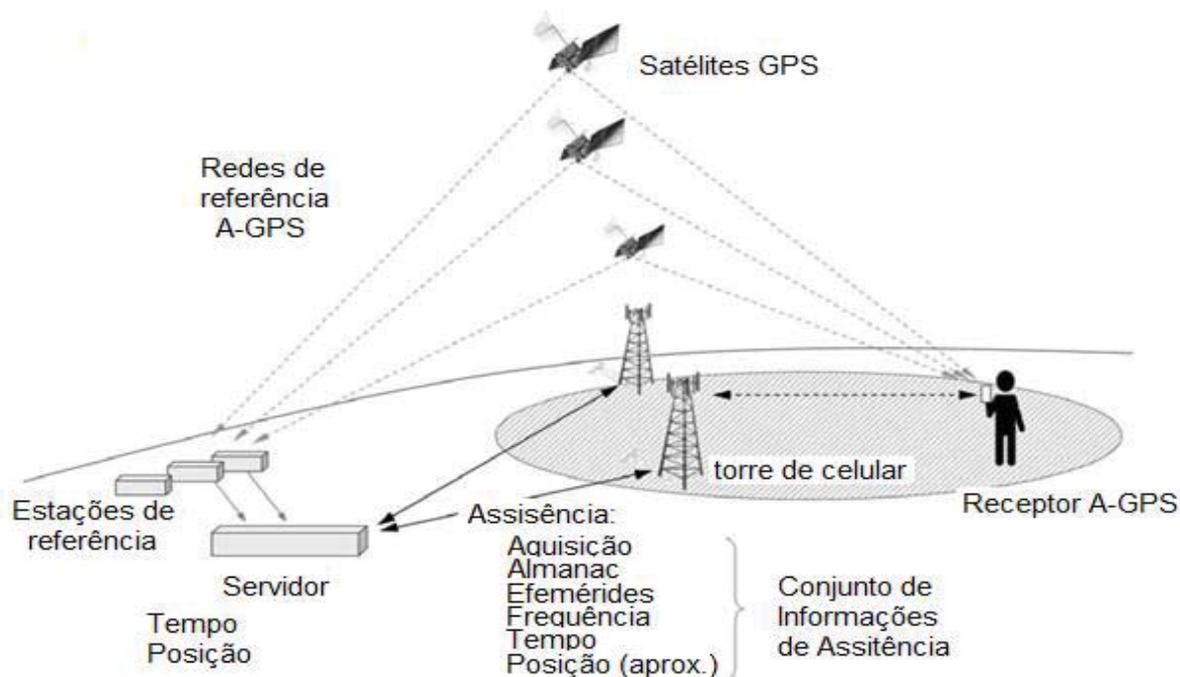


Figura 3.22. Sistema de representação A-GPS. O dado do satélite é coletado e processado por uma rede de referência A-GPS e o servidor de localização. A assistência de dados é usualmente, mas não necessariamente, fornecida através de uma rede sem fio, mais comumente através de um canal de dados de celular. A posição aproximada do receptor A-GPS é geralmente derivada de um banco de dados local na torre de celular [25].

### Cálculo da distância entre dois pontos por GPS

Para calcular a distância entre dois pontos na superfície da Terra por meio da latitude e longitude tem-se diferentes fórmulas. Todas essas fórmulas são baseadas no formato esférico da Terra (ignorando efeitos elipsoidais) (usando um modelo esférico, tem-se erros de até 0.3%). As fórmulas mais utilizadas são: Fórmula de Harvesine, lei esférica dos cossenos e aproximação retangular. Por apresentar um melhor desempenho e exatidão, ainda para pequenas distâncias, foi escolhida a fórmula de Harversine para encontrar a distância entre dois pontos diferentes que poderia percorrer um ciclista.

A fórmula de Haversine é uma importante equação usada em navegação, fornecendo distâncias entre dois pontos de uma esfera a partir de suas latitudes e longitudes. É um caso especial de uma fórmula mais geral de trigonometria esférica, a lei dos Haversines, relacionando os lados a ângulos de uma esfera “triangular”. Nas seguintes equações é definida a fórmula de Harversine.

$$a = \sin^2 \left[ \frac{(\text{lat}2 - \text{lat}1)}{2} \right] + \cos(\text{lat}1) \times \cos(\text{lat}2) \times \sin^2 \left[ \frac{(\text{long}2 - \text{long}1)}{2} \right]$$

$$\text{Fórmula de Haversine : } c = 2 \times \text{atan2}(\sqrt{a}, \sqrt{1 - a})$$

$$\text{Distância} = R \times c$$

Onde  $R$  é o raio da Terra (raio meio = 6371 km).

Para calcular a velocidade, é utilizada a distância calculada na fórmula de Haversine e o tempo do relógio interno do smartphone.

### 3.4 Desenvolvimento do protótipo

O protótipo para o sistema de monitoramento e treinamento de ciclistas foi desenvolvido em diversas etapas cada uma delas visando obter um futuro produto comercial focado na área do ciclismo, aproveitando o smartphone como instrumento de monitoramento, portanto não ter um investimento adicional num equipamento específico para ciclocomputadores, além disso poder compartilhar as informações nas redes sociais para ter um feedback do treinamento do ciclista. Na figura 3.23 é apresentado um diagrama de blocos do sistema, os dados do módulo de oximetria e do sensor de temperatura são processados no microcontrolador e ele manda os dados por meio do Bluetooth para o smartphone onde vai ser apresentados na tela. Além disso os dados são enviados ao Twitter e o Google Maps para compartilhar a informação na rede. Também, por meio do GPS, são calculados a distância, tempo e velocidade do ciclista (figura 3.24).

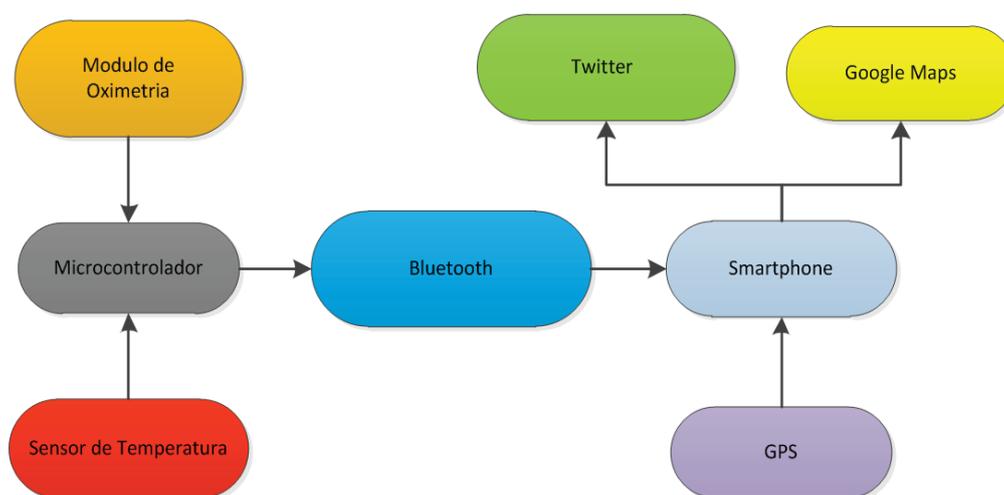


Figura 3.23. Diagrama de Blocos do Sistema de treinamento e monitoramento de ciclistas.



Figura 3.24. Diagrama do protótipo e o aplicativo no smartphone para o monitoramento e treinamento de ciclistas.

### 3.4.1 Simulador de percentagem de SPO<sub>2</sub> da Fluke

O simulador de %SPO<sub>2</sub> Index 2XL da Fluke (figura 3.25) pode simular frequências cardíacas na faixa de 30 BPM até 250 BPM e o percentual de SPO<sub>2</sub> de 35% até 100%. Para os testes de laboratório, foi utilizado um sensor de dedo (figura 5.11) conectado ao módulo de oximetria, assim foram simuladas diferentes entradas de BPM e SPO<sub>2</sub>.



Figura 3.25. Simulador Index 2XL SpO<sub>2</sub> da Fluke.

### 3.4.2 Módulo de Oximetria

O análise dos dados de saída do módulo de oximetria foi feito por meio do osciloscópio TDS 1001B da Tektronix (figura 3.26).

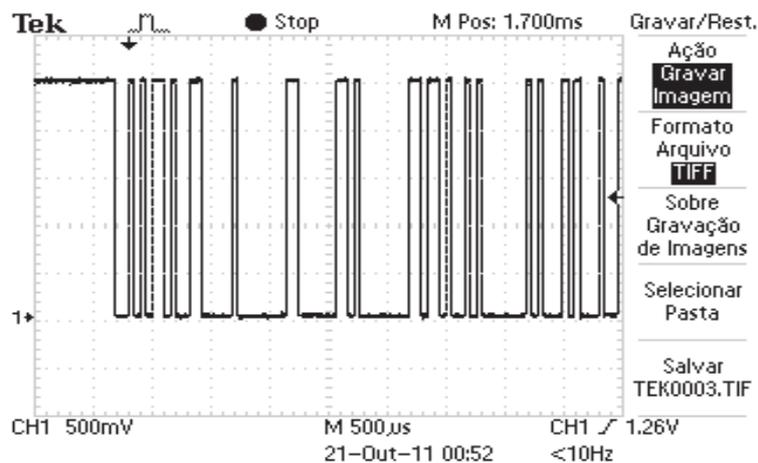


Figura 3.26. Sinal de saída do módulo de oximetria (SHIP).

Depois de conferir o sinal de saída do módulo de oximetria, foi feita uma análise do pacote de dados em formato decimal com a placa SLCP210 (figura 3.27). A saída digital do módulo de oximetria é enviada ao computador pela interface serial; o programa RS232 Analyzer (figura 3.30) foi utilizado para aquisição de dados seriais.

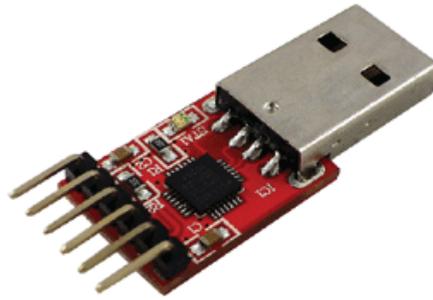


Figura 3.27. Placa de aquisição de dados SLCP210.

Para a configuração da placa SLCP210 e a aquisição de dados, é realizado o seguinte procedimento:

- Conferir que a placa SLCP210 foi reconhecida no gerenciador de dispositivos do computador (figura 3.28).

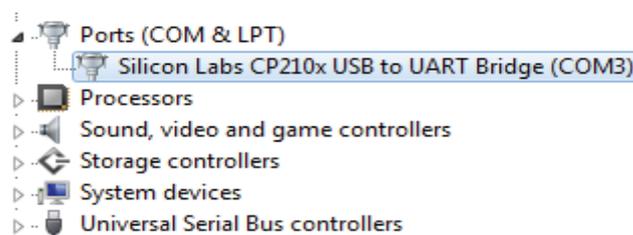


Figura 3.28. Reconhecimento da placa SLCP210 no gerenciador de dispositivos .

- Configurar a placa SLCP210 com as mesmas configurações de transmissão de dados que o módulo de oximetria (figura 3.29).

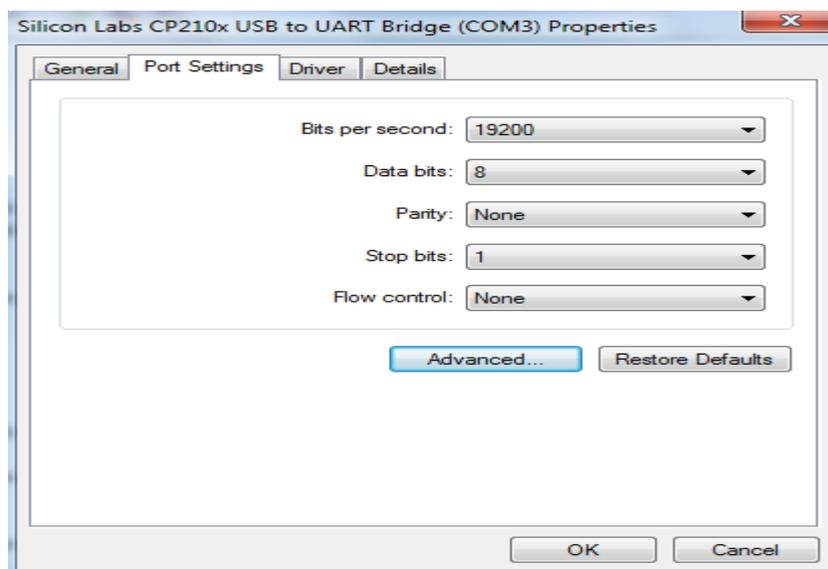


Figura 3.29. Configuração Serial da placa SLCP210.

Assim, é analisado o pacote de dados que manda o módulo de oximetria da Nellcor. Os dados são apresentados na figura 5.30. Nesse pacote, são selecionados o BPM e o percentual de oxigênio. Inicialmente, foram enviados todos os pacotes de dados para o smartphone. Mas algumas vezes o

smartphone ficava travado pela quantidade de dados adicionais desnecessários (como a onda fotoplestimográfica, erros, alarmes, etc, não necessários para a aplicação) que tinha que processar. Então a solução foi utilizar o PIC18F2550 para processar os sinais e enviar somente os dados de BPM e %SPO<sub>2</sub> ao smartphone.

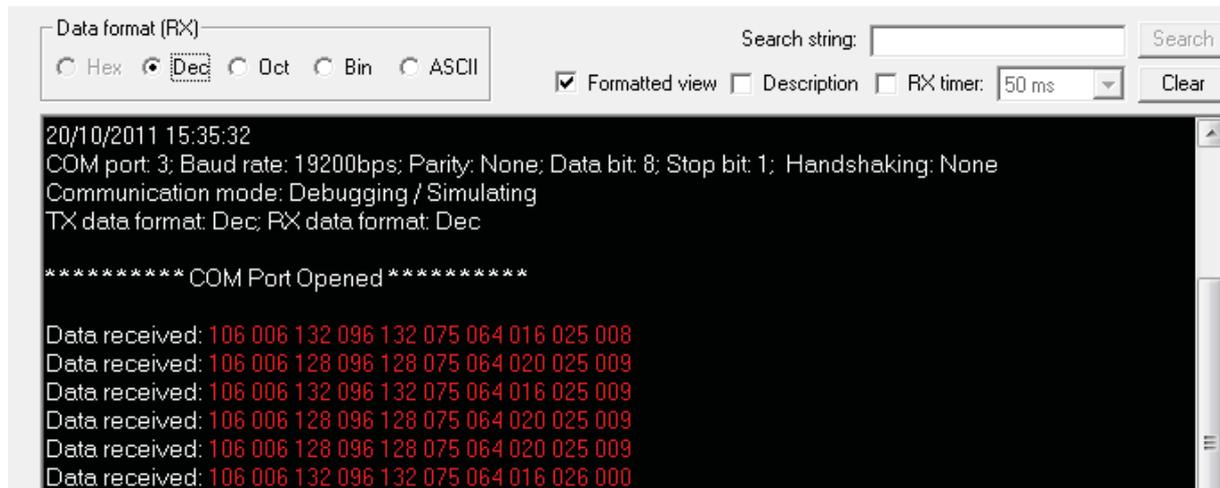


Figura 3.30. Dados digitais de saída do módulo de oximetria.

### 3.4.3 Sensor de Temperatura

Para estabelecer a conexão entre o sensor de temperatura e o microcontrolador, é configurado o protocolo I<sup>2</sup>C e os registros do sensor de temperatura.

O PIC18F2550 foi configurado como mestre no protocolo I<sup>2</sup>C e os terminais B0 e B1 do PIC como os sinais SDA e SCL, respectivamente.

Para que o sensor de temperatura seja reconhecido pelo PIC, esse tem que ter um endereço físico. Assim, os terminais A0, A1 e A2 do sensor foram ligados ao terra do circuito. Ou seja 000 é o endereço do MCP9803M.

O MCP9803M possui 4 registros configuráveis: registro de temperatura ambiente, registro de configuração de dispositivo, registro de limite de temperatura e registro de histereses. Para o sistema de monitoramento e treinamento do ciclista, foram configurados somente os dois primeiros registros.

Registro de temperatura ambiente (T<sub>A</sub>):

O registro T<sub>A</sub> é de leitura somente e usado para acessar o dado de temperatura ambiente. Os dados do Conversor Analógico Digital (ADC) do sensor são carregados em paralelo no registro. A conversão do código decimal da Temperatura ambiente para 12 bits é mostrado na tabela 3.2.

Tabela 3.2. Conversão de código decimal da temperatura ambiente.

T <sub>A</sub> 12-Bit	Code			T <sub>A</sub> (°C)
	Binary	Hexadecimal	Decimal	
+125°C	0111 1101 0000 uuuu	7D0	2000	+125
+25.4375°C	0001 1001 0111 uuuu	197	407	+25.4375
+0.0625°C	0000 0000 0001 uuuu	001	1	+0.0625

Onde

$$T_A = \text{Code} \times 2^n$$

$n = -1, -2, -3$  e  $-4$  para 9-bit, 10-bit, 11-bit e 12-bit de resolução, respectivamente.

$T_A$  = temperatura ambiente ( $^{\circ}\text{C}$ ).

Code = MCP980x saída em decimal

Registro de configuração:

O registro de configuração (CONFIG) de 8 bits de leitura/escrita permite ao usuário selecionar diferentes características. Mas, para o projeto, só foi configurada a resolução do ADC em 12 bits (tabela 3.3).

Tabela 3.3. Resolução segundo o número de bits do MCP983M

Bits	Resolution $^{\circ}\text{C}/\text{Bit}$ (typ.)
9	0.5
10	0.25
11	0.125
12	0.0625

Resolução do ADC:

Para selecionar uma resolução de 12 bits, são utilizados o bit 6 e o bit 5 do registro CONFIG (figura 3.31).

#### CONFIGURATION REGISTER (CONFIG)

R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
One-Shot	Resolution		Fault Queue		ALERT Polarity	COMP/ INT	Shut- down
bit 7							bit 0

Figura 3.31. Registro CONFIG do MCP9803M.

Transferência de dados:

A transferência de dados é inicializada por uma condição de início (START), seguido pelo endereço do dispositivo de 7 bits e um bit de leitura/escrita. O ACK (acknowledge) do escravo confirma a recepção de cada byte. Cada acesso tem que ser terminado por uma condição de STOP (figura 3.32).

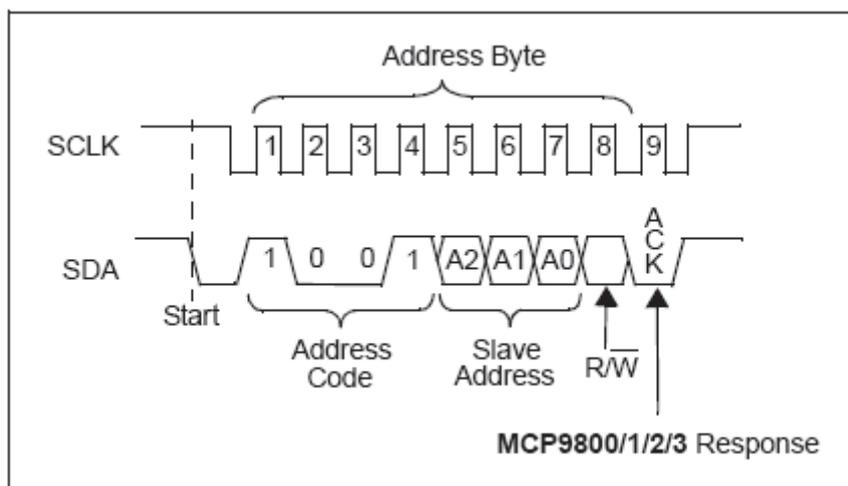


Figura 3.32. Endereço do dispositivo.

Conexão ao barramento serial:

As sinais SDA e SCLK da interface serial necessitam de resistores de pull-up, porque os terminais são de coletor aberto. Essa configuração é apresentada na figura 3.33.

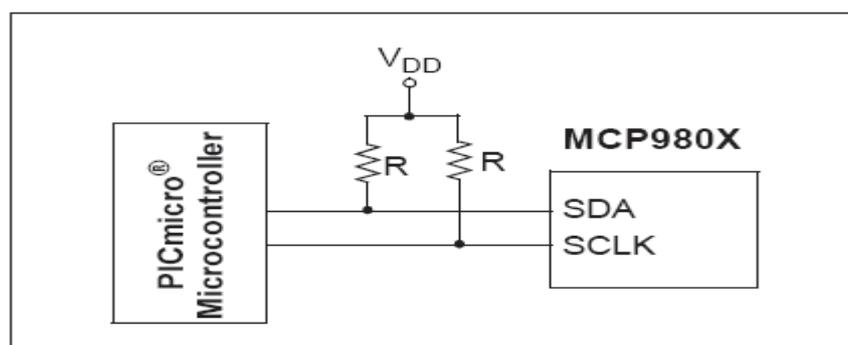


Figura 3.33 Resistores de pull-up na interface serial.

### 3.4.4 PIC18F2550

O firmware do microcontrolador foi desenvolvido com base no uso de interrupções globais. Logo que a alimentação é ligada, acontece a ativação das interrupções globais, a inicialização dos periféricos do próprio microcontrolador (como o I<sup>2</sup>C e o RS232), são configurados os registros do sensor de temperatura e por último os dados de %SPO<sub>2</sub>, BPM e temperatura são enviados à interface serial RS232. A taxa de transmissão de dados foi configurada para 19200 bps.

Um fluxograma mostrando a sequência do código executado na rotina principal é mostrado na figura 3.34. No fluxograma para o sensor de temperatura, escrever ao protocolo I2C serve para configurar o endereço físico do sensor de temperatura e sua resolução em 12 bits. A leitura do protocolo I2C serve para obter o valor da temperatura ambiente ao redor do ciclista.

Os dados do módulo de oximetria enviados à interface serial RS232 são adquiridos, mas só os dados de %SPO<sub>2</sub> e BPM são escolhidos e depois enviados para a serial RS232.

Finalmente o valor de temperatura lido é enviado para a Serial RS232.

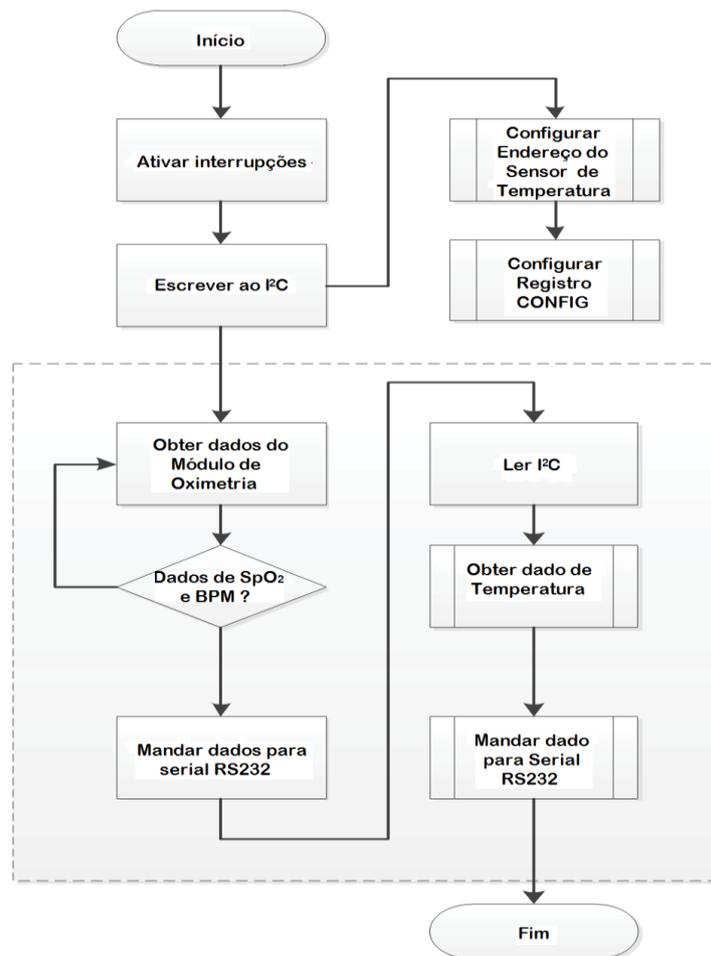


Figura 3.34. Fluxograma da rotina principal do PIC.

### 3.4.5 Módulo Bluetooth

O módulo Bluetooth foi configurado segundo o anexo II. Assim os dados do microcontrolador são enviados por meio do Bluetooth ao smartphone.

O Bluetooth, foi configurado na faixa de 2400 MHz, ou seja, 2400 amostras (eventos) por segundo, como os bits de dados são 8, então finalmente, tem-se  $2400 \times 8 = 19200$  bps (bits por segundo), que é a mesma taxa de transmissão que o PIC e o módulo de oximetria.

### 3.4.6 Projeto Esquemático do Protótipo

A figura 3.35, traz o projeto esquemático detalhado do hardware desenvolvido. Nele é possível observar 6 componentes importantes:

**Fonte de alimentação:** Os reguladores LM2931z-5v e LM1117T fornecem as tensões de saída de 5 V e 3.3 V, respectivamente, com o intuito de fornecer energia para o módulo de oximetria, o microcontrolador, o módulo Bluetooth e o sensor de temperatura.

**Módulo de oximetria:** O “conector oxímetro J4” da figura 3.35 serve para a alimentação e a entrada de dados do módulo de oximetria. O “conector oxímetro J5” da figura 3.35 serve para a saída de dados do módulo de oximetria.

**Microcontrolador:** O PIC18F2550 foi utilizado para o processamento dos dados de saída do módulo de oximetria e do sensor de temperatura.

**Bluetooth:** O “conector Bluetooth” da figura 3.35 serve para transmissão e recepção de dados com o microcontrolador.

**Sensor de temperatura:** O “conectorTemp” da figura 3.35 serve para estabelecer a comunicação I<sup>2</sup>C com o microcontrolador.

**Sensor de testa:** O conector “DB9 fêmea” da figura 3.35 serve para comunicar o sensor de testa com o módulo de oximetria.



### 3.4.7 Circuito impresso (PCB)

Para a montagem do hardware foi desenhada e confeccionada uma placa de circuito impresso, utilizando o programa Eagle Cadsof (figura 3.36).

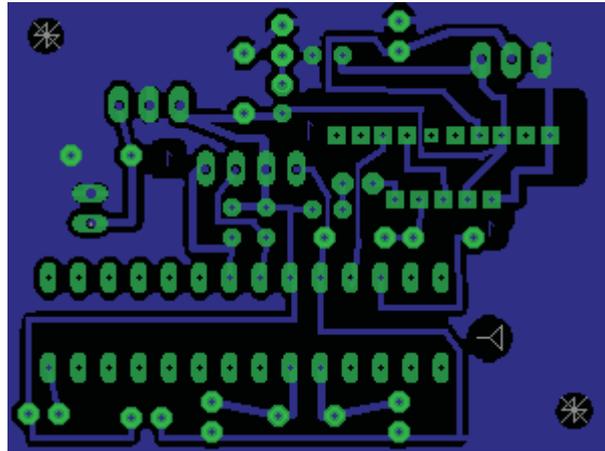


Figura 3.36. Layout da placa de circuito impresso.

A placa foi projetada levando em consideração as dimensões do módulo de oximetria, de tal forma que a placa, contendo o módulo Bluetooth e a fonte de alimentação, pudesse ser empilhada no módulo de oximetria. Como é possível observar na figura 3.37.

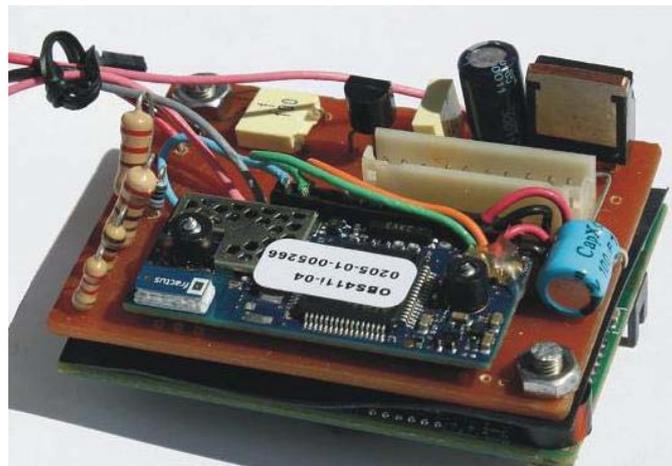


Figura 3.37. Arranjo físico do hardware.

### 3.4.8 Smartphone

O software para o smartphone utilizando o programa App Inventor foi idealizado para possibilitar a interação do atleta com o smartphone de forma simples e objetiva. Para tanto, algumas funcionalidades foram desenhadas. Entre elas, estão a aquisição de dados via Bluetooth, a exibição destes dados, a supervisão do estado do sensor, a sinalização da presença de ruídos, a exibição dos limites máximo e mínimo da faixa de treinamento e o compartilhamento de informações através do Twitter.

Aquisição de dados via Bluetooth: Para tornar possível a comunicação do hardware com o smartphone, foi necessário a implementação de um algoritmo capaz de gerenciar a conexão, além de monitorar possíveis erros.

Exibição dos dados: Mostrar os dados é algo aparentemente trivial. Porém, isso inclui a interpretação da mensagem binária recebida. Desta forma, foi elaborado um algoritmo capaz de extrair os dados da mensagem binária e apresentá-los ao atleta.

Supervisão do estado do sensor: A supervisão do estado do sensor é muito importante, pois uma desconexão pode acontecer sem que o atleta tome conhecimento. Para tanto, foi acrescentado um sistema por meio de cores para informar claramente o estado atual do sensor.

Sinalização da presença de ruído: O ruído não torna a medida inválida, porém aumenta sua margem de erro. Por isso, foi acrescentado um sinalizador visual da existência ou não de ruído durante a realização da medida.

Compartilhamento de informações: O compartilhamento de informações possibilita ao atleta disponibilizar, a cada cinco minutos, através de sua página no Twitter, um link para a página do Google Maps, onde todos que tem acesso ao Twitter do usuário poderão visualizar no mapa a saturação de oxigênio, o batimento cardíaco a temperatura ambiente, além da velocidade, distância e altitude do atleta. Isso permite que seu treinador e seus seguidores tenham acesso aos dados da sua atividade física praticamente em tempo real.

#### **3.4.8.1 FLUXOGRAMAS**

O programa desenvolvido no App Inventor executa de forma detalhada os procedimentos descritos nos fluxogramas apresentados nas figuras 3.38, 3.40, 3.41, 3.44 e 3.45.

O fluxograma da figura 3.38, que é a rotina principal do smartphone, é explicado passo a passo a seguir.

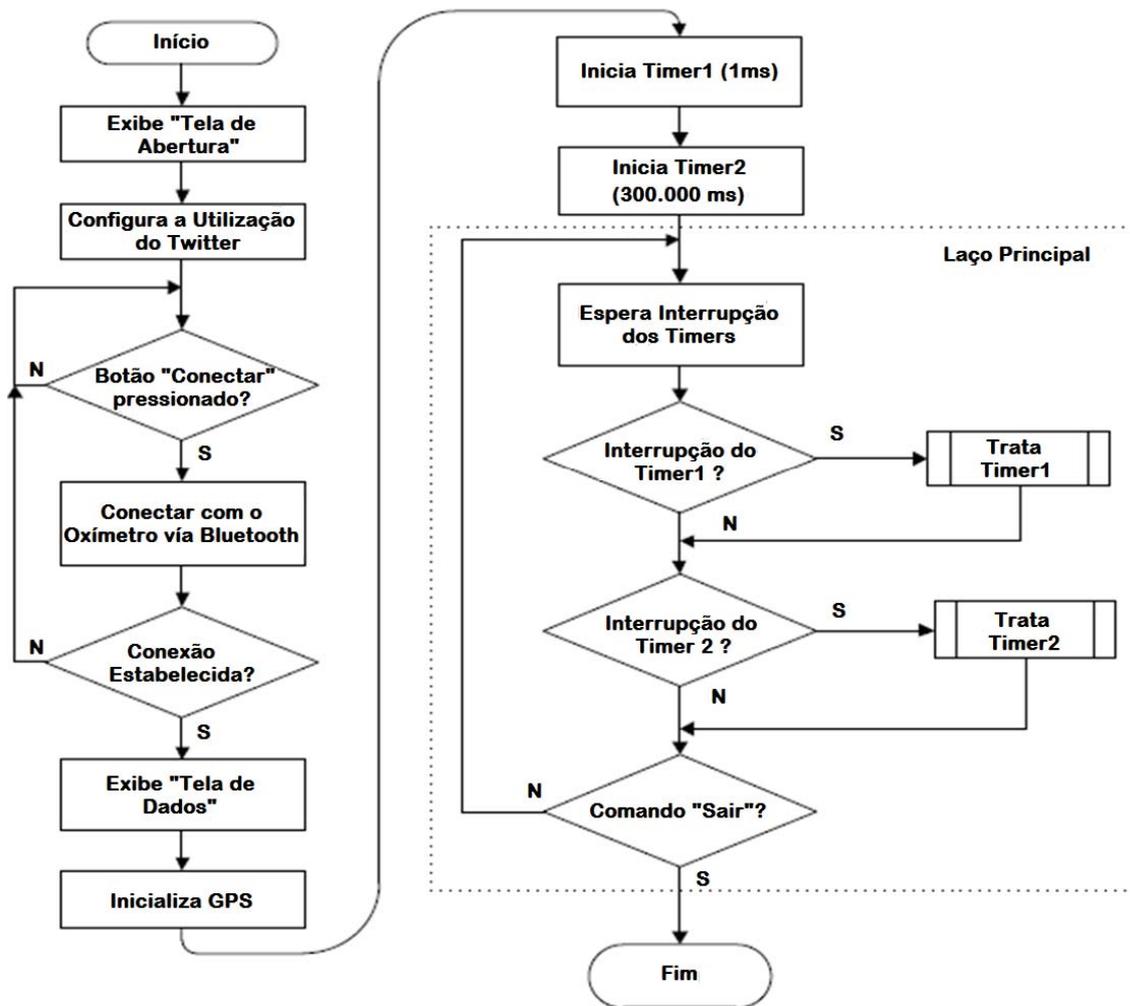


Figura 3.38. Fluxograma da rotina principal do smartphone.

Assim que o programa é executado, ele carrega a tela de abertura (figura 4.3) e logo em seguida uma tela de login do Twitter, na qual o atleta autoriza o programa a ter acesso ao seu Twitter (figura 3.39).



Figura 3.39. Tela de login de Twitter.

Para tornar isso possível, foi necessário o cadastramento do programa no servidor do Twitter através de uma conta de desenvolvedor. Com isso, o Twitter disponibilizou dois códigos que identificam a aplicação.

Em seguida, o programa fica aguardando o usuário solicitar a conexão com o oxímetro sem fio. Caso o usuário solicite a conexão sem ligar o Bluetooth, o aplicativo gera uma mensagem de erro e sugere que o usuário ative o Bluetooth. É gerada, também, uma mensagem de erro no caso de o usuário solicitar a conexão e o oxímetro sem fio não responder.

Assim que a conexão é estabelecida, o programa sai da tela de abertura e carrega a tela de dados. Nessa tela, o usuário pode visualizar as informações coletadas pelo oxímetro sem fio em tempo real. Para isso, o programa principal inicializa o dispositivo GPS do smartphone, além de dois timers, um responsável por receber, tratar e mostrar os dados enviados pelo oxímetro e outro responsável por gerar uma mensagem automática a cada cinco minutos para o Twitter. Esse é o laço principal do programa.

A rotina de interrupção do timer 1 realiza todos os processos referentes à conexão Bluetooth e atualização da tela de dados.

Essa rotina é executada quando ocorre uma interrupção do timer 1, recebe as mensagens enviadas via Bluetooth pelo oxímetro sem fio e verifica a integridade da mensagem recebida de acordo com o protocolo SHIP (Standard Host Interface Protocol), fornecido pela Nellcor. Em seguida, extrai os dados de oximetria, pulsação cardíaca, estado do sensor e a existência ou não de ruído. Após isso, os valores da tela de dados são atualizados.

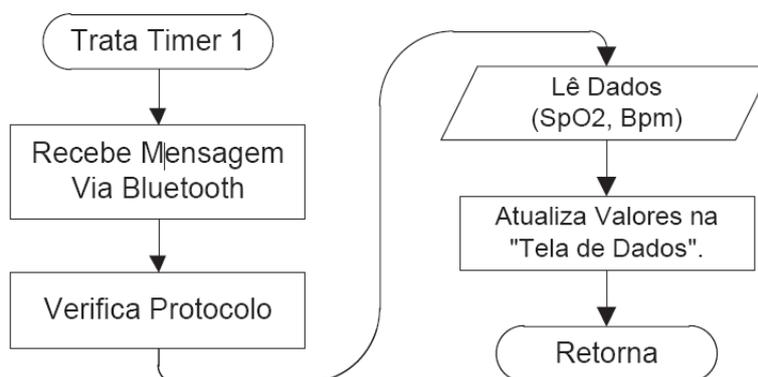


Figura 3.40. Fluxograma da rotina do timer 1.

É importante ressaltar que, no âmbito deste trabalho, a verificação da integridade da mensagem foi retirada do aplicativo final. Essa verificação era realizada através de um byte de redundância que utiliza um método CRC de 8-bits. Como o App Inventor não foi concebido para tratamento de dados em baixo nível, várias funções não estão disponíveis na plataforma de desenvolvimento. Dessa forma, operações básicas como a função “ou-exclusivo”, um conversor de decimal/binário, entre outras, tiveram que ser implementadas, o que resultou em um tempo de processamento muito elevado, trazendo como consequência um retardo de cerca de dez segundos entre a aquisição e a exibição dos resultados. Por esse motivo, a verificação da integridade da mensagem foi retirada do aplicativo final.

A determinação do tempo entre cada interrupção também gerou problemas, pois o App Inventor só começa a contabilizar o tempo programado após a conclusão da rotina de interrupção anterior. Os testes práticos realizados mostraram que tempos superiores a um milissegundo geravam retardo na exibição dos resultados.

A rotina de interrupção do timer 2 é responsável por todos os processos relacionados no Twitter.

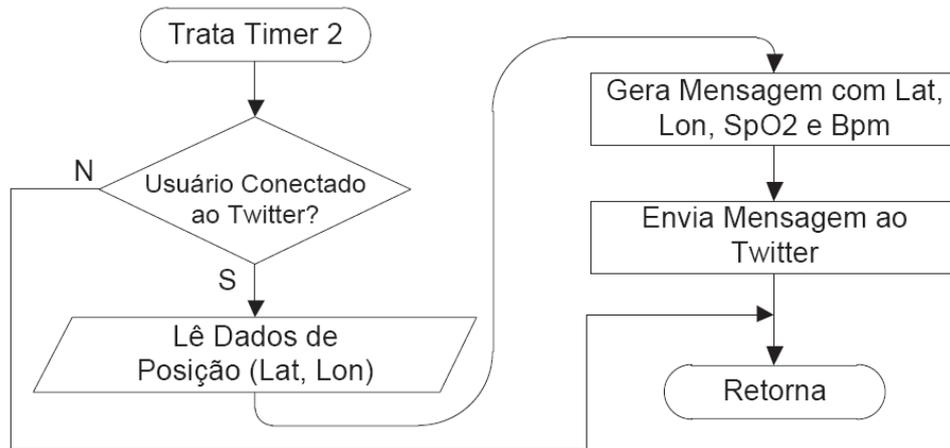


Figura 3.41 - Fluxograma da rotina do timer 2.

Essa rotina, que é executada quando ocorre uma interrupção do timer 2, verifica se o usuário forneceu os dados para conexão com o Twitter. Em caso afirmativo, ela lê os dados de latitude e longitude fornecidos pelo GPS e os dados de oximetria e pulsação cardíaca. De posse desses dados, a rotina gera uma mensagem com o seguinte formato: “Minha Posição + URL”. Essa mensagem é publicada no Twitter a cada cinco minutos podendo ser modificado o tempo segundo o usuário (figura 3.42).

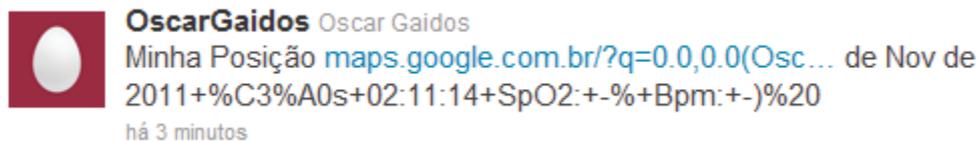


Figura 3.42. Exemplo de mensagem publicada no Twitter

Acessando o link disponibilizado através do Twitter, é carregada a pagina do Google Maps com as informações do atleta (figura 3.43).

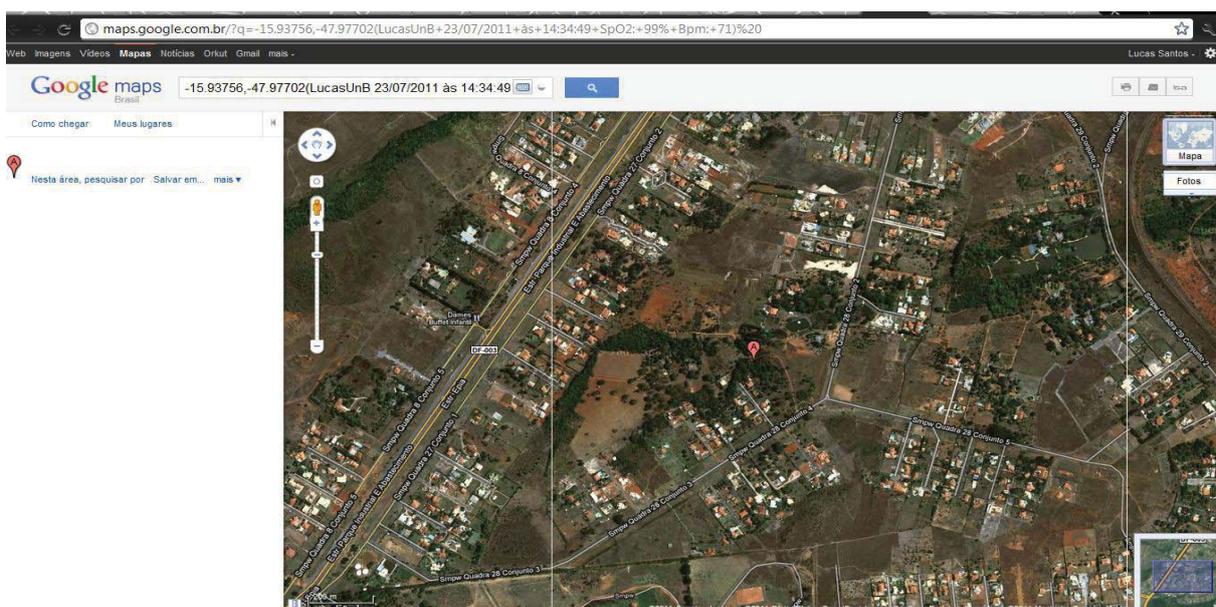


Figura 3.43 - Exemplo de uso do Google Maps.

### Zona de treinamento do ciclista

Para o treinamento do ciclista, são apresentadas 5 zonas de treinamento. Segundo a escolha do atleta na próxima tela do smartphone, são preenchidos seus dados como: idade, sexo e frequência cardíaca em repouso. Segundo esses dados, são calculados os limites máximo e mínimo da faixa de treinamento; se o atleta passa do limite máximo, um bloco vermelho é exibido na tela; se o atleta passa do limite mínimo, um bloco laranja é exibido na tela. O fluxograma para a zona de treinamento do ciclista é apresentado na figura 3.44.

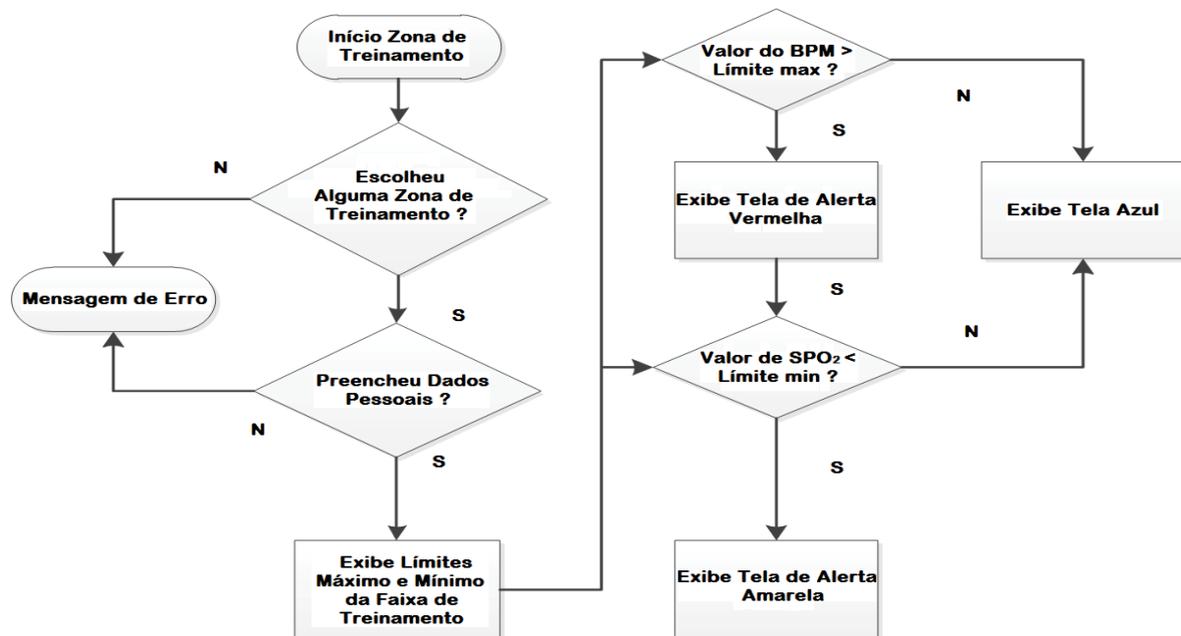


Figura 3.44. Fluxograma da zona de treinamento.

### Cálculo da distância e velocidade por GPS

Para calcular a distância do ciclista, primeiro são tomados dois pontos. Segundo os dados de latitude e longitude, então teria-mos as variáveis lat1, long1 para o ponto 1 e lat2, long2 para o ponto 2. Segundo as coordenadas dos dois pontos em graus decimais, é calculada a distância entre os dois pontos pela fórmula de Haversine. Depois, lembrando que velocidade = distância / tempo, é possível calcular a velocidade com o cálculo do tempo entre os dois pontos por meio do relógio interno do smartphone. Na figura 3.45, é apresentado um fluxograma para fazer os cálculos de distância, velocidade e tempo de treinamento do ciclista.

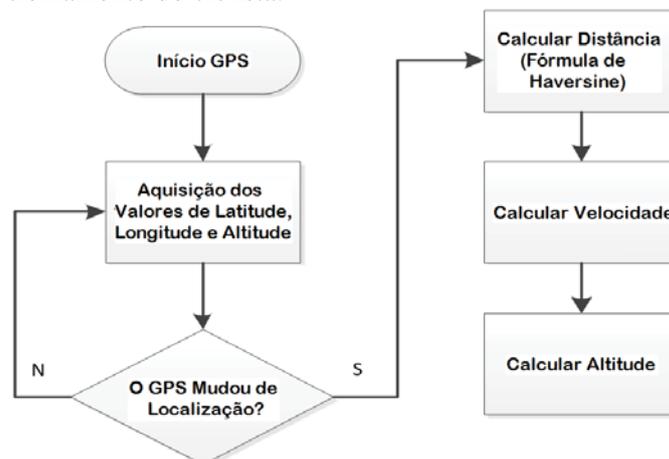


Figura 3.45. Fluxograma para o cálculo da distância e velocidade com GPS.

## 4 RESULTADOS

*Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos a partir do protótipo desenvolvido. Estes resultados têm origem em ensaios de laboratório e em avaliações em campo.*

### 4.1 Resultados de Laboratório

Os resultados de laboratório compreendem a análise e avaliação dos dados gerados do módulo de oximetria como BPM e a %SPO<sub>2</sub>, além dos dados do sensor de temperatura MCP9803M ligado ao microcontrolador e que são enviados ao smartphone por Bluetooth.

#### 4.1.1 Protótipo final

Para o protótipo final, foi feita uma PCB para a conexão do módulo de oximetria, do módulo Bluetooth, e para a conexão do sensor de testa. Tudo foi montado em uma carcaça, constituindo o protótipo final (figuras 4.1e 4.2).

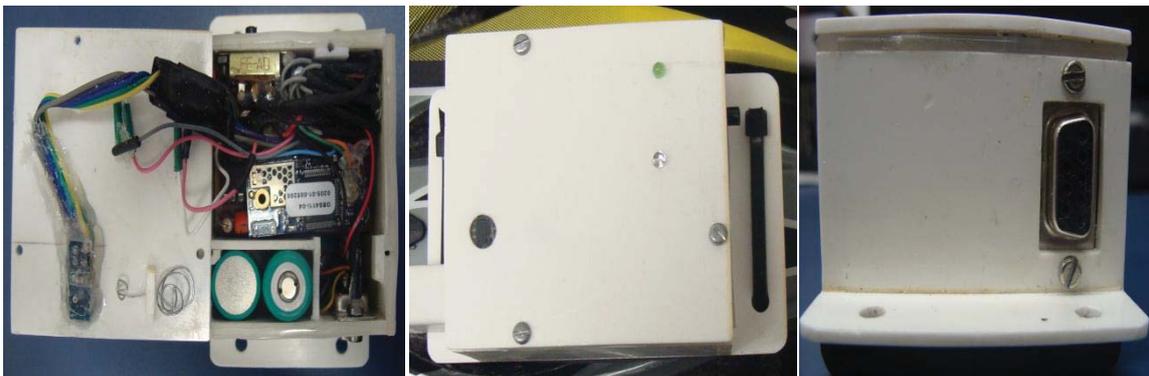


Figura 4.1. Protótipo de hardware do sistema de monitoramento e treinamento de ciclistas.



Figura 4.2. Protótipo de hardware ligado ao capacete do ciclista.

#### 4.1.2 Aplicativo do Smartphone

A plataforma de desenvolvimento de App Inventor tem 3 partes fundamentais: o projeto de componentes, o editor de blocos e o emulador de smartphone.

Projeto de componentes: Foram feitas 5 telas do sistema de monitoramento e treinamento de ciclistas,

A primeira é a apresentação do aplicativo (figura 4.3):



Figura 4.3. Tela de início do aplicativo.

A segunda tela pergunta para o ciclista o tipo de treinamento que este vai fazer (figura 4.4).



Figura 4.4. Tela de escolha da zona de treinamento.

A terceira tela pergunta a idade, frequência cardíaca de repouso, o sexo (masculino ou feminino), e, com esses dados, por meio da fórmula de Karvonen, é calculado o limite máximo e mínimo da faixa de treinamento (figura 4.5).



Figura 4.5. Tela dos limites máximo e mínimo da zona de treinamento.

A quarta tela mostra as sinais de frequência cardíaca (BPM), percentual de saturação de oxigênio (%SP02) e a temperatura ambiente (°C) (figura 4.6).



Figura 4.6. Tela de monitoramento de %SPO<sub>2</sub>, BPM e temperatura.

A quinta tela mostra a velocidade, distância e tempo do ciclista por meio de GPS (figura 4.7).



Figura 4.7. Tela de dados do GPS.

A sexta tela mostra uma ajuda respeito do aplicativo do smartphone (figura 4.8).

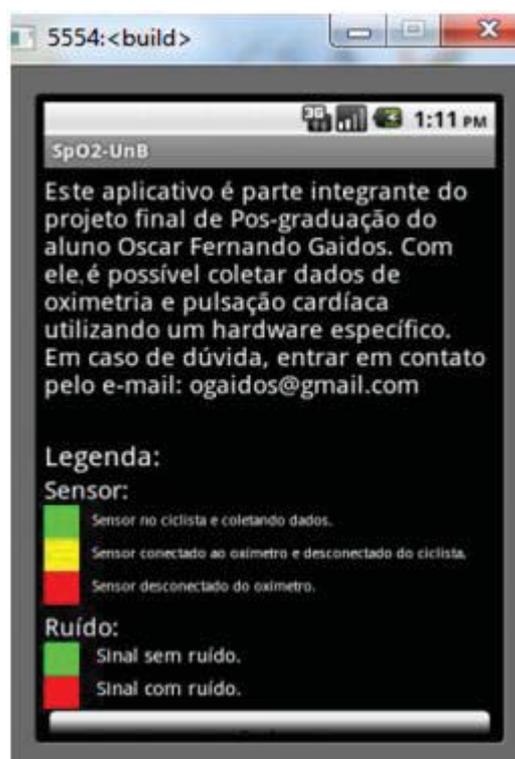


Figura 4.8. Tela de ajuda do aplicativo.

### 4.1.3 Avaliação dos dados do protótipo

#### 4.1.3.1 Caracterização dos dados de %SPO<sub>2</sub> e BPM

A caracterização do protótipo consistiu em aplicar sinais de %SPO<sub>2</sub> e BPM do simulador de oximetria Index 2XL SpO<sub>2</sub> da fluke (figura 4.25) e é registrado o valor de saída do protótipo. Foram feitas diferentes medidas na faixa de 35 a 99% de SPO<sub>2</sub> e de 50 a 250 BPM.

Primeiramente, foram feitos testes para as medidas de saturação de oxigênio, utilizando-se a metodologia descrita a seguir. O protótipo necessita de um determinado tempo para estabilizar a medida após a mudança no nível de saturação de oxigênio. Por isso, foram realizadas leituras no intervalo de 5 a 30 segundos, espaçadas de 5 segundos, após cada alteração feita no simulador. Durante todos os testes de saturação o valor simulado de pulsação cardíaca foi mantido constante em 75 BPM (batimento por minuto). Os resultados obtidos estão dispostos na tabela 4.1.

Tabela 4.1. Resultados obtidos nos testes de saturação de oxigênio utilizando o simulador da Fluke.

Valores Programados no simulador	Protótipo de monitoramento e treinamento de ciclistas					
	Tempo					
Valor Anterior ----> Valor Atual	5 s	10 s	15 s	20 s	25 s	30 s
100% ----> 35%	99%	58%	42%	38%	36%	36%
35% ----> 41%	41%	41%	41%	41%	41%	41%
41% ----> 45%	42%	45%	45%	45%	45%	45%
45% ----> 51%	49%	50%	51%	51%	51%	51%
51% ----> 55%	55%	55%	55%	55%	55%	55%
55% ----> 61%	59%	61%	61%	61%	61%	62%
61% ----> 65%	63%	64%	65%	65%	65%	65%
65% ----> 71%	70%	70%	70%	70%	70%	70%
71% ----> 75%	73%	74%	74%	74%	74%	74%
75% ----> 81%	78%	80%	81%	81%	81%	81%
81% ----> 85%	84%	85%	85%	85%	85%	85%
85% ----> 91%	89%	90%	90%	91%	91%	91%
91% ----> 95%	95%	95%	95%	95%	95%	95%
95% ----> 99%	98%	99%	99%	99%	99%	99%

Com base na tabela 4.1, foi obtido o gráfico da figura 4.9. Esse gráfico mostra o percentual das medidas obtidas com erro menor ou igual a 1% em função do tempo transcorrido entre a alteração na saturação e o instante de leitura.

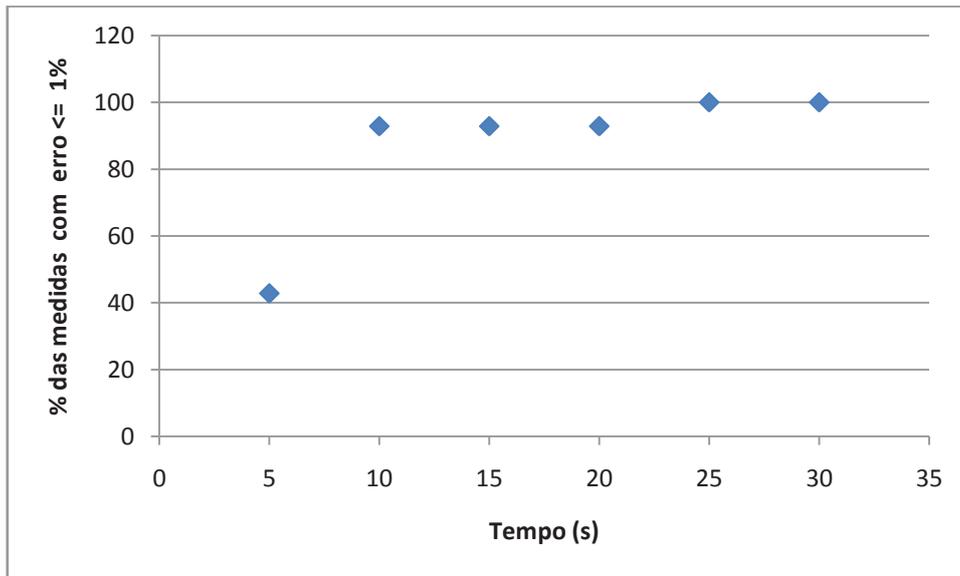


Figura 4.9. Gráfico da análise de erro para saturação de oxigênio.

O gráfico demonstra que 10 segundos após a mudança no valor de saturação de oxigênio, 93% das medidas realizadas apresentam erros menores ou iguais a 1%. Com o decorrer do tempo esse percentual cresce atingindo 100% dos valores medidos 25 segundos após a alteração. Entretanto, é importante observar que erros menores que 5% não possuem relevância clínica. Por isso é possível afirmar que a acurácia alcançada pelo dispositivo é muito boa.

A relação entre a variável de entrada (simulador da Fluke) e a variável de saída (valores do protótipo em 10 segundos da tabela 4.1) é a curva de calibração do sistema e sua inclinação é a sensibilidade, isto é apresentado na figura 4.10.

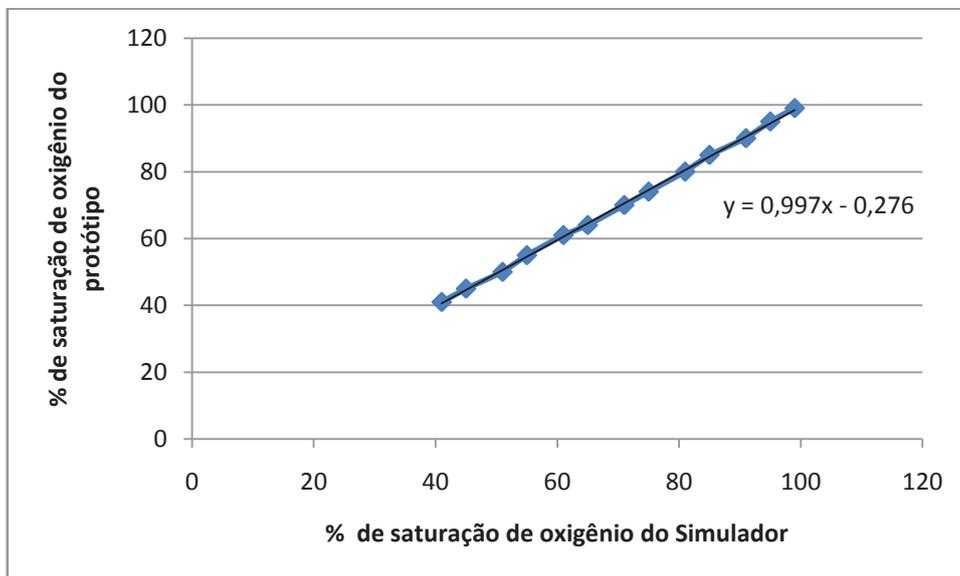


Figura 4.10. Curva de calibração de percentual de oxigênio (%SPO<sub>2</sub>).

A figura 4.10 demonstra que a sensibilidade é constante e igual a 0,997. Isso mostra a linearidade na medida da Percentual de oxigênio.

O offset (desvio) obtido da calibração é muito pequeno e afeta o percentual de oxigênio em 0,276%. Isso não é percebido para uma variação do percentual de oxigênio.

Após os testes de medidas de saturação de oxigênio, foram realizados os de pulsação cardíaca. Assim, como no caso anterior, o protótipo também necessita de um tempo para estabilizar a medida após a mudança no valor da pulsação cardíaca. Foi utilizada a mesma metodologia, porém mantendo a saturação de oxigênio constante em 95%. Nesse caso, as leituras foram realizadas no intervalo de 5 a 35 segundos, espaçadas de 5 segundos. Os resultados obtidos estão dispostos na tabela 4.2.

Tabela 4.2. Resultados obtidos nos testes de pulsação cardíaca utilizando o simulador da Fluke.

Valores Programados no Simulador	Protótipo de monitoramento e treinamento de ciclistas						
	Tempo						
Valor Anterior - --> Valor Atual	5 s	10 s	15 s	20 s	25 s	30 s	35 s
25-50 BPM	25	28	39	46	48	49	50
50-75 BPM	51	62	69	72	74	74	75
75-100 BPM	82	92	97	99	100	100	100
100-125 BPM	107	120	123	125	125	125	125
125-150 BPM	134	144	148	150	150	150	150
150-175 BPM	163	172	174	175	175	176	175
175-200 BPM	191	197	200	200	200	200	201
200-225 BPM	217	222	223	225	225	225	225
225-250 BPM	229	246	250	250	251	251	250

Com base na tabela 4.2, foi obtido o gráfico da figura 6.11. Esse gráfico mostra o percentual das medidas obtidas com erro menor ou igual a 1 BPM em função do tempo transcorrido entre a alteração na saturação e o instante de leitura.

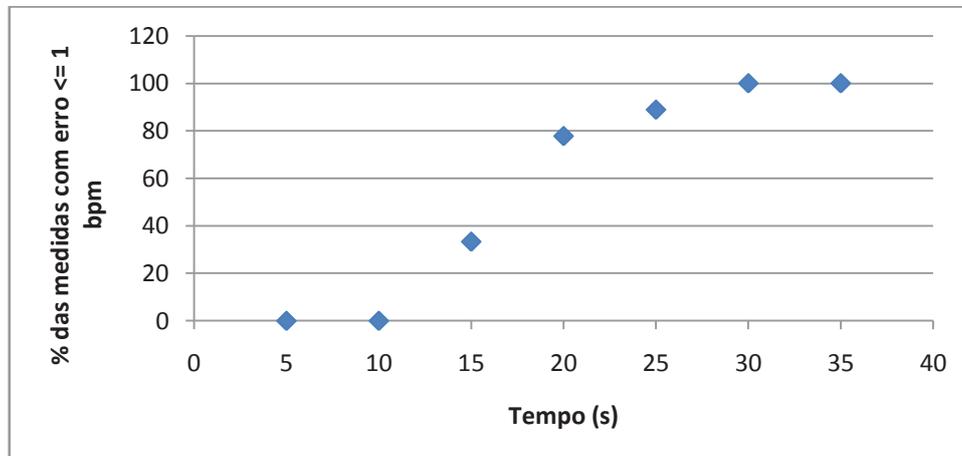


Figura 4.11. Gráfico da análise de erro da pulsação cardíaca.

O gráfico demonstra que 25 segundos após a mudança no valor da pulsação cardíaca, 89% das medidas realizadas apresentam erros menores ou iguais a 1BPM. Com o decorrer do tempo, esse percentual cresce, atingindo 100% dos valores medidos 30 segundos após a alteração. Além disso, é importante observar que erros menores de 3 BPM não possuem relevância clínica. Por isso é possível afirmar que a precisão alcançada pelo dispositivo é muito boa.

Na figura 4.12, é apresentada a curva de calibração do sistema para a frequência cardíaca. Os valores de saída do protótipo em 30 segundos da tabela 4.2 foram utilizados.

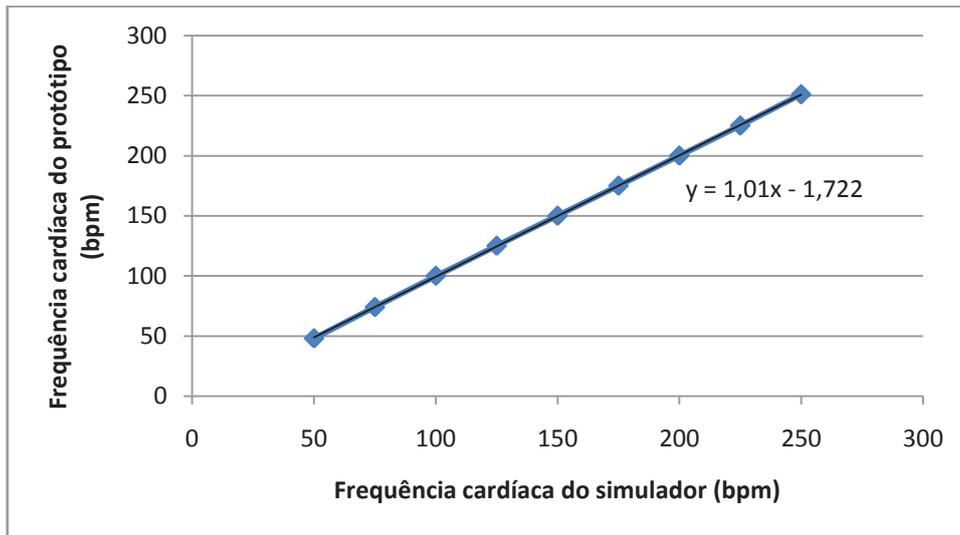


Figura 4.12. Curva de calibração da frequência cardíaca.

Da figura 4.12, pode-se concluir que a sensibilidade é constante e igual a 1,01. Isso mostra a linearidade na medida da frequência cardíaca.

O offset (desvio) obtido da calibração é  $-1,722$  BPM. O desvio foi corrigido no aplicativo do smartphone com o intuito de que o offset seja 0.

#### 4.1.3.2 Caracterização do sensor de temperatura MCP9803

O MCP9803 é um sensor de temperatura digital que apresenta uma resposta linear da temperatura de saída em função da temperatura de entrada (banho térmico).

O erro de precisão (desvio padrão  $\sigma$ ) para o MCP9803 é apresentado na figura 4.13. A referência de temperatura é medida através do banho térmico MARCONI MA-184, que tem uma resolução de  $0,1^\circ\text{C}$ , dentro de um recipiente isolado de água por uma parede adiabática a  $27,4^\circ\text{C}$ .

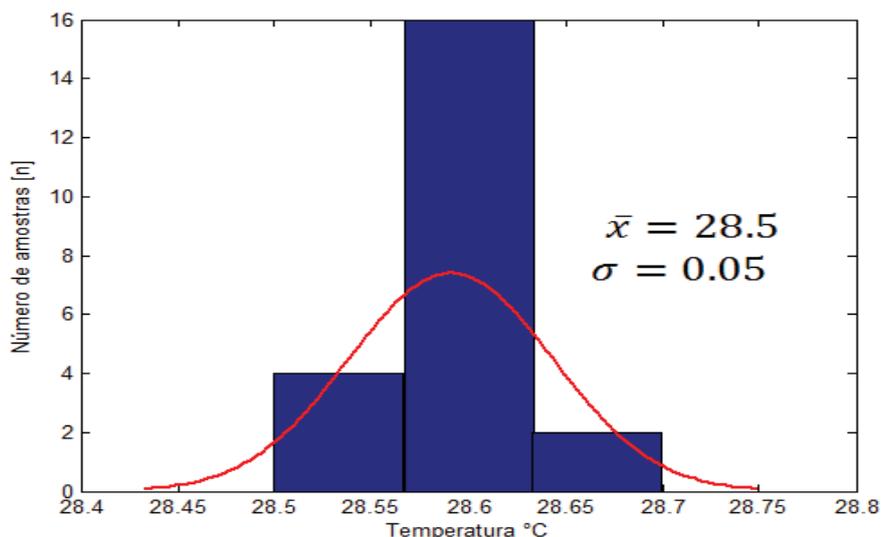


Figura 4.13. Histograma e cálculo estatístico para um valor fixo de temperatura de  $27,4^\circ\text{C}$ .

Da figura 4.13, pode ser ver que o desvio padrão, ou seja, a precisão do sensor de temperatura é  $0,05^\circ\text{C}$ . Então, por exemplo, para um valor de  $28,5^\circ\text{C}$  tem-se a incerteza que a temperatura fica na faixa de  $28,5 \pm 0,05^\circ\text{C}$ .

O erro estático do sensor de temperatura para o valor da média aritmética ( $\bar{x}$ ) de 28,5 é:

$$\begin{aligned}\text{Erro Estático} &= \text{valor medido(protótipo)} - \text{valor real} \\ \text{Erro Estático} &= 28,5 - 27,4 = 1,1 \text{ } ^\circ\text{C}\end{aligned}$$

#### 4.1.4 Resultados de Campo

Os resultados de campo compreendem testes na bicicleta.

Para a análise dos dados de distância por GPS foram utilizados dois smartphones na mesma bicicleta, um com o aplicativo do protótipo e outro com o aplicativo de ENDOMONDO (software para medida do desempenho de ciclistas) que serve como referência para a medição de distâncias e velocidade. Os resultados obtidos podem ser observados na figura 4.14.

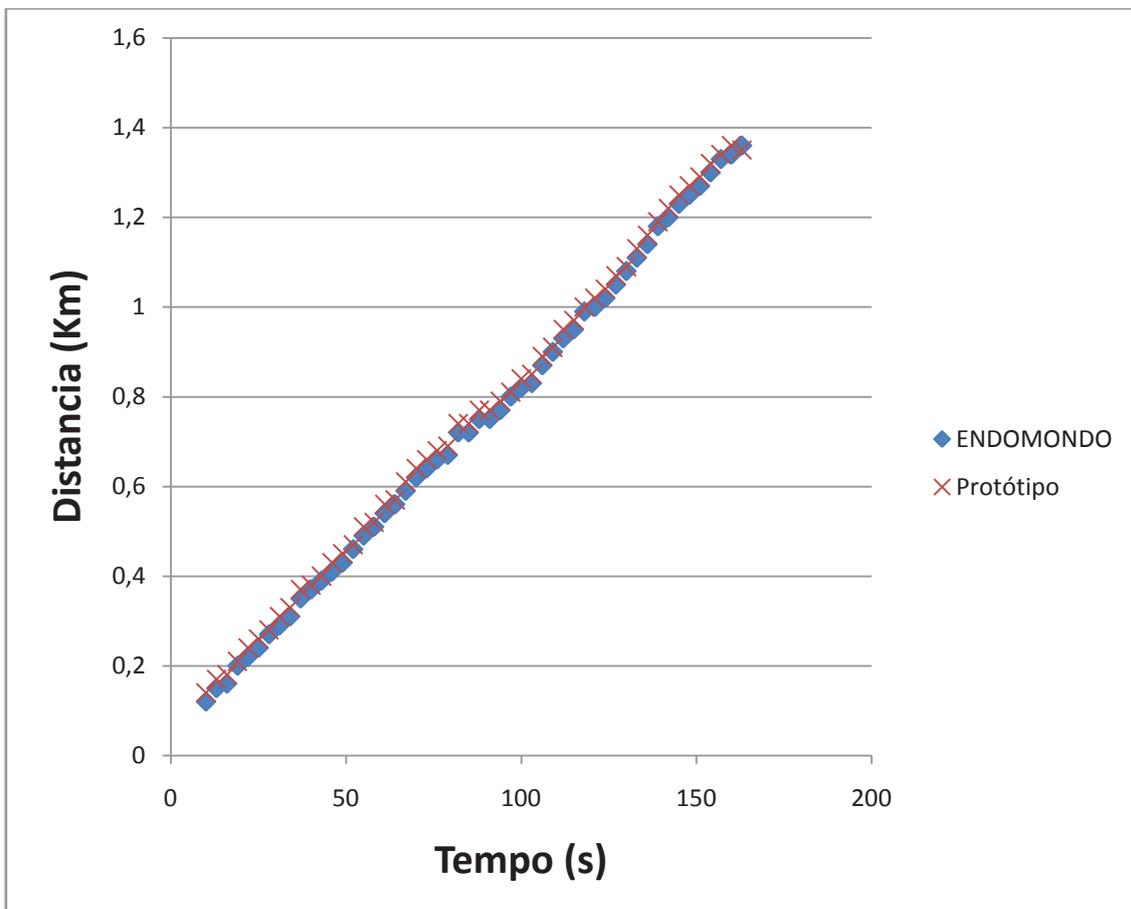


Figura 4.14. Comparação dos dados de distância medidos com o protótipo e com o aplicativo ENDOMONDO.

Na figura 4.14 foram tomadas medidas de 0 até 1,6 Km cada 3 segundos. Da figura, pode-se observar a linearidade entre as medidas feitas com o protótipo e com o aplicativo de ENDOMONDO.

Embora para pequenas distâncias geralmente se observa linearidade, para grandes distâncias geralmente tem-se uma defasagem nas medidas que causará erros nas medidas de distância e velocidade.

As medidas de velocidade apresentam algumas variações porque dependem da detecção da mudança no valor da latitude e longitude no App Inventor. Assim, só quando houver uma mudança no valor do sistema de coordenadas poderá ser calculado um novo valor da distância e da velocidade instantânea. Esse problema faz com que algumas medições sejam perdidas e afetam o cálculo final. Para solucionar o problema, é sugerido trabalhar com a linguagem de programação Java em trabalhos futuros.

Os testes práticos de  $SPO_2$  e frequência cardíaca foram realizados em dois indivíduos com o auxílio de uma bicicleta. Esses testes foram feitos seguindo a metodologia descrita a seguir. Os testes conduzidos em cada indivíduo tiveram a duração de 16 minutos divididos em três etapas:

**Etapa 1-Pré-esforço:** foram coletados dados do indivíduo em repouso durante 2 minutos;

**Etapa 2-Esforço:** foram coletados dados do indivíduo pedalando durante 10 minutos;

**Etapa 3-Pós-esforço:** foram coletados dados do indivíduo em repouso durante 4 minutos.

Os dados de saturação de oxigênio e de pulsação cardíaca foram coletados a cada 15 segundos. Para uma melhor visualização, os dados obtidos foram dispostos em gráficos.

**Indivíduo 1:** Sexo feminino, 25 anos. Figura 4.15 e Figura 4.16.

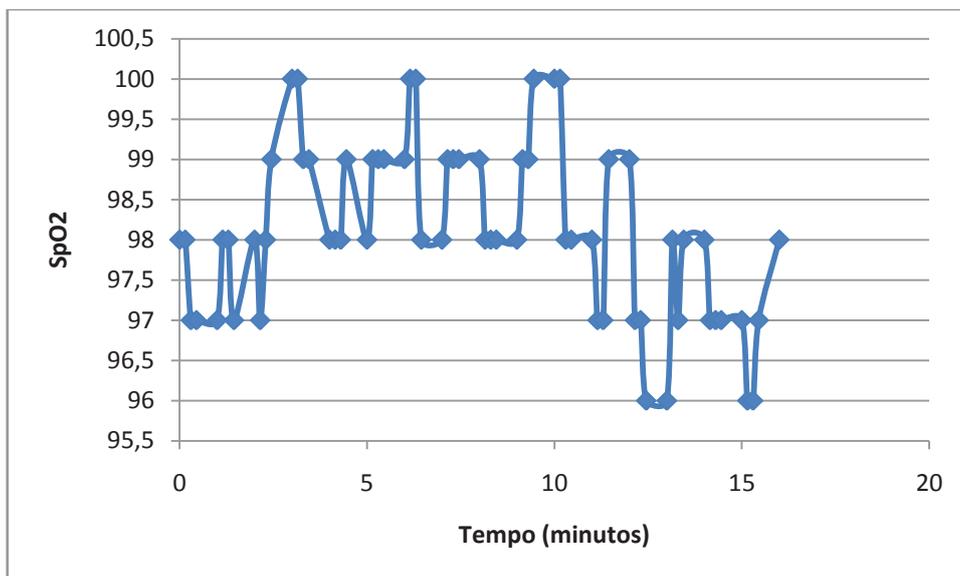


Figura 4.15. Gráfico do  $SPO_2$  do individuo 1.

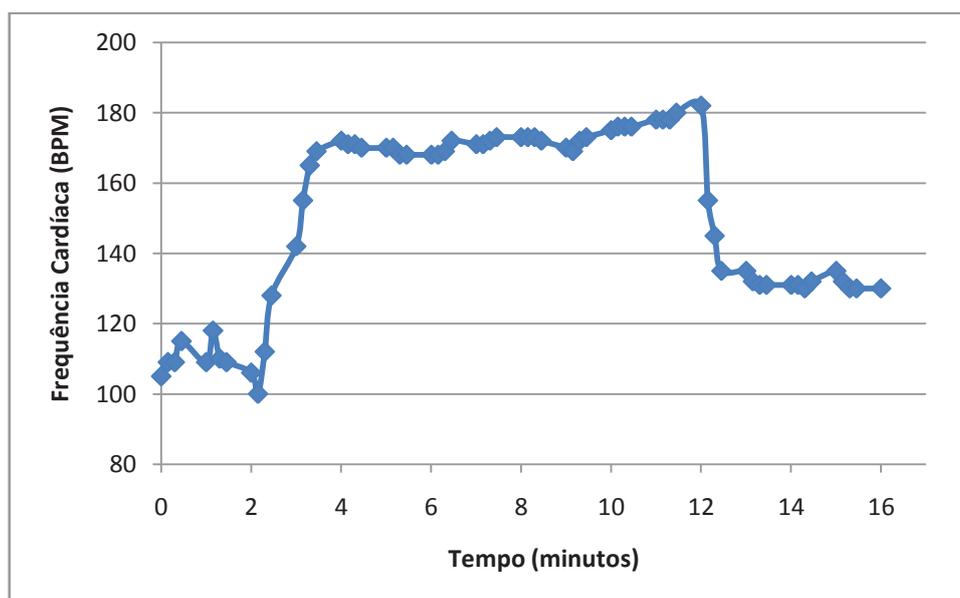


Figura 4.16. Gráfico da frequência cardíaca do indivíduo 1.

**Indivíduo 2:** Sexo masculino, 31 anos. Figura 4.17 e Figura 4.18.

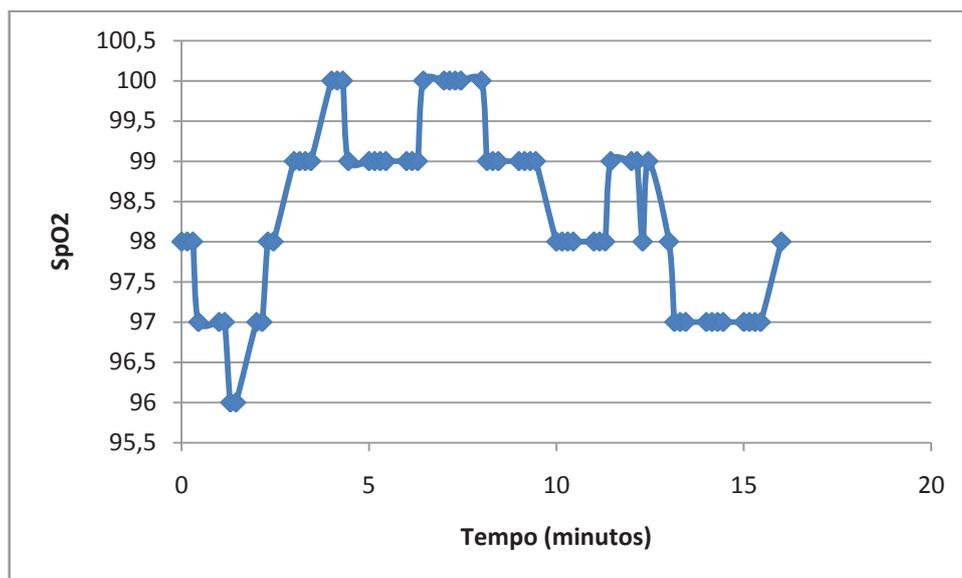


Figura 4.17. Gráfico do SPO<sub>2</sub> do indivíduo 2.

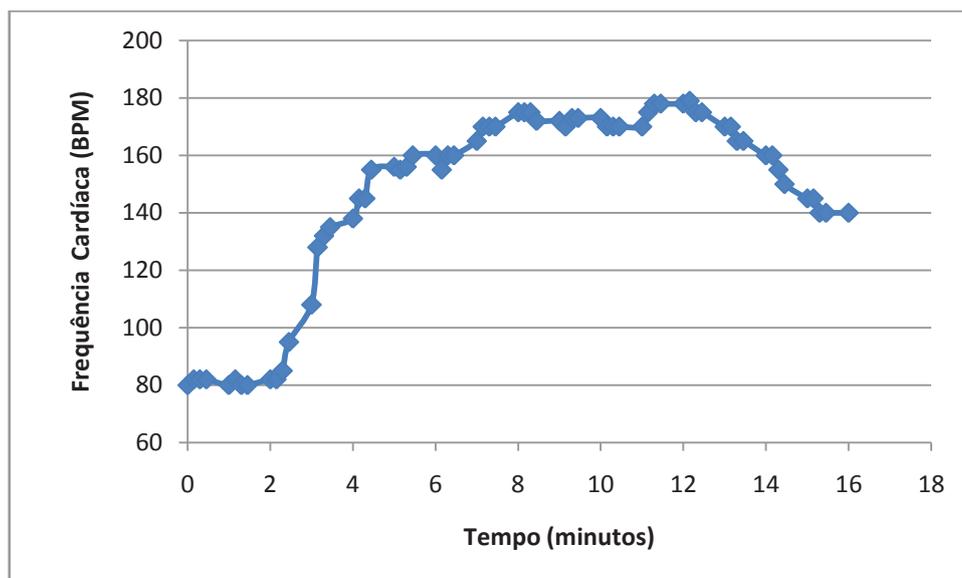


Figura 4.18. Gráfico da frequência cardíaca do indivíduo 2.

#### 4.1.4.1 Caracterização da medida de altitude por GPS

Os testes de altitude foram feitos com a bicicleta na cidade de Brasília entre as quadras 403 Norte e 703 norte, os dados foram tomados a cada 1 minuto. Na seguinte tabela têm-se os dados. A comparação é feita entre o aplicativo GPS test (aplicativo para fazer medidas de GPS) e os dados de saída do protótipo. Todas as medidas de altitude foram feitas em metros.

Tabela 4.3. Resultados obtidos nos testes de altitude utilizando o receptor de GPS do smartphone.

GPS test (m)	Protótipo (m)	GPS test (m)	Protótipo (m)	GPS test (m)	Protótipo (m)
1117	1106,8	1097	1086,9	1048	1037,7
1100	1089,5	1098	1087,7	1048	1037,8
1105	1094,8	1087	1077,4	1063	1053,3
1114	1103,2	1081	1071	1059	1049
1114	1104	1068	1057,8	1065	1054,8
1106	1095,8	1062	1052,5	1087	1076,9
1117	1107,2	1070	1059,9	1113	1103,1
1117	1107,3	1051	1041,6	1131	1120,4
1114	1103,8	1058	1047,7	1103	1092,8
1114	1103,9	1058	1047,8	1118	1108,1

Na figura 4.19, é apresentada a curva de calibração do sistema para a medida de altitude. Os valores de altitude da tabela 4.3 foram utilizados.

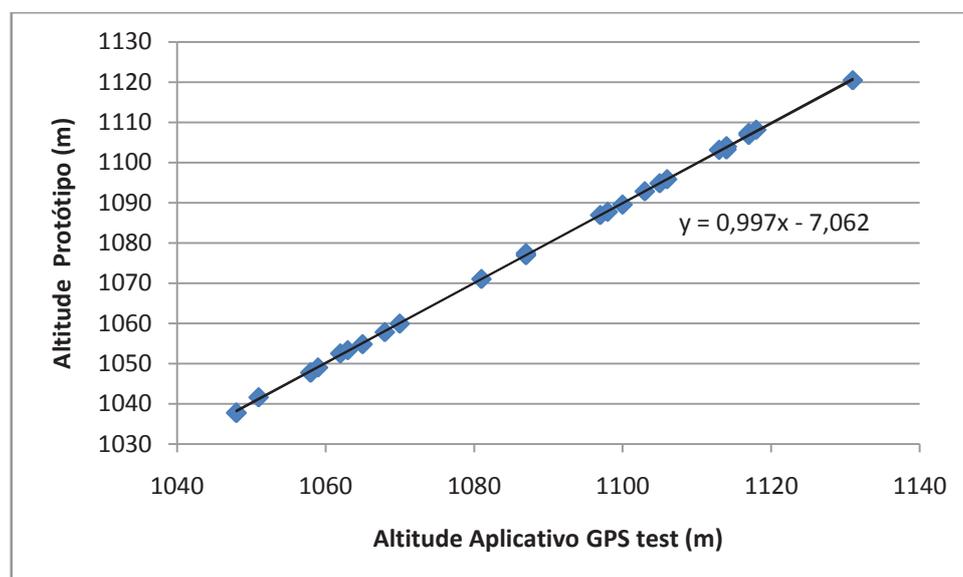


Figura 4.19. Curva de calibração da medida de altitude com GPS.

Da figura 4.19, pode-se concluir que a sensibilidade é constante e igual a 0,997. Isso mostra a linearidade na medida da altitude pelo receptor de GPS do smartphone.

O offset (desvio) obtido da calibração é  $-7,062$  m. O desvio foi corrigido no aplicativo do smartphone com o intuito de que o offset seja 0.

Para o cálculo do erro estático da medida de altitude foram feitas medidas de altitude em diferentes locais da cidade de Brasília. Os resultados são apresentados nas figuras 4.20, 4.21, 4.22, 4.23 e 4.24.

O erro de precisão (desvio padrão  $\sigma$ ) para altitude na quadra 701 Norte ao lado de Brasília Shopping é apresentado na figura 4.20. A referência foi 1120 m de altitude, medida com o aplicativo GPS test . O aplicativo tem uma resolução de 1 m.

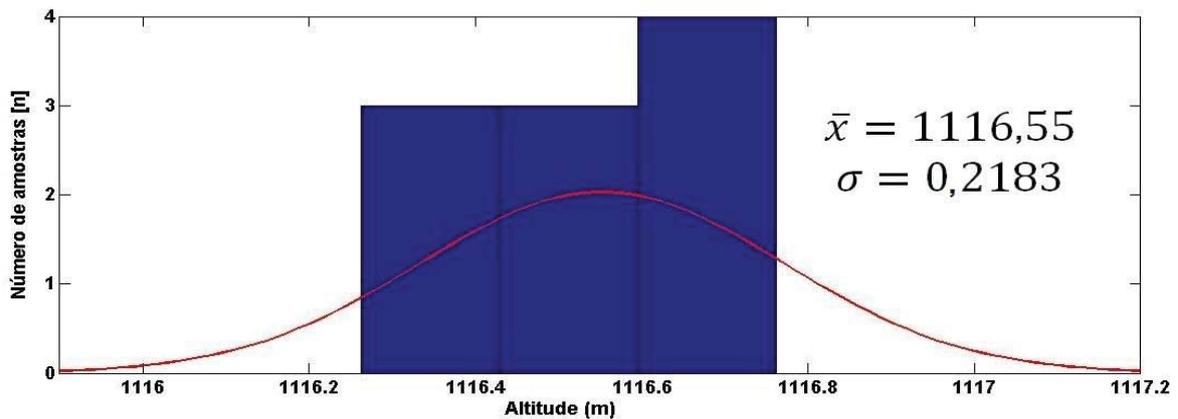


Figura 4.20. Histograma e cálculo estatístico para um valor fixo de altitude de 1120 m.

Da figura 4.20, pode-se ver que o desvio padrão, ou seja, a precisão da altitude no protótipo é 0,2183. Então, por exemplo, para um valor de 1116,55 m tem-se a incerteza que a altitude fica na faixa de  $1116,55 \pm 0,2183$  m.

O erro estático da altitude para o valor da média aritmética ( $\bar{x}$ ) de 1116,552 é:

$$\begin{aligned} \text{Erro Estático} &= |\text{valor medido(protótipo)} - \text{valor real}| \\ \text{Erro Estático} &= |1116,762 - 1120| = 3,45 \text{ m} \end{aligned}$$

O erro de precisão (desvio padrão  $\sigma$ ) para altitude no portão segundo Parque da Cidade é apresentado na figura 4.21. A referência de altitude foi 1122 m, medida com o aplicativo GPS test.

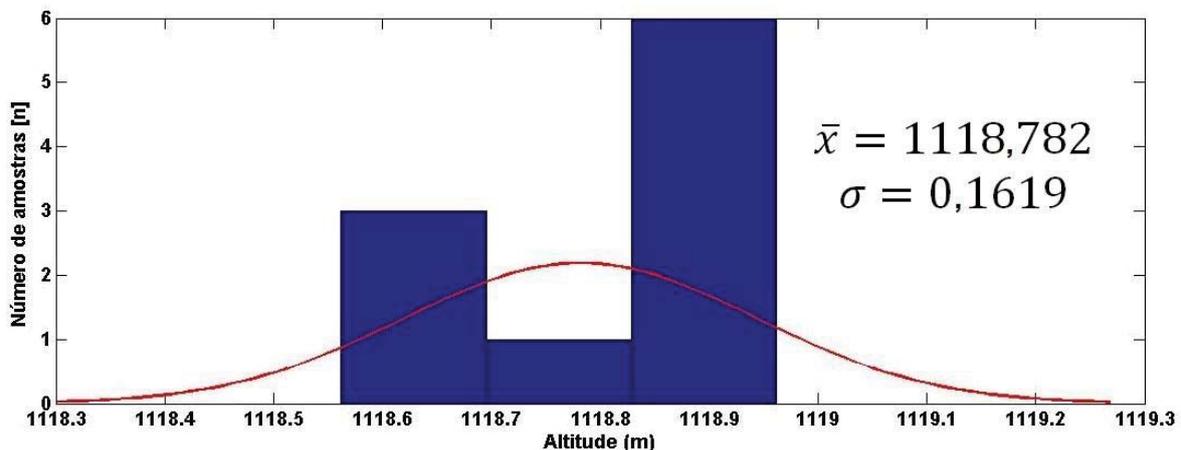


Figura 4.21. Histograma e cálculo estatístico para um valor fixo de altitude de 1122 m.

Da figura 4.21, pode-se ver que o desvio padrão ou seja a precisão da altitude no protótipo é 0,1619. Então, por exemplo, para um valor de 1118,782 m tem-se a incerteza que a altitude fica na faixa de  $1118,782 \pm 0,1619$  m.

O erro estático da altitude para o valor da média aritmética ( $\bar{x}$ ) de 1118,782 é:

$$\begin{aligned} \text{Erro Estático} &= |\text{valor medido(protótipo)} - \text{valor real}| \\ \text{Erro Estático} &= |1118,782 - 1122| = 3,22 \text{ m} \end{aligned}$$

O erro de precisão (desvio padrão  $\sigma$ ) para a quadra 911 Sul ao lado do Hospital Naval é apresentado na figura 4.22. A referência de altitude foi 1092 m, medida com o aplicativo GPS test.

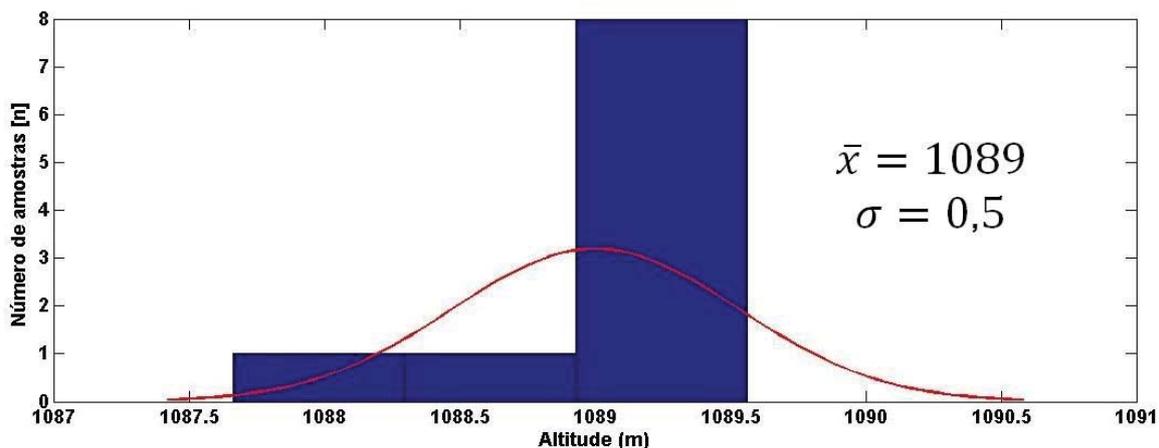


Figura 4.22. Histograma e cálculo estatístico para um valor fixo de altitude de 1092 m.

Da figura 4.22, pode-se ver que o desvio padrão, ou seja, a precisão da altitude no protótipo é 0,5. Então, por exemplo, para um valor de 1089 m tem-se a incerteza que a altitude fica na faixa de  $1089 \pm 0,5$  m.

O erro estático da altitude para o valor da média aritmética ( $\bar{x}$ ) de 1089 é:

$$\begin{aligned} \text{Erro Estático} &= |\text{valor medido(protótipo)} - \text{valor real}| \\ \text{Erro Estático} &= |1089 - 1092| = 3 \text{ m} \end{aligned}$$

O erro de precisão (desvio padrão  $\sigma$ ) para altitude na quadra 516 Sul é apresentado na figura 4.23. A referência de altitude foi 1119 m, medida com o aplicativo GPS test.

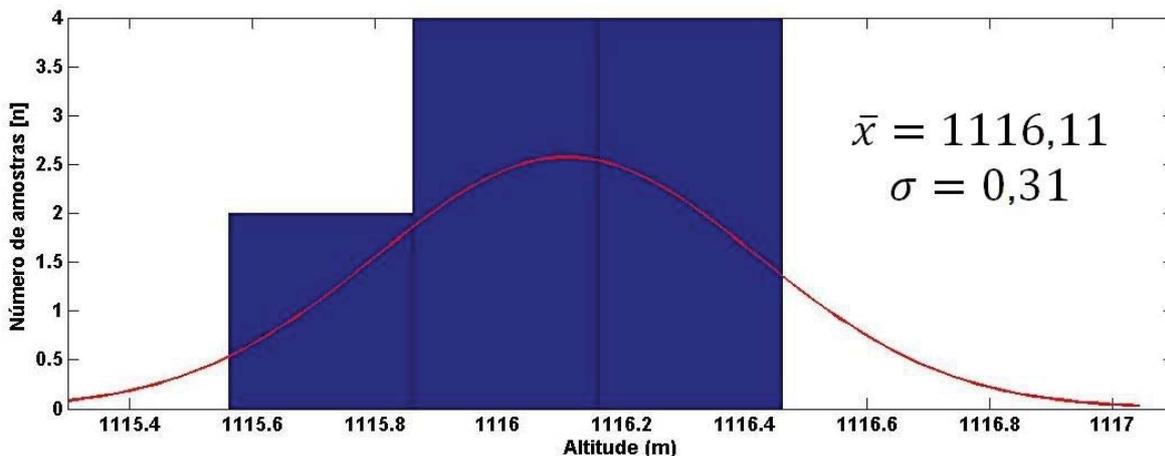


Figura 4.23. Histograma e Cálculo estatístico para um valor fixo de Altitude de 1119 m.

Da figura 4.23, pode-se ver que o desvio padrão, ou seja, a precisão da altitude no protótipo é 0,31. Então, por exemplo, para um valor de 1116,11 m tem-se a incerteza que a altitude fica na faixa de  $1116,11 \pm 0,31$  m.

O erro estático da altitude para o valor da média aritmética ( $\bar{x}$ ) de 1116,11 é:

$$\begin{aligned} \text{Erro Estático} &= |\text{valor medido(protótipo)} - \text{valor real}| \\ \text{Erro Estático} &= |1116,11 - 1119| = 2,89 \text{ m} \end{aligned}$$

O erro de precisão (desvio padrão  $\sigma$ ) para altitude na quadra 903 Sul ao lado do Centro educacional Leonardo da Vinci é apresentado na figura 4.24. A referência de altitude foi 1147 m, medida com o aplicativo GPS test.

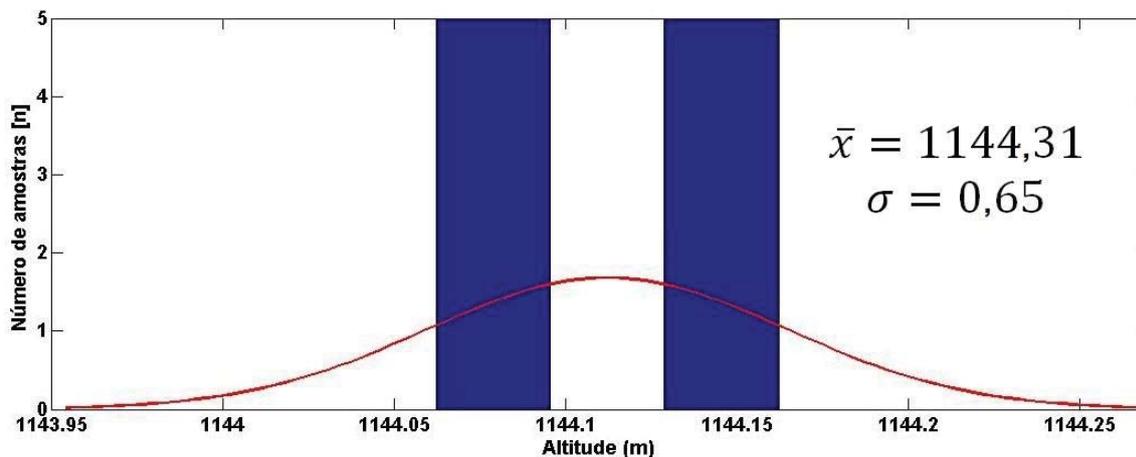


Figura 4.24. Histograma e cálculo estatístico para um valor fixo de altitude de 1147 m.

Da figura 4.24, pode-se ver que o desvio padrão, ou seja, a precisão da altitude no protótipo é 0,65. Então, por exemplo, para um valor de 1144,31 m tem-se a incerteza que a altitude fica na faixa de  $1144,31 \pm 0,65$  m.

O erro estático da altitude para o valor da média aritmética ( $\bar{x}$ ) de 1144,31 é:

$$\text{Erro Estático} = |\text{valor medido(protótipo)} - \text{valor real}|$$

$$\text{Erro Estático} = |1144,31 - 1147| = 2,69 \text{ m}$$

Dos 5 diferentes locais na cidade de Brasília-quadra 701 Norte, portão segundo do Parque da Cidade, quadra 911 Sul, quadra 516 Sul e quadra 903 Sul, fez-se a média aritmética dos valores do erro estático para se ter uma medida do erro estático total para a medida de altitude.

$$\text{Erro Estático total} = \frac{(3,45 + 3,22 + 3 + 2,89 + 2,69)}{5} = 3,05$$

Finalmente o erro estático para a medida de altitude foi 3,05 m o que é pequeno comparado ao erro do aplicativo GPS-test, que está na faixa de 8 m a 24 m. Isso vai depender do número de satélites que podem ser visualizados no receptor de GPS. Quanto maior é o número de satélites em uso, menor será o valor do erro da medida.

## 5 CONCLUSÃO

De acordo com a proposta inicial do trabalho, foi projetado e desenvolvido um sistema de monitoramento e treinamento para ciclistas. O sistema fornece informações dos sinais fisiológicos como a frequência cardíaca e o percentual de oxigênio do sangue arterial. Tais parâmetros servirão para melhorar o desempenho do atleta e, assim, evitar acidentes por prolongado esforço físico.

Os limites das faixas de cada uma das 6 zonas de treinamento, oferecidas pelo aplicativo do smartphone, foram calculados com a aplicação da fórmula de Karvonen. O atleta poderá monitorar e controlar sua faixa de treinamento segundo seu estado físico.

Os dados oferecidos pelo sistema - como frequência cardíaca, percentual de oxigênio, velocidade, distância, tempo e temperatura ambiente, durante e após do treinamento estarão disponíveis na rede social Twitter. Dessa forma, o treinador poderá acompanhar e avaliar o desempenho do ciclista em tempo real.

Com o uso do PIC18F2550 foi verificado um melhor desempenho do aplicativo do smartphone no processamento dos dados do módulo de oximetria, já que sem o uso do microcontrolador eram recebidas informações desnecessárias que travavam o aplicativo.

Nos testes de campo, verificou-se que, embora existam condições de trepidação geradas pelo movimento da bicicleta, o sistema de monitoramento e treinamento do ciclista funcionou satisfatoriamente.

As medidas feitas com o receptor de GPS do smartphone, como velocidade e distância percorrida pelo ciclista, funcionam em certas condições que dependem da ferramenta App Inventor utilizada. Isso ocorre porque, algumas vezes, o aplicativo de App Inventor não reconhece mudanças rápidas dos valores de latitude e longitude necessárias para o cálculo da distância e, portanto, da velocidade. A solução para este problema é trabalhar diretamente com Java para manipular as variáveis relacionadas com a latitude e longitude.

### 5.1 Trabalhos Futuros

- Desenvolver um aplicativo que permita a comunicação entre o treinador e o ciclista no momento do treinamento, permitindo que o treinador monitore e oriente as ações executadas pelo atleta segundo as informações recebidas no Twitter.
- Adicionar outros tipos de medidas que possam ajudar a avaliar o desempenho do atleta, como a cadência de pedalada (rpm) e a potência do ciclista (watts).
- Desenvolver o projeto em uma linguagem de programação como Java, para melhorar os requisitos de memória do aplicativo e os tempos de resposta do aplicativo.

## Referências Bibliográficas

- [1] W. H. Organization, “Transport, environment and health,” 2000. [Online]. Acesso em: [http://www.euro.who.int/\\_\\_data/assets/pdf\\_file/0003/87573/E72015.pdf](http://www.euro.who.int/__data/assets/pdf_file/0003/87573/E72015.pdf).
- [2] Fucapi, “Bicicleta: de duas rodas a muitas possibilidades,” 2009. [Online]. Acesso em: [http://www.fucapi.br/tec/imagens/revistas/ed017\\_conteudocompleto.pdf](http://www.fucapi.br/tec/imagens/revistas/ed017_conteudocompleto.pdf).
- [3] ABRACICLO, “Pautão ABRACICLO Salão Duas Rodas 2009,” 2009. [Online]. Acesso em: [http://abraciclo.com.br/index.php?option=com\\_content&view=article&id=183:pautao-abraciclo-salao-duas-rodas-2009&catid=27:releases-de-2009](http://abraciclo.com.br/index.php?option=com_content&view=article&id=183:pautao-abraciclo-salao-duas-rodas-2009&catid=27:releases-de-2009).
- [4] GFK Retail and Technology, “Brasil supera crescimento mundial na venda de smartphones,” 2011. [Online]. Acesso em: <http://www.centralnacionaldoeletro.com.br/index.php?informe=862>.
- [5] IDC, “Estudo da IDC revela que foram vendidos aproximadamente 9 milhões de smartphones no Brasil em 2011,” 2012. [Online]. Acesso em: [http://www.idclatin.com/news.asp?ctr=bra&year=2012&id\\_release=2213](http://www.idclatin.com/news.asp?ctr=bra&year=2012&id_release=2213).
- [6] Nielsen, “Venda de smartphones no brasil cresce 165%,” 2011. [Online]. Acesso em: [http://br.nielsen.com/press/documents/Agosto17\\_2011\\_OGlobo.pdf](http://br.nielsen.com/press/documents/Agosto17_2011_OGlobo.pdf).
- [7] G. J. Tortora and B. Derrickson, *Principles of Anatomy and Physiology*, 12th ed. 2008.
- [8] P. Reaburn, “Masters Athlete. Endurance Training - Heart Rate Zones.” [Online]. Acesso em: <http://www.mastersathlete.com.au/sidebar/endurance/training/heart-rate-zones/>.
- [9] L. Somanathan and I. Khalil, “Fitness Monitoring System Based on Heart Rate and SpO2 Level,” *Pulse*, pp. 0-4, 2010.
- [10] T. Roland, “CICLOTURISMO : PLANEJAMENTO E TREINAMENTO,” 2000.
- [11] “Rider50 - Computador para ciclistas com GPS,” 2011. [Online]. Acesso em: <http://www.meugadget.net/2011/04/rider50-computador-para-ciclistas-com.html>.
- [12] Ibike, “iPhone/iPod touch Cycling Computers & Power Meter.” [Online]. Acesso em: <http://www.ibikesports.com/products.html>.
- [13] L. S. Martins, “Oxímetro sem fio para ciclistas integrado a rede social e GPS baseado em smartphone Android,” 2011.
- [14] J. G. Webster, *Design of Pulse oximeters*. Madison WI, USA: , 1997.
- [15] VETOR, “Fisiologia do sistema circulatório.” [Online]. Acesso em: [http://www.vetorvestibular.com.br/vetor/mat/Bio1\\_2007 - 09 - Sistema Circulat%C3%B3rio.pdf](http://www.vetorvestibular.com.br/vetor/mat/Bio1_2007 - 09 - Sistema Circulat%C3%B3rio.pdf).
- [16] J. T. Moyle, *Pulse Oximetry*. London: BMJ Books, 2002.
- [17] P. Y. S. Cheang and P. R. Smith, “An Overview of Non-contact Photoplethysmography,” *Engineering*, pp. 57-59, 2003.

- [18] M. da Saúde, *Equipamentos Médico-Hospitalares e o gerenciamento da manutenção*. Brasilia DF: , 2002.
- [19] K. a Batchelder, P. D. Mannheimer, R. S. Mecca, and J. M. Ojile, "Pulse oximetry saturation patterns detect repetitive reductions in airflow.," *Journal of clinical monitoring and computing*, Nov. 2011.
- [20] V. Chan, S. Underwood, and M. S. P. Products, "A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430," *Design*, no. November, pp. 1-11, 2005.
- [21] N. X. P. Semiconductors, "UM10204 I2C-bus specification and user manual," *Semiconductors*, no. June, pp. 1-50, 2007.
- [22] Nellcor, "OeM pulse Oximetry Module," pp. 1-2, 2009.
- [23] G. Xu, *GPS theory, Algorithms and Applications*, Springer. Berlin: , 2007.
- [24] J. McNamara, *GPS FOR DUMMIES*, Wiley publ. Indianapolis, Indiana: , 2004.
- [25] F. V. Diggelen, *A-GPS: Assited GPS, GNSS, and SBAS*. U.S.: , 2009.

## Anexo I Manual de Usuário

O sistema de monitoramento e treinamento para ciclistas tem dois componentes principais: o módulo hardware e o aplicativo do smartphone para sistema operacional Android.

O módulo hardware é instalado no seu capacete, aparafusado como é apresentado na figura I.1:



Figura I.1. Módulo de hardware ligado ao capacete do ciclista.

O módulo de hardware tem uma chave e um led verde para verificar sua ligação, um led azul para saber que ele esta transmitindo os dados por Bluetooth, e o sensor de temperatura (figura I.2).



Figura I.2. Módulo hardware do sistema de monitoramento e treinamento de ciclistas.

Para ligar o sensor de testa (figura I.3) ao módulo hardware, é usado o conector DB9 (conector de computador), utilizado geralmente em comunicações seriais RS232.



Figura I.3. Conector DB9 para o sensor de testa.

Acessórios:

Sensor de testa: Só funciona com o sensor Nellcor Max-fast



Figura I.4. Sensor de testa Nellcor Max-Fast.

Baterias recarregáveis



Figura I.5. Baterias recarregáveis de 3,6 V.

Passos para utilizar o protótipo:

- Ligar o módulo de hardware ao capacete.
- Conectar o sensor de testa ao módulo de hardware
- Ligar o módulo de hardware do sistema de monitoramento e treinamento do ciclista. Para sua verificação, tem que estar aceso o led verde.
- Ligar o aplicativo do smartphone por meio do botão conectar (figura 6.3).
- Escolha sua zona de treinamento (figura 6.4).
- Calcule os limites máximo e mínimo da sua zona de treinamento, redigindo: idade, sexo, frequência cardíaca em repouso e por último, clique no botão calcular (figura 6.5).
- Na tela seguinte, pode-se ver os valores de %SPO<sub>2</sub>, BPM e temperatura ambiente (figura 6.6).
- Na tela seguinte, pode-se ver os dados de velocidade, distância e tempo calculados com GPS (figura 6.7).
- A última tela serve de ajuda para o uso do aplicativo (figura 6.8).

## Anexo II Configuração módulo Bluetooth

Para a configuração do módulo de oximetria foi utilizado o programa Serial Port Adapter Toolbox, fornecido pelo próprio fabricante, a connectBlue. A seguir, são apresentadas algumas telas com as principais configurações realizadas e suas devidas justificativas.

Na tela da figura II.1, são feitas as configurações básicas, como o nome do dispositivo (SpO<sub>2</sub>-UnB), se ele pode se conectar a outros dispositivos (conectável), se ele pode ser visto por outro dispositivos (visível) e se é possível emparelhá-lo com outros dispositivos (emparelhável).

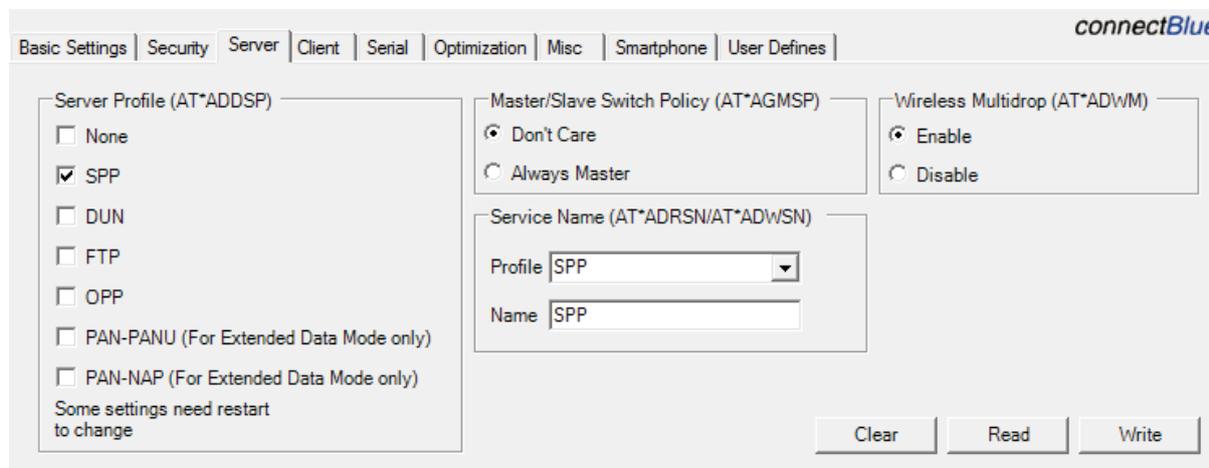


The screenshot shows the 'connectBlue' software interface with the 'Basic Settings' tab selected. The 'iPhone (AT\*ADIPS)' section contains fields for Name, Manufacturer, Model, Protocol, Bundle Seed Id, Firmware Version, and Hardware Version. There are checkboxes for 'iPhone, iPhone 3G, iPhone 3GS', 'iPhone4', and 'iPad'. The 'Android UUID (AT\*ADUUID)' field contains the value 'f3e98a7e7d6d4039b2cef5f4d38cd4c3'. The 'iPhone Co-processor (AT\*AMICP?)' section has fields for Device Version, Firmware Version, Protocol Version, and Device Id. At the bottom right, there are 'Clear', 'Read', and 'Write' buttons.

Figura II.1. - Tela de configurações básicas do Bluetooth.

As configurações de segurança foram desabilitadas pois, mesmo que outro dispositivo se conecte ao oxímetro sem fio, ele será incapaz de se comunicar, uma vez que não terá conhecimento do protocolo do oxímetro.

Na tela da figura II.2, são configurados os serviços que são disponibilizados pelo dispositivo. O único serviço que é disponibilizado pelo Bluetooth é o SPP (Serial Port Profile), que é um serviço capaz de simular uma RS-232, destinado à substituição do cabo pelo Bluetooth, através de um protocolo chamado RFCOMM (Radio Frequency Communication).



The screenshot shows the 'connectBlue' software interface with the 'Server' tab selected. The 'Server Profile (AT\*ADDSP)' section has checkboxes for 'None', 'SPP' (checked), 'DUN', 'FTP', 'OPP', 'PAN-PANU (For Extended Data Mode only)', and 'PAN-NAP (For Extended Data Mode only)'. Below these is the text 'Some settings need restart to change'. The 'Master/Slave Switch Policy (AT\*AGMSP)' section has radio buttons for 'Don't Care' (selected) and 'Always Master'. The 'Wireless Multidrop (AT\*ADWM)' section has radio buttons for 'Enable' (selected) and 'Disable'. The 'Service Name (AT\*ADRSN/AT\*ADWSN)' section has a 'Profile' dropdown menu set to 'SPP' and a 'Name' text field set to 'SPP'. At the bottom right, there are 'Clear', 'Read', and 'Write' buttons.

Figura II.2. - Tela de configurações de serviços do Bluetooth.

Na tela da Figura II.3, são realizadas as configurações referentes à porta serial física do módulo Bluetooth, que é utilizada para realizar a comunicação com o módulo de oximetria. Foram utilizados os parâmetros padrão do módulo de oximetria para eliminar a necessidade de configuração do mesmo.

The screenshot shows the 'Serial' configuration tab in the 'connectBlue' software. The 'Serial Settings (AT\*AMRS)' section has dropdown menus for Baud Rate (19200), Data Bits (8), Parity (None), Stop Bits (1), and Flow Ctrl (None), with a 'Change After Confirm' checkbox. The 'Serial Interface Type (Change on Restart) (AT\*AMSIT)' is set to 'RS232'. The 'Escape Char (ATS2)' and 'Line Term Char (ATS3)' are empty text boxes. The 'Escape Timing (AT\*AMET)' section has 'Time Before [ms]' and 'Time After [ms]' both set to 1000. The 'Rsp Form Char (ATS4)' and 'Cmd Edit Char (ATS5)' are empty text boxes. At the bottom right, there are 'Clear', 'Read', and 'Write' buttons.

Figura II.3 - Tela de configurações da interface serial do Bluetooth.

Na tela da Figura II.4, é configurado o UUID do módulo Bluetooth para permitir a comunicação com dispositivos com sistema operacional Android. Esse UUID foi gerado a partir de um site<sup>1</sup> que possui um gerador aleatório de UUID.

The screenshot shows the 'Smartphone' configuration tab in the 'connectBlue' software. The 'iPhone (AT\*ADIPS)' section has input fields for Name, Manufacturer, Model, Protocol, Bundle Seed Id, Firmware Version, and Hardware Version, along with checkboxes for 'iPhone, iPhone 3G, iPhone 3GS', 'iPhone4', and 'iPad'. The 'Android UUID (AT\*ADUUUID)' is set to 'f3e98a7e7d6d4039b2cef5f4d38cd4c3'. The 'iPhone Co-processor (AT\*AMICP?)' section has input fields for Device Version, Firmware Version, Protocol Version, and Device Id. At the bottom right, there are 'Clear', 'Read', and 'Write' buttons.

Figura II.4 - Tela de configuração do Bluetooth para a comunicação com o smartphone.

<sup>1</sup> O site utilizado para gerar o UUID foi o: <http://www.famkruithof.net/uuid/uuidgen>