

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ**

**LUCAS ALBERTO BODACZNY**

**PROPOSTA METODOLÓGICA PARA AQUISIÇÃO DE  
DADOS BIOTELEMÉTRICOS EM TEMPO REAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção e Sistemas da Pontifícia Universidade Católica do Paraná como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia de Produção e Sistemas.

Orientador: Prof. Osiris Canciglieri Júnior, Ph.D.

**Curitiba, setembro de 2007.**

**LUCAS ALBERTO BODACZNY**

**PROPOSTA METODOLÓGICA PARA AQUISIÇÃO DE  
DADOS BIOTELEMÉTRICOS EM TEMPO REAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção e Sistemas da Pontifícia Universidade Católica do Paraná como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia de Produção e Sistemas.

Orientador: Prof. Osiris Canciglieri Júnior, Ph.D.

**Curitiba, setembro de 2007.**



**Pontifícia Universidade Católica do Paraná**  
**Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção e**  
**Sistemas**

## **TERMO DE APROVAÇÃO**

**LUCAS ALBERTO BODACZNY**

### **PROPOSTA METODOLÓGICA PARA AQUISIÇÃO DE DADOS** **BIOTELEMÉTRICOS EM TEMPO REAL**

Dissertação aprovada como requisito parcial para a obtenção de grau de Mestre no Curso de Mestrado em Engenharia de Produção e Sistemas, Programa de Pós-graduação em Engenharia de Produção e Sistemas, do Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, pela seguinte banca examinadora.

---

Prof. Osiris Canciglieri Júnior, Ph. D. (PPGEPS – PUCPR)  
Orientador

---

Prof. Marcelo Rudek, Dr. (PUCPR)  
Membro Interno

---

Prof. Samuel Euzedice de Lucena, Dr. (UNESP – Guaratinguetá)  
Membro Externo

Curitiba, 21 de setembro de 2007

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho a todas as pessoas que zelam por sua saúde e a de seus entes queridos.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a todas as pessoas que me ajudaram para que a elaboração deste trabalho fosse possível. Agradeço aos meus pais e ao meu professor orientador, pela compreensão e apoio para a realização das pesquisas mesmo perante as dificuldades encontradas no decorrer destes anos em que me dediquei à elaboração deste trabalho. Agradeço aos meus colegas mestrandos que me ajudaram nas horas difíceis, especialmente a Doutora Cleima Coltri Bittelbrunn pela ajuda prestada e auxílio, com a sua clínica de fisioterapia e ao professor Marcelo Gaioto, pelos préstimos na área da eletrônica de transmissão de sinais. Agradeço principalmente a Deus, por me dar saúde e força de vontade para enfrentar os obstáculos com fé e esperança de um futuro cheio de realizações e vida.

## RESUMO

Este trabalho apresenta uma proposta metodológica para a aquisição de dados biométricos através da telemetria, baseando-se na pesquisa-ação e estudo de caso para seu desenvolvimento. Atualmente, tornou-se necessária a utilização de dispositivos específicos de obtenção de sinais biométricos para profissionais habilitados no ramo de avaliação física. Estes dispositivos muitas vezes são de custo elevado e difícil utilização e manuseio. Foi elaborada então uma proposta metodológica para conceitualmente desenvolver um dispositivo de biotelemetria para aquisição de sinais biométricos de oximetria, temperatura corporal e podometria, essenciais para a área de avaliação física. Foram pesquisados os tipos de sensores biométricos existentes, os meios possíveis para a transmissão remota de sinais e os sistemas computacionais disponíveis para que a aquisição de dados pudesse ser possível. Foi elaborada então uma proposta metodológica de aquisição remota de sinais biométricos baseada em quatro módulos: Aquisidor de dados biométricos; Conversor e Transmissor de sinais biométricos; Receptor e Processador de sinais biométricos e Gerador de Gráficos interpretativos. Os módulos visam a obtenção de gráficos interpretativos dos sinais da biometria humana. Para a validação desta proposta foi desenvolvido um protótipo funcional para os estudos de caso, apresentado no desenvolvimento deste trabalho.

Palavras-chave: Biometria; Telemetria; Biotelemetria; Desenvolvimento de Produto; Oximetria; Podometria; Temperatura Corporal

## **ABSTRACT**

This work presents a methodological proposal for the acquisition of biometric data through telemetric, basing on the research-action and case study for its development. Now, it is necessary the use specific devices of obtaining of biometric signs for professionals paymasters in the branch of physical evaluation. These devices many times are of high cost and difficult use and I handle. It was elaborated a methodological proposal then for conceptual to develop a biotelemetric device for acquisition of signs oximetria biometrics, corporal temperature and podometria, essential for the area of physical evaluation. They were researched the types of existent biometrics sensors, the possible ways for the remote transmission of signs and the computer systems available so that the acquisition of data could be possible. A methodological proposal of remote acquisition of biometrics signs is based on four modules was elaborated then: Aquisitor of biometrics data; Converser and Transmitter of biometrics signs; Receiver and Processor of biometrics signs and Generator of interpretative Graphs. The modules seek the obtaining of interpretative graphs of the signs of the human biometric. For the validation of this proposal a functional prototype was developed for the case studies, presented in the development of this work.

Key-words: Biometric; Telemetric; Biotelemetric; Development of Product; Oximetrie; Podometrie; Corporal temperature

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Metodologia da Pesquisa.....	5
Figura 2 - Etapas de Desenvolvimento de Produtos.....	16
Figura 3 - Gráfico ilustrativo de absorção das luzes vermelha e infra-vermelha pela hemoglobina.....	31
Figura 4 - Disposição dos componentes de um sensor de oximetria.....	32
Figura 5 - Estimativa do oxímetro de pulso de saturação arterial.....	33
Figura 6 - Sinais pulsantes variados observados nos oxímetros de pulso.....	34
Figura 7 - As variáveis da absorção da luminosidade.....	34
Figura 8 - Dois gráficos de oximetria gerados em intervalos de tempo regulares.....	36
Figura 9 - Tela típica de um aparelho de baropodometria.....	37
Figura 10 - Termômetro Eletrônico Digital.....	39
Figura 11 - Conversão analógico-digital (PCM).....	40
Figura 12 - Conector serial macho DB25.....	40
Figura 13 - Conector serial macho DB9.....	41
Figura 14 - Cálculo da resolução do ADC0804.....	43
Figura 15 - Conversor Analógico Digital de 8bits, ADC0804.....	44
Figura 16 - Circuito Integrado ADC0804 - Pinagem.....	44
Figura 17 - Módulo transmissor de RF RT4-XXX.....	47
Figura 18 - Módulo receptor de RF RR3-XXX.....	47
Figura 19 - O Micro-controlador ER400TRS.....	48
Figura 20 - Diagrama de bloco do <i>Easy-Radio</i> 400.....	49
Figura 21 - Diagrama de bloco com típica aplicação do <i>Easy-Radio</i> 400.....	49
Figura 22 - Típica aplicação do <i>Easy-Radio</i> em um circuito.....	50
Figura 23 - Proposta Metodológica para aquisição, transmissão e interpretação de sinais biométricos.....	53
Figura 24 - Simulação de gráfico da temperatura ambiente em função do tempo.....	57
Figura 25 - LEDs Vermelho, Infravermelho e Receptor.....	59
Figura 26 - Os LEDs utilizados no sensor de oximetria.....	60
Figura 27 - Molde em madeira.....	61
Figura 28 - Resina epóxi no molde.....	61
Figura 29 - Cápsula de resina epóxi polida e pronta para pintura.....	62
Figura 30 - Sensor de oximetria de pulso completo.....	62
Figura 31 - Conectores dos sensores de oximetria e temperatura corporal.....	63
Figura 32 - Micro-termistor de 100k $\Omega$ .....	64
Figura 33 - Termistor com isolamento termo-contrátil.....	65
Figura 34 - Micro-Interruptores para Podometria.....	66
Figura 35 - Esquema da placa de sensores de podometria.....	66
Figura 36 - Placa de sensores de podometria.....	67
Figura 37 - Sensor dentro do tênis.....	67
Figura 38 - Palmilha cobrindo o sensor.....	67
Figura 39 - <i>Plug</i> do sensor de podometria.....	68
Figura 40 - O micro-controlador 12F675.....	69
Figura 41 - O circuito de conversão e transmissão de dados.....	69
Figura 42 - Detalhes do circuito de conversão e transmissão de dados.....	70
Figura 43 - Alimentação do circuito de transmissão.....	71
Figura 44 - Capa protetora do circuito de transmissão.....	71
Figura 45 - Fita dupla de fixação do dispositivo de biotelemetria.....	72
Figura 46 - Fixação do dispositivo de biotelemetria em um braço.....	72
Figura 47 - Listagem parcial do programa para o micro-controlador.....	73
Figura 48 - Circuito receptor dos sinais biométricos.....	75
Figura 49 - Adaptador serial para porta USB.....	75
Figura 50 - Circuito receptor e processador de dados biométricos.....	76
Figura 51 - Fonte adaptadora alternativa de 12V CC.....	77
Figura 52 - Painel frontal do dispositivo.....	77

Figura 53 - Painel posterior do dispositivo .....	77
Figura 54 - Antenas para o uso do dispositivo de biotelemetria .....	78
Figura 55 - Local para acoplamento da antena.....	79
Figura 56 - Antena acoplada e a tampa do módulo .....	79
Figura 57 - Configuração do <i>Hyper Terminal</i> do <i>Windows</i> .....	81
Figura 58 - Configuração da porta COM4 .....	81
Figura 59 - Dados biométricos na tela do <i>Hyper Terminal</i> .....	82
Figura 60 - Arquivo texto gerado pelo <i>Hyper Terminal</i> .....	83
Figura 61 - Interface final do Programa de Biotelemetria.....	84
Figura 62 - Conjunto receptor de biotelemetria.....	85
Figura 63 - Termômetro de Mercúrio.....	87
Figura 64 - Termômetro Digital.....	87
Figura 65 - Gráfico de temperatura corporal fornecida pelo dispositivo .....	88
Figura 66 - Oxímetro <i>Healthdyne</i> 950 .....	89
Figura 67 - Oxímetro SpO <sub>2</sub> <i>Fingertip</i> .....	89
Figura 68 - Gráfico de oximetria fornecida pelo dispositivo .....	89
Figura 69 - Tomada da medida de comprimento da perna .....	90
Figura 70 - Demonstração de medidas do passo em modelo de madeira .....	91
Figura 71 - Formulário contínuo para mensuração de passadas.....	92
Figura 72 - Calçado para podometria.....	93
Figura 73 - Solado de carimbo .....	93
Figura 74 - Voluntária caminhado .....	94
Figura 75 - Marcas deixadas no papel .....	94
Figura 76 - Resultados de 4 voluntários em papel de formulário contínuo.....	94
Figura 77 - Gráfico do comprimento da passada versus comprimento da perna .....	95
Figura 78 - Obtenção de tamanho da passada pela equação da reta.....	97
Figura 79 - Tela apresentada pela interface do dispositivo com resultados .....	98
Figura 80 - Gráfico de Podometria fornecida pelo dispositivo.....	98
Figura 81 - Adesivo de fixação do sensor de temperatura na axila .....	99
Figura 82 - O Bioteletron .....	100
Figura 83 - A correta fixação do dispositivo .....	100
Figura 84 - Voluntária caminhado na esteira com o dispositivo de biotelemetria .....	101
Figura 85 - Gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna – Voluntária 1.....	102
Figura 86 - Tela apresentada pelo dispositivo sobre a Voluntária 1 .....	103
Figura 87 - Gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna – Voluntária 2.....	104
Figura 88 - Tela apresentada pelo dispositivo sobre a Voluntária 2 .....	105
Figura 89 - Gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna – Voluntária 3.....	106
Figura 90 - Tela apresentada pelo dispositivo sobre a Voluntária 3 .....	107
Figura 91 - Gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna – Voluntário 4.....	108
Figura 92 - Tela apresentada pelo dispositivo sobre o Voluntário 4 .....	109
Figura 93 - Gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna – Voluntário 5.....	110
Figura 94 - Tela apresentada pelo dispositivo sobre o Voluntário 5 .....	111
Figura 95 - Gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna – Voluntário 6.....	112
Figura 96 - Tela apresentada pelo dispositivo sobre o Voluntário 6 .....	113

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Faixas de sinais biométricos. ....	22
Tabela 2 - Tabela de conversão.....	43
Tabela 3 - Exemplos de Espectro de Frequência .....	46
Tabela 4 - Tabela gerada com o experimento das passadas em papel .....	95

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>A/D ou ADC</b>	Analógico / Digital
<b>P/A ou DCA</b>	<i>Conversores Digital-Analógico</i>
<b>ADPCM</b>	Modulação por Código de Pulso Diferencial Adaptativa ( <i>Adaptative Differential Pulse Code Modulation</i> )
<b>°C</b>	Grau Celsius
<b>CI</b>	<i>Circuito Integrado</i>
<b>CTS</b>	<i>Clear Terminal Send</i>
<b>DCE</b>	<i>Data Communication Equipament</i>
<b>DCD</b>	<i>Data System Ready</i>
<b>D.d.p.</b>	Diferença De Potencial
<b>DPCM</b>	Modulação por Código de Pulso Diferencial ( <i>Differential Pulse Code Modulation</i> )
<b>DTE</b>	<i>Data Terminal Equipament</i>
<b>DTR</b>	<i>Data Terminal Ready</i>
<b>ECG</b>	Eletrocardiograma
<b>EEG</b>	Eletroencefalograma
<b>EHF</b>	<i>Extremely High Frequency</i>
<b>EIA</b>	Associação de Indústrias Eletrônicas
<b>ELF</b>	<i>Extremely Low Frequency</i>
<b>°F</b>	Grau Fahrenheit
<b>FCR</b>	<i>Fifo Control Register</i>
<b>Hb</b>	Hemoglobina reduzida
<b>HF</b>	<i>High Frequency</i>
<b>Hg</b>	Mercúrio (Coluna de mercúrio)
<b>Hz</b>	Hertz
<b>IER</b>	<i>Interrupt Enable Register</i>
<b>IIR</b>	<i>Interruption Identification Register</i>
<b>IR</b>	Infravermelho ( <i>Infra Red</i> )
<b>K</b>	Grau Kelvin
<b>LCR</b>	<i>Line Control Register</i>
<b>LED</b>	Diodo Emissor de Luz ( <i>Light Emitter Diode</i> )
<b>LF</b>	<i>Low Frequency</i>
<b>LOS</b>	Linha de Sinal
<b>LSR</b>	<i>Line Status Register</i>
<b>MCR</b>	<i>Modem Control Register</i>
<b>MF</b>	<i>Medium Frequency</i>
<b>MSR</b>	<i>Modem Status Register</i>
<b>mV</b>	Mili volts
<b>N/A</b>	Normalmente Aberto
<b>O<sub>2</sub>Hb</b>	Oxy-hemoglobina
<b>PAM</b>	Modulação por Amplitude de Pulso
<b>PC</b>	<i>Personal Computer</i>
<b>PCM</b>	Código de Pulso ( <i>Pulse Code Modulation</i> )
<b>R</b>	Vermelho ( <i>Red</i> )
<b>RD ou RXD</b>	Recepção de Dados
<b>RTS</b>	<i>Request Terminal Send</i>
<b>SaO<sub>2</sub></b>	Oxímetro de Pulso de Saturação Arterial
<b>SHF</b>	<i>Super High Frequency</i>
<b>SIL</b>	<i>Single in Line</i>
<b>SPO<sub>2</sub></b>	Oximetria de Pulso
<b>TD ou TXD</b>	Transmissão de Dados
<b>UART</b>	<i>Universal Asynchronous Receiver / Transmitter</i>
<b>UHF</b>	<i>Ultra High Frequency</i>
<b>USB</b>	<i>Universal Serial Bus</i>

<b>UTI</b>	Unidade de Tratamento Intensivo
<b>V</b>	Volts
<b>VHF</b>	<i>Very High Frequency</i>
<b>VIN</b>	<i>Volts In</i>
<b>VLF</b>	<i>Very Low Frequency</i>

# SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1 - CONTEXTO.....	1
1.2 - JUSTIFICATIVA .....	3
1.3 - METODOLOGIA DA PESQUISA .....	4
1.3.1 - <i>Justificativa da Metodologia Científica Aplicada à Pesquisa</i> .....	5
1.4 - OBJETIVOS .....	6
1.6 - ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....	7
<b>CAPÍTULO 2 – METODOLOGIA CIENTÍFICA DA PESQUISA-AÇÃO E ESTUDO DE CASO APLICADAS À PESQUISA.....</b>	<b>9</b>
2.1 - PESQUISA-AÇÃO .....	10
2.2 - ESTUDO DE CASO .....	12
<b>CAPÍTULO 3 – REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>15</b>
3.1 - ETAPAS DE DESENVOLVIMENTO DE PRODUTOS .....	15
3.1.1 - <i>Etapas de Planejamento do Projeto</i> .....	16
3.1.2 - <i>Etapas de Projeto Informacional</i> .....	17
3.1.3 - <i>Etapas de Projeto Conceitual</i> .....	17
3.1.4 - <i>Etapas de Protótipo Detalhado</i> .....	18
3.1.5 - <i>Etapas de Produção</i> .....	18
3.2 - DESENVOLVIMENTO DE PRODUTOS .....	18
3.3 - SISTEMAS DE ENGENHARIA .....	20
3.3.1 - <i>Biologia e Engenharia</i> .....	22
3.3.2 - <i>Sinais Biométricos</i> .....	22
3.3.3 - <i>Transmissão de Sinais</i> .....	23
3.3.4 - <i>Transformação de Sinais</i> .....	24
3.4 - FISIOLOGIA DO CORPO HUMANO.....	25
3.4.1 - <i>Fisiologia do Sistema Circulatório</i> .....	25
3.4.2 - <i>Saturação de oxigênio</i> .....	26
3.4.3 - <i>Pulso</i> .....	26
3.4.4 - <i>Temperatura corporal</i> .....	27
3.5 - AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOMÉTRICOS .....	30
3.5.1 - <i>Princípios da oximetria de pulso</i> .....	31
3.5.2 - <i>Podometria</i> .....	36
3.5.3 - <i>Mensuração da temperatura corporal</i> .....	38
3.6 - TRANSFORMAÇÃO DE SINAIS ANALÓGICOS EM DIGITAIS .....	39
3.6.1 - <i>Sistemas eletrônicos de conversão de sinais</i> .....	39
3.6.2 - <i>Dispositivos de entrada de sinais digitais</i> .....	40
3.7 - TRANSFORMAÇÃO DE SINAIS DIGITAIS EM GRÁFICOS INTERPRETATIVOS.....	41
3.7.1 - <i>Sistemas computacionais de interpretação de sinais digitais</i> .....	41
3.7.2 - <i>Exemplo de Circuito Integrado de Conversão Analógico/Digital</i> .....	42
3.8 - TRANSMISSÃO REMOTA DE SINAIS .....	45
3.8.1 - <i>Radiofrequência</i> .....	45
3.8.2 - <i>Transmissão de dados via radiofrequência</i> .....	46
<b>CAPÍTULO 4 – PROPOSTA CONCEITUAL PARA AQUISIÇÃO, INTERPRETAÇÃO E TRANSMISSÃO DE SINAIS BIOMÉTRICOS ..</b>	<b>51</b>
4.1 - MÓDULO 1: AQUISIDOR DE SINAIS BIOMÉTRICOS.....	54
4.1.1 - <i>Coleta dos dados de Oximetria de Pulso</i> .....	54

4.1.2 - Coleta dos dados da Temperatura Corporal.....	54
4.1.3 - Coleta dos dados da Podometria.....	55
4.2 - MÓDULO 2: CONVERSOR E TRANSMISSOR DOS DADOS OBTIDOS .....	55
4.2.1 - Conversão analógica/digital dos dados obtidos.....	55
4.2.2 - Multiplexação dos sinais digitais.....	56
4.3 - MÓDULO 3: RECEPTOR E PROCESSADOR DE SINAIS BIOMÉTRICOS .....	56
4.4 - MÓDULO 4: GERADOR DE GRÁFICOS INTERPRETATIVOS .....	57
<b>CAPÍTULO 5 – IMPLEMENTAÇÃO DO MODELO METODOLÓGICO PROPOSTO .....</b>	<b>58</b>
5.1 – IMPLEMENTAÇÃO DO MÓDULO 1: AQUISIDOR DE DADOS BIOMÉTRICOS .....	58
5.1.1 – Aquisição da Oximetria de Pulso.....	58
5.1.2 – Aquisição de Temperatura Corporal .....	63
5.1.3 – Aquisição de sinais Podométricos .....	65
5.2 – IMPLEMENTAÇÃO DO MÓDULO 2: CONVERSOR E TRANSMISSOR DE SINAIS BIOMÉTRICOS .....	68
5.2.1 - A entrada dos sinais analógicos.....	68
5.1.2 - O circuito de transformação e envio de dados .....	69
5.1.3 - As linhas de programação utilizadas no micro-controlador.....	73
5.3 – IMPLEMENTAÇÃO DO MÓDULO 3: RECEPTOR E PROCESSADOR DE SINAIS BIOMÉTRICOS .....	74
5.3.1 - A recepção dos sinais biométricos .....	74
5.4 – IMPLEMENTAÇÃO DO MÓDULO 4: GERADOR DE GRÁFICOS INTERPRETATIVOS.....	80
5.4.1 – Os dados biométricos no Hyper Terminal do Windows.....	80
<b>CAPÍTULO 6 – ANÁLISE DO MODELO PROPOSTO ATRAVÉS DE ESTUDOS DE CASO .....</b>	<b>86</b>
6.1 - APLICAÇÃO PRÁTICA DO DISPOSITIVO DE BIOTELEMETRIA .....	86
6.1.1 – Aferição do dispositivo de biotelemetria.....	86
6.1.2 – Estudo de caso em esteira ergométrica elétrica .....	99
6.2 - AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS EM CAMPO .....	101
6.2.1 – Estudo de caso – Voluntária 1 .....	102
6.2.2 – Estudo de caso – Voluntária 2 .....	104
6.2.3 – Estudo de caso – Voluntária 3 .....	106
6.2.4 – Estudo de caso – Voluntário 4 .....	108
6.2.5 – Estudo de caso – Voluntário 5 .....	110
6.2.6 – Estudo de caso – Voluntário 6 .....	112
<b>CAPÍTULO 7 – CONCLUSÃO E RECOMENDAÇÕES.....</b>	<b>114</b>
7.1 – CONCLUSÕES .....	114
7.1.1 – Conclusão sobre a metodologia científica.....	114
7.1.2 – Conclusão sobre a revisão da literatura.....	115
7.2 – RECOMENDAÇÕES.....	117
<b>8 – REFERÊNCIAS .....</b>	<b>119</b>

# **CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO**

## **1.1 - CONTEXTO**

Atualmente, principalmente com a popularização do atletismo, tornou-se necessário o acompanhamento de profissionais habilitados no ramo de avaliação física para com as pessoas que a cada dia ingressam no mundo do esporte e/ou necessitam fazer atividades físicas para manter sua saúde em ordem.

Toda e qualquer atividade física deve ser feita sob o acompanhamento de um profissional da área de saúde ou área do desporto, pois exercícios feitos ou acompanhados de maneira incorreta por pessoas não habilitadas na área do desporto ou médica podem fazer mais malefícios à saúde do que se pode imaginar.

Para um melhor acompanhamento é necessário que certos dados possam ser adquiridos ao longo da atividade física, como por exemplo:

- Verificação de pressão sangüínea;
- Verificação de freqüência dos batimentos cardíacos;
- Verificação de oxigenação pulmonar;
- Verificação de temperatura corporal;

Tendo os dados coletados com aparelhos específicos, são então feitos cálculos com base nestes dados para a verificação de performance dos atletas envolvidos. Com os resultados destes cálculos, o profissional encarregado do treinamento ou acompanhamento do atleta pode alterar, manter ou modificar sua metodologia, para alcançar o melhor desempenho possível para o atleta em questão.

A grande dificuldade é, no caso, a utilização de uma vasta gama de equipamentos necessários para se executar a coleta de dados da performance do atleta. O custo de aquisição destes equipamentos muitas vezes se torna inacessível para a parcela menos abastada da população ou seu uso é

inadequado ao local dos treinos devido principalmente às dimensões ou não portabilidade dos mesmos. Na utilização destes equipamentos, há uma coleta de dados que é manualmente inserida em planilhas onde são executados os cálculos necessários para que se tenham resultados comparativos de performance do atleta. Este sistema, que é amplamente utilizado, encarece o treinamento devido ao custo de aquisição, utilização e manuseio dos equipamentos, desestimula a sua utilização da forma correta e faz com que patrocínios cada vez maiores, nos casos dos atletas profissionais, sejam necessários para que um melhor desempenho seja alcançado e, também, torna difícil e trabalhoso qualquer cálculo de desempenho, pois cada dado deve ser colocado em planilhas manualmente.

Há a necessidade da criação de um sistema que englobe todas as necessidades de aferição e mensuração necessárias ao treinamento e melhoria de performance de um atleta. Um equipamento que fosse de tamanho reduzido, que pudesse enviar os dados coletados para um computador portátil em que todos estes dados pudessem ser transformados em gráficos interpretativos e que a interpretação destes gráficos pudesse ser feita de maneira fácil e, principalmente, em tempo real, ou seja, no momento exato em que está acontecendo a mensuração.

Com base na coleta de dados em tempo real, o treinamento se torna mais meticuloso e eficiente, pois quando são utilizados métodos convencionais, têm-se os resultados necessários em determinados espaços de tempo, e o intervalo entre estes espaços é normalmente preenchido pela média entre ambos, o que pode ocultar um momento em particular que, por um acaso não seria detectado, como uma extra-sístole, por exemplo. Se a mensuração fosse feita em tempo real, esta anomalia apareceria no gráfico gerado e o treinador responsável pelo atleta ficaria a par do ocorrido e poderia tomar as medidas necessárias com relação ao caso.

São necessárias a concepção e implementação de uma metodologia que seja capaz de obter, tratar e enviar dados biométricos via remota, que será objeto de pesquisa deste projeto.

## 1.2 - JUSTIFICATIVA

Atualmente os sistemas utilizados são com aparelhos de mensuração separados e, muitas vezes, utilizando-se de cálculos manuais para a obtenção dos dados biométricos.

Não é possível, com a tecnologia existente, na maioria dos casos, obter dados biométricos em tempo real no ambiente onde os atletas praticam as suas atividades desportivas. A maioria dos dispositivos utilizados no atletismo é unitária, sendo assim, vários dispositivos são necessários para que os dados biométricos sejam obtidos. Outra questão é o fato destes dispositivos diversos não interagirem entre si para a obtenção de mais informação biométrica. Os resultados, neste caso, devem ser comparados manualmente, então, deixando de se obter dados em tempo real.

A maioria dos dispositivos existentes não emite nem cria gráficos interpretativos em função do tempo da atividade desportiva. Cada aparelho pode mensurar no máximo, até dois sinais biométricos ao mesmo tempo, como no caso da pressão arterial, onde se obtém a pressão sanguínea e os batimentos cardíacos ao mesmo tempo. Uma interface gráfica seria um meio muito mais eficaz para controlar e observar o desempenho de um atleta do que através de anotações e cálculos manuais.

Deve haver um estudo sobre cada tipo de aparelho utilizado neste tipo de tarefa e será possível desenvolver dispositivos com sistemas mais baratos, pois os tipos de sensores para aquisição de dados biométricos a serem utilizados já são amplamente difundidos nos meios médicos.

Um exemplo disto são os eletrodos, amplamente utilizados em eletrocardiogramas; Sensores ópticos, que podem ser utilizados para medir distâncias percorridas e sensores piezelétricos, conhecidos como sensores de pressão, que podem ser úteis na concepção de um sistema que mostre o esforço em determinadas atividades esportivas. A adaptação destes sensores a um único aparelho que possa interpretar todos os dados coletados, gerando assim um gráfico interpretativo com interface amigável ao operador, é de total interesse não apenas aos esportistas em geral, bem como para a área médica.

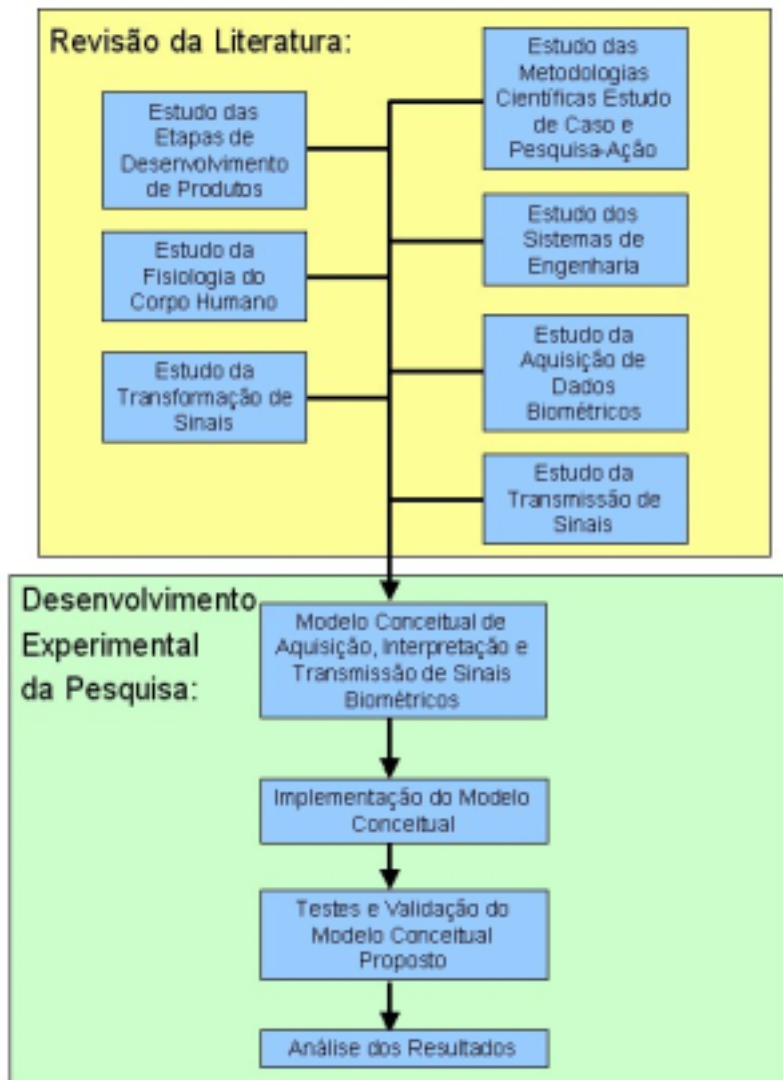
Um equipamento assim concebido seria muito útil para muitos profissionais da área médica e do desporto, uma vez que promovem a economia de recursos, pois o mesmo seria desenvolvido com um módulo principal acoplado a um computador remoto e outros auxiliares, para adquirir e enviar os dados biométricos via radiofrequência. Desta forma um treinador poderia adquirir somente os módulos que interessariam ao seu sistema de treinamento perante o seu atleta, ou um profissional da área de saúde poderia adquirir somente os módulos de que necessita para seus pacientes.

### **1.3 - METODOLOGIA DA PESQUISA**

A pesquisa pode ser dividida em dois blocos distintos, sendo que o primeiro é a Revisão da Literatura e o outro, o Desenvolvimento Experimental da Pesquisa.

Na Revisão da Literatura, são vistos os Estudos das Metodologias Científicas (Pesquisa-ação e Estudo de Caso), Etapas de Desenvolvimento de produto, Biometria, Eletrônica Digital e Interface Gráfica. Do Estudo da Biometria, têm-se o Desenvolvimento Experimental da Pesquisa, onde, por ordem, têm-se: A proposta do modelo conceitual de aquisição, interpretação e transmissão de sinais biométricos; implementação do modelo; testes e validação do modelo proposto e análise dos resultados. A Figura 1 mostra graficamente estes módulos para melhor entendimento desta metodologia de pesquisa utilizada.

Figura 1 - Metodologia da Pesquisa



Fonte: O Autor

### 1.3.1 - Justificativa da Metodologia Científica Aplicada à Pesquisa

Existem diversas metodologias de abordagem científica para a pesquisa. No caso desta proposta em particular, a que mais pode se adequar é a Pesquisa-ação e, para a validação da mesma, o Estudo de Caso. A utilização de tais tipos de metodologia pode ser justificada, pois a proposta de trabalho se baseia quase que plenamente na pesquisa de dados e literatura envolvidos e principalmente a utilização de cruzamento entre as mais variadas informações obtidas.

“Pesquisa-ação é um tipo de pesquisa social com base empírica que é concebida e realizada em estreita associação com uma ação ou com a resolução de um problema coletivo e no qual os pesquisadores e os participantes representativos da situação ou problema estão envolvidos de modo cooperativo ou participativo” (THIOLLENT, 1996, p.14).

Na pesquisa-ação, por outro lado, há como o próprio nome aponta uma ação por parte dos pesquisadores, ação esta, problemática, que mereça investigação para ser elaborada e conduzida. Assim, os pesquisadores têm papel ativo no equacionamento dos problemas encontrados, no acompanhamento e avaliação das ações, organizando assim sua ação. É por isso que, na pesquisa ação, deve-se definir com precisão a ação, seus agentes, seus objetivos e obstáculos. Enfim, a pesquisa-ação é uma forma de experimentação em situação real, na qual os pesquisadores intervêm conscientemente. Os participantes não são reduzidos a cobaias e desempenham um papel ativo. As variáveis, de seu lado, não são isoláveis, posto que todas elas interferem no que está sendo observado. Portanto, assim como nas outras pesquisas da linha interpretativista, a substancialidade dos pesquisadores não é total, pois o que cada pesquisador observa e interpreta nunca é independente da sua formação, de suas experiências anteriores e do entrosamento na situação investigada. (THIOLLENT, 1996).

#### **1.4 - OBJETIVOS**

Considerando-se o cenário, as condições e problemas expostos, apresentam-se os objetivos aos quais este trabalho se destina, a saber, a concepção de uma proposta metodológica para aquisição de dados biométricos em tempo real, que possa oferecer suporte ao desenvolvimento de um dispositivo de biotelemetria. Para que este objetivo geral fosse atingindo a pesquisa foi dividida em:

##### **a) Metodologia Científica**

- Pesquisa-ação;
- Estudo de Caso.

## **b) Revisão da Literatura**

- Estudo das etapas de desenvolvimento de produtos;
- Estudo dos sistemas de engenharia com foco na bio-mensuração aplicadas ao ser humano;
- Estudo da fisiologia do corpo humano para aquisição de dados biométricos;
- Estudo de dados biométricos para a aquisição, transmissão e processamento em tempo real;
- Estudo da transformação e transmissão dos sinais biométricos em dados interpretativos.

## **c) Desenvolvimento Experimental da Pesquisa**

- Proposta de um modelo conceitual de uma metodologia para aquisição de dados biométricos em tempo real;
- Implementação do modelo conceitual proposto;
- Análise e validação do modelo implementado através de estudos de casos múltiplos.

## **1.6 - ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO**

O Capítulo 1 é puramente introdutório e apresenta a estruturação e objetivos deste trabalho, bem como suas justificativas.

O Capítulo 2 apresenta as bases metodológicas que são utilizadas na pesquisa e desenvolvimento desta dissertação, no caso, a pesquisa-ação e o estudo de caso.

O Capítulo 3 trata de toda revisão bibliográfica que serve de base para compreensão e a elaboração deste trabalho, com toda a teoria relacionada aos sistemas de engenharia utilizados, desenvolvimento de produtos, literatura médica, eletrônica de sinais, radiofrequência e sistemas computacionais envolvidos.

O Capítulo 4 apresenta conceitualmente a metodologia desenvolvida para que a biotelemetria seja possível. Este capítulo trata do desenvolvimento da metodologia necessária para a obtenção e transmissão de sinais biométricos para que os mesmos possam ser interpretados à distância.

O Capítulo 5 trata da implementação de todas as metodologias apresentadas no capítulo anterior através da concepção de um dispositivo de biotelemetria plenamente funcional. Este capítulo apresenta o desenvolvimento do hardware e do software necessários à biotelemetria.

O Capítulo 6 apresenta um estudo de caso em campo com o dispositivo desenvolvido, utilizando-se para isto de indivíduos voluntários da área médica e do desporto. Este capítulo valida e apresenta os resultados relacionados à funcionalidade do sistema de biotelemetria.

O Capítulo 7 apresenta as conclusões finais sobre a proposta metodológica de que trata esta dissertação, com base nos estudos de caso apresentados pelos resultados do protótipo funcional em testes de campo. Este capítulo apresenta também as propostas de pesquisas futuras com relação a esta proposta metodológica para aquisição de dados biotelemétricos.

## **CAPÍTULO 2 – METODOLOGIA CIENTÍFICA DA PESQUISA-AÇÃO E ESTUDO DE CASO APLICADAS À PESQUISA**

Muitas pessoas têm uma visão idealizada e encantada do que é a pesquisa científica. Para muitos quando se fala de pesquisa, pensa-se na descoberta da teoria da relatividade ou em clonagem humana. Na verdade, a pesquisa científica é muito mais ampla do que se pode imaginar. A pesquisa praticamente existe em tudo o que se vê, toca-se, o mundo em si. A pesquisa é uma das bases da civilização moderna e o que torna a todos seres humanos.

A atividade básica da ciência é a pesquisa. Esta citação pode causar dúvidas, pois, afinal várias pessoas têm a idéia de que a ciência se concentra na atividade de transmitir conhecimento e, conseqüentemente, absorvê-lo. Esta atividade, na realidade, é subseqüente. Antes há o fenômeno fundamental da geração do conhecimento (DEMO, 1985).

A metodologia é o estudo ou ciência do caminho, com a pretensão que este seja uma trilha racional para facilitar o conhecimento, além de trazer implícita a possibilidade de, como caminho, servir e poder ser utilizado para que diversas pessoas o possam percorrer, isto é, que ele possa ser repetidamente e ilimitadamente seguido (MAGALHÃES, 2005).

“A formulação de um problema é muito mais essencial do que sua solução, que pode ser simplesmente uma questão de capacidade matemática ou experimental. Levantar novas questões, novas possibilidades e ver velhos problemas a partir de um novo ângulo exigem imaginação criativa e representa avanço real na ciência” (COOPER *et al.*, 2003).

Os pesquisadores desempenham um papel ativo no equacionamento dos problemas encontrados, no acompanhamento e na avaliação das ações desencadeadas em função dos problemas vivenciados no dia-a-dia de uma instituição, em setores de trabalho, enfim onde a pesquisa for aplicada; vivenciando e refletindo a prática vivida para modificá-la na tentativa de torná-la melhor, o que requer, sobretudo, observação da realidade atual. Exigindo uma

estrutura de relação entre pesquisadores e pessoas da situação investigada que seja participativa (THIOLLENT, 1996; CONDERMAN e MORIN, 2004).

Mesmo que o pesquisador não tenha a metodologia por alvo na pesquisa deve tê-la bem formatada e clara, a fim de dar real suporte à pesquisa propriamente dita. Os conteúdos mais evidentes da preocupação metodológica seriam: a cientificidade da produção científica, o que confere ao discurso científico um poder que reside justamente em atribuir e distribuir verdade, nunca mitificando, mistificando ou iludindo. Logo, a metodologia é indispensável na elaboração de estudos, para que, assim, os trabalhos possam ser reproduzíveis a qualquer tempo e seus resultados aceitos sem restrições por serem embasados em evidências comprovadas (AMATUZZI *et al.*, 2003; ARAÚJO, 2003).

Existem vários tipos de pesquisa e suas metodologias respectivas. Existem dois ramos de pesquisa que são de suma importância tanto para o meio acadêmico quanto para a realidade existente na vida dos mais diversos tipos de pessoas que desejem conhecer mais profundamente o mundo que as cerca: A pesquisa quantitativa e a pesquisa qualitativa.

## **2.1 - PESQUISA-AÇÃO**

“Pesquisa-ação é um tipo de pesquisa social com base empírica que é concebida e realizada em estreita associação com uma ação ou com a resolução de um problema coletivo e no qual os pesquisadores e os participantes representativos da situação ou problema estão envolvidos de modo cooperativo ou participativo” (THIOLLENT, 1996, p.14).

A linha de raciocínio do autor acima tem por objetivo dizer que, a pesquisa participante estabelece relações comunicativas com as pessoas da situação investigada, no intuito de conseguir uma melhor aceitação.

Na pesquisa-ação, por outro lado, há, como o próprio nome aponta, uma ação por parte dos pesquisadores, ação esta, problemática, que mereça investigação para ser elaborada e conduzida. Assim, os pesquisadores têm papel ativo no equacionamento dos problemas encontrados, no acompanhamento e

avaliação das ações, organizando assim sua ação. É por isso que, na pesquisa ação, deve-se definir com precisão a ação, seus agentes, seus objetivos e obstáculos.

Enfim, a pesquisa-ação é uma forma de experimentação em situação real, na qual os pesquisadores intervêm conscientemente. Os participantes não são reduzidos a cobaias e desempenham um papel ativo. As variáveis, de seu lado, não são isoláveis, posto que todas elas interferem no que está sendo observado. Portanto, assim como nas outras pesquisas da linha interpretativista, a substancialidade dos pesquisadores não é total, pois o que cada pesquisador observa e interpreta nunca é independente da sua formação, de suas experiências anteriores e do próprio entrosamento na situação investigada.

Devido à sua natureza prática, a pesquisa-ação é voltada para variadas aplicações em diferentes áreas de atuação. Sem se reduzir a necessidade de constantes reflexões teóricas, pode-se dizer que a pesquisa-ação opera principalmente como pesquisa aplicada em várias áreas, tais como: educação, comunicação social, organização, tecnologia, etc... Existem outras áreas em que este tipo, em particular, de pesquisa poderia ser aplicada, mas ainda faltam informações relevantes sobre sua efetiva funcionalidade nestes casos, como por exemplo, urbanismo e saúde (THIOLLENT, 1996).

A pesquisa-ação possui dois tipos de objetivos: o prático, que contribui para o melhor equacionamento possível do problema considerado como central da pesquisa, com levantamento de soluções e propostas de ações correspondentes às soluções para auxiliar o agente na sua atividade transformadora da situação, podendo ser aplicada nas mais variadas situações inclusive implementando tecnologias para melhorar a realidade do *constructo*. É um segundo objetivo de conhecimento, no qual se obtém informações que seriam de difícil acesso por meio de outros procedimentos. De modo geral considera-se que com maior conhecimento a ação é mais bem conduzida (HASSLING *et al.*, 2004).

Pela pesquisa-ação é possível estudar dinamicamente os problemas, decisões, ações, negociações, conflitos e tomadas de consciência que ocorrem entre os agentes durante o processo de transformação da situação; pode envolver

pessoas que participam de um mesmo contexto, colaboradores e pesquisadores numa prática colaborativa de pesquisa desenvolvendo soluções de qualidade envolvendo competências e competitividade (IVERSEN e MATHIASSEN, 2004).

No caso deste trabalho, será utilizado um método científico, que é a estrutura da parte do processo do conhecimento em que são elaboradas e testadas hipóteses que dizem respeito à ciência (MAGALHÃES, 2005).

## **2.2 - ESTUDO DE CASO**

Os estudos de caso podem ser identificados por: estudos de caso histórico-organizacionais: o pesquisador parte do conhecimento que existe a respeito do objeto a ser estudado; estudos de caso observacionais: o pesquisador utiliza técnicas de coleta de informações como a observação participante, e outras (TRIVIÑOS, 1987).

O pesquisador examina com atenção, esquadrinha situações, indaga em pesquisa-ação para achar e elucidar situações que agreguem itens pertinentes ao caso em estudo. Deve haver consistência entre as etapas de conclusão para as questões iniciais, ou, inversamente, das questões para a conclusão. Analogamente, um pesquisador científico precisa construir um encadeamento de evidências a fim de aumentar a confiabilidade das informações de seu estudo de caso. Não haverá no presente estudo idéias tendenciosas ou interesses escusos de se comprovar posições preconcebidas (TRIVIÑOS, 1987).

Há vários desafios para quem administra a pesquisa de caso: consome tempo, precisa de entrevistadores qualificados, é necessário cuidados para não se tirar conclusões generalizadas de um estudo limitado de casos, e assegurar uma pesquisa rigorosa. Apesar disto, os resultados de pesquisa de caso podem ter impacto muito alto. Sem estar restrita pelos limites rígidos de questionários e modelos, pode conduzir a perspicácias novas e criativas, desenvolvimento de novas teorias, e pode ter validade alta com praticantes ou o último usuário da pesquisa. Por triangulação com meios de múltipla coleta de dados, pode ser aumentada a validade mais além. Muitos dos conceitos de inovação e teorias em

administração de operações, de manufatura para estratégia industrial, foram desenvolvidos por estudo de caso de campo. Finalmente, estudo de caso não só enriquece a teoria, mas também os próprios investigadores. Por administrar pesquisa no campo e ser exposta a reais problemas, a perspicácia criativa das pessoas a todos os níveis de organizações, e os contextos variados de casos, o investigador individual se beneficiará pessoalmente do processo de administrar a pesquisa. Crescentemente estão sendo desenvolvidas idéias novas, não por acadêmicos em separado, mas estes trabalhando em conjunto a fim de obter estudos de caso múltiplos com consultores de administração! Estudo de caso não é uma desculpa para “turismo industrial” que muitas organizações usam sem qualquer idéia pré-concebida sobre o que é pesquisar.

A administração de operações difere da maioria das outras áreas de pesquisa de administração, pois envolve ambos os elementos físicos e humanos da organização, por exemplo, estrutura e infra-estrutura de elementos da estratégia industrial. Além do “difícil” elemento da área, muitos investigadores enfocam os elementos humanos do sistema produtivo e os arranjos dos elementos físicos para seu apoio. Há uma tradição particular deste tipo de estudo na Escandinávia, onde o estudo de caso é extensamente usado em tal pesquisa. Estudo de caso é extensamente usado em outras disciplinas de administração, notavelmente comportamental e de estratégia organizacional. Yin (2005) descreveu desígnio de estudo de caso em detalhes. Estudo de caso tem suas raízes no campo mais amplo das ciências sociais, em particular estudos de etnografia e antropologia. Neste papel, se utiliza a experiência destas disciplinas como também o de investigadores em operações e administração de tecnologia.

A linha de pesquisa é estruturada como segue: primeiro, discute-se quando usar estudo de caso. Então, descreve-se como desenvolver a estrutura de pesquisa e segue-se por uma discussão em como selecionar casos (números ideais, retrospectivos ou longitudinais, de amostra e controle de amostras). Terceiro, descreve-se como administrar pesquisa de campo (quem contatar, coleta de dados de campo, e como administrar entrevistas), seguindo por uma discussão de confiabilidade e validade no caso da pesquisa. E, finalmente, discutem-se os

assuntos de documentação de dados e codificação, análise e desenvolvimento de hipótese e testes. Os passos descritos acima são resumidos como:

- 1) quando usar estudo de caso;
- 2) desenvolvendo a estruturação de pesquisa, construção e questionamento;
- 3) escolhendo casos;
- 4) instrumentos de pesquisa em desenvolvimento e protocolos;
- 5) administrar a pesquisa de campo;
- 6) documentação de dados e codificação;
- 7) análise de dados, desenvolvimento de hipótese e testes.

A maioria das pesquisas utilizadas no campo da administração de operações está baseada em análise de pesquisa estatística e modelagem matemática. Deve-se assinalar que um bom estudo de caso deve ser significativo, completo, considerar perspectivas alternativas, apresentar evidências suficientes, como já se citou anteriormente e, sobretudo, ser elaborado de maneira atraente sob a ótica de um pesquisador entusiástico e que possua realmente o desejo de transmitir os resultados obtidos (YIN, 2005).

Na verdade um bom estudo de caso utilizará o maior número possível de fontes de evidência (YIN, 2005).

O estudo de caso é uma categoria de pesquisa cujo objeto é uma unidade que se analisa profundamente, determinada pela natureza e abrangência da unidade e pelos suportes teóricos que servem de orientação aos trabalhos do investigador. Pode ser utilizado para descrever o fenômeno em estudo, desenvolver a teoria e testar a teoria. Em suma trabalha-se sobre dados colhidos da realidade, e utiliza-se de instrumentos como planilhas para coleta e tratamento de dados (DRAKE *et al.*, 1998; RAMPAZZO, 2005).

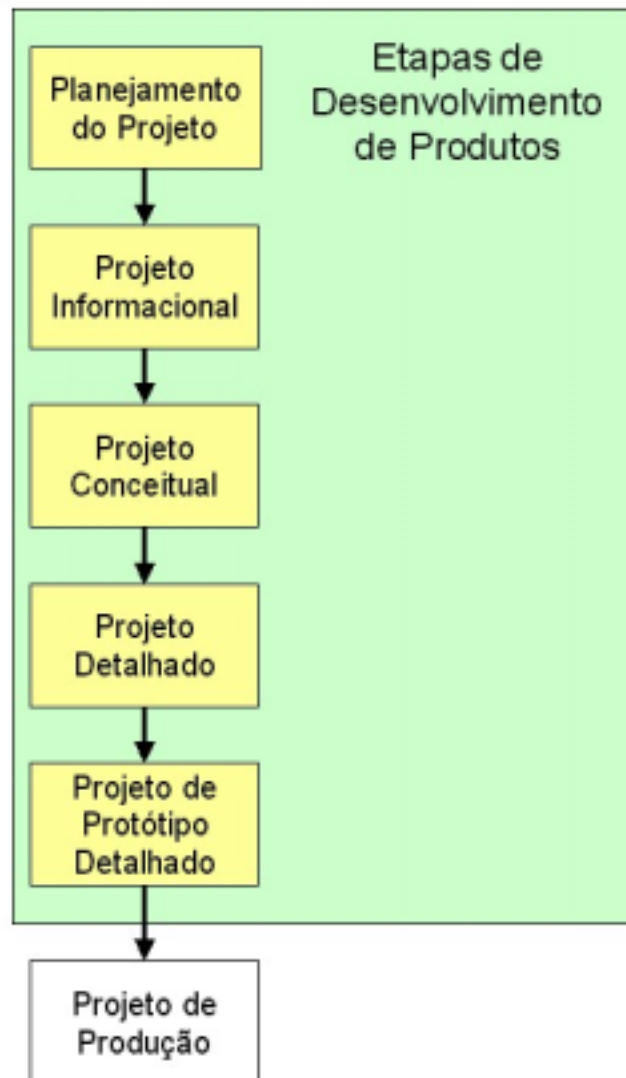
## **CAPÍTULO 3 – REVISÃO DA LITERATURA**

Este capítulo trata da literatura utilizada como base para a realização dessa pesquisa, desde os sistemas de engenharia utilizados até o embasamento teórico das áreas biomédica e eletrônica de transmissão de sinais, bem como das linhas de pesquisa existentes na área, adotadas pela sua relevância no bom entendimento do embasamento teórico para a boa compreensão das fases de desenvolvimento desta dissertação. A pesquisa utilizada para o desenvolvimento deste trabalho foi focada na concepção de uma proposta metodológica para a aquisição de dados biométricos através de um estudo sobre as etapas de desenvolvimento de produtos, sistemas de engenharia, fisiologia do corpo humano, aquisição de dados biométricos e a transformação e transmissão de sinais.

### **3.1 - ETAPAS DE DESENVOLVIMENTO DE PRODUTOS**

Para o desenvolvimento de um produto, existem várias etapas a serem seguidas que envolvem o planejamento de como se utilizar as metodologias necessárias e aplicá-las ao projeto em si. Estas etapas de projeto podem ser vistas na Figura 2, onde se pode ver desde as fases de projeto até uma futura etapa de produção deste respectivo produto. Estas etapas são, respectivamente: Planejamento do Projeto, Projeto Informacional, Projeto conceitual, Projeto Detalhado, Projeto de Protótipo Detalhado e Projeto de Produção. Pode-se observar também (Figura 2) que a fase de Projeto de Produção está excluída das Etapas do Desenvolvimento de Produtos. A mesma não será estudada nem aplicada a esta dissertação, pelo motivo que será explanado no item 3.1.5, Etapas de Produção (ROZENFELD, 2006).

Figura 2 - Etapas de Desenvolvimento de Produtos



Fonte: O Autor, baseado em Rozenfeld, (2006)

### 3.1.1 - Etapas de Planejamento do Projeto

Na fase de planejamento, as idéias sobre objetivos e alguns aspectos do projeto já terão recebido as considerações iniciais, portanto devem ser revistos os objetivos do projeto em si. A estrutura e administração do projeto serão planejadas e tão logo se fixem os fundamentos sobre os quais será baseada a hierarquia do planejamento, os objetivos para a missão do projeto e as atividades componentes devem ficar claros e ser mensuráveis (KEELLING, 2006).

O planejamento deve ser desenvolvido antes que qualquer tipo de decisão seja tomada sobre o projeto. Esta é a atividade que precede e prepara o desenvolvimento do projeto (BAXTER *et al.*, 2000).

A fase de planejamento trata do desenvolvimento de um projeto em que o escopo do mesmo, assim como os recursos necessários, tempo e o custo são definidos em detalhes. Se o planejamento for aprovado, as fases subsequentes são iniciadas (ROZENFELD *et al.*, 2006)

### 3.1.2 - Etapas de Projeto Informacional

Um projeto é concebido quando se percebe a necessidade de criação de um determinado produto, quando provavelmente há um período de discussão, especulação, rodadas de avaliações de idéias, até que o conceito assuma uma forma identificável. Assumida esta forma, chega-se então a um acordo quanto ao caráter desejável do projeto, dando importância ao seu propósito exato, isto é, rascunhar objetivos, escopo, resultado e custo, e identificar os interessados em participar do projeto. Os proponentes "resolvem" suas premissas e expectativas, reavaliam a viabilidade e discutem as táticas e os métodos pelos quais o projeto pode chegar a uma conclusão satisfatória (KEELLING, 2006).

“A primeira fase de desenvolvimento, o projeto informacional, cria, a partir do plano do projeto, as especificações-meta do futuro produto, que são aquelas que se deseja obter no final das atividades de engenharia, compostas pelos requisitos e pelas informações qualitativas sobre o futuro produto”. (ROZENFELD, *et al.*, 2006).

### 3.1.3 - Etapas de Projeto Conceitual

Na fase de projeto conceitual, há um detalhamento e transformação da concepção do projeto em especificações finais, que podem abranger uma ampla gama de documentos, detalhando cada item que compõe os respectivos processos do projeto (ROZENFELD *et al.*, 2006).

A seleção do melhor conceito envolve em observar e pensar todos os princípios de operação para o produto e, a seleção do melhor deles, baseando-se nas especificações do projeto (BAXTER *et al.*, 2000).

#### 3.1.4 - Etapas de Protótipo Detalhado

Na fase de concepção de um protótipo detalhado, soluções de projeto são geradas e estudadas detalhadamente até se encontrar a melhor solução possível que seja capaz de atender as especificações-meta concebidas na fase anterior (ROZENFELD *et al.*, 2006).

#### 3.1.5 - Etapas de Produção

“Durante a preparação da produção, o produto deve ser certificado com base nos resultados dos lotes piloto. Isso significa que os testes devem ser feitos com produtos fabricados com peças oriundas da linha de produção. Acontece, também, a homologação da produção, culminando com a sua liberação” (ROZENFELD *et al.*, 2006).

As Etapas de Produção não serão vistas neste trabalho, pois o mesmo está centrado apenas na metodologia para o desenvolvimento do produto, culminando com o desenvolvimento de um protótipo funcional, para validação da metodologia proposta.

### **3.2 - DESENVOLVIMENTO DE PRODUTOS**

No início da última década do século XX, podiam-se identificar empresas com efetiva capacidade de desenvolver produtos enquanto outras se defrontavam com elevados custos alcançados, demora no lançamento, fraco desempenho, problemas de qualidade ou até mesmo com a falta de mercado para o produto desenvolvido (CLARK e FUJIMOTO, 1991).

Até pouco tempo atrás, o desenvolvimento de produtos, baseava-se quase que somente em conceitos técnicos e funcionais, todavia, a competitividade cada vez mais crescente do mundo globalizado, marcada por muito dinamismo e incertezas, mostra a necessidade de produtos diversificados, mais complexos e muitas vezes, customizados, ou seja, destinados a usuários específicos ou grupos de usuários (IIDA, 2005).

Em busca de eficiência somada à eficácia, exigida no século XX, mais a competitividade, cada vez mais crescente no século XXI, aplica-se metodologia de desenvolvimento de produto direcionada a um modelo de produto customizado, observando-se com grande ênfase o trabalho multidisciplinar visando a sinergia no desenvolvimento de produto (MAXIMILIANO, 2004; ROZENFELD, 2006).

Como já foi visto no item 3.1, todo novo produto passa por uma série de fases (Figura 2), desde a idéia ou necessidade formatada por um usuário até se tornar efetivamente um produto. O desenvolvimento estruturado, com elevado nível de detalhamento e abordando as necessidades do usuário direto pode representar toda a diferença no sucesso do produto e na busca do melhor resultado em um contexto geral e tornando-se ainda mais competitivo (CANCIGLIERI *et al.*, 2007). Visando este nicho do mercado, estas etapas de desenvolvimento foram repensadas e reestruturadas, portanto, com isso deixou-se de desenvolver produtos rudimentares para aprimoramentos posteriores, o que demandava muito tempo e recursos, passando-se à pesquisa de estruturação do projeto de um produto em etapas com a aplicação de ferramentas para a melhoria contínua desde a fase inicial de um novo produto ou um produto aprimorado (CANCIGLIERI *et al.*, 2007).

O desenvolvimento de produtos está relacionado com a vantagem competitiva almejada pelas organizações. Esta ligação acontece porque os produtos vendidos têm influência no mercado e nos clientes. Dessa forma, a integração entre o portfólio de produtos da empresa e o seu planejamento estratégico tem se mostrado uma abordagem indispensável. A partir dela as empresas podem atingir seus objetivos e obter melhores resultados para o seu crescimento e sustentabilidade (OLIVEIRA *et al.*, 2007).

O desdobramento das estratégias da empresa no portfólio de produtos é realizado na fase do planejamento estratégico de produtos (ROZENFELD *et al.*, 2006). O objetivo desta fase é selecionar a gama de projetos a serem desenvolvidos, considerados na sua realização dados mercadológicos, financeiros, tecnológicos e organizacionais. A gestão de portfólio é um dos temas que engloba métodos e ferramentas para a escolha do portfólio (OLIVEIRA *et al.*, 2007).

Os principais pesquisadores do planejamento estratégico de produtos propõem quase sempre soluções parciais para os problemas relacionados com a escolha dos projetos de produtos. A causa encontrada para isso é que os autores estudam o planejamento estratégico de produtos buscando complementar a sua linha de pesquisa (OLIVEIRA *et al.*, 2007).

Podem ser citados como exemplos desse fenômeno: Clark e Wheelwright (1993), Mintzberg (2000), Patterson (1999) e Loch (2000); todos tocando em uma das linhas de pesquisa e desconsiderando o trabalho conjunto entre elas, que vem a ser a linha complementar dos estudos existentes. Existem iniciativas neste sentido, como as apresentadas por Archer (1999), Pereira (2002) e Rabechini *et al.* (2005), todavia as oportunidades e necessidades ainda são grandes, como pode ser notado nestes três exemplos. Buscando suprir esta lacuna, desenvolve-se atualmente uma solução ampla e flexível para apoiar o planejamento estratégico de produtos, fase inicial do processo de desenvolvimento de produtos (OLIVEIRA *et al.*, 2007).

### **3.3 - SISTEMAS DE ENGENHARIA**

A engenharia enfrenta atualmente um conjunto de desafios sem precedentes, que se devem essencialmente à crescente complexidade dos sistemas e ao impacto social, ambiental e econômico da tecnologia. Estes desafios motivam uma séria reflexão sobre a prática e o ensino da engenharia.

Deve-se considerar a tecnologia num contexto mais amplo, o que requer um novo enquadramento e um conjunto de ferramentas e metodologia que permitam conceber de forma eficaz sistemas complexos e, em particular, infra-

estruturas complexas. Sistemas de Engenharia são constituídos de uma coleção de ferramentas metodológicas reunidas para efetuar uma aproximação integrada ou total para resolver problemas na engenharia e na administração, com melhoria de produtividade como seu objetivo global. A aplicação original da Engenharia Industrial por volta do século XX estava na manufatura, onde o objetivo principal estava em alcançar produtividade máxima pelo design, melhoria e instalação de sistemas integrando o ser humano e a máquina. Tal orientação baseada em tecnologia mudou gradualmente com o desenvolvimento de pesquisa de operações, cibernéticas, teoria de controle moderna e poder de computação. Hoje, os campos de aplicações aumentaram dramaticamente e variaram das áreas tradicionais de engenharia de produção, instalações de projeto e manipulação de materiais, para o design e otimização de sistemas mais amplamente definidos (TOMIYAMA, 2006).

Os Sistemas de Engenharia são sem igual entre as disciplinas de engenharia em que a aplicação de suas técnicas não é restringida a problemas tecnológicos ou industriais, embora estes sejam as áreas principais de interesse. Além disso, estão principalmente relacionados a traduzir design em produtos econômicos e serviços efetivos, em lugar da engenharia mecânica fundamental. Outras disciplinas de engenharia distintas, Industrial e Sistemas de Engenharia são definidas pelas ferramentas metodológicas usadas no lugar das áreas de aplicação. Assim, os industriais e os engenheiros de sistemas trabalham debaixo de uma variedade vasta de títulos de trabalho. A Indústria e Sistemas de Engenharia provêm a base teórica e intelectual a ser enfocada em qualquer área de interesse, e corporações introduzem uma variedade de disciplinas, enquanto mantêm-se a familiaridade do engenheiro com os processos físicos. (TOMIYAMA, 2006).

A base teórica e intelectual dos sistemas de engenharia pode ser utilizada pelas mais diversas áreas de interesse, até mesmo as áreas biológicas e médicas. Os sistemas que a engenharia provê auxiliam e disciplinam a pesquisa e, com aplicações de ferramentas metodológicas, guiam o pesquisador em seus estudos.

### 3.3.1 - Biologia e Engenharia

A Bioengenharia integra as Ciências da Vida e a Engenharia e é o palco duma grande revolução científica e tecnológica. A Bioengenharia projeta e otimiza sistemas de produção que utilizam organismos vivos ou partes desses organismos, tais como moléculas, células, tecidos. Os seus impactos começam a ser conhecidos pela opinião pública, como, por exemplo, as aplicações no “design” de drogas terapêuticas mais eficazes, ou pelos avanços recentes e controversos na Bioengenharia de Células Estaminais. Por outro lado, a disponibilidade de seqüências completas de genomas de centenas de seres vivos implicou, na última década, uma transformação profunda em Biologia e Biotecnologia, dando origem às áreas trans-disciplinares da Bio-informática e da Biologia de Sistemas. Refira-se ainda toda a área dos Bio-materiais, desde os implantes até aos sensores de minúsculas dimensões, em cujo fabrico a biotecnologia se cruza com a micro-eletrônica (PONTE, 2006).

### 3.3.2 - Sinais Biométricos

Em sistemas de engenharia, os sinais biométricos que um corpo humano apresenta podem ser medidos através de vários dispositivos, desde auscultativos até mesmo por meio de eletrodos e sensores elétricos. Alguns destes sinais biométricos podem ser vistos na Tabela 1 (NEUMAN *et al.*, 1977).

Tabela 1 - Faixas de sinais biométricos.

Eletoencefalograma (EEG)	Frequência alcançada: dc – 100Hz (0,5 – 60 Hz) Sinal alcançado: 15 – 100 mV.
Eletocardiograma (ECG)	Frequência alcançada: 0,05 – 100Hz . Sinal alcançado: 10µV (fetal) , 5mV (adulto).
Coração	Frequência alcançada: 45 – 200 batidas/min.
Pressão sanguínea	Frequência alcançada: DC – 200Hz (DC – 60 Hz). Sinal alcançado: 40-300 mm Hg (arterial); 0-15 mm Hg (venosa).
Respiração	Frequência alcançada: 12-40 inspirações/min.
Temperatura corporal	Sinal alcançado: 15-42 °C.

Fonte: O autor, baseado em Neuman, (1977)

Existe uma infinidade de outras grandezas que podem ser utilizadas para a biometria como, por exemplo, massa corporal, peso, oximetria, densidade óssea, eletrólitos, pressão ocular, enfim, a biologia e a física, tanto como a engenharia voltada a estes sistemas, tem estreitos laços entre si, pois o corpo humano é nada menos que uma máquina, a mais perfeita e intrigante delas (NEUMAN *et al.*, 1977).

### 3.3.3 - Transmissão de Sinais

Existem várias maneiras de se transmitir um sinal elétrico, até mesmo luminoso ou sonoro. Mas o sistema de engenharia estudado neste trabalho se atém a sinal ou pulsos elétricos (PICKHOLT *et al.*, 1982).

A transmissão de um sinal elétrico pode ser feita por cabos, microondas ou radiofrequência. Para que se tenha uma transmissão remota de boa qualidade se utiliza o sistema mais empregado e em conta financeiramente no momento, que é o de radiofrequência. Para poder transmitir um sinal digital, via rádio, deve-se levar em conta o Teorema da Amostragem (PICKHOLTZ *et al.*, 1982).

O Teorema de amostragem de Whittaker-Shannon-Kotelnikov é um resultado fundamental em Engenharia de Comunicações, nomeadamente na Teoria do Sinal, pois permite aos engenheiros reconstruir um dado sinal a partir das suas amostras num conjunto discreto de pontos (PICKHOLTZ *et al.*, 1982).

A versão original do Teorema de Whittaker-Shannon-Kotelnikov é uma conseqüência da utilização da função exponencial complexa como núcleo de uma transformada integral (transformada de Fourier) que estabelece um isomorfismo entre espaços de Hilbert (PICKHOLTZ *et al.*, 1982).

Colocando outras funções especiais no papel da função exponencial é possível obter teoremas de amostragem do tipo Whittaker-Shannon-Koltenikov. Quando existe um teorema de Plancherel para a transformada integral considerada, a estrutura torna-se particularmente interessante (PICKHOLTZ *et al.*, 1982).

De acordo com este teorema, um sinal contínuo, limitado em banda, que não contém frequência alguma acima de  $f_c$ , pode ser completamente recuperado

sem distorção se ele for amostrado a uma frequência de pelo menos 2 vezes  $f_c$  amostras/s (PICKHOLTZ *et al.*, 1982).

Portanto, tendo-se um meio confiável para a transmissão de sinais biométricos, deve-se pensar em converter estes sinais, normalmente analógicos, em digitais, para que possam ser processados por um hardware e apresentados de maneira a serem observados e entendidos por meio de um software (PICKHOLTZ *et al.*, 1982).

### 3.3.4 - Transformação de Sinais

Para a conversão para sinais biométricos, existem alguns requisitos necessários, e estes são: Precisão, Taxa de amostragem, Ganho, Velocidade de processamento, Consumo e Tamanho (PONTE, 2006).

Outro fator que é imprescindível para a biometria é a amplificação. Portanto, os amplificadores são essenciais para converter o nível do sinal biológico para níveis compatíveis com o conversor A/D. Amplificadores de baixo consumo são os mais utilizados (PONTE, 2006).

Para que haja uma boa conversão de sinais analógicos para digitais (A/D), o conversor deve possuir certas características dinâmicas: Tempo de acomodação (*settling time*) e tempo para o conversor responder após a apresentação de uma entrada (PONTE, 2006).

Com relação aos Conversores A/D, o requisito é uma referência precisa de tensão (tipicamente, usa-se um diodo zenner em barreira de potencial em junções de silício), com circuitos adicionais, com compensação de temperatura, e as tensões são divididas em vários níveis, usando resistores ou capacitores (escalamento da voltagem de referência) (PONTE, 2006).

Após a conversão dos sinais biométricos analógicos em digitais, ainda tem que ser desenvolvido um hardware e um software que possam interpretar os mesmos e apresentá-los em uma interface amigável para consulta (PONTE, 2006).

### **3.4 - FISILOGIA DO CORPO HUMANO**

Para a elaboração deste trabalho foram estudados quatro aspectos fisiológicos relevantes para a obtenção dos sinais biométricos necessários à pesquisa.

O estudo da fisiologia do sistema circulatório foi necessário para que o mecanismo do funcionamento deste sistema ficasse claro e de como é possível obter sinais biométricos do mesmo. Através deste estudo pode-se obter o pulso cardíaco e a taxa de oxigenação do sangue. A temperatura corporal, obtida pela queima do oxigênio pelo organismo humano, é um sinal biométrico relevante também a este trabalho, assim como a podometria, que é obtida pelo uso do aparelho locomotor humano, que pode fornecer dados de distância percorrida no decorrer do tempo.

#### **3.4.1 - Fisiologia do Sistema Circulatório**

A função do sistema circulatório é a distribuição do alimento e do oxigênio para as células do corpo. Coleta de excreções metabólicas e celulares. Entrega de excreções nos órgãos excretores, como os rins. Transporte de hormônios. Papel importante no Sistema imune na defesa contra infecções (OPIOE, 2001).

O sistema circulatório humano é composto de sangue, sistema vascular e coração. O coração é o órgão que bombeia o sangue. O sistema vascular é composto pelos vasos sanguíneos: artérias, veias e capilares. As artérias são os vasos pelos quais o sangue sai do coração. Como a pressão do sangue no lado arterial é maior, comparando com as veias, a parede das artérias é mais espessa. As veias são os vasos que trazem o sangue para o coração. Os capilares são vasos microscópicos, com parede de apenas uma célula de espessura e que são responsáveis pelas trocas de gases e nutrientes entre o sangue e o meio interno (LAVITOLA, 2001).

O sangue segue um caminho contínuo, passando duas vezes pelo coração antes de fazer um ciclo completo. Pode-se dividir desta maneira o sistema

circulatório em dois segmentos: a circulação pulmonar e a circulação sistêmica (LAVITOLA, 2001).

A Circulação Pulmonar ou Pequena circulação se inicia no tronco da artéria pulmonar, seguindo pelos ramos das artérias pulmonares, arteríolas pulmonares, capilares pulmonares, vênulas pulmonares, veias pulmonares e deságua no átrio esquerdo do coração. Na sua primeira porção, transporta sangue venoso. Nos capilares pulmonares o sangue é saturado em oxigênio, transformando-se em sangue arterial (OPIOE, 2001).

#### 3.4.2 - Saturação de oxigênio

O oxigênio é levado no sangue preso a moléculas de hemoglobina. Saturação de oxigênio é uma medida de quanto oxigênio que o sangue está levando com relação a uma porcentagem do máximo que poderia levar (WUKITISCH *et al.*, 1988).

Uma molécula de hemoglobina pode levar um máximo de quatro moléculas de oxigênio, se uma molécula de hemoglobina está levando três moléculas de oxigênio, então está levando 3/4 ou 75% da quantia máxima de oxigênio que poderia levar (HOWELL, 2002).

Cem moléculas de hemoglobina poderiam levar um máximo de 400 (100 x 4) moléculas juntas de oxigênio; se estas 100 moléculas de hemoglobina estivessem levando 380 moléculas de oxigênio, então elas estariam levando  $[(380 / 400) \times 100]$  que é igual a 95% do número de máximo de moléculas de oxigênio que poderiam efetivamente levar. Então, seriam 95% de saturação (HOWELL, 2002).

#### 3.4.3 - Pulso

O coração é composto por quatro câmaras. Pelas câmaras esquerdas circula sangue rico em oxigênio, proveniente dos pulmões e dirigido às demais partes do corpo. Pelas câmaras direitas circula sangue pobre em oxigênio, vindo de todo o corpo e direcionado ao pulmão (ZIPPE, 2001).

As câmaras de recepção do sangue, mais complacentes, são chamadas de átrios ou aurículas, enquanto que as câmaras de ejeção, mais musculosas, são chamadas de ventrículos (ZIPPEES, 2001).

Entre os átrios e os ventrículos existem válvulas. Estas válvulas permitem a passagem do sangue apenas no sentido do átrio para o ventrículo. São chamadas de válvulas átrio-ventriculares. No lado direito, tem-se a válvula tricúspide, e no lado esquerdo a válvula mitral (ZIPPEES, 2001).

Entre os ventrículos e as artérias ficam as válvulas semilunares. Estas válvulas permitem apenas a saída do sangue dos ventrículos em direção das artérias. Entre o ventrículo esquerdo e a aorta fica a válvula aórtica. Entre o ventrículo direito e o tronco da artéria pulmonar fica a válvula pulmonar (ZIPPEES, 2001).

A sístole é o período entre o fechamento das válvulas átrio-ventriculares e o fechamento das válvulas semilunares. Nesta fase, conforme citado acima, o sangue é ejetado dos ventrículos para as artérias (ZIPPEES, 2001).

Já a diástole é o período entre o fechamento das válvulas semilunares e o fechamento das válvulas átrio ventriculares. Nesta fase o sangue entra nos átrios, proveniente das veias e, em seguida, passa aos ventrículos (ZIPPEES, 2001).

O que é chamado de pulso é na verdade os movimentos de diástole e sístole do músculo cardíaco que faz com que a circulação sanguínea aconteça, tendo refletido no sistema circulatório os movimentos do coração na forma de pulsos (LAVITOLA, 2001).

#### 3.4.4 - Temperatura corporal

O calor e o frio tem sido usados para propósitos terapêuticos por vários milhares de anos. Galeno, um médico da Antigüidade, recomendou o uso da água quente e óleo em alguns tratamentos. A aplicação de substâncias frias nas lesões foi sugerida por um outro médico antigo, Hipócrates. Através dos anos, tem existido controvérsia sobre os valores terapêuticos do calor e do frio. Mesmo hoje há muito que se aprender sobre estes dois métodos de tratamentos. Muito do progresso nesta área de física médica como em muitas outras foi devido à

cooperação e colaboração de cientistas básicos (físicos) e biomédicos (fisioterapeutas e médicos) (GUYTON, 1990).

Nenhuma especialidade médica trata principalmente com aplicações de calor e frio na medicina. Especialistas em física médica e fisioterapia provavelmente usam bastante o calor e o frio. Outros médicos especialistas, incluindo médicos práticos familiares, freqüentemente prescrevem calor ou frio para propósitos terapêuticos. Cirurgiões algumas vezes usam frio extremo (criocirurgia) e radiologistas estão freqüentemente envolvidos em interpretações de imagens termográficas (GUYTON, 1990).

Usualmente pensa-se na temperatura de um ponto de vista pessoal; sabe-se que está muito quente, muito frio ou confortável. Se for preciso descrever a temperatura como um fenômeno físico, entretanto, se teria que descer numa escala molecular. A matéria é composta de moléculas que estão em movimento. Num gás ou líquido as moléculas se movem, chocam-se com as outras e com as paredes dos recipientes; mesmo num sólido as moléculas tem algum movimento ao redor das posições que elas ocupam dentro da estrutura cristalina. O fato de que as moléculas se movimentam significa que elas têm energia cinética, e esta energia cinética está relacionada à temperatura (GUYTON, 1990).

A energia cinética média das moléculas de um gás ideal pode ser mostrada como sendo diretamente proporcional à temperatura; líquidos e sólidos mostram uma dependência semelhante com a temperatura. A fim de aumentar a temperatura de um gás é necessário aumentar a energia cinética média de suas moléculas. Isto pode ser feito colocando o gás em contato com uma chama. A energia transferida da chama para o gás, causando aumento da sua temperatura é chamada calor (WEBB *et al.*, 1973).

Se muito calor for adicionado a um sólido, ele se funde, formando um líquido. O líquido pode ser transformado num gás adicionando-se mais calor. Adicionando ainda mais calor converte-se o gás em íons.

Enquanto se adiciona calor a uma substância a sua energia cinética molecular é aumentada ao mesmo tempo em que cresce a sua temperatura, o contrário é também verdadeiro; calor pode ser retirado de uma substância para

abaixar a sua temperatura. Temperaturas baixas são referidas como a região criogênica (da antiga palavra grega *kryos*, que significa frio). O ponto mais frio é o “zero absoluto” (-273,15°C), uma temperatura que é inatingível experimentalmente (WEBB *et al.*, 1973).

Temperatura é uma propriedade física de um corpo que reflete sua quentura ou frieza. É difícil de ser medida diretamente, de modo que usualmente a mede-se indiretamente por meio de muitas propriedades físicas que com ela variam. Daí então relaciona-se estas propriedades físicas com a temperatura por meio de uma simples calibração (WEBB *et al.*, 1973).

A Temperatura é uma quantidade escalar e suas unidades são de acordo com a escala termométrica usada. As três escalas mais comuns de medida de temperatura são Celsius (°C), Fahrenheit (°F), e Kelvin (K), e elas são definidas de acordo com três estados físicos da matéria: zero absoluto, ponto de gelo da água, e ponto de ebulição da água (chamados pontos fixos fundamentais) (WEBB *et al.*, 1973).

O homem mantém, a despeito das variações da temperatura ambiente, a sua temperatura interna entre 36,7 e 37 °C, quando medida da boca, ou entre 37,3 e 37,6 °C para medições retais (WEBB, 1973). Isso se deve à existência de mecanismos reguladores que controlam eficientemente a produção e a eliminação do calor corporal. Em ambientes frios, o calor gerado no interior do corpo deve ser conservado, enquanto nos ambientes quentes deve ser dissipado para o meio. A temperatura interna do corpo depende, assim, desse balanço. Os animais que são capazes de controlar a própria temperatura interna são chamados homeotermos.

O homem é um animal homeotermo. Em 1876, Claude Bernard demonstrou que, nos animais expostos ao frio, o calor corporal era produzido pela contração muscular (termogênese mecânica) e pelas reações bioquímicas exotérmicas (termogênese química) (WEBB *et al.*, 1973).

A temperatura corporal é mantida graças a um balanço entre os processos de produção (termogênese) e de eliminação do calor (termólise), cujo controle é exercido pelo hipotálamo. Vários são os fatores que podem alterar a temperatura corporal:

- Ritmo nictemeral: a temperatura corporal é geralmente mais baixa durante a madrugada (3 a 4 horas da manhã) e mais elevada ao final da tarde (de 17 às 18 horas). Esse ritmo pode ser invertido nas pessoas que trabalham à noite e dormem pelo dia;
- Esforço físico: produz elevação da temperatura graças ao aumento do metabolismo interno. Nos corredores de grandes distâncias podem-se observar temperaturas de 39 a 40 °C ao final do percurso;
- Idade: os indivíduos muito jovens apresentam uma curva térmica muito irregular e variável. O ritmo nictemeral só se estabelece quando a criança assume, com a idade, comportamentos diários mais regulares;
- Ciclo menstrual: na segunda metade desse ciclo, a temperatura corporal se eleva em face dos hormônios próprios dessa fase que são ativadores da termogênese;
- Ambiente: os ambientes muito quentes podem interferir na temperatura dos indivíduos. Assim, nos trópicos, as pessoas apresentam uma temperatura superficial que é 0,3 a 0,4 °C mais elevada do que aquelas que habitam regiões frias ou temperadas. Os banhos quentes (>43 °C) podem elevar a temperatura central do corpo a valores próximos a 39 °C;
- Doenças mentais: algumas doenças mentais chegam a produzir temperaturas de 38 a 39 °C.

O controle da temperatura pode apresentar grande significação clínica. Por isso, é importante construir a curva térmica do paciente, registrando-se a sua temperatura a intervalos regulares durante o dia e inscrevendo-se os resultados em gráfico (GUYTON, 1990).

### **3.5 - AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOMÉTRICOS**

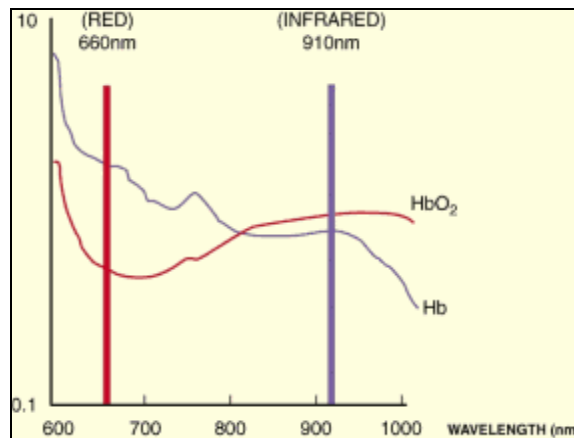
Existem variados tipos de sinais biométricos que o corpo humano pode apresentar, desde capacidade pulmonar até contagem de glóbulos brancos no sangue. No entanto, para esta dissertação serão utilizados os sinais biométricos de oximetria de pulso, temperatura corporal e podometria.

### 3.5.1 - Princípios da oximetria de pulso

A oximetria de pulso está baseada em dois princípios físicos: a presença de um sinal pulsante, gerada por sangue arterial e o fato que oxy-hemoglobina ( $O_2$  Hb) e hemoglobina reduzida (Hb) tenham espectros de absorção diferentes (JUBRAN, 1998).

O princípio da oximetria de pulso está baseado na absorção das luzes vermelhas e infra-vermelhas, características das hemoglobinas oxigenadas e desoxigenadas. A hemoglobina oxigenada absorve mais luz infra-vermelha e permite que a luz vermelha a atravesse. A hemoglobina desoxigenada (ou reduzida) absorve mais luz vermelha e permite que a luz infra-vermelha a atravesse. A luz vermelha está no 600-750 nm de comprimento de onda da faixa luminosa. Já a luz infra-vermelha está no 850-1000 nm de comprimento onda de faixa luminosa. A Figura 3 pode melhor ilustrar estas particularidades de absorção luminosa pela hemoglobina (ADLER *et al.*, 1998).

Figura 3 - Gráfico ilustrativo de absorção das luzes vermelha e infra-vermelha pela hemoglobina

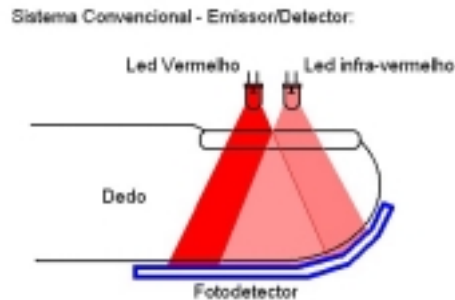


Fonte: <http://www.oximeter.org> (acessado em 02/05/2006)

A oximetria de pulso usa um emissor de luz com LEDs (diodos emissores de luz) vermelho e infra-vermelho que passam sua luz (atravessam) por um local razoavelmente translúcido, com bom fluxo de sangue. Locais de colocação de sensores adulto/pediátrico típicos é o dedo, dedão do pé, orelha (topo) ou lóbulo

da orelha. Locais para utilização pediátrica são: o pé ou palma da mão e o dedão do pé grande ou dedo polegar. Defronte o emissor há um fotodetector que recebe a luz que atravessa o local de medição. A Figura 4 mostra como os emissores e detectores são posicionados em um dedo (ADLER *et al.*, 1998).

Figura 4 - Disposição dos componentes de um sensor de oximetria



Fonte: O autor, adaptado de <http://www.oximeter.org> (acessado em 02/05/2006)

Há dois métodos de enviar a luz pelo local a ser medido: transmissão e reflexão. No método de transmissão, como mostrado na figura 2, o emissor e fotodetector são opostos um ao outro, com o local a ser medido entre ambos. A luz atravessa o local em questão. No método de reflexão, o emissor e fotodetector estão bem próximos um ao outro e em cima do local a ser medido. A luz salta do emissor para local e de volta para o detector. O método de transmissão é o tipo mais comumente utilizado (ADLER *et al.*, 1998).

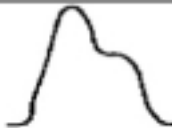





Depois da transmissão dos sinais vermelho (R) e infra-vermelho (IR) que atravessam o local a ser medido, os sinais são recebidos pelo fotodetector, e a relação de R/IR é calculada. O R/IR é comparado com valores tabelados (composição de fórmulas empíricas) para converter esta relação em um valor de SpO<sub>2</sub>. A maioria dos fabricantes tem uma metodologia própria de conversão de sinal baseado em curvas de calibração derivadas de cobaias saudáveis submetidas a vários níveis de SpO<sub>2</sub>. Tipicamente uma relação de R/IR de 0.5 equivale a aproximadamente 100% SpO<sub>2</sub>, uma relação de 1.0 para

aproximadamente 82% SpO<sub>2</sub>, enquanto uma relação de 2.0 equivale a 0% SpO<sub>2</sub> (ADLER *et al.*, 1998).

A relação de absorvências a estes dois comprimentos de onda é calibrada empiricamente contra medidas diretas de saturação de oxigênio de sangue arterial (SpO<sub>2</sub>) em voluntários, e o algoritmo de calibração resultante é armazenado em um microprocessador digital dentro do oxímetro de pulso (TREMPER *et al.*, 1989).

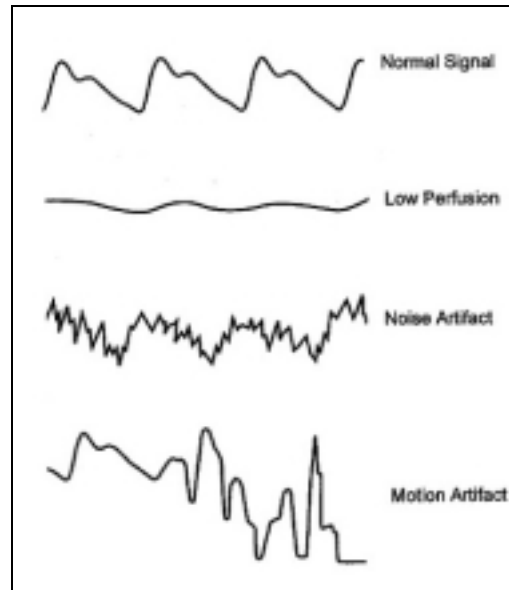
Durante uso subsequente, a curva de calibração é usada para gerar a estimativa do oxímetro de pulso de saturação arterial (SaO<sub>2</sub>) (Figura 5). Além do estágio de leitura digital de saturação de oxigênio, a maioria dos oxímetros de pulso exibe uma forma de onda do tipo plentismográfica que pode ajudar um clínico a distinguir o sinal verdadeiro de uma sinal falso (Figura 6) (WUKITISCH, 1988). Na Figura 5 pode-se observar: Escala vermelho -.Red (R) e infra-vermelho - infrared (IR) alternando correntes (AC) sinais de saturação arterial por oxigênio (SaO<sub>2</sub>) de 0%, 85% e 100%. Os valores numéricos de vermelho para infravermelho (R/IR) podem ser facilmente convertidos para dados de SaO<sub>2</sub>.

Figura 5 - Estimativa do oxímetro de pulso de saturação arterial

S <sub>a</sub> O <sub>2</sub>	660 nm (R)	940 nm (IR)	R/IR
0%			~3.4
85%			1.0
100%			0.43

Fonte: Pulse Oximetry (JUBRAN, 1999)

Figura 6 - Sinais pulsantes variados observados nos oxímetros de pulso

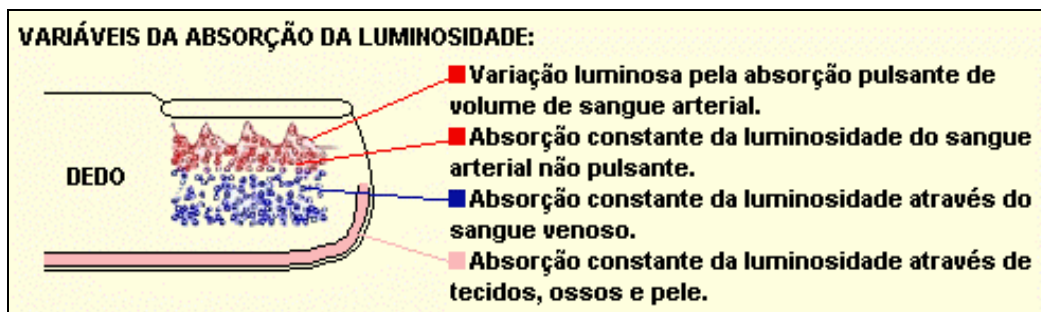


Sinais pulsantes comuns em um oxímetro do pulso. (painel superior) sinal normal que mostra a forma de onda afiada com um entalhe dicrótico desobstruído. (segundo painel) sinal pulsante durante a perfusão baixa que mostra uma onda típica do seno. (terceiro painel) sinal pulsante com o artefato sobreposto que dá uma aparência quebrada. (painel mais baixo) sinal pulsante durante o movimento do artefato que mostra uma forma de onda errática.

Fonte: Pulse Oximetry (JUBRAN, 1999)

A mudança principal que aconteceu nos oxímetros de 8 comprimentos de onda da Hewlett Packard dos anos 70 para os oxímetros de hoje foi a inclusão de pulsação arterial para diferenciar a absorção de luz no local medido devido a pele, tecido e sangue venoso serem de composição diferente de sangue arterial (Figura 7) (JUBRAN, 1999).

Figura 7 - As variáveis da absorção da luminosidade



Fonte: O autor, adaptado de <http://www.oximeter.org> (acessado em 02/05/2006)

No local medido há constantes “absorvedores” de luz que sempre estão presentes. Eles são pele, tecido, sangue venoso, e o sangue arterial. Porém, com cada batida e contração do coração há uma onda de sangue arterial que momentaneamente aumenta volume de sangue arterial pelo local medido. Isto resulta em absorção de mais luz durante a onda. Se sinais de luz que são recebidos pelo fotodetector são vistos como uma “forma de onda”, deveria haver cumes com cada batida do coração e vales entre as batidas do coração. Se a absorção de luz no vale (que incluem todos os absorventes constantes) é subtraída, então a absorção de luz no cume, teoricamente, é resultante das características de absorção devido a volume de sangue somado, que é arterial (ALEXANDER *et al.*, 1989).

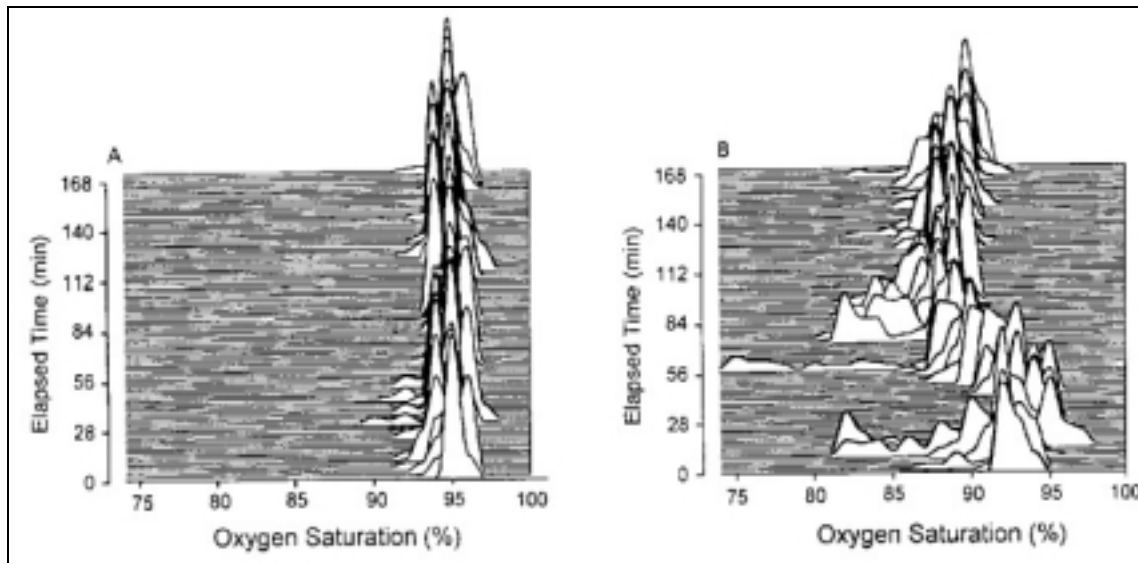
Já que cumes e vales acontecem com cada batida do coração ou, neste caso, pulsam, o termo “oximetria de pulso” foi cunhado. Isto resolveu muitos problemas inerentes às medidas de oximetria no passado e este é o método usado hoje em dia para oximetria de pulsação convencional (ALEXANDER *et al.*, 1989).

A precisão da oximetria de pulso convencional sofre grandemente durante o movimento e baixa perfusão e isto dificulta as tomadas de decisões médicas em certos casos. Testes de gás no sangue arterial foram e continuam a completar comumente ou validar leituras de oximetria de pulso. O advento da “Próxima Geração” da tecnologia de oximetria de pulso demonstrou uma melhoria significativa na habilidade para ler do princípio ao fim, em movimento e baixa perfusão; sendo assim, tornou-se mais seguro fundar decisões médicas baseando-se em oximetria de pulso (ALEXANDER *et al.*, 1989).

Um exemplo claro de uso prático da oximetria de pulso pode ser observado na Figura 8, onde um gráfico de oximetria em função do tempo mostra dois aspectos distintos com relação a um paciente estável (A) e um paciente instável (B) com severas crises de oxigenação sanguínea. Pode-se observar claramente nesta figura, no caso do paciente B, instável, que a saturação de oxigênio no decorrer do tempo é irregular e no minuto 56, muito baixa. Como se pode ver no gráfico gerado, as atuais UTIs (unidades de tratamento intensivo) não podem

deixar de possuir um aparelho de oximetria de pulso para monitoração de seus pacientes (JUBRAN, 1999).

Figura 8 - Dois gráficos de oximetria gerados em intervalos de tempo regulares



Distribuição seqüencial de plotagens de saturação de oxigênio a intervalos de 2 min sobre um período de 3 horas em um paciente estável (A) e um paciente instável (B). O paciente instável apresenta episódios de desaturação.

Fonte: Pulse Oximetry (JUBRAN, 1999)

### 3.5.2 - Podometria

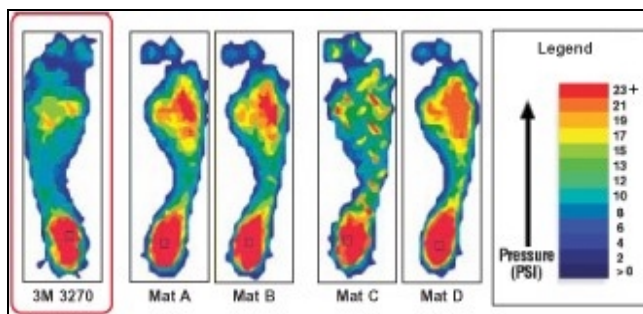
A baropodometria e a podometria são nomes empregados, para identificar duas técnicas bem divulgadas, mas que só muito recentemente passou a ser utilizada com mais frequência pelo fisioterapeuta como coadjuvante importante de seu diagnóstico cinesiológico funcional. O baropodômetro (existem vários modelos no mercado mundial, embora nenhum deles ainda fabricado no Brasil) faz o papel de um scanner em um computador. É uma técnica posturográfica de registro, utilizada no diagnóstico e avaliação da pressão plantar, tanto em posição estática, de repouso, como de movimento, de deambulação, que registra os pontos de pressão exercidos pelo corpo. (NETO, 2002).

“A baropodometria faz parte de um conjunto de recursos diagnósticos de que o fisioterapeuta dispõe, que não pode ser olvidada” (NETO, 2002). “O baropodômetro permite medir a pressão de força rápida, a capacidade de salto, a quantidade de salto, os níveis de fadiga e permite processar, através de seu software, uma série de informações em termos terapêuticos” (NETO, 2002).

O baropodômetro é um aparelho formado por uma placa barosensível de dimensões variadas, que pode abrigar cinco mil ou mais sensores piezoelétricos, distribuídos em toda a sua superfície, conectada por cabo a um computador que utiliza um software próprio para visualização das informações colhidas, que mais tarde serão impressas sob a forma de gráficos ou planilhas (Figura 9). “Um outro componente do equipamento pode ser colocado dentro do calçado, como se fosse uma palmilha, para que sejam registradas as deformidades desse calçado. Na descarga são registrados possíveis equilíbrios do ponto de marcha” (NETO, 2002).

A podometria se baseia no comprimento do passo. O comprimento da passada correlaciona-se com o comprimento dos membros inferiores, variando, por isso, com a população avaliada (VIEL, *et al.* 2001).

Figura 9 - Tela típica de um aparelho de baropodometria



Fonte: <http://pt.wikipedia.org> (acessado em 02/05/2006)

O comprimento do passo (*Stride Length*) corresponde à distância entre dois contatos com o solo do mesmo membro inferior. Sendo este comprimento correlacionado com o comprimento dos membros inferiores, ele aumenta progressivamente com relação à estatura do indivíduo (VIEL *et al.*, 2001).

### 3.5.3 - Mensuração da temperatura corporal

Algumas das formas para medir a temperatura corporal são:

**Termômetro de vidro:** primeiro, deve-se limpar o termômetro com água fria e sabão ou friccionar com álcool. É preciso segurar a extremidade oposta ao reservatório do termômetro e sacudi-lo até que ele acuse uma temperatura igual ou inferior a 35° C (95° F). É possível medir a temperatura em três locais do corpo (GUYTON, 1990). Estes podem ser:

**Oral** (na boca): coloca-se o termômetro sob a língua e, com os lábios, mantém-se o termômetro fixo. O paciente deve respirar pelo nariz. O termômetro deve ser mantido nessa posição durante 3 minutos (GUYTON, 1990).

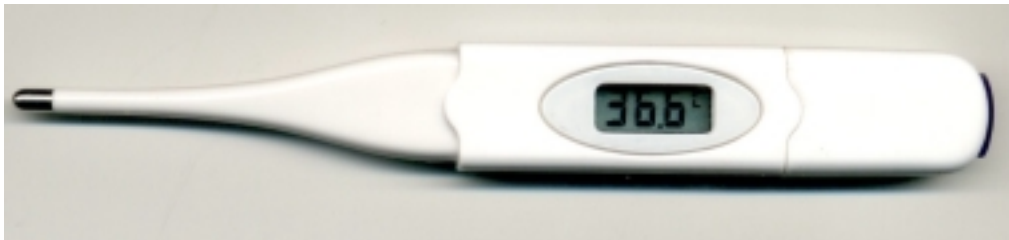
**Retal:** para esse método, utiliza-se um termômetro retal. Este método é recomendado para bebês que não são capazes de segurar o termômetro na boca de forma segura. Lubrifique o reservatório do termômetro com vaselina. Posicione a criança de bruços, em uma superfície plana ou no colo. Abra as nádegas e insira o reservatório do termômetro, cerca de 1 a 2 cm (1/2 a 1 polegada), no canal anal. Após 3 minutos, remova o termômetro e verifique a temperatura (GUYTON, 1990).

**Axilar** (sob a axila): este é o método menos preciso. Coloque o termômetro sob a axila, com o braço pressionado contra o corpo, durante 5 minutos antes da leitura. A leitura é feita segurando a extremidade oposta ao reservatório do termômetro, de forma que os valores da temperatura fiquem voltados para a pessoa que fará a leitura. Deve-se girar o termômetro, entre os dedos, para frente e para trás até que um reflexo prata ou vermelho seja observado na coluna. Em seguida, compara-se a extremidade da coluna com o grau marcado entre as linhas do termômetro (GUYTON, 1990).

**Termômetro de tira plástica:** as tiras plásticas contêm um cristal líquido, termo-sensível, que muda de cor para indicar a temperatura. Coloca-se a tira sobre a testa e realiza-se a leitura após 1 minuto. A leitura deve ser feita enquanto a tira está sobre a testa. Esse método não é muito preciso (GUYTON, 1990).

**Termômetro eletrônico:** esse termômetro é utilizado como o de vidro, mas a leitura é feita em um visor digital (Figura 10).

Figura 10 - Termômetro Eletrônico Digital



Fonte: O autor

Recomenda-se que o paciente aguarde, pelo menos, uma hora após a realização de exercício intenso ou banho quente. Deve-se aguardar 20 a 30 minutos após fumar, comer ou ingerir líquidos quentes ou frios (GUYTON, 1990).

### **3.6 - TRANSFORMAÇÃO DE SINAIS ANALÓGICOS EM DIGITAIS**

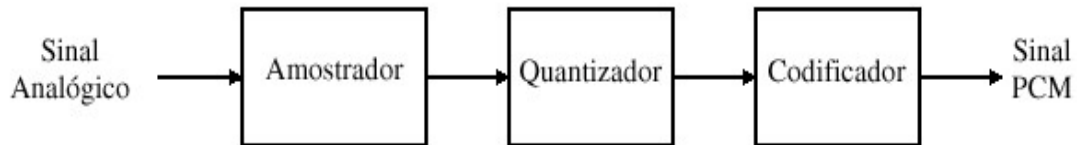
A fim de transmitir sinais analógicos por sistemas de transmissão digital, o sinal analógico deve primeiramente passar por um processo de conversão para um formato digital. Existem três principais métodos para a conversão de informações analógicas em informações digitais conhecidos como Modulação por Código de Pulso (PCM), Modulação por Código de Pulso Diferencial (DPCM) e Modulação por Código de Pulso Diferencial Adaptativa (ADPCM) (CARLOS, 2006).

#### **3.6.1 - Sistemas eletrônicos de conversão de sinais**

Para se ter um exemplo de como funciona uma conversão de sinal, na Modulação por Código de Pulso, ou modulação PCM (do inglês, "*Pulse-Code Modulation*"), a informação analógica é submetida a várias operações diferentes a fim de ser convertida para informação digital. As operações básicas realizadas

para a conversão analógico-digital de um sistema PCM são: *amostragem*, *quantização* e *codificação* (ver Figura 11) (CARLOS, 2006).

Figura 11 - Conversão analógico-digital (PCM)



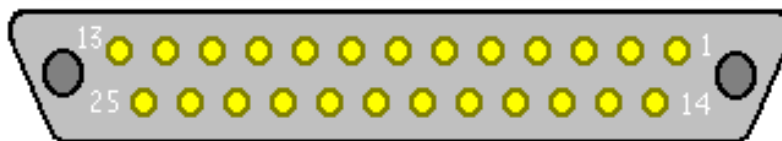
Fonte: UTFPR – EL54F – Telefonia Digital, (CARLOS, 2006).

### 3.6.2 - Dispositivos de entrada de sinais digitais

Nas empresas que se utilizavam de transmissão serial de dados em suas máquinas o uso das mesmas tornou-se tão popular, que um grupo de fabricantes e companhias telefônicas, em meados de 1960, formaram a Associação de Indústrias Eletrônicas (EIA) para concordarem sobre as formas padronizadas de se enviar e receber dados. O padrão que se tornou mais usado é chamado de RS-232C (RIBEIRO, 2002).

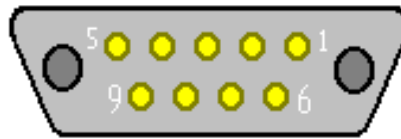
As portas seriais geralmente utilizavam conectores de 25 pinos e, posteriormente, conectores de 9 pinos, chamados de “conectores do tipo D” e muitas vezes referenciados como DB-25 ou DB-9 que podem ser observados na Figura 12 e Figura 13, respectivamente. (RIBEIRO, 2002).

Figura 12 - Conector serial macho DB25



Fonte: O Autor

Figura 13 - Conector serial macho DB9.



Fonte: O Autor

Uma porta serial transmite *bits* individuais um após os outros sobre uma conexão simples (2 fios basicamente). Devido a essa característica a velocidade de transmissão, em relação à comunicação paralela, se torna um inconveniente (baixa). Dentro do micro os dados estão paralelos, estes são convertidos em serial (placa serial) e mandados para fora do micro um após o outro. No outro lado, na recepção, os dados são convertidos de serial (placa serial) para paralelo (dentro do micro) (RIBEIRO, 2002).

### 3.7 - TRANSFORMAÇÃO DE SINAIS DIGITAIS EM GRÁFICOS INTERPRETATIVOS

Quando se obtêm um sinal digital, deve-se ter uma interface para que o mesmo possa ser interpretado. A interface gráfica se dá normalmente através de um sistema computacional com um ambiente de software interpretativo para que o usuário possa interpretar e processar os dados digitais obtidos.

#### 3.7.1 - Sistemas computacionais de interpretação de sinais digitais

Os fenômenos do mundo real normalmente são analógicos. Em contradição, a tecnologia de processamento digital está cada vez mais presente no nosso dia-a-dia. Assim, são necessárias interfaces que convertem informações analógicas – do mundo real – para dados digitais que são processados, e em seguida convertida para forma analógica. Um dos exemplos mais comuns nos dias

de hoje são os aparelhos que tocam discos CD, convertendo informações digitais – a música codificada digitalmente – para a forma analógica – o som gerado em alto-falantes (MATSUNAGA *et al.*, 2007).

Muitos dos componentes e equipamentos não entendem sinais digitais, necessitando-os na forma analógica. Em geral, processos de conversão de sinais elétricos para grandezas físicas exigem saídas analógicas. Um bom exemplo é o alto-falante. Para poder reproduzir um sinal de áudio, o alto-falante precisa ser excitado através de um sinal analógico (MATSUNAGA *et al.*, 2006).

É necessário então a transformação das cadeias de dígitos gerada nas saídas dos sistemas digitais em sinais analógicos. Esta é a função dos conversores Digital-Analógicos, ou simplesmente DACs (MATSUNAGA *et al.*, 2006).

### 3.7.2 - Exemplo de Circuito Integrado de Conversão Analógico/Digital

Um conversor Analógico Digital é um circuito integrado que converte grandezas analógicas em dados digitais (0s e 1s). Como exemplo, a placa de som de um computador tem um conversor Analógico Digital (ADC) de 16 *bits* ou maior, que converte os sinais sonoros captados através do microfone (sensor) e os transforma em dígitos binários, que poderão ser armazenados em arquivos, para posterior uso e manipulação (MESSIAS, 2007).

O conversor Analógico Digital ADC0804 é um Circuito Integrado da National Semicondutores, capaz de converter uma amostra analógica entre 0 e 5V, em um valor binário de 8 *bits* (MESSIAS, 2007).

Para saber a resolução do conversor tem que se saber o valor máximo que a entrada suporta e o tamanho máximo da saída em *bits*. Como exemplo têm-se os cálculos para o ADC0804 na Figura 14 (MESSIAS, 2007).

Figura 14 - Cálculo da resolução do ADC0804

Resolução =  $\frac{\text{valor analógico}}{2^8}$

Resolução =  $\frac{5v}{256}$

Resolução = **0,0195v ou 19,5mv.**

ROGERCOM

Fonte: <http://www.rogercom.com> (acessado em 27/05/07)

Observando a Figura 14 e a Tabela 2, entende-se que para cada amostra convertida, através do ADC0804, sua saída poderá assumir valores entre 0 e 255. Isso porque com 8 bits pode-se ter 256 estados (MESSIAS, 2007).

Com o Conversor Analógico ADC0804 pode-se converter amostras de uma vasta gama de eventos e grandezas física com o auxílio de sensores como temperatura, velocidade, umidade, pressão, luminosidade, som, etc. (MESSIAS, 2007).

Tabela 2 - Tabela de conversão

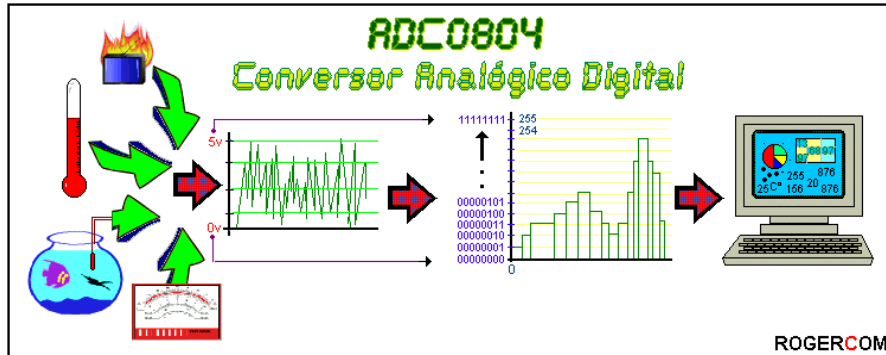
Volts	Decimal	Binário
0,0195	1	00000001
0,0390	2	00000010
0,0585	3	00000011
0,0780	4	00000100
.	.	.
.	.	.
.	.	.
4,9920	255	11111111

Fonte: O autor, baseado em Messias, (2007)

Observando-se a Figura 15, têm-se as grandezas físicas convertidas em tensões elétricas. Através de sensores essas tensões elétricas serão convertidas

em dígitos binários e, por fim, os dados armazenados e interpretados pelo computador em formas de gráficos, números, etc. (MESSIAS, 2007).

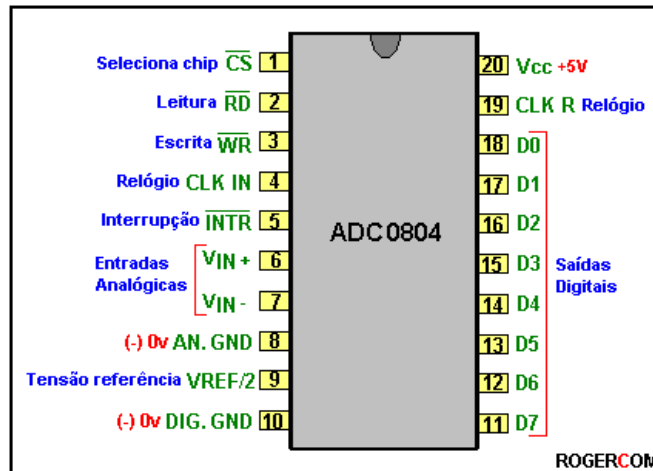
Figura 15 - Conversor Analógico Digital de 8bits, ADC0804



Fonte: <http://www.rogercom.com> (acessado em 27/05/07)

A pinagem deste circuito integrado pode ser observada na Figura 16, onde as entradas analógicas (VIN + e VIN -) estão do lado esquerdo do circuito (pinos 6 e 7, respectivamente) e as 8 saídas digitais (D0 a D7) estão do lado direito do circuito (pinos de 11 a 18, em ordem inversa). (MESSIAS, 2007).

Figura 16 - Circuito Integrado ADC0804 - Pinagem



Fonte: <http://www.rogercom.com> (acessado em 27/05/07)

### **3.8 - TRANSMISSÃO REMOTA DE SINAIS**

A atmosfera possui três camadas que atuam de modo diferente na propagação das ondas de rádio através dela. Essas camadas são a Troposfera, que é a camada mais baixa da atmosfera, a Estratosfera, que é a camada intermediária e a Ionosfera, que vai até o fim da atmosfera. Ao atravessar a troposfera a onda de rádio refrata (muda de forma ou direção) à medida que aumenta de altitude. Isto se deve ao aumento de velocidade em decorrência da atenuação dos gases a medida em que vai se afastando da Terra. Quando atravessa a Estratosfera, a onda não sofre nada, pois não existem gases o suficiente para refração. Já quando chega na Ionosfera, a onda de rádio pode sofrer diversos fenômenos dependendo das atividades elétricas que ocorrem neste lugar. Os fenômenos mais comuns são os de reflexão (Ponto Eletrônico – acessado em 25/07/2007).

#### **3.8.1 – Radiofreqüência**

A radiofreqüência consiste na transmissão de dados por ondas de rádio freqüência. Normalmente para transmissões de rádio são utilizadas freqüências altas UHF e VHF e assim diminuindo a interferência devido a maior velocidade. Na propagação no espaço livre, as ondas de rádio-propagação não sofrem fenômenos como refração, difração, reflexão, espalhamento, ou vinculação, mas quando estas ondas encontram obstáculos estes fenômenos se fazem úteis apesar do sinal sofrer algumas atenuações e distorções; Existem requisitos que devem ser respeitados para que a transmissão tenha êxito, tais como, potência de transmissão e mínima distorção da propagação do sinal. (Ponto Eletrônico – acessado em 25/07/2007).

Para freqüências entre até 300 MHz as ondas de rádio refletem na troposfera, sendo captadas por antenas fora do campo de visualização. Para ondas entre 300 MHz até 300GHz, as ondas se propagam quase em linha reta, necessitando que antenas transmissoras e retransmissoras fiquem de frente uma

para outra. Para frequências muito altas, acima de 300 GHz, as ondas de rádio não refletem na troposfera ultrapassando a atmosfera; sendo assim existe a necessidade de satélites artificiais para retransmitir o sinal; À medida em que as frequência das ondas de rádio vão aumentando, mais em linha reta elas se propagam, tal como a luz (Ponto Eletrônico – acessado em 25/07/2007).

Tabela 3 - Exemplos de Espectro de Frequência

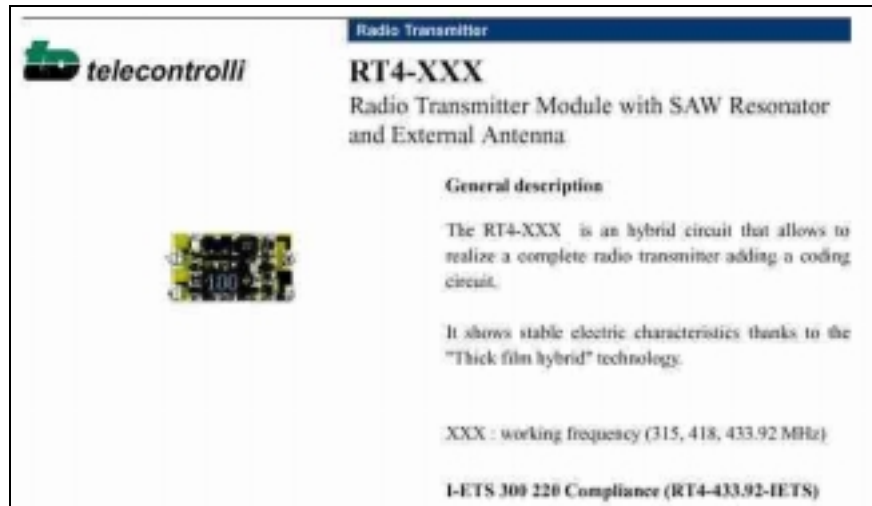
<b>ELF (Extremely Low Frequency)</b>	[300Hz até 3000Hz]
<b>VLF (Very Low Frequency)</b>	[3000Hz até 30000Hz]
<b>LF (Low Frequency)</b>	[30000Hz até 300000Hz]
<b>MF (Medium Frequency)</b>	[300000Hz até 3000000Hz]
<b>HF (High Frequency)</b>	[3000000Hz até 30000000Hz]
<b>VHF (Very High Frequency)</b>	[30000000Hz até 300000000Hz]
<b>UHF (Ultra High Frequency)</b>	[300000000Hz até 3000000000Hz]
<b>SHF (Super High Frequency)</b>	[3000000000Hz até 30000000000Hz]
<b>EHF (Extremely High Frequency)</b>	[30000000000Hz até 300000000000Hz]

Fonte: Ponto Eletrônico – acessado em 25/07/2007).

### 3.8.2 – Transmissão de dados via radiofrequência

A transmissão de dados, via radiofrequência (RF), pode se dar através dos mais variados dispositivos de RF existentes no mercado. Por exemplo, módulos integrados, com calibração a laser, como, o módulo RT4-XXX (Figura 17), emissor e RR3-XXX (Figura 18), receptor da Telecontrolli, que transmitem dados via RF.

Figura 17 - Módulo transmissor de RF RT4-XXX



Fonte: Telecontrolli RT4-XXX, RR3-XXX, PID1 Datasheet.

Figura 18 - Módulo receptor de RF RR3-XXX



Fonte: Telecontrolli RT4-XXX, RR3-XXX, PID1 Datasheet

A utilização destes módulos necessita de um circuito de conversão analógico/digital que codifique e converta os dados necessários à transmissão, como visto no item 3.6.2. Existe, porém, no mercado, um dispositivo de transmissão e conversão A/D integrados, que serve tanto como transmissor e receptor. Este circuito é um micro-controlador da *Easy-Radio*, o ER400TRS (Figura 19).

Figura 19 - O Micro-controlador ER400TRS



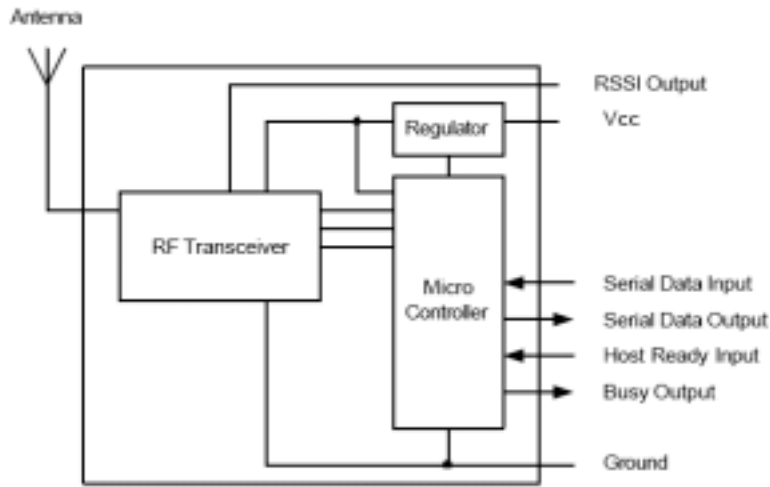
Fonte: *Easy-Radio ER400TRS Transceiver Datasheet*

O *Easy-radio* ER400TRS é um transmissor/receptor de rádio inteligente que incorpora a tecnologia *Easy-Radio*, que provê alta performance, simplicidade de uso e possibilidade de transferência bi-direcional de dados seriais acima de um alcance de 250 metros de linha de sinal (LOS).

O dispositivo opera com a banda de freqüência Pan-Européia de 433MHz e funciona com tensão de 3,6 volts e é locado em um mínimo espaço no sistema de *Single-in-line* (SIL). *Input* e *Output* seriais simplificam a *interface* para sistemas hospedeiros e reduzem tempo de *design* de *software* e tempo de desenvolvimento de circuitos equivalentes.

O transmissor *Easy-Radio* 400 é um completo subsistema que combina alta performance e baixo consumo de energia RF de transmissão, um micro-controlador programável em *flash* e um regulador de voltagem (Figura 20). O micro-controlador programa as funções do transmissor de RF e provê a interface ao sistema hospedeiro via *output/input* seriais. Ele também possui uma memória EEPROM programável que abriga a configuração de dados de vários modos de operação de sistemas de transmissão.

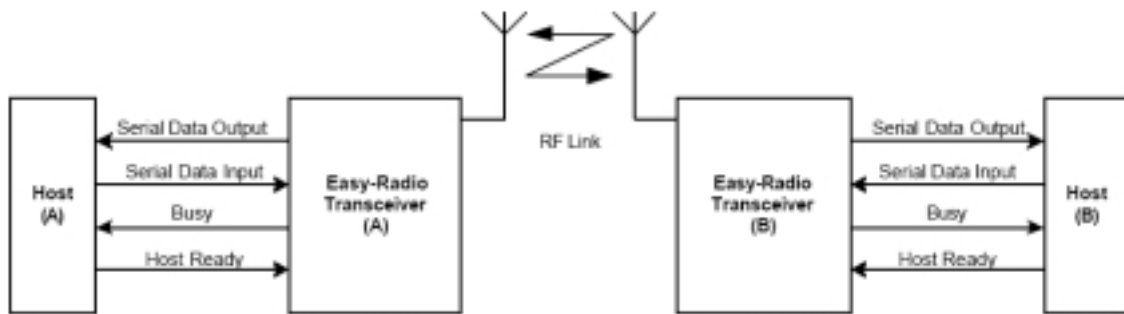
Figura 20 - Diagrama de bloco do *Easy-Radio* 400



Fonte: *Easy-Radio* ER400TRS Transceiver Datasheet

Na Figura 21 pode ser observado um diagrama de bloco com uma típica aplicação do *Easy-radio* 400, conectado a um outro dispositivo igual. Os hospedeiros (*hosts*) A e B são monitorados (coletando dados) e/ou controlados (enviando dados) a uma aplicação de transmissão em tempo real.

Figura 21 - Diagrama de bloco com típica aplicação do *Easy-Radio* 400



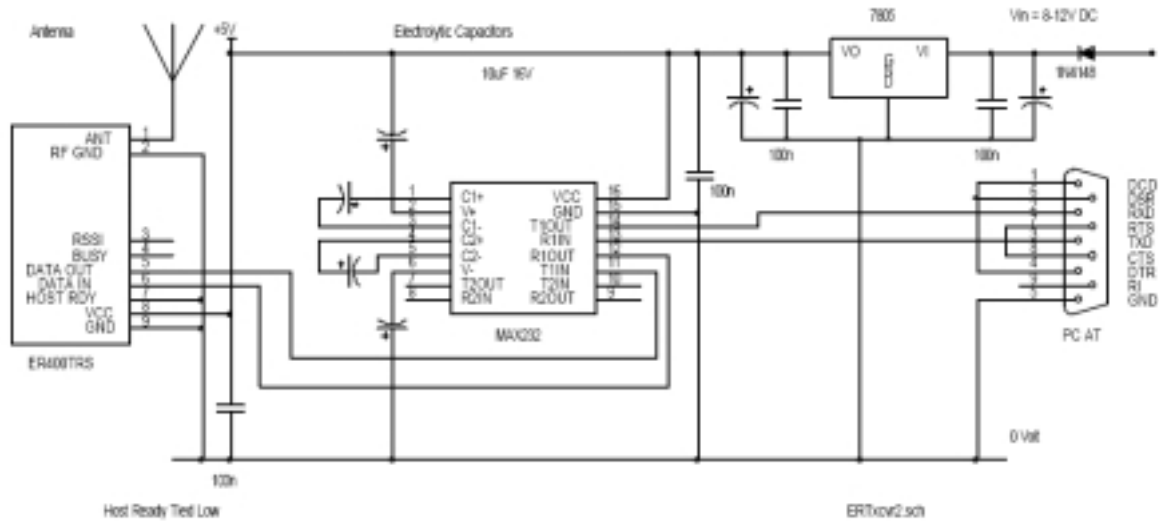
Fonte: *Easy-Radio* ER400TRS Transceiver Datasheet

Os hospedeiros provêm *inputs* e *outputs* seriais de dados e duas linhas de *handshaking* que controlam o fluxo de dados dos transmissores *Easy-Radio*. A linha *BUSY*, de saída de dados, quando ativa, indica que o transmissor está em estado de *undertalking* e não está pronto para receber dados seriais. O *input*

*HOST READY* é usado para indicar que o hospedeiro está pronto para receber os dados no *buffer* do *Easy-Radio*.

Na Figura 22 têm-se, como exemplo, uma típica aplicação do *Easy-Radio* em um circuito de transmissão de dados.

Figura 22 - Típica aplicação do *Easy-Radio* em um circuito



Fonte: *Easy-Radio ER400TRS Transceiver Datasheet*

## **CAPÍTULO 4 – PROPOSTA CONCEITUAL PARA AQUISIÇÃO, INTERPRETAÇÃO E TRANSMISSÃO DE SINAIS BIOMÉTRICOS**

As metodologias que serão desenvolvidas para esta proposta vão desde a pesquisa sobre a fisiologia do sistema circulatório até a criação de algoritmos necessários para que os dados biométricos possam ser interpretados corretamente.

Existem vários passos a serem seguidos, baseando-se em Rozenfeld *et al.* (2006) e assim utilizando-se para tal de um planejamento de projeto, seguido do projeto informacional (Figura 2), obtendo-se assim a estruturação de uma base sólida de pesquisa com relação à fisiologia do sistema circulatório, suas características, bem como o seu envolvimento com os outros sistemas e órgãos do corpo humano.

Após os estudos da fisiologia, a pesquisa foca-se nos sinais biométricos que o corpo humano apresenta e como se deve captá-los da maneira correta, sendo que os melhores métodos de mensuração e obtenção dos sinais são citados em vasta literatura das áreas biológica e médica.

Depois de feita a escolha dos métodos de captação de sinais, deve-se procurar os sistemas de captação já existentes no mercado e pesquisar como são seus princípios básicos de funcionamento. Obtendo estes dados, deve-se ter em mente o desafio de se utilizar tais sistemas, que foram projetados para funcionarem em separado, agora em conjunto, havendo a interação entre o funcionamento e os dados obtidos entre estes.

Nesta pesquisa será abordado também um meio eletrônico em que os sinais sejam captados pelos sensores do sistema e sejam transmitidos para um computador remoto, para que haja a transformação dos sinais obtidos em algoritmos que possam ser interpretados por um software e que possam gerar gráficos interpretativos.

Tendo-se a frequência cardíaca, oxigenação sanguínea, no decorrer do tempo pode-se ter um gráfico em que a oxigenação do sangue pode ser monitorada até mesmo em tempo real. Ainda com oxímetro de pulso, pode-se ter

um eletrocardiograma rudimentar, pois a coleta de dados do oxímetro gera um sinal de pulso, onde pode-se ter uma forma de onda respectiva, como já foi observado na Figura 6, que pode ser utilizada como um eletrocardiograma de acompanhamento das funções cardíacas, porém, por não possuir uma acuracidade e detalhamento maior, este não serviria para a utilização para diagnósticos clínicos. Pode-se até mesmo se obter a temperatura facilmente de um atleta utilizando-se da termometria digital. Com um termômetro digital, pode-se ter a temperatura de um indivíduo ao longo do tempo.

Com as tecnologias já estudadas podem-se ter gráficos de:

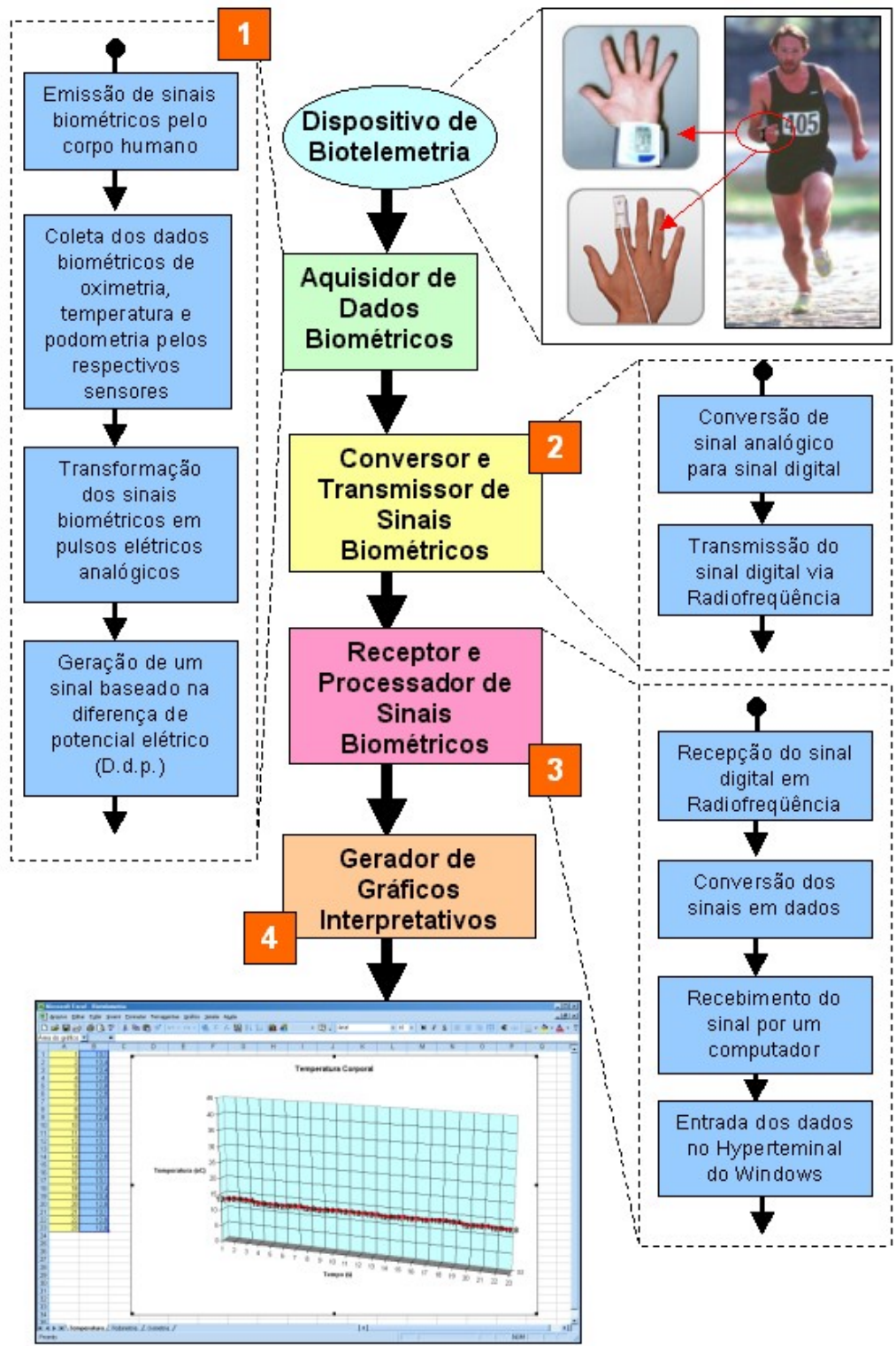
- Oxigenação do sangue no decorrer do tempo e em tempo real;
- Pulsação cardíaca no decorrer do tempo e em tempo real;
- Eletrografia básica pela oximetria no decorrer do tempo;
- Temperatura corpórea no decorrer do tempo e em tempo real.

A aquisição dos dados gera sinais elétricos que podem ser facilmente convertidos em ondas de rádio. Estes sinais podem ser utilizados para a geração de gráficos desde que se estabeleça uma escala com relação a voltagem obtida e gerem-se os algoritmos de cálculo (formulário) necessários para que um software possa convertê-los em uma interface gráfica na tela de um computador.

Na fase de projeto conceitual pôde-se chegar na Figura 23, que apresenta a proposta metodológica para a obtenção dos dados biométricos, onde se podem ver os passos executados para que o sinal biométrico seja coletado e transformado em gráfico interpretativo. As fases de projeto detalhado e projeto de protótipo detalhado poderão ser observadas no item 4.1 e capítulo 5. A proposta metodológica desta pesquisa foi dividida em 4 módulos que são:

- **Módulo 1** – Aquisidor de dados biométricos;
- **Módulo 2** – Conversor e Transmissor de sinais biométricos;
- **Módulo 3** – Receptor e Processador de sinais biométricos;
- **Módulo 4** – Gerador de Gráficos interpretativos.

Figura 23 - Proposta Metodológica para aquisição, transmissão e interpretação de sinais biométricos



Fonte: O Autor

## 4.1 - MÓDULO 1: AQUISIDOR DE SINAIS BIOMÉTRICOS

Este módulo engloba desde a emissão dos sinais biométricos pelo corpo humano, até a sua transformação em impulsos elétricos capazes de serem utilizados para a correta mensuração da biometria humana. Neste módulo serão abordados três distintos sinais biométricos: Oximetria de pulso, temperatura corporal e podometria.

### 4.1.1 - Coleta dos dados de Oximetria de Pulso

Para a oximetria de pulso, como descrito conceitualmente no capítulo 3, os sinais biométricos podem ser recolhidos por meio das luzes vermelha e infravermelha, que com a ajuda de dois sensores / receptores de luminosidade, os sinais luminosos serão convertidos em impulsos elétricos distintos.

Os sensores, colocados na ponta do dedo indicador, bem como as fontes de luz vermelha e infravermelha, farão com que haja uma diferença de potencial (d.d.p.) nos sensores colocados no dedo indicador, e estes apresentarão um sinal elétrico distinto nos fios condutores dos mesmos, em função do tempo. Estes sinais elétricos, analógicos, são os sinais elétricos obtidos para a determinação da oximetria de pulso.

### 4.1.2 - Coleta dos dados da Temperatura Corporal

No caso da temperatura corporal, o sinal biométrico é facilmente obtido pelo contato da pele humana com o sensor, que utiliza a variação de condutividade elétrica (resistência ôhmica) para a geração de um sinal elétrico distinto, analógico em que a temperatura em graus Celsius ( $^{\circ}\text{C}$ ) pode ser relacionada à uma variação da resistência do sensor em ohms ( $\Omega$ ), para futura aferição.

O sensor, colocado na palma da mão, pode obter a temperatura corporal de maneira eficaz e sem que atrapalhe os movimentos do indivíduo que o utilize. O sinal analógico pode ser transmitido por fios elétricos a partir do sensor.

#### 4.1.3 - Coleta dos dados da Podometria

Na podometria, o sinal biométrico deve ser baseado nas passadas dadas pelo ser humano. Para que um sinal possa ser obtido, é necessário que um interruptor elétrico seja colocado em uma palmilha, dentro de um calçado, em contato com a planta do pé. O sinal, baseado no acionamento deste interruptor, mostra, quando acionado, o tempo em que o pé humano está em contato com o solo e, quando não está acionado, o tempo em que o pé está entre uma passada e outra, fora do contato com o solo. Este sinal já é binário por natureza, baseado em interruptor ligado e desligado, ou seja, variação de voltagem de zero até um valor pré-estipulado, em binário de 0 e 1.

### **4.2 - MÓDULO 2: CONVERSOR E TRANSMISSOR DOS DADOS OBTIDOS**

A conversão dos dados se baseia no fato de que os sinais obtidos são analógicos, ou seja, variação de voltagem. Para esta conversão utiliza-se de um circuito próprio para a conversão analógica/digital (A/D) que estará dentro de um micro controlador, para a transmissão via rádio-freqüência (RF).

#### 4.2.1 - Conversão analógica/digital dos dados obtidos

Os dados obtidos pelos sensores, exceto o de podometria, se apresentam na forma analógica, ou seja, em escala contínua de tensão. Para que o sinal possa ser transmitido e aceito por um computador, o mesmo deve ser transformado em digital. A digitalização pode ser executada pela entrada deste sinal em um circuito pré-elaborado para este fim. Deste circuito o sinal que sai já estará pronto para a transmissão via rádio-freqüência, se fosse um único sinal a ser transmitido. Porém como se têm quatro sinais distintos para serem transmitidos, é necessária então, a serialização (multiplexação) dos mesmos.

#### 4.2.2 – Multiplexação dos sinais digitais

Por meio de outro circuito, os sinais obtidos, sendo três digitais convertidos e um naturalmente digital (podometria), terão que ser multiplexados, ou seja, como serão transmitidos por um canal de RF, os mesmos deverão ser “quebrados” em pedaços e enviados aos poucos, em série para que a transmissão possa ser possível. Cada “pedaço” será transmitido, em ordem, com milissegundos entre a transmissão de um sinal e o outro. Esta multiplexação é necessária também para que estes sinais possam entrar pela porta serial de um microcomputador.

Por de programação, este mesmo processo pode ser executado por um micro-controlador programável com memória FLASH.

O envio dos dados por meio de RF se dará por um circuito de rádio modular já pré-calibrado a laser de fábrica. Este envio se dará pela frequência de um canal de 433 MHz, com alcance limite de uma meia esfera de até 4 quilômetros de raio.

### 4.3 - MÓDULO 3: RECEPTOR E PROCESSADOR DE SINAIS BIOMÉTRICOS

O recebimento dos dados se dará por um circuito receptor que fará que os sinais entrem em um computador remoto via porta serial. Este circuito é composto de um circuito receptor de rádio e um circuito de processamento para a entrada dos dados em um computador.

Os dados obtidos entrarão pela porta serial do computador e poderão ser observados, em tempo real, pela janela do *hiperterminal* do *Windows*. O *hiperterminal* pode gerar um documento em texto de todos os dados que passam por ele. Este documento em texto pode ser utilizado, através de um Macro do *Microsoft Excel*, e transformado em uma planilha do mesmo. Nesta planilha, poderá ser criado um gráfico interpretativo destes dados.

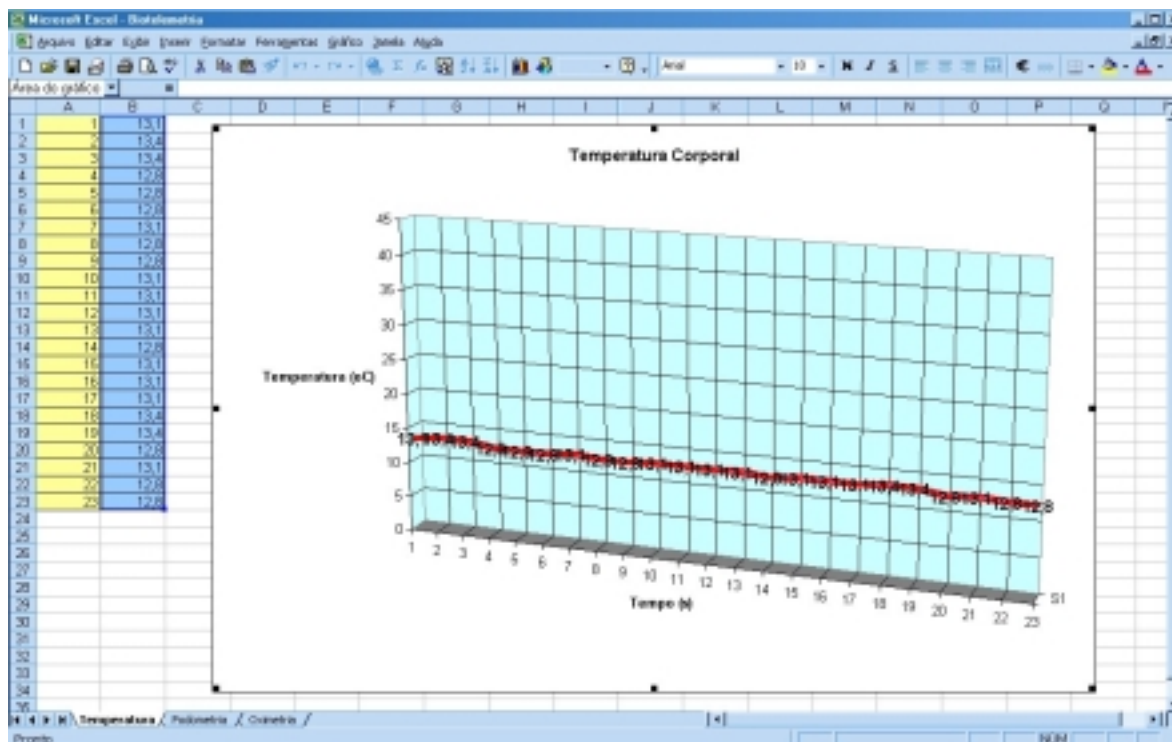
Poderá ser gerado também um gráfico em tempo real com base do *hyperterminal* através no *Microsoft Access*.

#### 4.4 - MÓDULO 4: GERADOR DE GRÁFICOS INTERPRETATIVOS

Os dados biométricos, quando dentro de uma planilha do Microsoft Excel, podem ser convertidos em gráficos interpretativos, sendo que por meio de uma macro, os mesmos poderão ser gerados automaticamente, quando necessário.

Estes gráficos, em se tratando de sinais biométricos, podem ser divididos em Oximetria de Pulso, em função do tempo, que mostrará a pulsação cardíaca e, ao mesmo tempo, a taxa de oxigenação do sangue, a podometria, que mostrará a distância e ritmo da caminhada de um indivíduo em função do tempo, e a Temperatura corporal em função do tempo. Uma simulação gráfica deste sistema, pelo *Microsoft Excel*, pode ser vista na Figura 24 que mostra um gráfico obtido pelo *hiperterminal* do *Windows*, em que os dados foram importados para uma planilha através de um macro. Observa-se na figura que o gráfico obtido mostra a variação da temperatura ambiente numa escala que varia de 0 até 45 °C.

Figura 24 - Simulação de gráfico da temperatura ambiente em função do tempo



Fonte: O Autor

## **CAPÍTULO 5 – IMPLEMENTAÇÃO DO MODELO METODOLÓGICO PROPOSTO**

Serão apresentadas neste capítulo as fases de desenvolvimento de um protótipo funcional visando validar a proposta metodológica apresentada conceitualmente no capítulo 4. Será apresentado também o desenvolvimento de um ambiente computacional de interface gráfica para que os dados biométricos obtidos a partir do protótipo possam ser interpretados, avaliados e comparados a sistemas similares existentes.

### **5.1 – IMPLEMENTAÇÃO DO MÓDULO 1: AQUISIDOR DE DADOS BIOMÉTRICOS**

A implementação do módulo de aquisição de dados biométricos se faz por sensores que são utilizados para a coleta de dados. Os mesmos são de Oximetria de pulso, que é baseado em sinais luminosos, temperatura corporal, baseada em mudança de condutividade elétrica (resistência elétrica) pelo calor e podometria, que se baseia na mudança de status elétrico (ligado/desligado) de um interruptor elétrico.

#### **5.1.1 – Aquisição da Oximetria de Pulso**

A aquisição dos dados relacionados à oximetria de pulso deverá ser obtida com a utilização de dois sensores específicos conectados ao dedo indicador da mão humana.

O primeiro sensor é constituído de um LED (diodo emissor de luz) (Figura 25) vermelho, de alta luminosidade, alimentado com uma tensão de 3 volts constante e um LED receptor (foto receptor) que fornecerá a variação de tensão necessária para a obtenção do sinal biométrico relacionado à oxi-hemoglobina ( $HbO_2$ ).

O segundo sensor é constituído de um LED infravermelho, de espectro não visível, alimentado com uma tensão de 3 volts constante e um LED receptor que fornecerá a variação de tensão necessária para a obtenção do sinal biométrico relacionado à hemoglobina reduzida (Hb).

Figura 25 - LEDs Vermelho, Infravermelho e Receptor



Fonte: O Autor

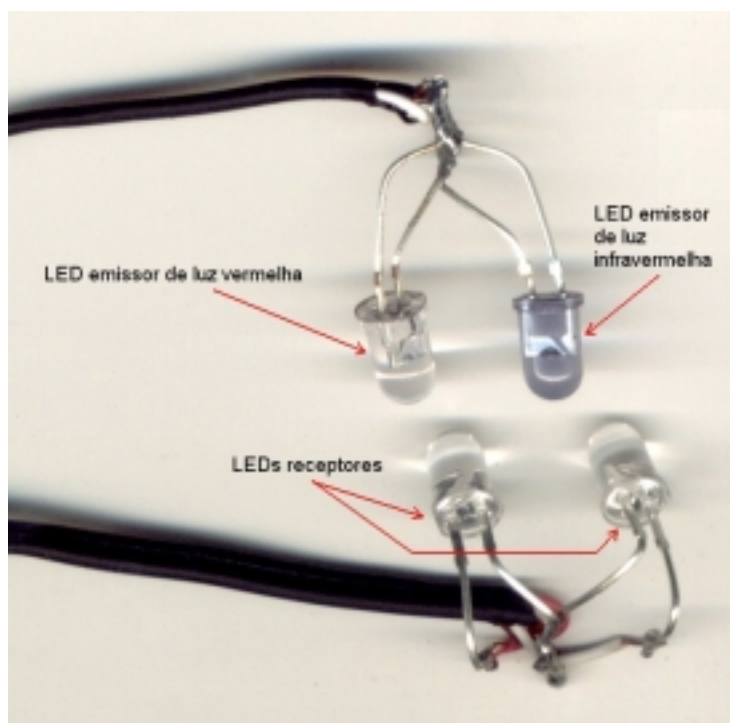
Estes dois sensores fornecerão duas variações de tensão distintas, sendo que a primeira, com o LED vermelho, será utilizada para se criar uma escala que, quando aferida dentro de um padrão pré-estabelecido, gerará um sinal biométrico a ser interpretado de duas maneiras: uma variação de tensão pulsante que fornecerá o sinal de pulso cardíaco e o patamar de tensão constante, que dará o valor do sinal biométrico relacionado a oxi-hemoglobina. No caso do LED infravermelho, o patamar de tensão constante dará o sinal biométrico relacionado à hemoglobina reduzida (Hb), a ser utilizado posteriormente.

A luz dos LEDs emissores Infravermelho e vermelho atravessará a pele, osso e tecido do dedo indicador da mão de um usuário e a luz resultante deste processo incidirá sobre os LEDs receptores. A resultante deste processo será a variação de resistência dos LEDs receptores perante a variação luminosa dos emissores vermelho/infravermelho. Com esta variação de resistência pode-se ter um sinal de variação de tensão que pode ser utilizado para a elaboração de um gráfico interpretativo de variação de tensão em função do tempo.

A calibração deste sistema pode ser feita com a comparação gráfica de tensões com outro aparelho já utilizado no mercado de oximetria de pulso. Outro fator relevante é a obtenção da pulsação cardíaca que pode ser observada na suave flutuação da variação de tensão com relação ao tempo decorrido. Esta variação poderá ser utilizada para a obtenção da pulsação cardíaca em tempo real, no mesmo gráfico obtido para a medição de oxigenação do sangue.

No caso deste trabalho foram utilizados LEDs de encapsulamento incolor e de alta luminosidade. Os LEDs receptores foram também escolhidos incolores para que a máxima eficiência fosse alcançada. A disposição dos LEDs pode ser observada na Figura 26, com suas devidas ligações elétricas já efetuadas. Pode-se notar que os LEDs vermelho e infravermelho possuem a mesma fonte de alimentação no mesmo cabo, já os receptores possuem cabos separados e individuais.

Figura 26 - Os LEDs utilizados no sensor de oximetria



Fonte: O Autor

Para que os LEDs possam emitir e receber luz sem a interferência da luz do meio ambiente, torna-se necessário um meio de isolar a luz ambiente de modo

que somente as luzes dos sensores possam ser utilizadas. Torna-se necessário então um encapsulamento do dedo indicador para que a luz ambiente seja isolada e o mesmo deve ser confortável o bastante para que não incomode nem atrapalhe a performance de um indivíduo que o esteja utilizando, bem como apresentar firmeza o suficiente para que não seja removido acidentalmente durante a utilização.

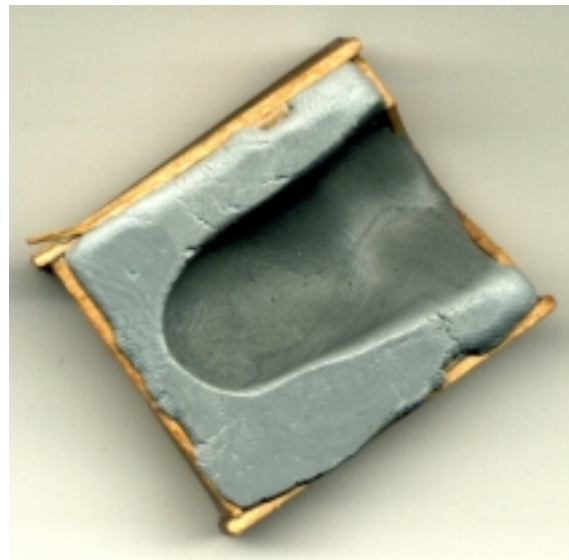
Optou-se então por um encapsulamento de resina epóxi, sendo que um molde anatômico foi elaborado em madeira (Figura 27) e depois preenchido com a resina em questão (Figura 28). Para que o mesmo tivesse um formato adequado, um dedo de tamanho médio foi usado como base para as duas metades do molde.

Figura 27 - Molde em madeira



Fonte: O Autor

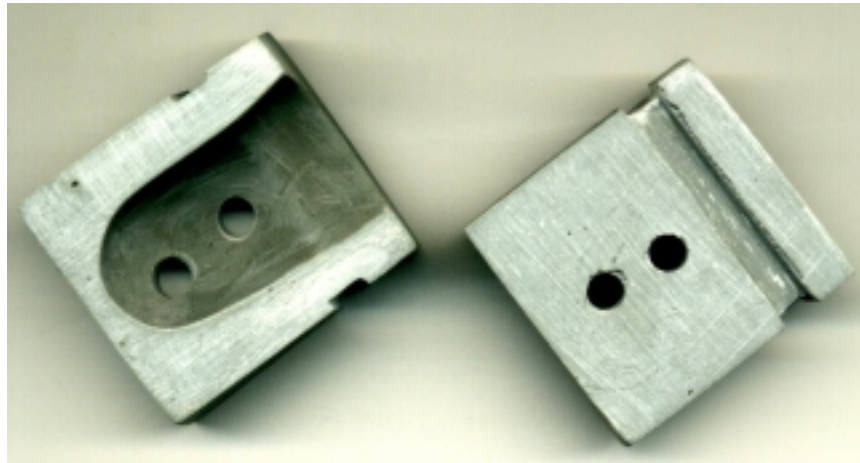
Figura 28 - Resina epóxi no molde



Fonte: O Autor

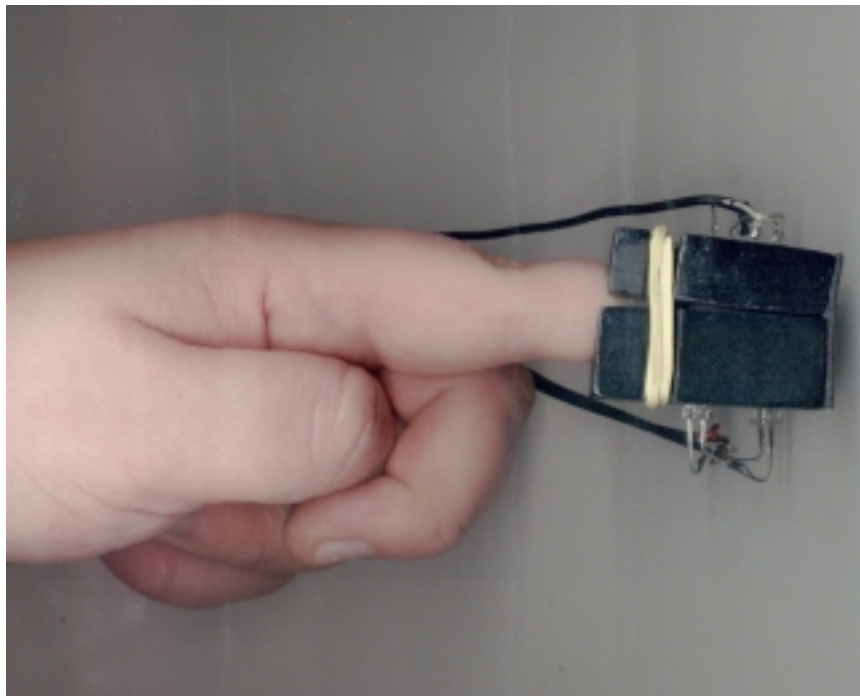
Após a secagem da resina, foi feito um polimento e, também, foram efetuados os furos na cápsula de epóxi para a colocação dos LEDs (Figura 29), bem como a pintura da mesma em cor preto-fosco para a melhor absorção da luz. Ambas as metades da cápsula foram unidas por uma dobradiça e um elástico para a fixação no dedo do usuário (Figura 30).

Figura 29 - Cápsula de resina epóxi polida e pronta para pintura



Fonte: O Autor

Figura 30 - Sensor de oximetria de pulso completo

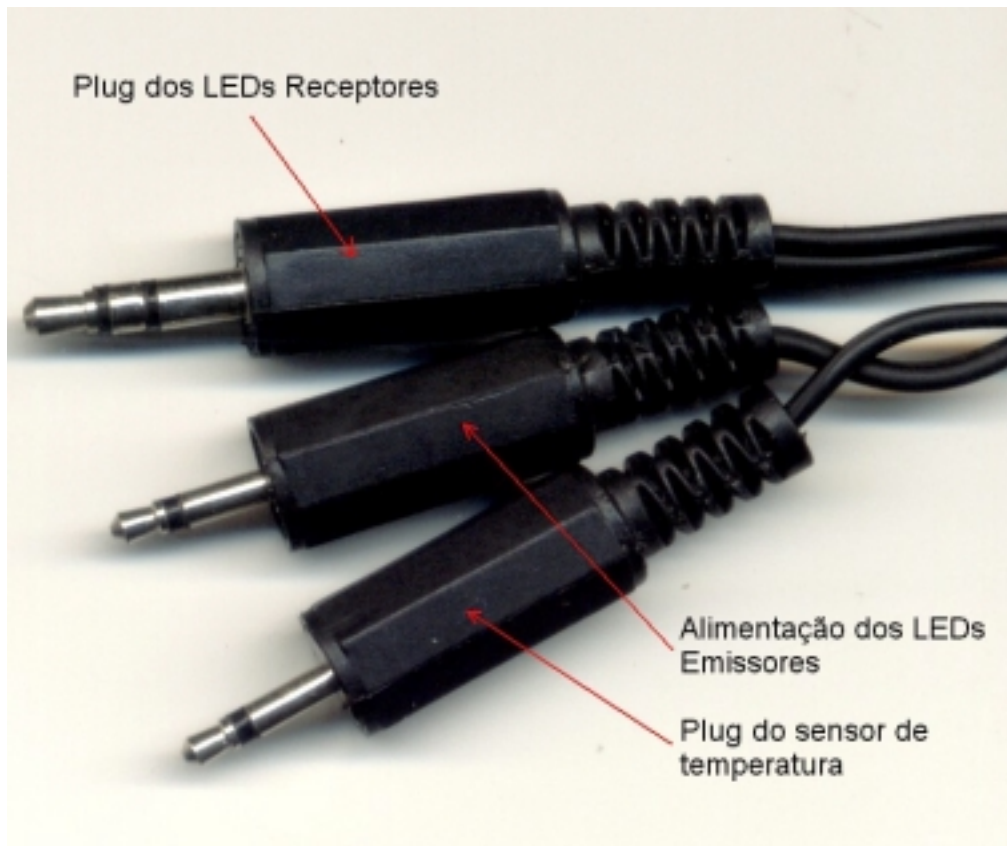


Fonte: O autor

A alimentação e conexão dos sensores de oximetria e temperatura compartilham o mesmo cabo, pois ambos os sensores se situam na mão do usuário. Optou-se, pela praticidade, pelo uso de *plugs* machos de áudio de

tamanho P1 e P2 nestes cabos e tomadas P1 e P2 fêmeas para o dispositivo de aquisição de dados biométricos. O *plug* P2, estéreo e maior, foi utilizado para os LEDs receptores, pois possibilitam a coleta de dados em 2 canais distintos. No caso dos LEDs emissores, um *plug* P1, mono, é suficiente para a alimentação em 3 volts dos emissores. Já no caso da temperatura corporal, utiliza-se o mesmo exemplo (Figura 31).

Figura 31 - Conectores dos sensores de oximetria e temperatura corporal



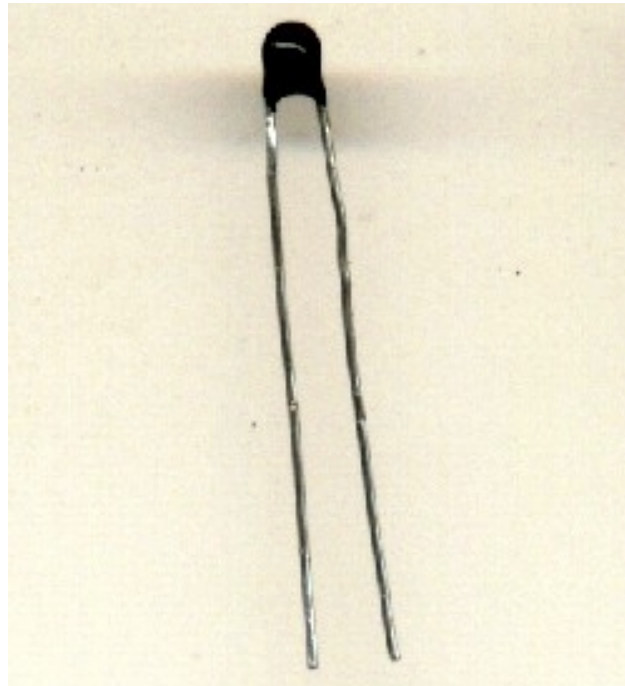
Fonte: O Autor

### 5.1.2 – Aquisição de Temperatura Corporal

No caso da medição da temperatura corporal, será utilizado como sensor um termistor, ou seja, um resistor que varia a sua resistência elétrica em função

da temperatura. Aplicando-se uma tensão sobre o mesmo, em função da temperatura, podem-se obter dois patamares considerados como extremos (0 a 100 °C) e assim criar uma escala da temperatura em função da resistência elétrica. Na Figura 32 pode-se ver um micro-termistor de valor de 100k $\Omega$  (o valor de resistência elétrica é estabelecido na escala de temperatura ambiente de 22 °C).

Figura 32 - Micro-termistor de 100k $\Omega$



Fonte: O Autor

No caso de um sensor de temperatura, o mesmo deverá ficar sobre a pele, protegido do suor, que poderia gerar oxidação dos contatos e, bem isolado eletricamente. Foi feita então uma isolação com isolador plástico, termo-contrátil para uma boa vedação (Figura 33).

Figura 33 - Termistor com isolamento termo-contrátil



Fonte: O Autor

Com a utilização de um termistor para a obtenção da temperatura corporal, haverá uma variação na resistência elétrica do mesmo, no decorrer do tempo, devido à incidência calorífica do corpo do usuário sobre o termistor. Esta variação de tensão permitirá obter um gráfico flutuante da temperatura em relação ao tempo. Para a aferição deste sistema, são necessárias a utilização de um termômetro de coluna de mercúrio, com precisão, para que possa ser medida a temperatura na escala necessária, que poderá ser de meio em meio grau centígrado ou até menos numa escala mais fina. Várias tomadas de temperatura foram efetuadas para efeito de comparação, desde temperatura ambiente e variações em ambientes controlados, ou seja, aquecidos e resfriados para a obtenção de uma escala de comparação para a aferição.

Poderá também ser utilizado um segundo termistor, calibrado igual ao primeiro, mas com a função de medir a temperatura ambiente para efeito de comparação do impacto da temperatura ambiente no atleta.

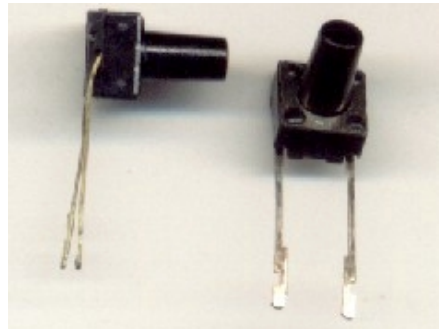
### 5.1.3 – Aquisição de sinais Podométricos

No caso da podometria simples, o sinal a ser obtido deverá ser binário, ou seja, ligado / desligado. Dois micro-interruptores N/A (Normalmente Abertos) colocados sob a palmilha de cada calçado (tênis) serão suficientes para obtenção dos referidos sinais. Na Figura 34 pode-se observar como são os micro-

interruptores. Os mesmos possuem regulagem de altura, ao se desbastar os pinos de contato na altura desejada.

Neste caso, o sinal obtido é binário, ou seja, cada vez que um interruptor for acionado, o estado do mesmo passará de 0 (desligado) a 1 (ligado) e vice versa.

Figura 34 - Micro-Interruptores para Podometria

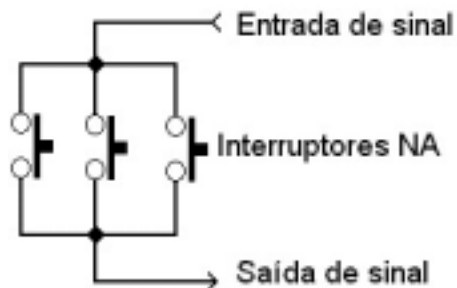


Fonte: O Autor

Para que a captação de sinais de podometria não fosse prejudicada por um mau contato do pé com a palmilha com sensor do calçado do usuário, foi elaborada uma pequena placa de circuito onde três interruptores, ligados em paralelo, fizessem com que, ao caminhar, pelo menos um dos três estivessem acionado, para que o circuito elétrico sempre estivesse estabelecido no caminhar.

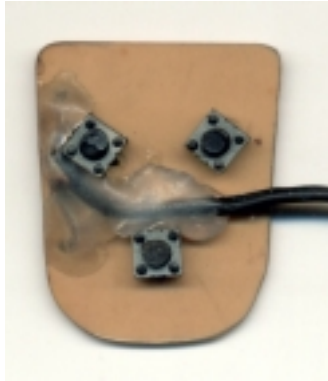
O esquema do circuito e a placa de sensores podem ser vistos na Figura 35 e Figura 36, respectivamente.

Figura 35 - Esquema da placa de sensores de podometria



Fonte: O Autor

Figura 36 - Placa de sensores de podometria



Fonte: O Autor

A acomodação do sensor dentro do calçado pode ser vista na Figura 37 e Figura 38, onde se pode notar o sensor na parte posterior (calcanhar) de um tênis, sendo que a palmilha do mesmo fica sobre o sensor.

Figura 37 - Sensor dentro do tênis



Fonte: O Autor

Figura 38 - Palmilha cobrindo o sensor



Fonte: O Autor

A conexão do sensor de podometria se faz no dispositivo de aquisição de dados através de um *plug* P1 de áudio mono, como visto na Figura 39.

Figura 39 - *Plug* do sensor de podometria



Fonte: O Autor

## 5.2 – IMPLEMENTAÇÃO DO MÓDULO 2: CONVERSOR E TRANSMISSOR DE SINAIS BIOMÉTRICOS

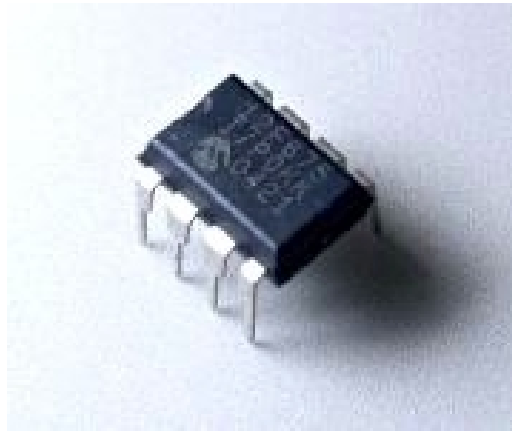
Para que os sinais biométricos possam ser transmitidos via RF, esses devem ser convertidos em sinais binários e, posteriormente, seriais. Esta conversão é feita por um circuito basicamente composto de um chip *Easy Radio* ER400TRS e um micro-controlador de 8 *bits* 12F675, com uma linha de programação em linguagem C para a conversão dos sinais obtidos pelos sensores.

### 5.2.1 - A entrada dos sinais analógicos

Os sinais obtidos pelos sensores entram em um micro controlador 12F675 de 8 *bits*, com memória FLASH (Figura 40), que é utilizado para a conversão dos dados analógicos obtidos e, programado para que, após a compilação, o programa que esteja gravado neste micro controlador, possa transformar os dados analógicos obtidos pelos sensores em dados digitais próprios para o envio via RF.

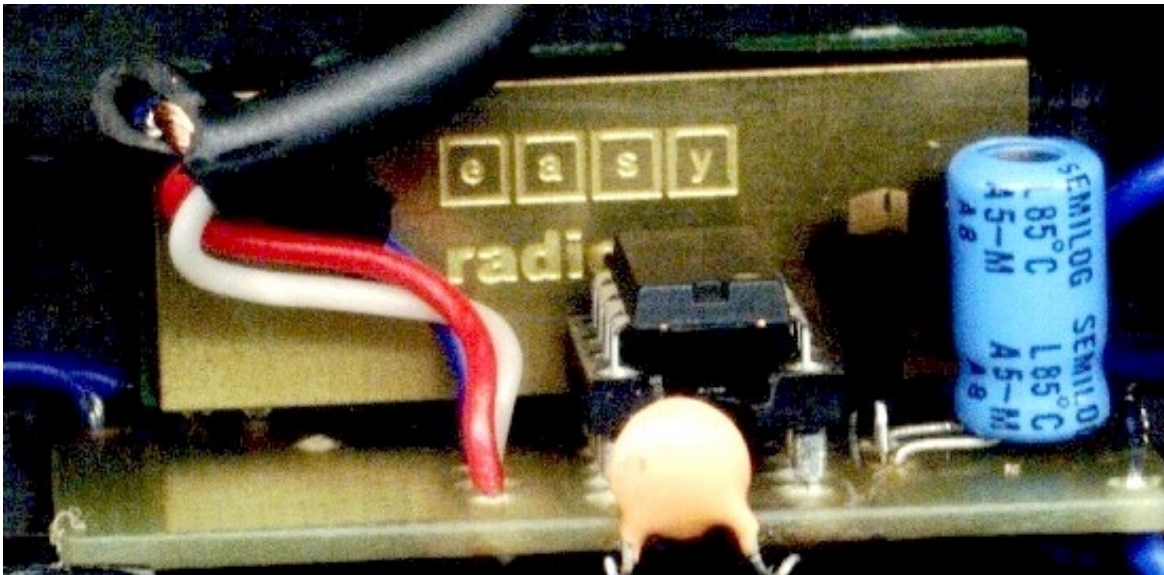
O micro-controlador converte os sinais analógicos dos sensores e os envia para o chip de transmissão de rádio, o *Easy Radio* ER400TRS. A montagem deste circuito pode ser observada na Figura 41.

Figura 40 - O micro-controlador 12F675



Fonte: O Autor

Figura 41 - O circuito de conversão e transmissão de dados



Fonte: O Autor

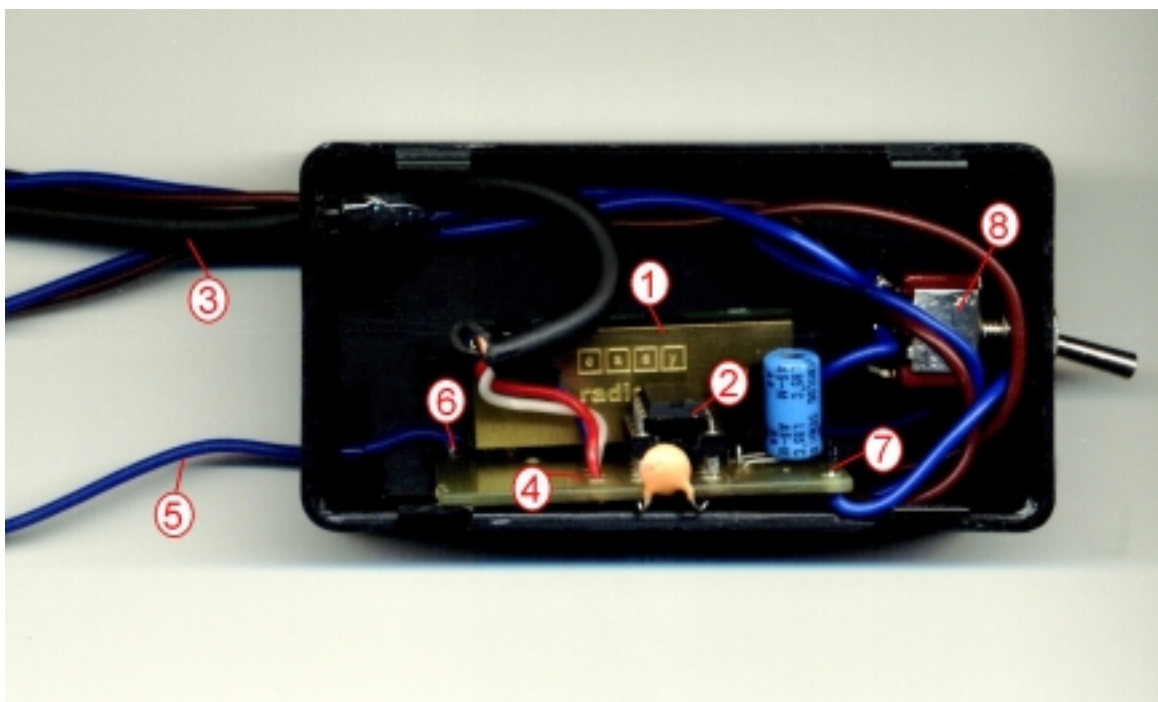
### 5.1.2 - O circuito de transformação e envio de dados

O circuito, como pode ser observado na Figura 42, é composto de um micro-controlador 12F675 (2), o chip de transmissão de rádio *Easy Radio*

ER400TSR (1) e, para que o mesmo apresente baixo consumo de energia, um interruptor (8) e ausência total de luzes de sinalização.

A antena do circuito, com 40 cm de comprimento é um fio soldado na placa de circuito (6) e se projeta para fora do encapsulamento do dispositivo (5). Os fios dos sensores de biometria podem ser vistos entrando no topo da cápsula (3) e então fixados à placa do circuito (4) e a alimentação do mesmo entra à direita, perto do capacitor eletrolítico azul (7). Pode-se observar também que o mesmo possui pequenas dimensões facilitando o manuseio e utilização pelo usuário.

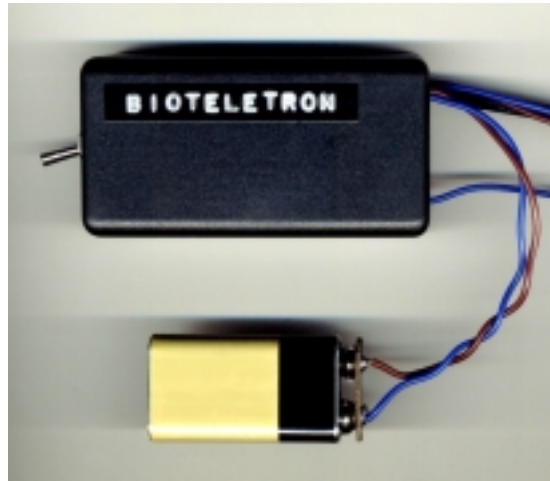
Figura 42 - Detalhes do circuito de conversão e transmissão de dados



Fonte: O Autor

A alimentação do circuito é feita através de uma bateria comum de 9V e a estimativa de duração da mesma é de 12 horas de uso contínuo (Figura 43). A capacidade de carga da bateria pode influenciar no alcance de transmissão de RF, pois quanto menos carga a bateria tiver, menor será o raio de transmissão / recepção do conjunto, reduzindo-o à medida que a bateria se descarrega.

Figura 43 - Alimentação do circuito de transmissão



Fonte: O Autor

Para uma maior comodidade do usuário foi elaborada uma capa protetora em couro sintético, com local para a acomodação da bateria e do dispositivo. Esta possui também uma fita elástica para a fixação do circuito no usuário (Figura 44).

Figura 44 - Capa protetora do circuito de transmissão



Fonte: O Autor

A fita elástica de fixação do circuito no usuário possui duas regulagens (Figura 45) para pessoas que possuam braço mais fino ou mais grosso, para que o dispositivo fique confortavelmente fixado ao usuário sem que aperte demais o braço nem fique frouxo e saia do lugar (Figura 46).

Figura 45 - Fita dupla de fixação do dispositivo de biotelemetria



Fonte: O Autor

Figura 46 - Fixação do dispositivo de biotelemetria em um braço



Fonte: O Autor

### 5.1.3 - As linhas de programação utilizadas no micro-controlador

Para que o circuito de aquisição, transformação e envio de dados possa funcionar, é necessária a utilização de linhas de programação. Uma parte desta linha de programação pode ser vista Figura 47.

Figura 47 - Listagem parcial do programa para o micro-controlador

```
// *****  
// programa teste do transmissor de biotelemetria  
// v. 3  
// *****  
#include "C:\Arquivos de programas\PICC\DEVICES\12f675.h"  
#device ADC=10  
#use delay(clock=4000000)  
#use rs232(baud=19200, bits=8,parity=n,xmit=pin_a5,rcv=pin_a4)  
  
#fuses intrc_io,nowdt,put,nobrownout  
#include <regs_12f6xx.h>  
#rom 0x3ff = { 0x34b4 }  
  
main()  
{  
    float temp, bateria;  
    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);  
    setup_adc_ports(pin_a1);  
  
    delay_ms(1000);  
    printf("ER_CMD#P9");  
    delay_ms(50);  
    printf("ACK");  
    delay_ms(50);  
    set_adc_channel(1);  
    delay_ms(50);  
  
    while(true)  
    {  
        temp = read_adc();  
        temp = temp * 293/1000;  
        printf("%2.1f\n\r",temp);  
        delay_ms(1000);  
    }  
}
```

Fonte: O Autor

A listagem vista na Figura 47 é responsável pela coleta de dados de temperatura corporal. Esta parte do programa coleta a temperatura a cada 1000 ms, ou seja, de 1 em 1 segundo. Esta mesma listagem foi alterada posteriormente para que a coleta se desse toda a vez que o interruptor de podometria fosse acionado, portanto, toda a vez que um usuário acionasse o interruptor do sensor de podometria, a temperatura corporal seria registrada naquele momento exato. Este procedimento visa a economia de espaço devido ao limitado espaço de armazenagem de dados de programação dentro do micro-controlador.

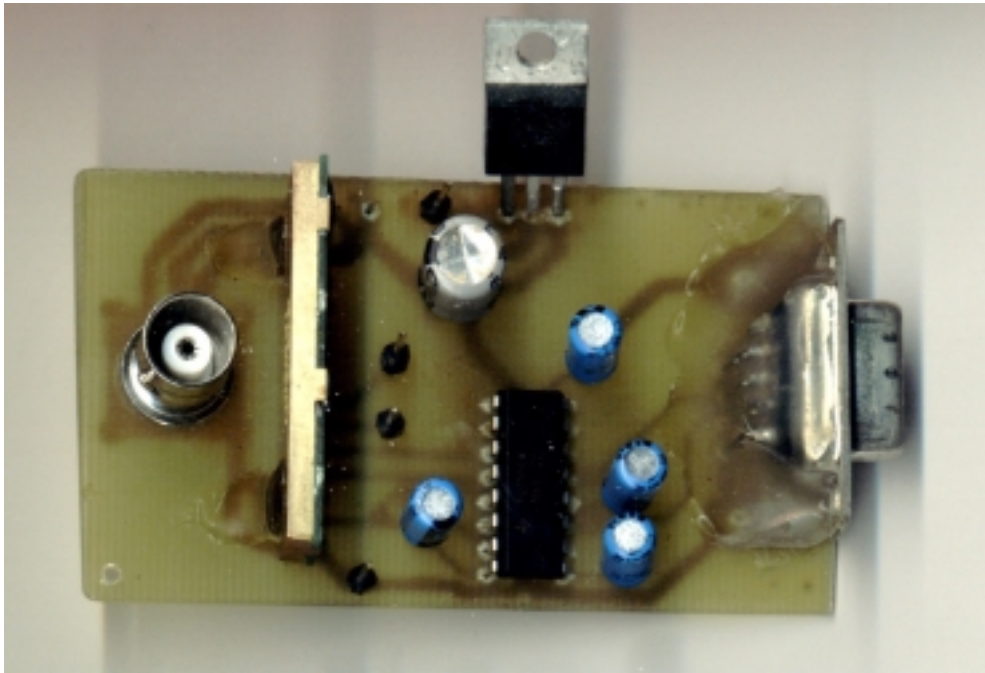
### **5.3 – IMPLEMENTAÇÃO DO MÓDULO 3: RECEPTOR E PROCESSADOR DE SINAIS BIOMÉTRICOS**

O envio e recepção dos sinais biométricos se dá por uma frequência pré-estabelecida de 433 MHz. O alcance do transmissor é de, no máximo, 4.000 metros de raio a partir da base receptora, acoplada em um computador pessoal via porta serial. Este receptor é também um processador dos dados obtidos para a entrada dos dados em um computador.

#### **5.3.1 - A recepção dos sinais biométricos**

A recepção dos sinais biométricos se dá via um circuito composto de um *chip Easy Radio* ER400TSR (Figura 48), que neste circuito é utilizado como receptor, mais um *chip* MAX232N, que é um duplo *driver/receptor* que possui um conversor CC/CC capacitivo para prover voltagem TIA/EIA-232-F, que permite a entrada dos dados obtidos em uma porta serial DB9 de um computador pessoal comum. Para o uso em campos de atletismo ou locais abertos, pode ser necessária a utilização de um laptop, porém, muitos dos laptops modernos já não possuem mais entradas seriais em seu sistema. Para que o dispositivo de biotelemetria possa ser utilizado em tais computadores pode ser utilizado então um adaptador de porta serial para ser acoplada em uma porta USB (Figura 49) normal. Com tal adaptador o dispositivo de biotelemetria funciona normalmente.

Figura 48 - Circuito receptor dos sinais biométricos



Fonte: O Autor

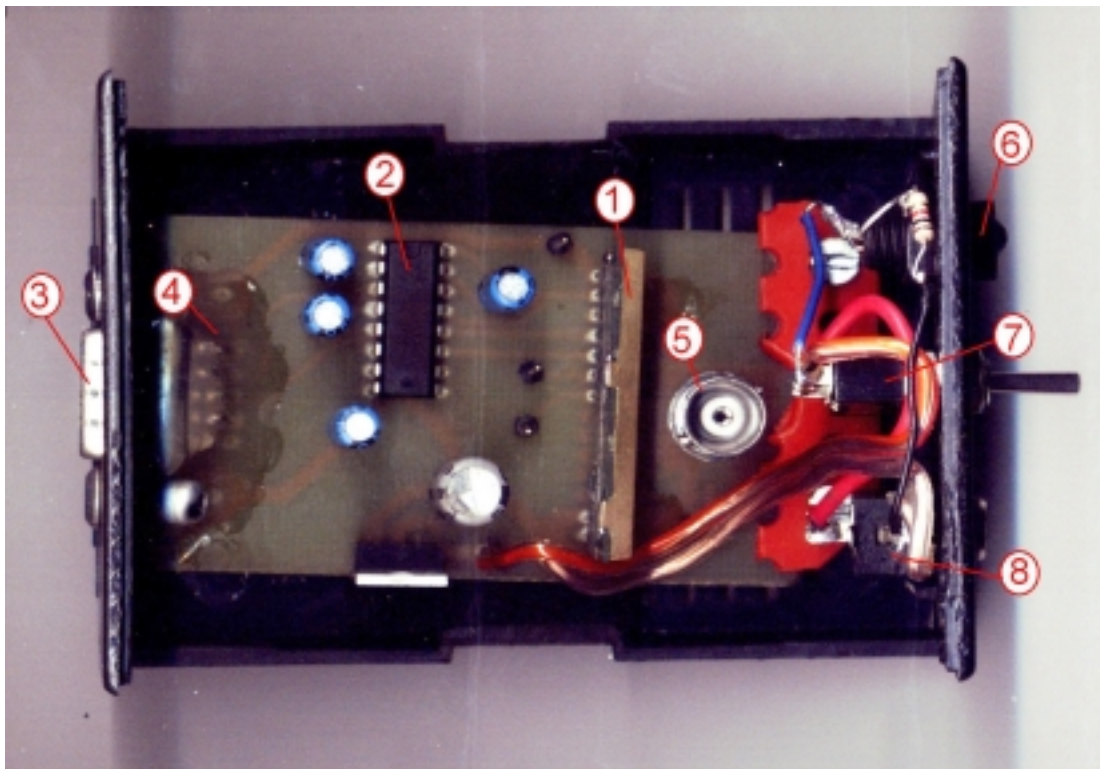
Figura 49 - Adaptador serial para porta USB



Fonte: O Autor

A placa de circuito do módulo receptor foi encapsulada em uma caixa de plástico, como pode ser vista na Figura 50, com tampa facilmente removível para que se possa ter fácil acesso à base da antena (5). Pode-se observar o *chip Easy Radio ER400TSR* na placa de circuito (1) e o chip de circuito integrado MAX232N, responsável pela recepção e processamento do sinal obtido (2). A saída para o computador é uma porta serial DB9 fêmea (3), fixada à placa de circuito com resina epóxi transparente (4). Um interruptor tipo alavanca (7) liga e desliga o circuito sendo que um LED indicador (6) mostra quando o mesmo está ligado. A entrada de energia se dá por uma entrada mono de áudio P4 fêmea (8), sendo que o circuito é alimentado por 12 V CC. A alimentação do circuito pode ser feita por uma fonte pequena ou por um adaptador alternativo com 8 pilhas alcalinas do tipo AA (Figura 51). Este adaptador alternativo é especialmente útil para locais abertos onde não há disponibilidade de fontes e tomadas para a alimentação do dispositivo.

Figura 50 - Circuito receptor e processador de dados biométricos



Fonte: O Autor

Figura 51 - Fonte adaptadora alternativa de 12V CC



Fonte: O Autor

Outra visão dos painéis frontal e posterior do dispositivo podem ser vistos nas Figura 52 e Figura 53, respectivamente.

Figura 52 - Painel frontal do dispositivo    Figura 53 - Painel posterior do dispositivo



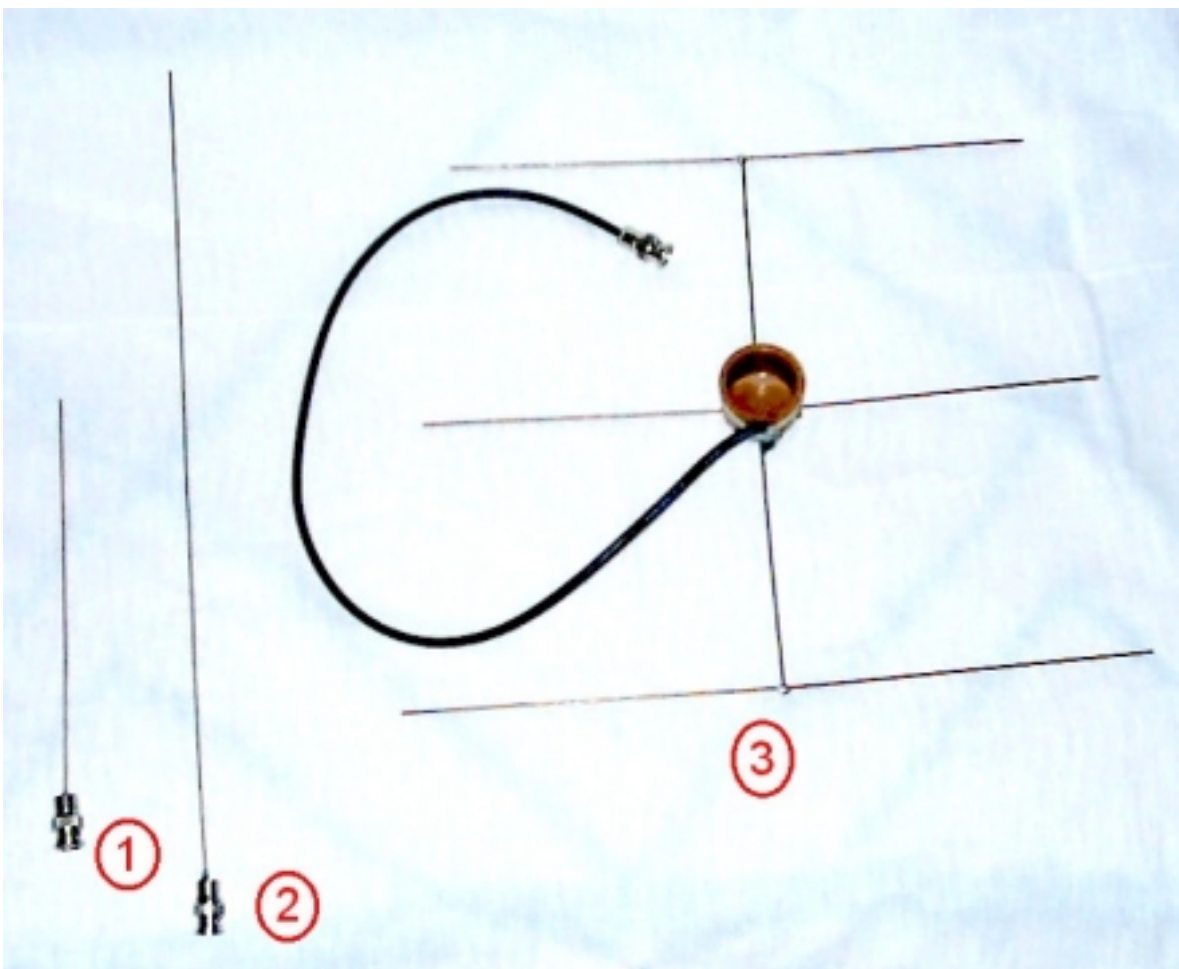
Fonte: O Autor



Fonte: O Autor

Para que a recepção possa ser clara e possua um longo alcance, foram construídas três antenas experimentais (Figura 54), construídas de arame rígido de latão, sendo que a primeira (1), para pequenas distâncias, possui 20 cm, a segunda (2), para médias distâncias, com 45 cm e, a última (3), direcional, com um formato próprio, para longas distâncias. A antena direcional deve ser apontada com a vareta mais curta na direção do dispositivo de aquisição e envio de dados para que obtenha o maior alcance

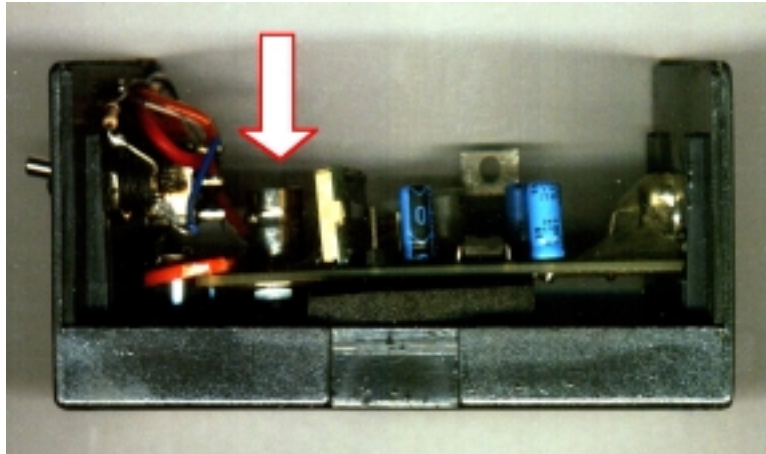
Figura 54 - Antenas para o uso do dispositivo de biotelemetria



Fonte: O Autor

A antena é acoplada diretamente sobre a placa de circuito do dispositivo e, portanto, a tampa do mesmo é facilmente removível para um eventual intercâmbio de antenas (Figura 55 e Figura 56).

Figura 55 - Local para acoplamento da antena



Fonte: O Autor

Figura 56 - Antena acoplada e a tampa do módulo



Fonte: O Autor

## 5.4 – IMPLEMENTAÇÃO DO MÓDULO 4: GERADOR DE GRÁFICOS INTERPRETATIVOS

Os sinais digitais entram no computador pela porta serial. O melhor programa para a visualização destes sinais é o *Hyper Terminal* do *Windows*. Esta ferramenta originalmente criada para gerar e gerenciar comunicações entre as portas COM e um modem interno ou externo permite que os dados obtidos pelo dispositivo de biotelemetria sejam visíveis em uma interface simples, mas este programa permite que seja gerado um documento texto que pode ser utilizado por outros programas do *Windows* ou não, para a geração de gráficos interpretativos com uma interface mais amigável e de fácil interpretação.

### 5.4.1 – Os dados biométricos no *Hyper Terminal* do *Windows*

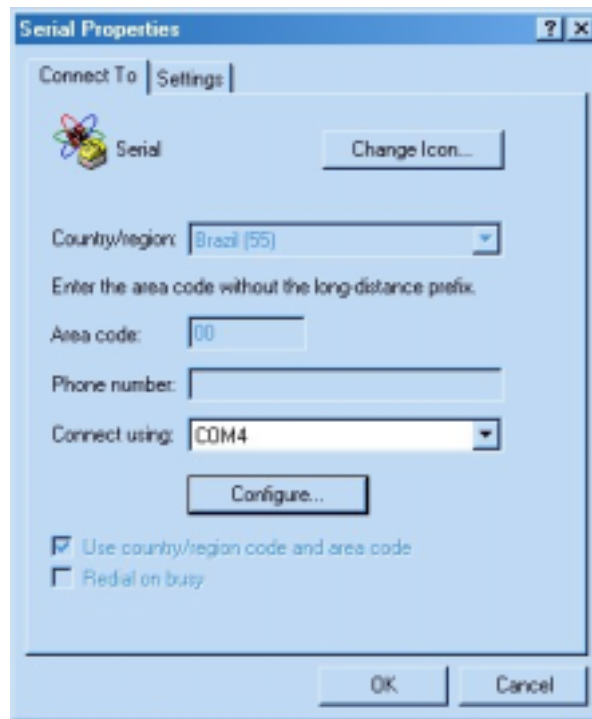
O primeiro passo é a configuração do *Hyper Terminal*. O mesmo deve ser configurado para que se utilize a porta serial onde está acoplado o dispositivo de biotelemetria. Neste caso, em particular, por se estar utilizando um laptop sem entradas seriais, foi utilizado um adaptador de porta serial para USB. Então, dependendo de qual porta USB se utilize, uma diferente porta COM aparecerá disponível. Têm-se, portanto, que verificar qual porta COM está ativa. Neste caso, a porta ativa é a COM4 (Figura 57).

Caso se utilize um computador pessoal comum, as portas seriais disponíveis serão a COM1 e COM2. Se por um acaso neste computador ainda se utilizar mouse serial, a única porta disponível é a COM2.

É necessário se alterar também a configuração padrão desta porta. As mudanças necessárias são a de velocidade de transmissão, para a taxa de 19.200 *bits* por segundo e o controle de fluxo para nenhum (Figura 58).

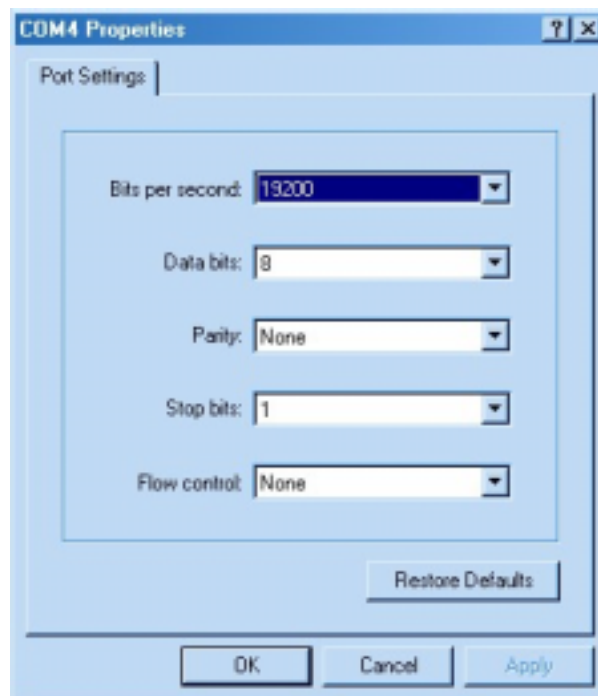
Terminada esta configuração a porta estará ativa e o *Hyper Terminal* automaticamente se conectará ao dispositivo. Cada vez que o interruptor de podometria for acionado, os dados de biotelemetria aparecerão na tela do mesmo.

Figura 57 - Configuração do *Hyper Terminal* do *Windows*



Fonte: O Autor

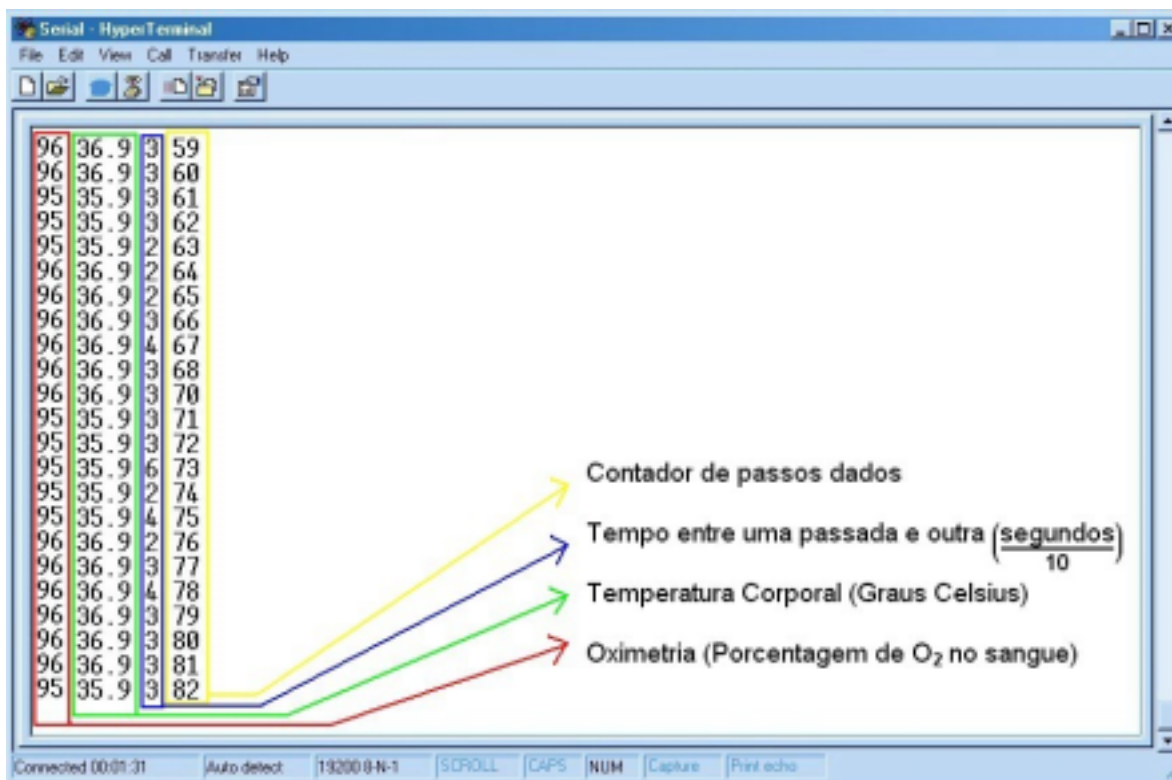
Figura 58 - Configuração da porta COM4



Fonte: O Autor

Os dados de biotelemetria apresentados na tela do *Hyper Terminal* podem ser vistos na Figura 59. Podem-se observar quatro colunas distintas de dados. A primeira é a de oximetria, a segunda, temperatura corporal, que, nesta tela, varia de 35,9 a 36,9 °C. A terceira coluna mostra o tempo entre um passo e o outro, em décimos de segundo, e a última coluna é um contador, ou seja, o número de passos dados pelo usuário fica registrado nesta coluna. Caso o usuário desligue o dispositivo emissor, o contador será “resetado” e o mesmo, após ser ligado novamente, começará a contagem de passos do número 1 novamente.

Figura 59 - Dados biométricos na tela do *Hyper Terminal*

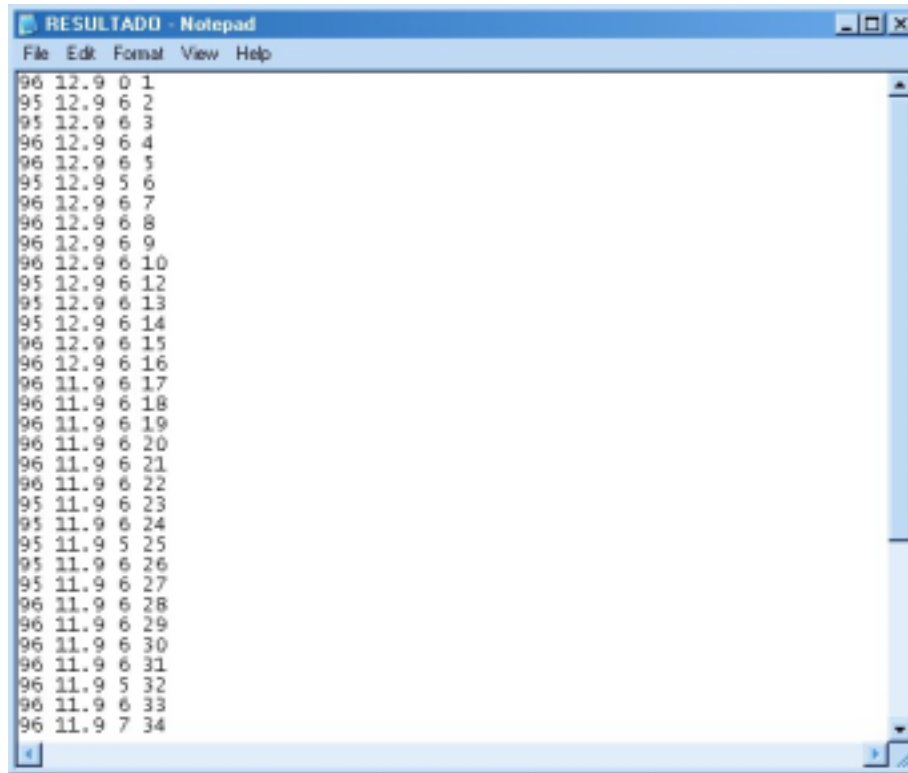


Fonte: O Autor

Os dados gerados pelo *Hyper Terminal* podem ser transformados em um arquivo TXT (texto) que pode ser utilizado pelo banco de dados do *Microsoft Access*. O conteúdo deste arquivo pode ser observado na Figura 60 onde a primeira coluna mostra os dados de oximetria de pulso (em porcentagem de

oxigênio no sangue), temperatura (neste caso em particular, a ambiente), tempo decorrido entre um acionamento do interruptor de podometria e outro acionamento do mesmo (em décimos de segundo) e o contador de passos.

Figura 60 - Arquivo texto gerado pelo *Hyper Terminal*



```
96 12.9 0 1
95 12.9 6 2
95 12.9 6 3
96 12.9 6 4
96 12.9 6 5
95 12.9 5 6
96 12.9 6 7
96 12.9 6 8
96 12.9 6 9
96 12.9 6 10
95 12.9 6 12
95 12.9 6 13
95 12.9 6 14
96 12.9 6 15
96 12.9 6 16
96 11.9 6 17
96 11.9 6 18
96 11.9 6 19
96 11.9 6 20
96 11.9 6 21
96 11.9 6 22
95 11.9 6 23
95 11.9 6 24
95 11.9 5 25
95 11.9 6 26
95 11.9 6 27
96 11.9 6 28
96 11.9 6 29
96 11.9 6 30
96 11.9 6 31
96 11.9 5 32
96 11.9 6 33
96 11.9 7 34
```

Fonte: O Autor

O Microsoft Access foi escolhido para a exibição dos gráficos interpretativos devido à facilidade de importação de dados externos e pela apresentação de uma interface amigável onde os resultados possam ser observados juntos em uma tela, juntos e onde um usuário não precisasse ter muita experiência com o programa, pois o mesmo foi elaborado de modo que todas as exibições de tela e carregamento de dados se façam automaticamente. Foi até mesmo pensado em um caso em que qualquer indivíduo desavisado pudesse alterar a configuração do programa acidentalmente, portanto, as mesmas estão em modo “lacrado”, impossibilitando que o mesmo possa ser alterado sem permissão. Na Figura 61

pode-se ver a *interface* gráfica final do programa de biotelemetria apresentado aos usuários.

Figura 61 - Interface final do Programa de Biotelemetria

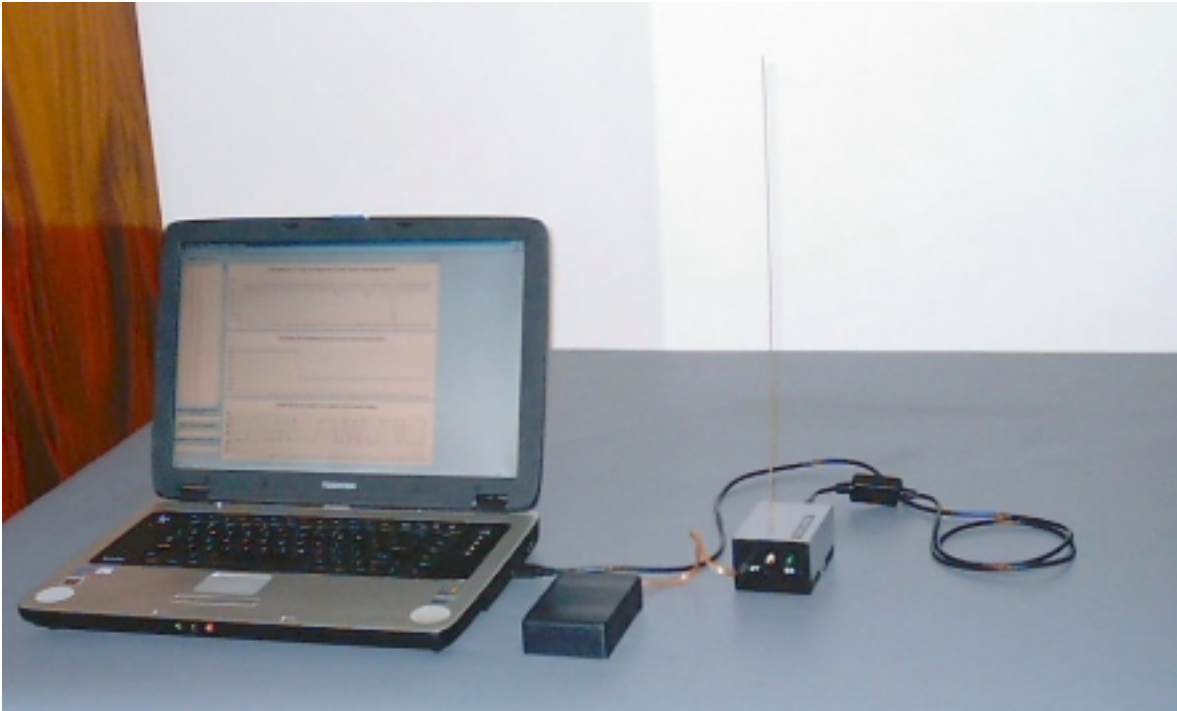


Fonte: O Autor

Pode-se observar na Interface Final a tabela de entrada de dados do documento gerado pelo *Hyper Terminal* (1), o gráfico de podometria em função do tempo (2), temperatura corporal em função dos passos dados e, neste caso em particular, temperatura ambiente (3), simulação de oximetria em função dos passos dados (4), o número total de passos dados (5), o tempo total decorrido da medição (6), e a distância total presumida percorrida, em metros (7).

Na Figura 62 pode-se ver o conjunto receptor completo de biotelemetria conectado a um Laptop, onde pode-se observar a interface final do programa de biotelemetria na tela do mesmo.

Figura 62 - Conjunto receptor de biotelemetria



Fonte: O Autor

## **CAPÍTULO 6 – ANÁLISE DO MODELO PROPOSTO ATRAVÉS DE ESTUDOS DE CASO**

Neste capítulo será observado como foi feita a aferição do dispositivo de biotelemetria bem como os estudos de caso do mesmo em campo. Para tal, foram utilizados indivíduos voluntários para a utilização *in loco* do dispositivo em ambientes de teste, supervisionados por profissionais da saúde e do esporte, bem como a aferição do mesmo, baseada em dispositivos similares.

### **6.1 - APLICAÇÃO PRÁTICA DO DISPOSITIVO DE BIOTELEMETRIA**

Com o protótipo do dispositivo de biotelemetria construído, pôde-se finalmente elaborar um estudo de caso em campo. Para tal, foram utilizados voluntários em ambiente de uma clínica de fisioterapia, devidamente acompanhados com profissionais qualificados da respectiva área.

#### **6.1.1 – Aferição do dispositivo de biotelemetria**

Antes da aplicação prática do dispositivo de biometria foi necessário que o mesmo fosse aferido, pois os valores obtidos necessitam de acuracidade no que diz respeito às unidades de biometria.

Depois de aferido, o dispositivo está pronto para sua utilização em um campo de prova específico, sob a supervisão de um profissional da área da saúde ou do esporte.

##### **6.1.1.1 – Aferição da temperatura corporal**

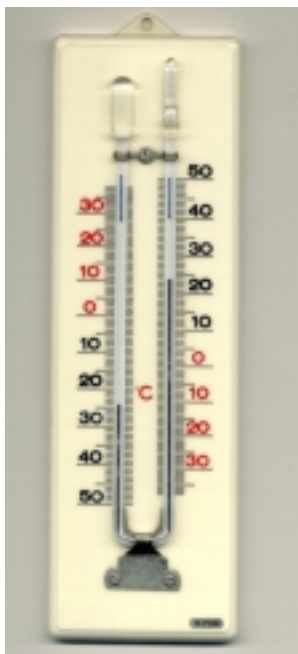
O sensor de temperatura não pode ser aferido, pois o mesmo possui uma escala específica de funcionamento (resistência elétrica) e a aferição no próprio

aparelho de biometria apresenta dificuldades com relação às modificações de *hardware* necessárias para tal. A solução mais simples encontrada foi a de que esta aferição fosse executada na forma de uma correção via *software*.

Os dados obtidos via *Hyper Terminal* entram dentro dos bancos de dados do programa criado no *Microsoft Access* e, via linhas de programação dentro do próprio programa, pode-se colocar um fator de correção para o sinal de temperatura corporal.

Primeiramente, a aferição do equipamento se fez com a comparação dos resultados no *Hyper Terminal* e a sua comparação com um termômetro de coluna de mercúrio. Como se pode ver na Figura 63, o termômetro está marcando a temperatura ambiente de 24° C. Já, no *Hyper Terminal*, a temperatura é de 13,9° C. Arredondando-se para 14° C, pode-se notar uma diferença de 10° C para menos com relação ao termômetro de coluna de mercúrio. Neste caso, foram acrescentados 10 graus a mais no formulário para exercer essa compensação, após 35 ensaios terem sido executados para a aferição.

Figura 63 - Termômetro de Mercúrio



Fonte: O Autor

Figura 64 - Termômetro Digital



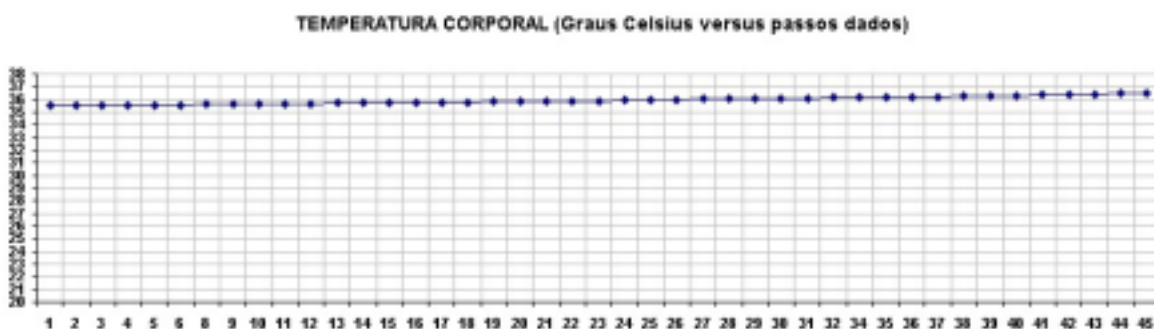
Fonte: O Autor

Foi utilizado também um termômetro digital de uso medicinal (Figura 64) e foi tomada a temperatura na axila de um voluntário. A mesma se verificou em 36,6°. C. Já no *Hyper Terminal*, a temperatura verificada foi de 26,5° C.

Várias tomadas de temperatura ambiente e da própria temperatura corporal foram necessárias para que o fator de correção fosse validado. Tendo-se assim, certeza deste fator de correção, o mesmo foi incluído no formulário de aquisição do *Microsoft Access* para que a tomada de temperatura corporal fosse correta.

Equiparando-se os resultados obtidos, se valida assim a tomada de temperatura corporal com o dispositivo de biotelemetria. O gráfico corrigido de temperatura corporal pode ser visto na Figura 65.

Figura 65 - Gráfico de temperatura corporal fornecida pelo dispositivo



Fonte: O Autor

#### 6.1.1.2 – Aferição da oximetria

Assim como no caso da temperatura corporal, os resultados obtidos pelo dispositivo de biotelemetria foram comparados aos obtidos por oxímetros de pulso existentes no mercado. Foram testados dois modelos portáteis, um *Healthdyne* 950 e um SpO<sub>2</sub> *Fingertip* (Figura 66 e Figura 67, respectivamente). No caso da oximetria do dispositivo, não foi necessária a inclusão de um fator de correção, pois os resultados obtidos foram praticamente idênticos (erro percentual de

aproximadamente 3%) nos três dispositivos utilizados. O resultado do terceiro dispositivo, ou seja, o dispositivo de biotelemetria em questão, pode ser observado na Figura 68.

Figura 66 - Oxímetro *Healthdyne 950*



Fonte: O Autor

Figura 67 - Oxímetro *SpO<sub>2</sub> Fingertip*



Fonte: O Autor

Figura 68 - Gráfico de oximetria fornecida pelo dispositivo



Fonte: O Autor

### 6.1.1.3 – Aferição da podometria

No caso da podometria, teve-se que se levar em conta que nos passos dados, o comprimento da perna e a distância entre uma passada e outra variam de indivíduo para indivíduo e concebeu-se um fator (constante) para que a

distância percorrida pudesse ser precisa com relação as condições biométricas de cada indivíduo.

Para a obtenção deste fator, foram utilizados voluntários com medidas biométricas diversas, para fins de comparação. O dados necessários para que se pudesse se obter o fator constante para correção dos dados podométricos são o comprimento da perna do indivíduo e o comprimento de sua passada.

Primeiramente foi necessário se obter a medida do comprimento da perna de voluntários que possuem estaturas diferentes para efeito de comparação entre os resultados (Figura 69). Esta medida se dá entre o acetábulo do fêmur (local da articulação superior do osso do fêmur na bacia) até maléolo lateral do osso da fíbula (saliência óssea arredondada externa da articulação do tornozelo).

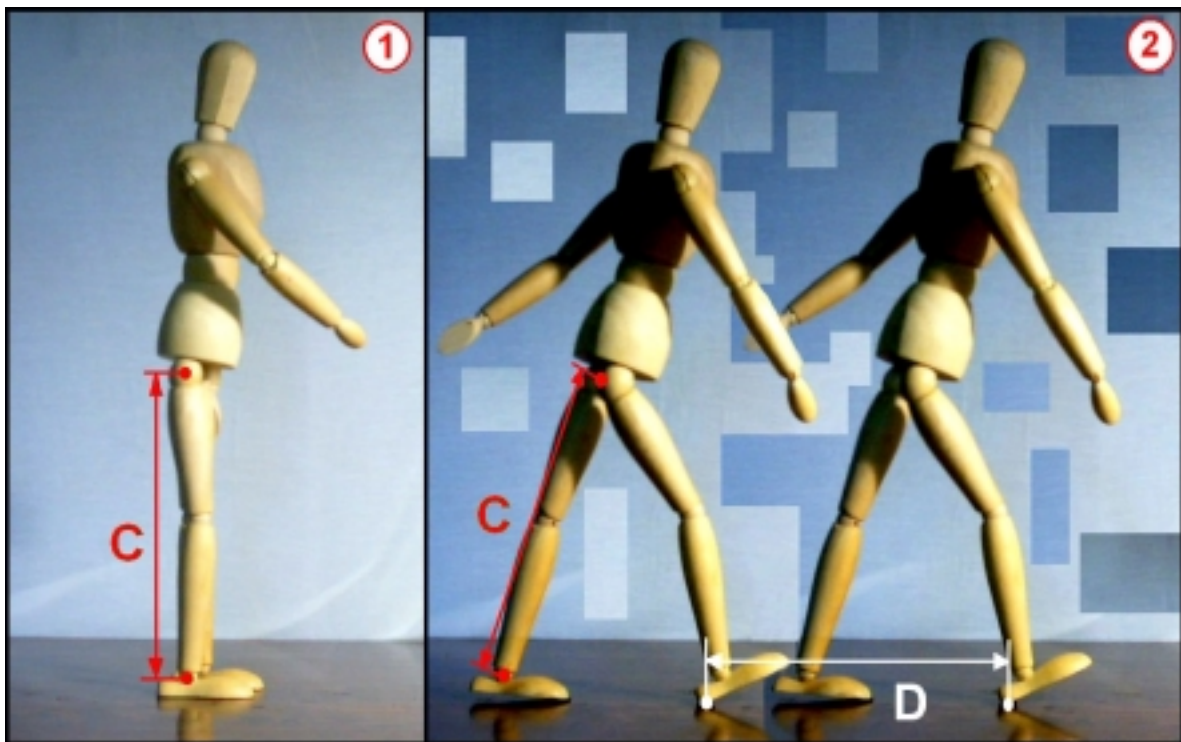
Figura 69 - Tomada da medida de comprimento da perna



Fonte: O Autor

Para melhor entendimento das tomadas de distância de passo e comprimento da perna, pode-se observar na Figura 70 onde é utilizado um modelo antropomórfico em madeira do corpo humano onde se vê: (1) a tomada da medida do comprimento da perna (C). Pode-se observar também, a distância do passo (2) propriamente dito. A medida do passo se dá ao primeiro toque do calcanhar no chão até o próximo toque do mesmo calcanhar ao finalizar a passada (D).

Figura 70 - Demonstração de medidas do passo em modelo de madeira



Fonte: O Autor

No caso da distância dos passos, foi elaborado um sistema de medição em que os passos pudessem ser registrados e corretamente mensurados. Para tal, foi estendido em um corredor de uma clínica um formulário contínuo para impressora matricial, juntamente com uma trena para que a distância percorrida pudesse ser medida (Figura 71). O espaço utilizado para a caminhada foi de exatos 7 metros.

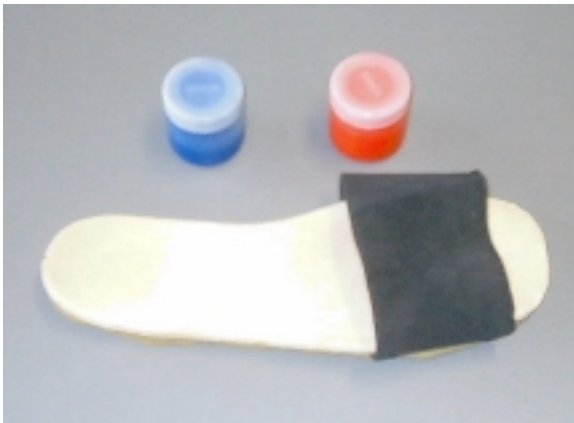
Figura 71 - Formulário contínuo para mensuração de passadas



Fonte: O Autor

Este papel foi fixado com fita adesiva ao chão e voluntários com estaturas variadas foram selecionados para que suas passadas pudessem ser mensuradas. Para que os passos pudessem ser registrados no papel, foi elaborado um calçado-carimbo, no qual o solado foi confeccionado de espuma macia (Figura 72). Tinta guache nas cores vermelha e azul foi selecionada para que a passada pudesse ser registrada da seguinte forma: o calcanhar teria a cor azul e a região do hálux do pé seria a de cor vermelha, como pode ser vista na Figura 73.

Figura 72 - Calçado para podometria



Fonte: O Autor

Figura 73 - Solado de carimbo



Fonte: O Autor

Tomadas então as medidas da perna de cada um, em seguida cada indivíduo andou com o calçado previamente impregnado de tinta sobre o papel de teste (Figura 74). As impressões das passadas então ficaram registradas no papel e as medidas dos passos executados puderam ser tomadas (Figura 75). Como cada passo não possui a mesma distância exata, foi feita então a média dos mesmos para fins de cálculo.

As passadas ficaram registradas em papel sendo que os passos medidos são contabilizados entre o meio de uma mancha azul até o outro meio da próxima mancha azul. Esta medida é de aproximadamente um metro. A mancha vermelha serve de referência para a passada, sendo que a mesma pode mostrar a orientação do pé do voluntário ou a tomada da meia-passada, que não é relevante neste estudo. Esta mancha também serve de referência com relação ao tamanho do pé do voluntário. Uma visão das diferenças entre um indivíduo e outro, com relação à caminhada, pode ser vista na Figura 76, onde se pode ver claramente a diferença entre os passos de quatro voluntários que participaram deste teste de podometria para aferição do dispositivo de biotelemetria.

Figura 74 - Voluntária caminhado



Fonte: O Autor

Figura 75 - Marcas deixadas no papel



Fonte: O Autor

Figura 76 - Resultados de 4 voluntários em papel de formulário contínuo



Fonte: O Autor

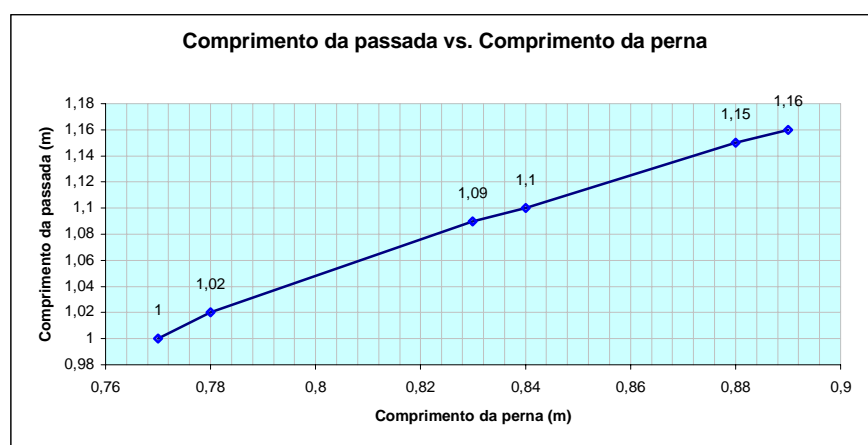
Para que um fator de correção pudesse ser estabelecido, foi necessária a criação de um gráfico baseado em uma tabela com as informações colhidas no teste do papel de formulário contínuo (Tabela 4). Com base nos valores desta tabela, foi elaborado um gráfico (Figura 77) em que pode se observar que existe uma relação verdadeira entre o comprimento da perna e o tamanho da passada. Comprovando que este fator existe, foi criado uma entrada de dados na planilha geradora de gráficos do *Microsoft Access* em que, depois de formular a equação da reta do gráfico comprimento da perna (metros) versus tamanho da passada (metros) (Equação 1), foi possível obter-se a distância presumida percorrida. Esta distância é presumida, pois vários fatores podem influir no ato de caminhar de cada indivíduo, alterando seu ritmo normal de caminhada por fatores dos mais diversos.

Tabela 4 - Tabela gerada com o experimento das passadas em papel

Voluntários	Comprimento da perna (m)	Comprimento do passo(m)
Voluntária 1	0,77	1
Voluntária 2	0,78	1,02
Voluntária 3	0,83	1,09
Voluntário 4	0,84	1,1
Voluntário 5	0,88	1,15
Voluntário 6	0,89	1,16

Fonte: O Autor

Figura 77 - Gráfico do comprimento da passada versus comprimento da perna



Fonte: O Autor

Equação 1 - Equação da reta do gráfico comprimento da perna versus tamanho da passada

$$\frac{x - x_1}{x_2 - x_1} = \frac{y - y_1}{y_2 - y_1} \quad [\text{eq.1}]$$

Fonte: O Autor

Utilizando-se da Equação 1, com os dados da Tabela 4, têm-se:

$$x_1 = 0,78 \quad x_2 = 0,83$$

$$y_1 = 1,02 \quad y_2 = 1,09$$

Então,

$$\frac{x - 0,78}{0,83 - 0,78} = \frac{y - 1,02}{1,09 - 1,02}$$

$$\frac{x - 0,78}{0,05} = \frac{y - 1,02}{0,07}$$

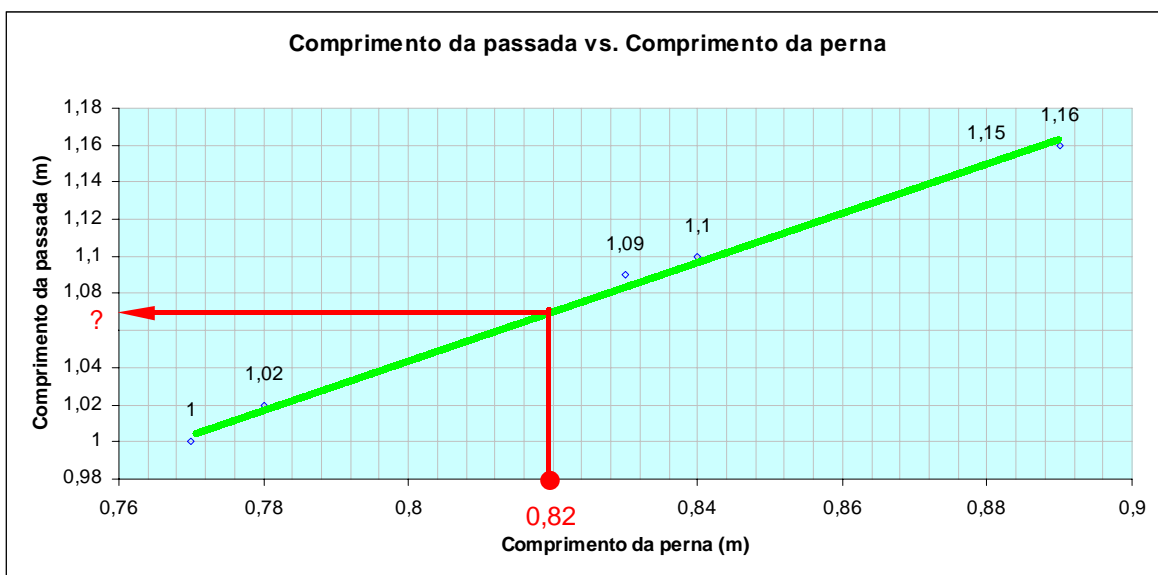
$$0,05(x - 0,78) = 0,07(y - 1,02)$$

$$0,05x - 0,039 = 0,07y - 0,0714$$

$$\boxed{0,05x - 0,07y + 0,0324 = 0} \quad \text{ou} \quad \boxed{y = \frac{(0,05x + 0,0324)}{0,07}}$$

O valor obtido é a equação da reta, utilizado como fator de correção na geração do gráfico interpretativo. Este fator de correção pode ser mais bem interpretado observando-se a Figura 78, onde se pode ver claramente a inter-relação entre o comprimento da passada versus o comprimento da perna. Na ilustração pode-se ver a origem, que no eixo x é de 0,82m e a partir da equação da reta, obtêm-se sua correlação no eixo y, que é desconhecida.

Figura 78 - Obtenção de tamanho da passada pela equação da reta



Fonte: O Autor

Para se obter o valor de  $y$ , que é o comprimento da passada, mostrado na Figura 78, aplica-se a equação da reta obtida anteriormente, portanto:

$$0,05x - 0,07y + 0,0324 = 0, \text{ sendo que } x = 0,82$$

$$0,05 \cdot 0,82 - 0,07y + 0,0324 = 0$$

$$0,041 - 0,07y + 0,0324 = 0$$

$$-0,07y + 0,0734 = 0$$

$$-0,07y = -0,0734$$

$$-y = -1,0485714$$

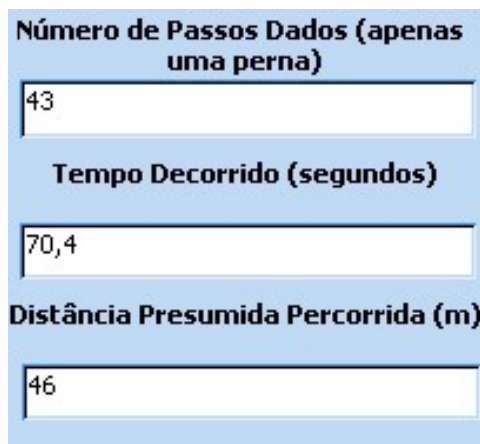
Assim, obtêm-se:

$$y = 1,05$$

Com o fator de correção em forma de equação inserida no formulário do *Microsoft Access*, pode-se finalmente se obter a distância presumida percorrida,

bem como o número de passos dados e o tempo total decorrido da medição (Figura 79). Este tempo total decorrido é obtido somando-se a constante de 0,5 segundos de cada passada no chão mais o valor entre um acionamento do interruptor de podometria e o próximo acionamento do mesmo. A distância total presumida é obtida aplicando-se a equação da reta (Equação 1) na base de dados do *Microsoft Access*. Um gráfico de podometria também é gerado, podendo-se observar o ritmo de cada passada no decorrer do tempo (Figura 80) e, pode-se observar, por este gráfico, a irregularidade das passadas executadas.

Figura 79 - Tela apresentada pela interface do dispositivo com resultados



Fonte: O Autor

Figura 80 - Gráfico de Podometria fornecida pelo dispositivo



Fonte: O Autor

### 6.1.2 – Estudo de caso em esteira ergométrica elétrica

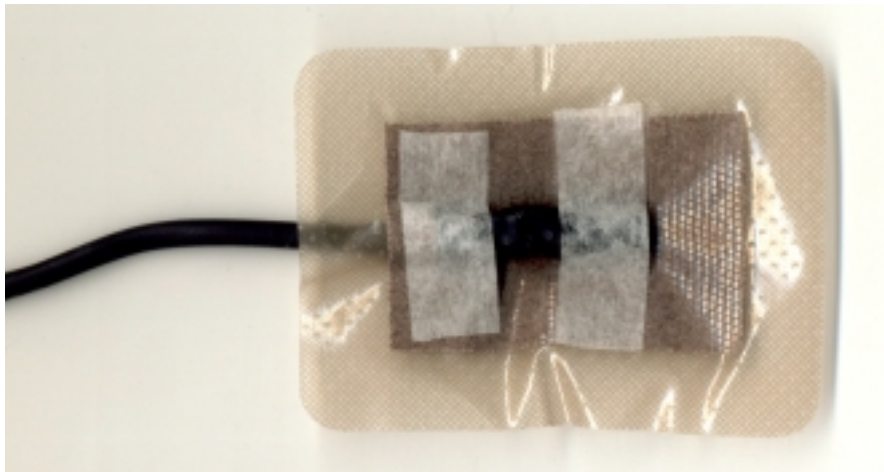
Estando o dispositivo aferido e pronto para o uso, puderam-se realizar estudos de caso em uma esteira ergométrica elétrica com indivíduos voluntários para a geração de gráficos comparativos entre um resultado e outro.

Os voluntários foram os mesmos que realizaram o teste de podometria com o papel de formulário contínuo, para que os resultados das medidas de altura da perna com relação ao tamanho do passo dado pudessem ser comprovados in loco, na esteira elétrica.

O primeiro passo foi a colocação dos sensores e do dispositivo de biotelemetria nos seus locais mais adequados à medição.

O sensor de temperatura foi fixado à axila esquerda de cada voluntário com uma adaptação de um curativo adesivo de tamanho grande e esparadrapo de papel *Micropore* (Figura 81). Tal adaptação serve para que o sensor não escorregue e saia do local adequado e, deve-se ressaltar que a axila deve estar seca para a colagem do adesivo.

Figura 81 - Adesivo de fixação do sensor de temperatura na axila



Fonte: O Autor

O dispositivo de biotelemetria é fixado por meio de tiras elásticas no braço ou antebraço do voluntário, dependendo de como é mais confortável e cômodo

para o mesmo. Na Figura 82 e na Figura 83 pode-se ver como o dispositivo foi colocado no braço de uma voluntária, bem como foi fixado ao dedo indicador o sensor de oximetria. O sensor de podometria não está visível, pois o fio de conexão do mesmo passa por dentro da roupa da voluntária, para evitar que os movimentos corporais acabem por rompê-lo acidentalmente enquanto caminha e entra na parte do calcanhar do calçado da voluntária. O sensor de podometria foi colocado embaixo da palmilha do calçado, no pé esquerdo.

Para efeito de teste e comparação, a caminhada na esteira foi colocada para exatos 50 metros para cada voluntário e a velocidade de caminhada foi ajustada para a mais confortável pra cada indivíduo, ou seja, a mesma foi modificada até o ponto exato de uma caminhada considerada normal para o voluntário (Figura 84).

Tomados os dados de cada indivíduo, foi possível então avaliar os resultados obtidos com o dispositivo de biotelemetria, batizado de Bioteletron.

Figura 82 - O Bioteletron



Fonte: O Autor

Figura 83 - A correta fixação do dispositivo



Fonte: O Autor

Figura 84 - Voluntária caminhando na esteira com o dispositivo de biotelemetria



Fonte: O Autor

## 6.2 - AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS EM CAMPO

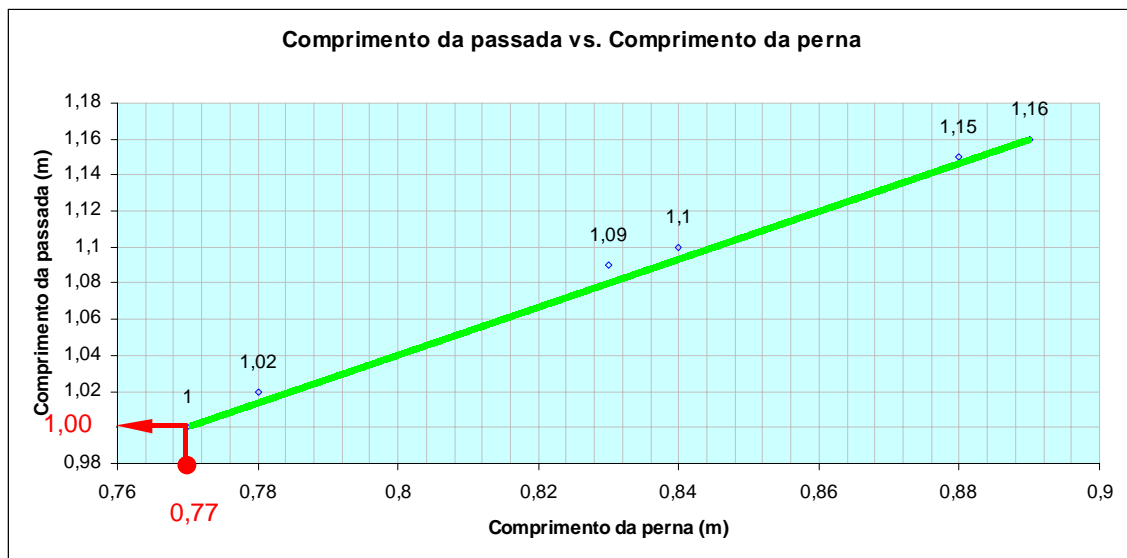
Com a coleta dos dados obtido pelos 6 voluntários pôde-se chegar em 6 telas distintas de gráficos interpretativos no dispositivo de biotelemetria. Pode-se observar a variação de temperatura, distância percorrida, número de passos dados, tempo entre um passo e outro e a oximetria de cada indivíduo em particular.

Estas telas permitem que se possa avaliar e validar o dispositivo de aquisição de dados biométricos através de seu uso. O acompanhamento da performance de cada voluntário pode ser obtido através deste dispositivo de forma confiável e prática. Para melhor visualização as telas foram rotacionadas em 90°.

### 6.2.1 – Estudo de caso – Voluntária 1

A voluntária 1, de comprimento de perna de 0,77 m, com passada medida em papel de formulário contínuo, cuja média se deu em 1,00 m, cujo gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna pode ser visto na Figura 85, realizou um teste em esteira ergométrica elétrica, com distância pré-estabelecida de 50 metros de distância, com cujo final de percurso foi sinalizado com sinal sonoro. O teste se deu em um ambiente com clima controlado e temperatura ambiente de 22° C, de uma sala de exercícios de uma clínica de fisioterapia, com supervisão médica.

Figura 85 - Gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna – Voluntária 1

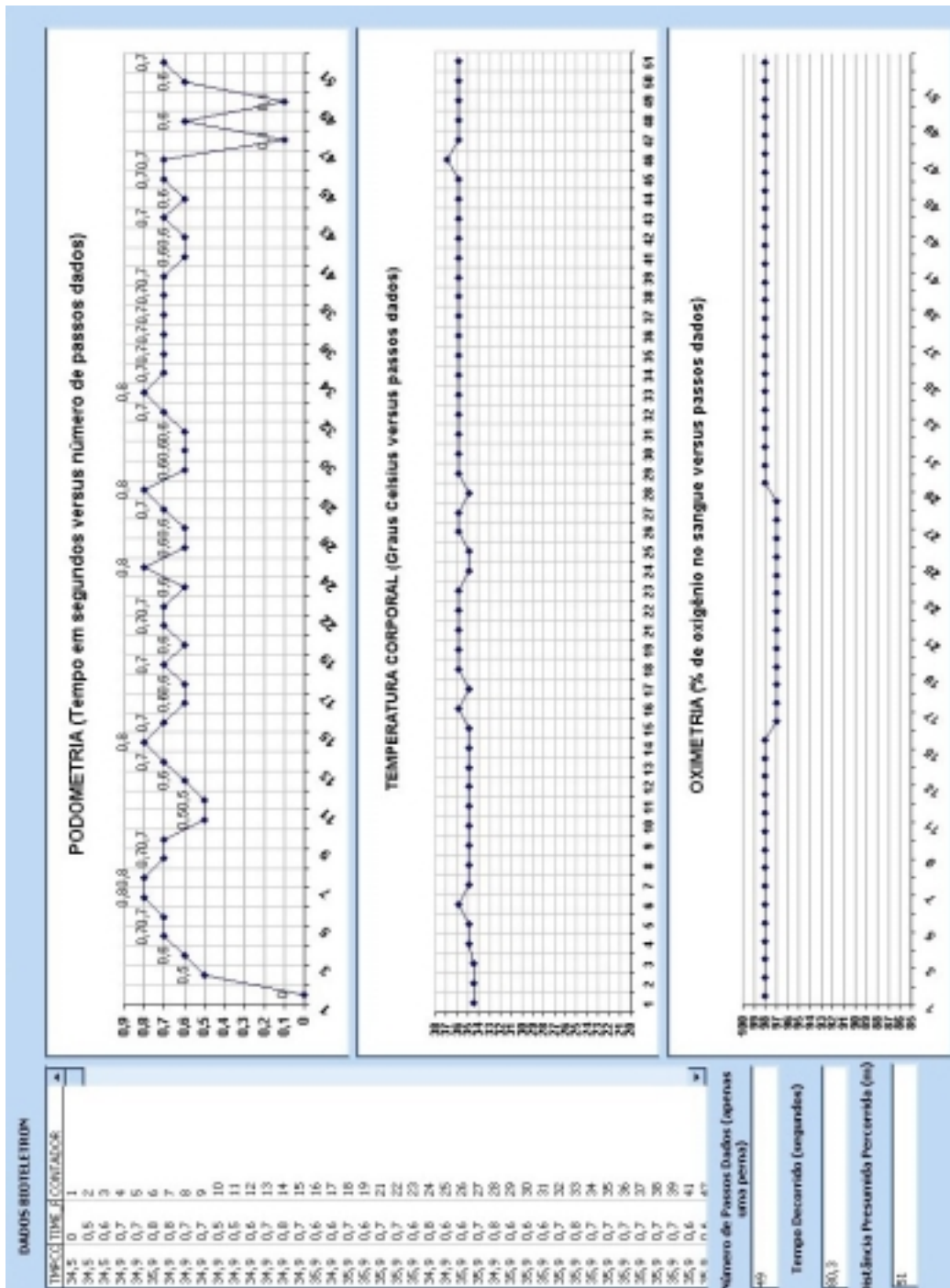


Fonte: O Autor

Os resultados obtidos podem ser observados na Figura 86. O gráfico de podometria apresenta passadas irregulares da voluntária e a distância estimada percorrida foi de 51 metros, realizada em 80,3 segundos. Como a esteira estava regulada para 50 metros, houve um erro percentual de 1,5% com relação ao dispositivo de biotelemetria, que foi considerado então de baixa relevância.

A oximetria (média de 98% SpO<sub>2</sub>) e a temperatura corporal (média de 36° C) estão dentro dos padrões normais e não apresentaram erros significativos.

Figura 86 - Tela apresentada pelo dispositivo sobre a Voluntária 1

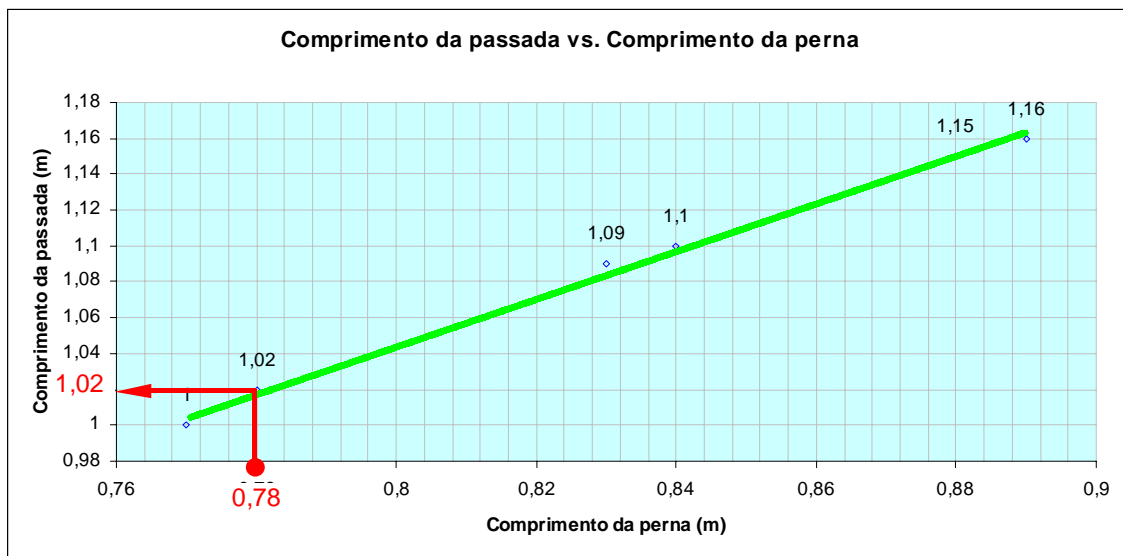


Fonte: O Autor

## 6.2.2 – Estudo de caso – Voluntária 2

A voluntária 2, de comprimento de perna de 0,78 m, com passada medida em papel de formulário contínuo, cuja média se deu em 1,02 m, cujo gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna pode ser visto na Figura 87, realizou um teste em esteira ergométrica elétrica, com distância pré-estabelecida de 50 metros de distância, com cujo final de percurso foi sinalizado com sinal sonoro. O teste se deu em um ambiente com clima controlado e temperatura ambiente de 22° C, de uma sala de exercícios de uma clínica de fisioterapia, com supervisão médica.

Figura 87 - Gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna – Voluntária 2



Fonte: O Autor

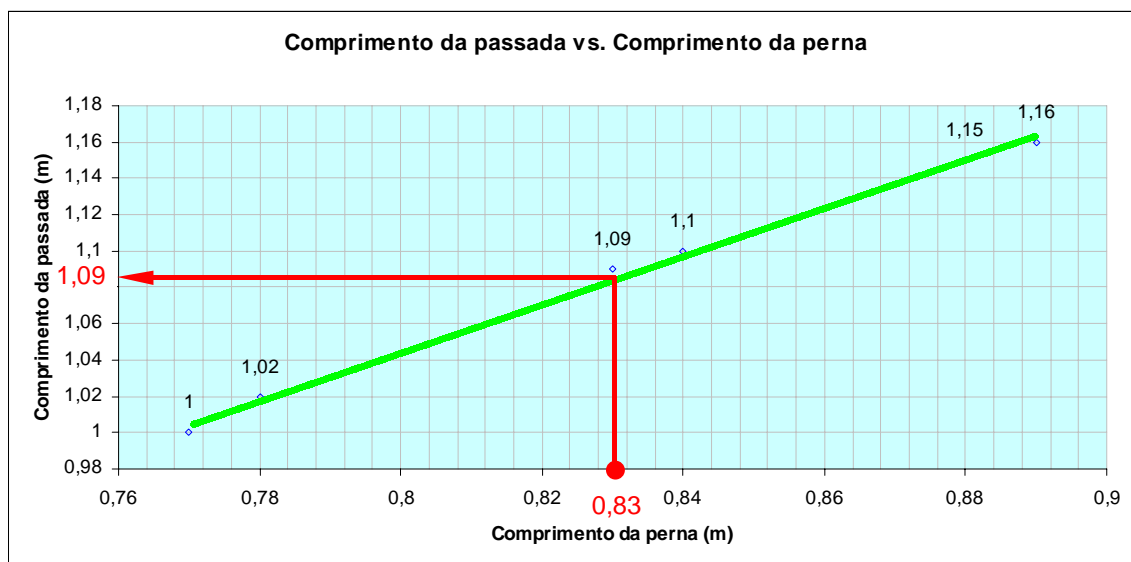
Os resultados obtidos podem ser observados na Figura 88. O gráfico de podometria apresenta passadas ligeiramente irregulares da voluntária e a distância estimada percorrida foi de 53 metros, realizada em 86,2 segundos. Como a esteira estava regulada para 50 metros, houve um erro percentual de 4,5% com relação ao dispositivo de biotelemetria, que foi considerado então de baixa relevância.



### 6.2.3 – Estudo de caso – Voluntária 3

A voluntária 3, de comprimento de perna de 0,83 m, com passada medida em papel de formulário contínuo, cuja média se deu em 1,09 m, cujo gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna pode ser visto na Figura 89, realizou um teste em esteira ergométrica elétrica, com distância pré-estabelecida de 50 metros de distância, com cujo final de percurso foi sinalizado com sinal sonoro. O teste se deu em um ambiente com clima controlado e temperatura ambiente de 22° C, de uma sala de exercícios de uma clínica de fisioterapia, com supervisão médica.

Figura 89 - Gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna – Voluntária 3

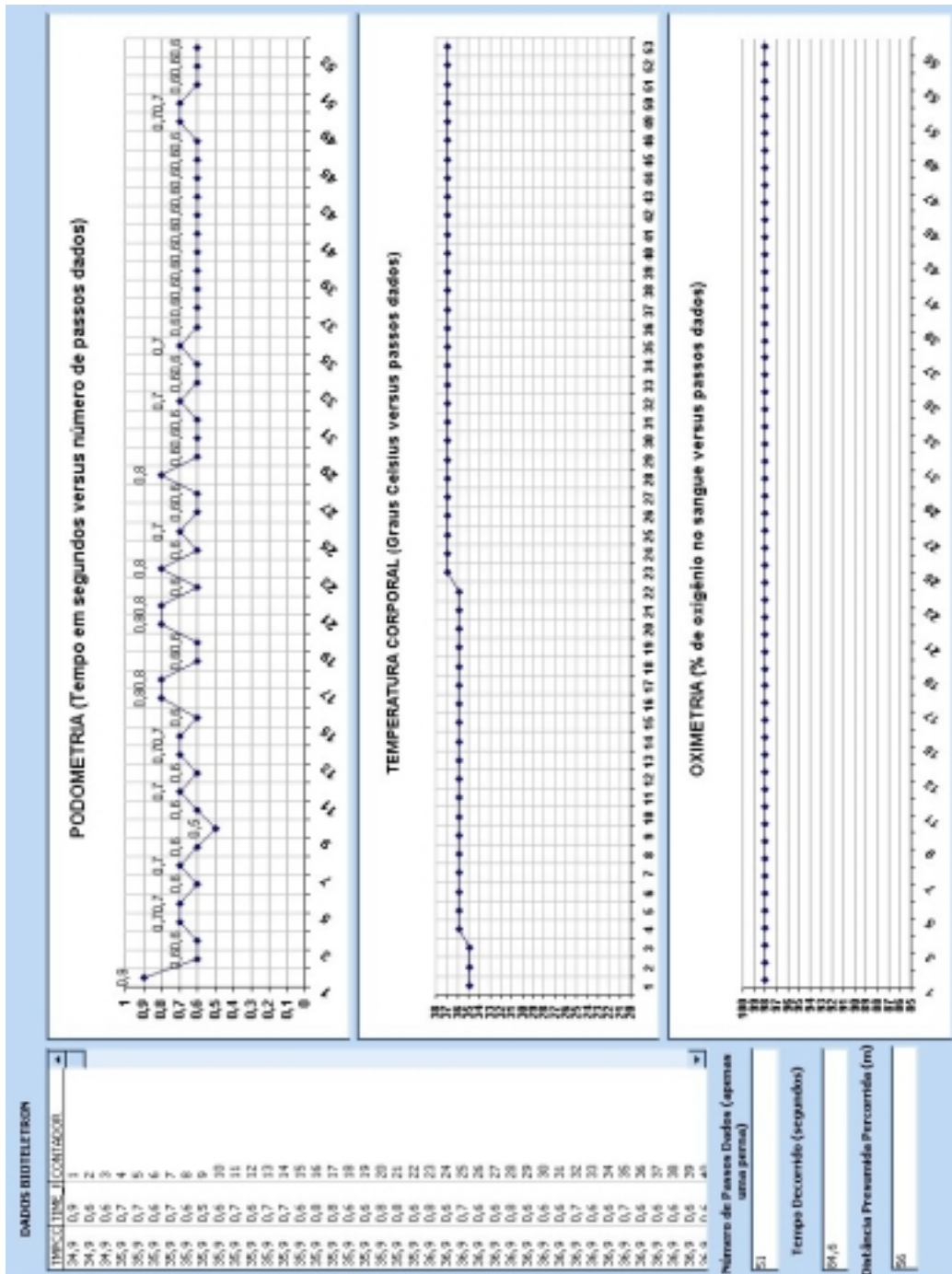


Fonte: O Autor

Os resultados obtidos podem ser observados na Figura 90. O gráfico de podometria apresenta passadas levemente irregulares da voluntária e a distância estimada percorrida foi de 56 metros, realizada em 84,6 segundos. Como a esteira estava regulada para 50 metros, houve um erro percentual de 9% com relação ao dispositivo de biotelemetria, que foi considerado então de média relevância.

A oximetria (média de 98% SpO<sub>2</sub>) e a temperatura corporal (média de 36,5° C) estão dentro dos padrões normais e não apresentaram erros significativos.

Figura 90 - Tela apresentada pelo dispositivo sobre a Voluntária 3

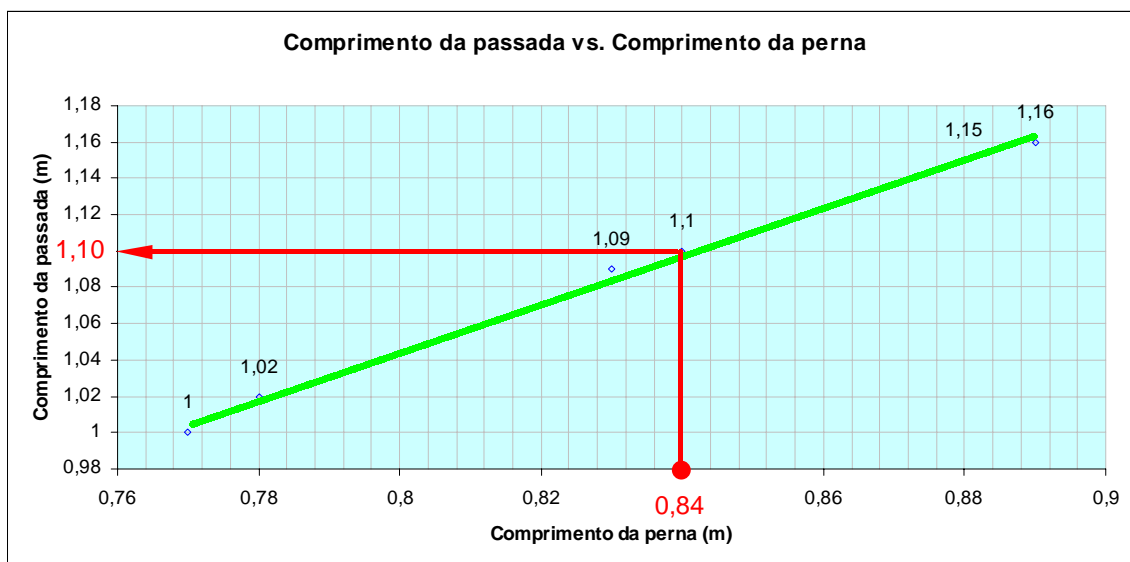


Fonte: O Autor

#### 6.2.4 – Estudo de caso – Voluntário 4

O voluntário 4, de comprimento de perna de 0,84 m, com passada medida em papel de formulário contínuo, cuja média se deu em 1,10 m, cujo gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna pode ser visto na Figura 91, realizou um teste em esteira ergométrica elétrica, com distância pré-estabelecida de 50 metros de distância, com cujo final de percurso foi sinalizado com sinal sonoro. O teste se deu em um ambiente com clima controlado e temperatura ambiente de 22° C, de uma sala de exercícios de uma clínica de fisioterapia, com supervisão médica.

Figura 91 - Gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna – Voluntário 4

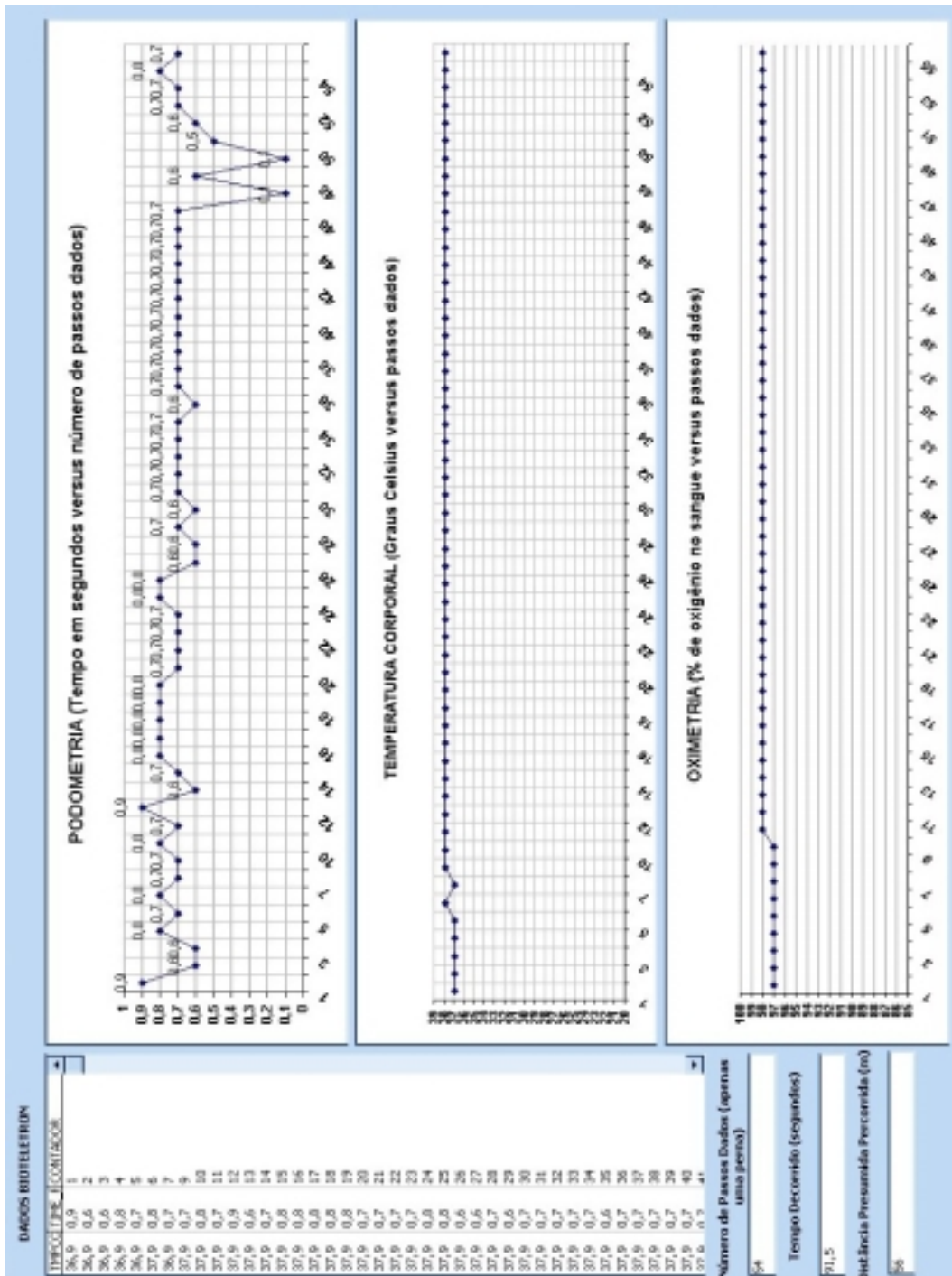


Fonte: O Autor

Os resultados obtidos podem ser observados na Figura 92. O gráfico de podometria apresenta passadas irregulares do voluntário e a distância estimada percorrida foi de 56 metros, realizada em 91,5 segundos. Como a esteira estava regulada para 50 metros, houve um erro percentual de 9% com relação ao dispositivo de biotelemetria, que foi considerado então de média relevância.

A oximetria (média de 99% SpO<sub>2</sub>) e a temperatura corporal (média de 36,5° C) estão dentro dos padrões normais e não apresentaram erros significativos.

Figura 92 - Tela apresentada pelo dispositivo sobre o Voluntário 4

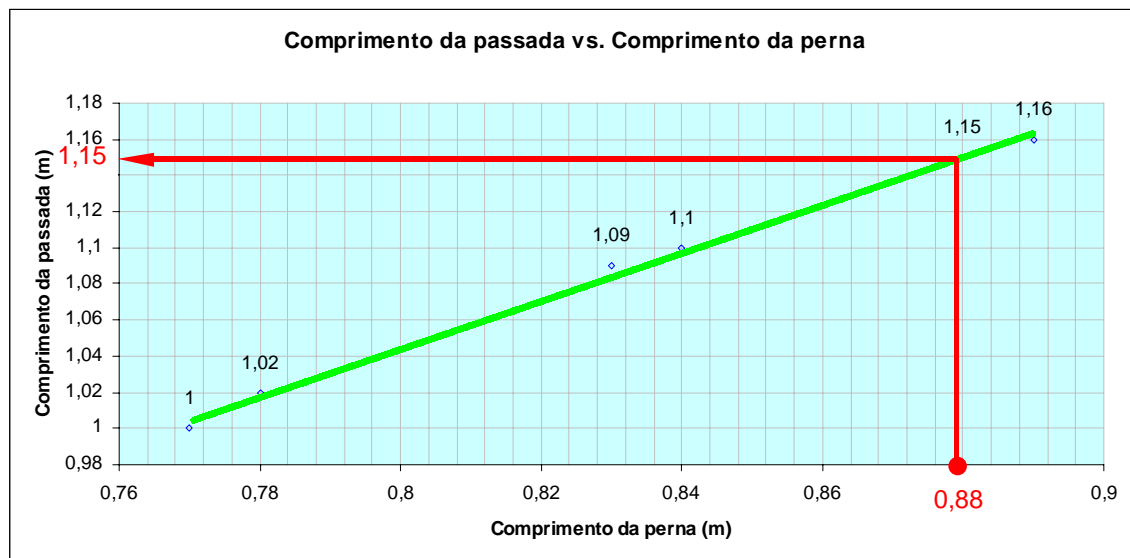


Fonte: O Autor

### 6.2.5 – Estudo de caso – Voluntário 5

O voluntário 5, de comprimento de perna de 0,88 m, com passada medida em papel de formulário contínuo, cuja média se deu em 1,15 m, cujo gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna pode ser visto na Figura 93, realizou um teste em esteira ergométrica elétrica, com distância pré-estabelecida de 50 metros de distância, com cujo final de percurso foi sinalizado com sinal sonoro. O teste se deu em um ambiente com clima controlado e temperatura ambiente de 22° C, de uma sala de exercícios de uma clínica de fisioterapia, com supervisão médica.

Figura 93 - Gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna – Voluntário 5

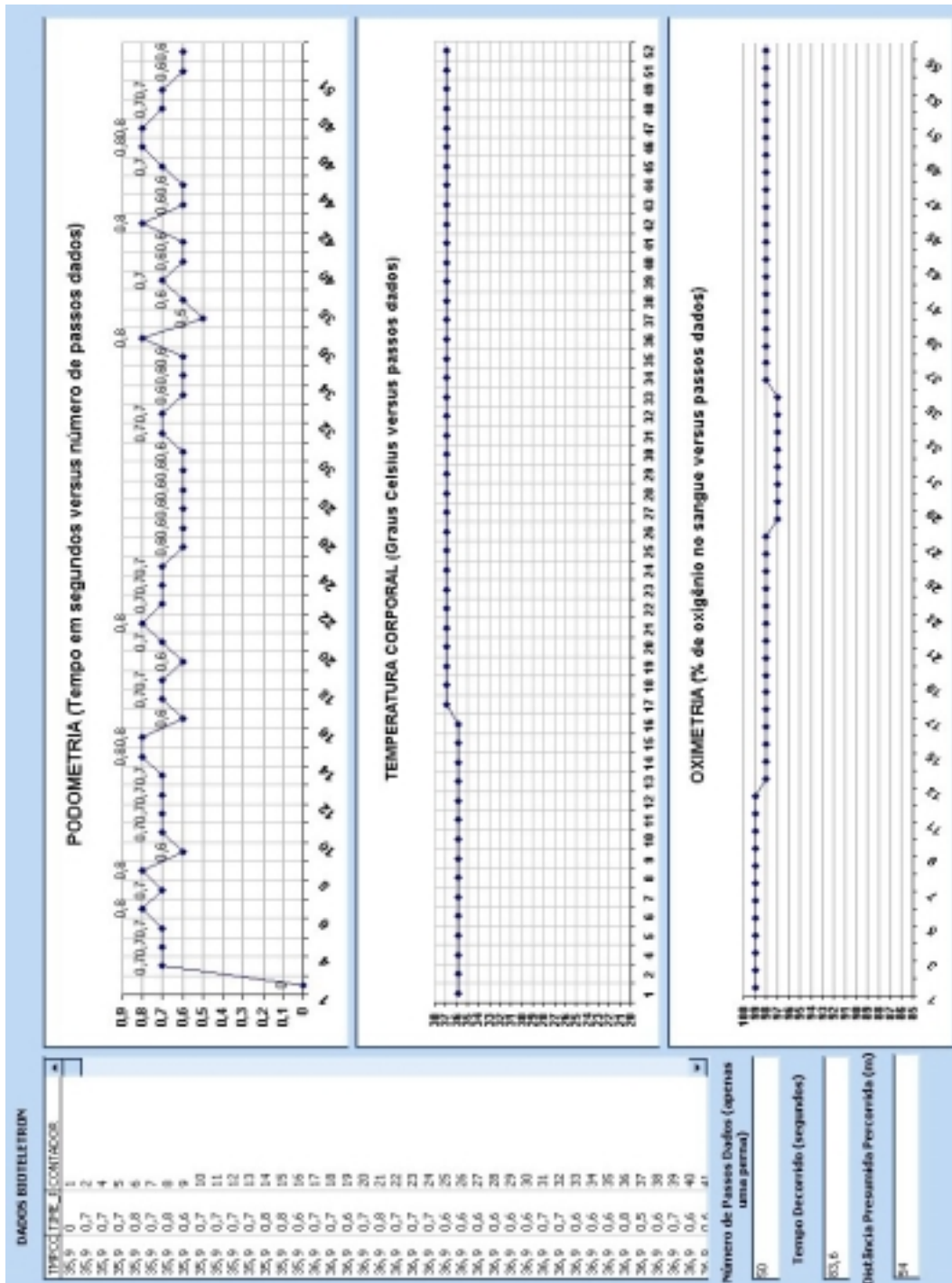


Fonte: O Autor

Os resultados obtidos podem ser observados na Figura 94. O gráfico de podometria apresenta passadas irregulares do voluntário e a distância estimada percorrida foi de 54 metros, realizada em 83,6 segundos. Como a esteira estava regulada para 50 metros, houve um erro percentual de 6% com relação ao dispositivo de biotelemetria, que foi considerado então de média relevância.

A oximetria (média de 98% SpO<sub>2</sub>) e a temperatura corporal (média de 36,5° C) estão dentro dos padrões normais e não apresentaram erros significativos.

Figura 94 - Tela apresentada pelo dispositivo sobre o Voluntário 5

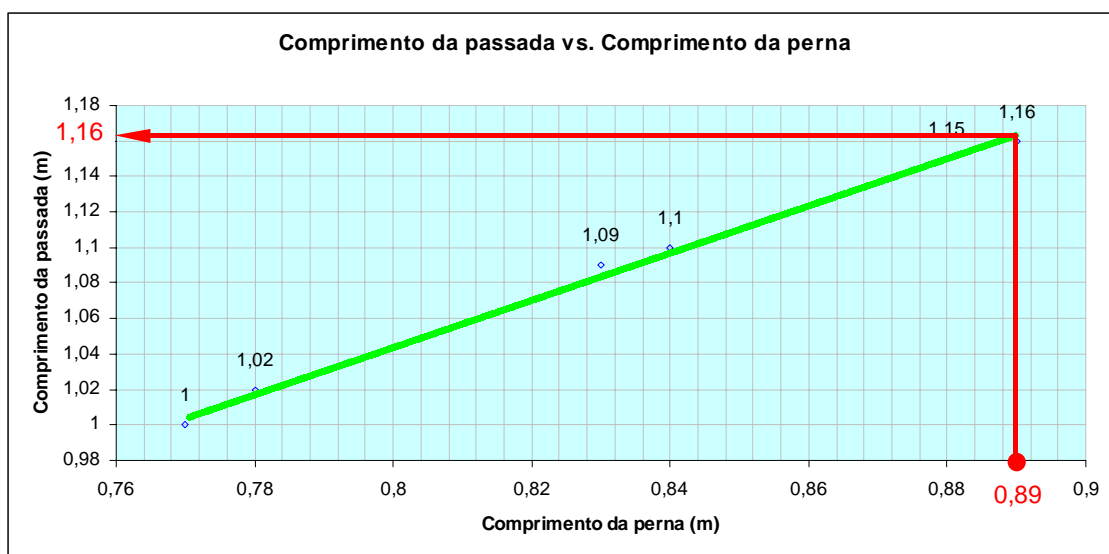


Fonte: O Autor

## 6.2.6 – Estudo de caso – Voluntário 6

O voluntário 6, de comprimento de perna de 0,89 m, com passada medida em papel de formulário contínuo, cuja média se deu em 1,16 m, cujo gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna pode ser visto na Figura 95, realizou um teste em esteira ergométrica elétrica, com distância pré-estabelecida de 50 metros de distância, com cujo final de percurso foi sinalizado com sinal sonoro. O teste se deu em um ambiente com clima controlado e temperatura ambiente de 22° C, de uma sala de exercícios de uma clínica de fisioterapia, com supervisão médica.

Figura 95 - Gráfico de relação de comprimento da passada versus comprimento da perna – Voluntário 6

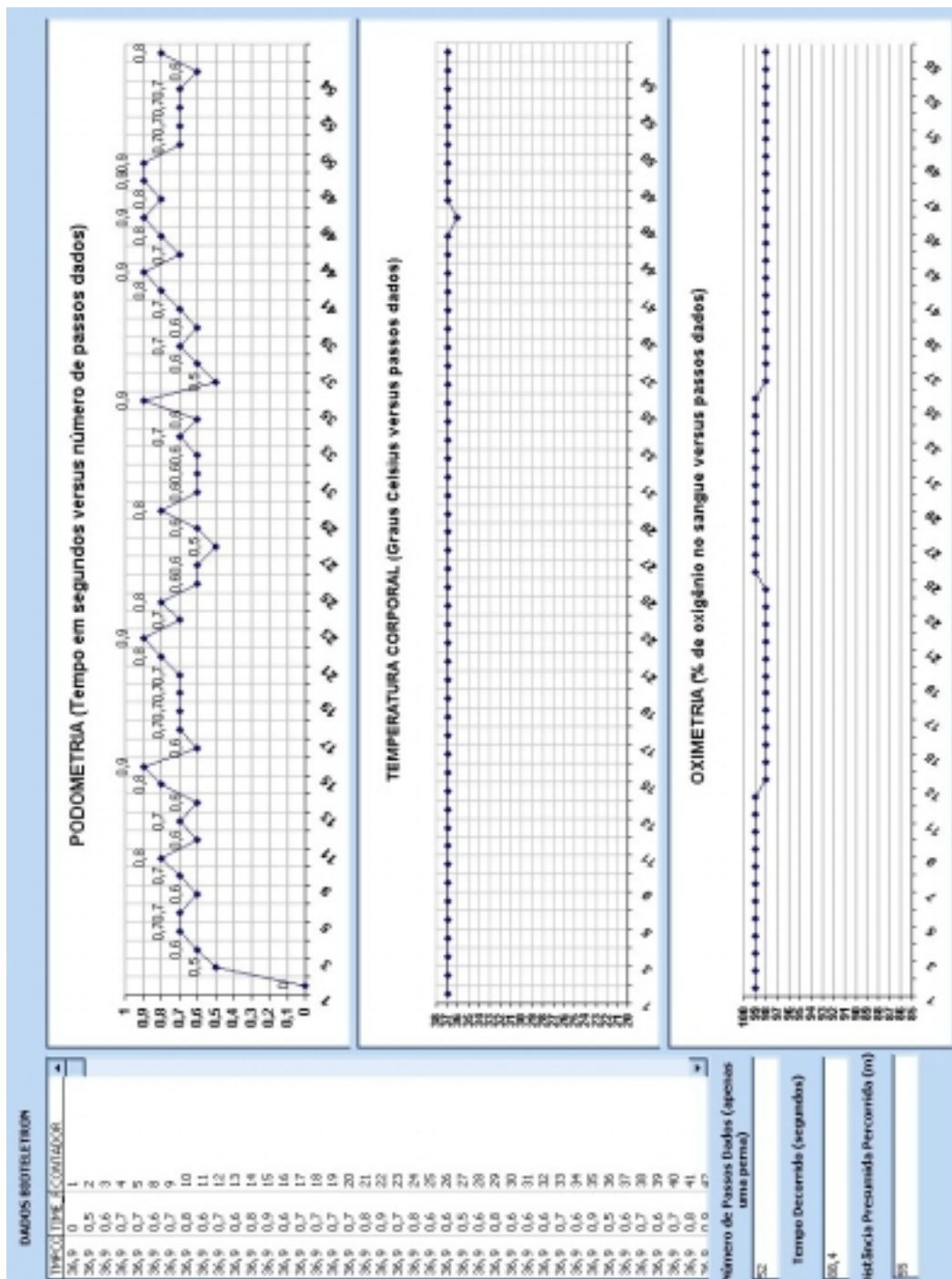


Fonte: O Autor

Os resultados obtidos podem ser observados na Figura 96. O gráfico de podometria apresenta passadas irregulares do voluntário e a distância estimada percorrida foi de 55 metros, realizada em 88,4 segundos. Como a esteira estava regulada para 50 metros, houve um erro percentual de 6% com relação ao dispositivo de biotelemetria, que foi considerado então de média relevância.

A oximetria (média de 99% SpO<sub>2</sub>) e a temperatura corporal (média de 36,5° C) estão dentro dos padrões normais e não apresentaram erros significativos.

Figura 96 - Tela apresentada pelo dispositivo sobre o Voluntário 6



Fonte: O Autor

## **CAPÍTULO 7 – CONCLUSÃO E RECOMENDAÇÕES**

Este capítulo apresenta as conclusões deste projeto de pesquisa e as recomendações futuras relacionadas a esta proposta metodológica para a aquisição, envio e transformação de dados biométricos em gráficos interpretativos através da biotelemetria.

### **7.1 – Conclusões**

As conclusões sobre a concepção da proposta metodológica basearam-se em apresentar os resultados obtidos a partir dos objetivos apresentados no capítulo 1, os quais serviram de base para a pesquisa utilizada na elaboração do trabalho. Desta forma, os próximos itens apresentarão as conclusões sobre a metodologia científica empregada, sobre a revisão da literatura, sobre o modelo conceitual e sobre o desenvolvimento experimental da proposta metodológica.

#### **7.1.1 – Conclusão sobre a metodologia científica**

A utilização de duas metodologias científicas distintas empregadas nesta proposta metodológica, a pesquisa-ação e o estudo de caso, mostrou-se adequada, uma vez que na pesquisa-ação utilizou-se desde o embasamento científico e estudo de todos sistemas e literatura científica, até a formação do modelo conceitual do dispositivo de biotelemetria. Toda a pesquisa envolvida até o modelo conceitual pôde ser implementada e isso só foi possível graças a esta metodologia científica. Com relação à metodologia estudo de caso, esta serviu para que o modelo conceitual pudesse ser avaliado em ação, validando todos os estudos e pesquisas envolvidas anteriormente. O estudo de caso envolveu a utilização, estudo e experimentação do dispositivo de biotelemetria *in loco*, em testes de campo, com profissionais da área médica e voluntários qualificados.

### 7.1.2 – Conclusão sobre a revisão da literatura

A revisão da literatura foi fundamental para o desenvolvimento da pesquisa, pois esta envolveu o estudo de todo o embasamento teórico para elaboração deste trabalho. Foram estudadas e pesquisadas as etapas de desenvolvimento de produtos, para isso foi utilizado o modelo de etapas de desenvolvimento de produtos baseado em Rozenfeld (2006), onde as fases de desenvolvimento são divididas em planejamento do projeto, projeto informacional, projeto conceitual, projeto detalhado e projeto de protótipo detalhado. Foram estudados também os sistemas de engenharia empregados na mensuração de sinais biológicos e fisiologia do corpo humano. Tanto a pesquisa na área biológica quanto na área de eletrônica digital e área de informática foram focadas de maneira a criar um sistema de engenharia que pudesse criar a linha de pesquisa para o desenvolvimento do modelo conceitual para a aquisição, conversão, transmissão, e processamento de dados biométricos e, para tal, foram englobados os estudos para que a aquisição, transformação, transmissão e processamento de sinais biométricos de maneira que fosse criado conceitualmente um sistema de biotelemetria. Este sistema somente foi possível com a união de todo o conhecimento adquirido nos estudos envolvidos na revisão da literatura.

### 7.1.3 – Conclusão sobre o desenvolvimento experimental da pesquisa

Sobre o desenvolvimento experimental da pesquisa pôde-se concluir que a elaboração de uma proposta de um modelo conceitual de uma metodologia para a aquisição de dados biométricos em tempo real, numa primeira abordagem, atendeu as expectativas previstas.

A proposta apresentou quatro módulos distintos que permitiram a implementação do modelo conceitual proposto. Estes quatro módulos, o aquisidor de dados biométricos, conversor e transmissor de sinais biométricos, receptor e processador de sinais biométricos e, por fim, o gerador de gráficos interpretativos,

fez com que fosse possível transformar sinais biométricos em gráficos interpretativos.

A implementação do modelo conceitual proposto permitiu que um protótipo plenamente funcional pudesse ser construído para que enfim toda a proposta pudesse ser validada e as teorias e metodologias pudessem ser postas à prova em testes através de estudos de caso múltiplos, como explorado no capítulo 6.

No estudo de caso múltiplo foi possível detectar possíveis erros, corrigi-los e aferir o dispositivo de biotelemetria, bem como prever melhorias de projeto e concepção. Pode-se observar neste trabalho que vários fatores foram necessários, através de observação *in loco*, para correções e aprimoramento do dispositivo como, por exemplo, no caso da temperatura, que deve possuir um fator de correção, que neste caso, foi de 10 graus a mais para se compensar em *software*. O erro apresentado pelo sensor de temperatura se deu pela diferença de escala devido a natureza da construção deste sensor utilizado na medição. Houve também casos com erro percentual de, em média, até 5% na mensuração da podometria. Pôde-se observar que tal erro não passa a ser considerado relevante, pois os voluntários, em uma esteira ergométrica elétrica, sempre davam passos a mais por motivo de desaceleração. Este fator se mostraria completamente irrelevante em distâncias maiores e pode ser corrigido facilmente, tendo-se o cuidado de desligar o dispositivo manualmente, utilizando-se do interruptor instalado no receptáculo do aquisidor de dados biométricos, quando soar o alarme da esteira, avisando que a distância percorrida desejada terminou. Tais fatores de observação devem ser levados em consideração e mais testes devem ser feitos. Porém, o dispositivo foi além das expectativas iniciais e se mostrou confiável e preciso com relação aos dados biométricos que processa.

Com base na observação e experimentação científica, foi possível elaborar uma equação para a obtenção da distância do passo levando-se em conta o comprimento da perna de cada indivíduo e isso foi apresentado no item 6.1.1.3. Esta equação foi implementada no programa e inserida no módulo gerador de gráficos do dispositivo de biotelemetria e com isso o sistema pode calcular a distância presumida individual e total percorrida pelos voluntários.

Os dados biométricos foram inseridos dentro de um computador através de uma porta serial, de fácil configuração, mas devido ao avanço tecnológico dos microcomputadores, muitos já não mais apresentam esta porta disponível, já que quase todos os periféricos atualmente utilizam portas USB. Neste caso, foi necessário utilizar um adaptador de porta serial para USB, quando os testes de campo foram realizados, pois o laptop utilizado não possuía a porta serial.

O programa de biometria desenvolvido no ambiente no *Microsoft Access* ainda apresenta limitações e, a partir deste ponto, pode-se evoluir para sistemas mais complexos que contenha outros recursos, tanto em nível de *software* como de *hardware*. A interface gráfica foi desenvolvida somente para testar a veracidade da metodologia proposta e, portanto, deve ser melhorada.

Os gráficos obtidos pelo dispositivo de biotelemetria são em tempo real, mas devido a integração incompleta entre a metodologia proposta e o sistema computacional existente, muito dos passos para a obtenção dos gráficos ainda devem ser executada de modo manual, sendo que o ideal seria um sistema completamente automático desde a aquisição até a geração de imagens gráficas.

Esta proposta permitiu que um dispositivo pudesse ser pesquisado, desenvolvido, criado e testado em ambiente real para que profissionais da área médica e da área desportiva pudessem finalmente utilizar um dispositivo de biotelemetria em tempo real.

## **7.2 – Recomendações**

As recomendações futuras são voltadas à evolução e aprimoramento da pesquisa, principalmente de suas funções desenvolvidas, como a podometria, oximetria e temperatura corporal. A modularidade do mesmo permite que vários outros sensores possam ser acrescentados no futuro, como, por exemplo: temperatura ambiente, pulso cardíaco, umidade relativa do ar, etc. Poucas modificações conceituais no circuito eletrônico seriam necessárias, como por exemplo, a substituição do micro-controlador 12F675 por outro de maior capacidade de armazenagem de dados.

A interface gráfica necessita de modificações, podendo ser criado um ambiente computacional integrado, que seja de uso exclusivo para a biotelemetria, bem como modificações com relação à entrada de dados no computador, pois muitos dos computadores na atualidade já não mais se utilizam a porta serial em seus sistemas. Um sistema novo poderia ser elaborado para inserção dos dados através de uma porta USB.

A melhoria da interface gráfica também poderia apresentar um sistema de software que pudesse exportar automaticamente os gráficos gerados pela biotelemetria, para serem utilizados por outros programas da plataforma *Windows*, tais como o *Microsoft Excel*, *Microsoft PowerPoint* e *Microsoft Word*. A interface gráfica também poderia se auto-ajustar no quesito distância, modificando a escala automaticamente do gráfico interpretativo quando maiores distâncias forem alcançadas na podometria, ou tempo de medição da oximetria e temperatura corporal.

Deve-se ter a visão de que muitas pessoas utilizarão o dispositivo não apenas para caminhar, mas também para marchas e corridas. Neste caso, uma nova equação com relação ao comprimento da perna versus distância do passo deve ser elaborada e, o sistema deverá substituir a equação pela mais adequada ao ritmo de passadas, automaticamente. Até mesmo a utilização de um acelerômetro ou sistema de posicionamento por satélite (GPS) poderia ser prevista para futura implantação neste dispositivo.

Outro fator relevante em se tratando de aperfeiçoamento do dispositivo seria a futura miniaturização do mesmo, visando melhor conforto do usuário, bem como a eliminação dos cabos e fiação dos sensores, utilizando-se para isto, de transmissão via RF direto dos mesmos até o módulo de aquisição e transformação de sinais, ou seja, um sistema *wireless* modular.

Muitas modificações e inovações podem ser implementadas a partir do que já foi feito. Mas o importante é que esta proposta mostrou que é possível, através da pesquisa, estudo e empenho, poder realizar todos os objetivos que a mesma propôs e ter a perspectiva de o que já existe poder ser aprimorado cada vez mais, para o bem estar do usuário do dispositivo de biotelemetria.

## 8 – REFERÊNCIAS

ADLER, JN, Hughes LA, Vivilecchia R and Camargo CA Jr. **Effect of skin pigmentation on pulse oximetry accuracy in the emergency department.** Academic Emergency Medicine 1998, 5(10): 965-70

ALEXANDER, CM; Teller, LE; Gross, JB: **Principles of pulse oximetry: theoretical and practical considerations.** Anesth Analg 1989, 68: 368 – 376.

ATTIN, M, Cardin S, Dee V, Doering L, Dunn D, Ellstrom K, Erickson V, Etchepare M, Gawlinski A, Haley T, Henneman E, Keckeisen M, Malm M and Olson L. **An educational project to improve knowledge related to pulse Oximetry.** American Journal of Critical Care, 2002, 11(6): 529-34

ARCHER, NP; GHASEMZADEH, F. **An integrated framework for project portfolio selection.** International Journal of Project Management, V. 17. n. 4, P. 207-216, 1999.

AVENA, Marta J.; CARVALHO, Werther Brunow de; BEPPU, Oswaldo Shigueomi. **Avaliação da mecânica respiratória e da oxigenação pré e pós-aspiração de secreção em crianças submetidas à ventilação pulmonar mecânica,** Rev. Assoc. Med. Bras. vol. 49. no. 2. São Paulo Apr./June 2003

AMATUZZI, M.; LEME L. **Metodologia Científica: o desenho da Pesquisa.** Acta Ortopédica Brasileira , 2003.

ARAÚJO, I. **Introdução à filosofia da ciência.** Editora UFPR, Curitiba, 2003.

BARKER, SJ; TREMPER, KK: **Pulse oximetry: applications and limitations.** Int..Anesthesiol Clin 1987, 25:155–175.

BAXTER, Myke. **Projeto de Produto – Guia prático para o design de novos Produtos**. Editora Edgard Blücher Ltda, 2ª Edição, 2000

BOWTON, DL; Scuderi, PE; Harris, L, et al.: **Pulse oximetry monitoring outside the intensive care unit: progress or problem?** Ann Intern Me 115:450–454.

CANCIGLIERI Jr, Osíris; BRAMBILLA, Eliane Maria; BITTELBRUNN, Cleima Coltri. **A Usabilidade e a Ergonomia no Suporte às Atividades de Projeto em Desenvolvimento de Produtos**. Artigo publicado no ENEGEP 2007.

CARLOS, Luis. **EL54F – Telefonia Digital** – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Departamento Acadêmico de Eletrônica, Editora UTFPR, 2006.

CLARK, K. B.; FUJIMOTO, T. **Product Development Performance: strategy, organization and management in the word of auto industry**. Boston, Mass: Harvard Business School Press. 1991.

CLARK, K. B.; WHEELWRIGHT, S. C. **Managing news products and process development**. Text and Cases. New York. Free Press, 1993.

CLAYTON, D; Webb RK; Ralston AC, Duthie D, Runciman WB: **Pulse oximeter probes: a comparison between finger, nose, ear, and forehead probes under conditions of poor perfusion**. Anaesthesia, 1991, 46: 260–265.

COBBOLD, Richard S. C., **Transducer for Biomedical Measurements: Principles and Applications**. Editora John Wiley & Sons, 1974

CONDERMAN, G.; MORIN, J.; **20 Ways to reflect upon your practice. Intervention at school and clinic**, vol. 40, n.2, p. 111-115, 2004.

COOPER, D.; SCHINDLER, P. **Métodos de pesquisa em Administração**. Sétima edição, Artmed – Bookman, Porto Alegre, 2003.

DEMO, P. **Introdução à metodologia da ciência**. Atlas, Rio de Janeiro, 1985.

DRAKE, P.; GRAEME, S.; BROADBENT, M. **Successfully completing case study research: Combining rigour, relevance e pragmatism**. InformationSystem Journal, n.8, p. 273-279, 1998.

FEARNLEY, Dr. S. J. **Pulse Oximetry**. Practical Procedures. Department of Anaesthetics, Torbay Hospital, Torquay, UK. Disponível em: <http://www.nda.ox.ac.uk/wfsa/index.htm> (acessado em 02/05/2006)

GEDDES, L. A.; BAKER, L. E. **Principles of Applied Biomedical Instrumentation**. Editora John Wiley & Sons, 1968

GUYTON, Arthur C., **Fisiologia Humana**. Editora Guanabara Koogan S.A., Rio de Janeiro, RJ, 6ª. Edição, 1990.

HASSLING, L.; NORDFELDT, S.; ERICSSON, H.; TIMPKA, T. **Use of cultural probes for representation of chronic disease experience: Exploration of an innovative method for design of supportive technologies**. Technology and Health Care, n.13, p.87-95, 2005.

HOWELL M (2002) **Pulse oximetry: an audit of nursing and medical staff Understanding**. British Journal of Nursing 11(3): 191-7

IIDA, I. **Ergonomia Projeto e Produção**. Blücher, São Paulo, 2005.

IVERSEN, L.; MATHIASSEN, P. **Managing risk in software process improvement: an action research approach.** MIS Quarterly. Vol. 28, n. 3, p. 395-433, 2004.

JAY, GD, Hughes L and Renzi FP (1994) **Pulse oximetry is accurate in acute anemia from hemorrhage.** Annals of Emergency Medicine 24:1 (32-35)

JUBRAN, Amal. **Pulse Oximetry.** 1999. Division of Pulmonary and Critical Care Medicine, Veterans Administration Hospital and Loyola University of Chicago Stritch School of Medicine, Hines, Illinois 60141, USA

KEELLING, Ralph. **Gestão de Projetos – Uma abordagem global.** Editora Saraiva, 2006

LAVITOLA, Paulo. **Ciclo Cardíaco IN Manual de Cardiologia.** SOCESP – Editora Atheneu, 2001

LOCH, C. **Tailoring product development strategy: case of a European technology manufacturer.** European Management Journal V.18, n. 3 p. 246-258. Jun. 2000.

LÓPEZ, M. & MEDEIROS, J.L. **Semiologia Médica - as bases do diagnóstico clínico.** Livraria Atheneu Editora, 3ª edição, 1990.

MAGALHÃES, G. **Introdução à metodologia da pesquisa, caminhos da ciência e tecnologia.** Editora Ática, São Paulo, 2005.

MATSUNAGA, Andréia Massamy, TSUGAWA, Maurício Ossamu. **Conversor Digital / Analógico,** Versão 3.1 - 2006

MAXIMILIANO, A.C.A. **Da revolução urbana a era digital - Teoria Geral da Administração.** Atlas, São Paulo, 2004.

MESSIAS, Antônio Rogério. **ROGERCOM - O maior conteúdo brasileiro sobre Porta Paralela**. Disponível em <http://www.rogercom.com> (acessado em 27/05/2007)

NETO, Dr. Arthur Bellenzani, **Baropodometria - Essencial para o Diagnóstico**, Campinas, SP, 2002

NEUMAN, M. R.; FLEMING, D. G.; CHEUNG, P. W.; KO, W. H., **Physical Sensors for Biomedical Applications**. CRC Press, 1977

OLIVEIRA, Maicon Gouvêa de; ROZENFELD, Henrique; **Desenvolvimento de Um Modelo para priorizar projetos de desenvolvimento de produtos**. Artigo publicado no 6º CBGDP, 2007.

OLIVEIRA, Silvio Luiz. **Tratado de metodologia científica**. São Paulo: Editora Pioneira, 1999. 320p.

OPIOE Lionel H. - **Mechanisms of Cardiac Contraction and Relaxation**. IN Branwald, 2001

OXIMETER.ORG. **Principles of Pulse Oximetry Technology**. Disponível em: <http://www.oximeter.org> (acessado em 02/05/2006)

PATTERSON, M. L. **Leading product innovation: accelerating growth in a product-based business**. New York. John Wiley & Sons. 1999.

PEREIRA, A. R. **Modelo de gestão de portfólios para alinhar os produtos às estratégias corporativas**. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção) – Programa de Pós-graduação em Engenharia de Produção, UFSC, Florianópolis. 2002.

PICKHOLTZ, R.L.; SCHILLING, D.L.; MILSTEIN, L.B. **Theory of Spread-Spectrum Communications - A Tutorial**. IEEE Transactions on Communications, Vol. Com-30, no.5, Maio 1982.

PINHEIRO, Dra. Jovita Gomes. **MAPA - Monitorização da Ambulatorial da Pressão Arterial**. Artigos médicos. Disponível em: <http://www.centrocardio.com.br/mapaum.htm> (acessado em 02/05/2006)

POLLARD, V; Prough, DS: **Signal extraction technology: A better mousetrap?** [Editorial]. Anesth Analg 1996, 83:213–214.

PONTE, Manuel Nunes da. **Sistemas de Bioengenharia – MIT – Portugal – Áreas temáticas de intervenção em Sistemas de Engenharia – Massachusetts Institute of Technology, MIT, 2006**

PONTO ELETRÔNICO, **Histórico da Radiofrequência**. Disponível em: <http://www.unisanta.br/estrutura/projetos/computacao/gradu00/eletronico/thrf.htm> (acessado em 25/07/2007)

RABECHINI Jr., R.; *et al.* **A adoção de gerenciamento de portfólio como uma alternativa gerencial**: o caso de uma empresa prestadora de serviço de interconexão eletrônica. Revista produção. V. 15, n. 3, p. 416-433, Set/Dez. 2005.

RALSTON, AC, Webb RK, Runciman WB: **Potential errors in pulse oximetry**. I. Pulse oximeter evaluation. Anaesthesia 1991, 46:202–206.

RAMPAZZO, L. **Metodologia Científica**. Loyola, São Paulo, 2005.

RIBEIRO, José Alexandre J., **Periféricos – Interface Serial**, Apostila, 2002

- ROZENFELD, Henrique. **Gestão de Desenvolvimento de Produtos – Uma referência para a melhoria do processo.** Editora Saraiva, 2006
- RUNCIMAN, WB; Webb, RK; Barker, L; Curriie, M: **The pulse oximeter: applications and limitations: an analysis of 2000 incident reports.** Anaesth Intens Care 1993, 21:543–550.
- THIOLLENT, Michel. **Metodologia da pesquisa-ação.** São Paulo: Cortez, 1996. 108 p.
- TOMIYAMA, Tetsuo. **Leading the Web in Concurrent Engineering – Towards Systems Integration** Technology Article, IOS Press, 2006
- TREMPER, KK, BARKER SJ: **Pulse oximetry.** Anesthesiology, 1989, 70:98–108. 38. Lawless ST: Crying wolf: false alarms in a pediatric intensive care
- TRIVIÑOS, A.; **Pesquisa qualitativa em educação.** Atlas , São Paulo, 1987
- VIEL, Eric.; ASECIO, Gérard; BLANC, Yves; CASILLAS, Jean-Marie; ESNAULT, Michèle; LAASSEL, El-Mostafa; MESURE, Serge; PÉLISSIER, Jacques PENNEÇOT, Georges François; PLAS, François; TARDIEU, Christine. **A Marcha Humana, Corrida e o Salto,** Editora Manole, 2001
- WEBB, P., PARKER, J. F. and WEST, V. R., (Eds), **Bioastronautics Data Book.** National Aeronautics and Space Administration, Washington, D.C., 1973, pp 859-861.
- WEINECK, J., **Biologia do Esporte.** Editora Manole Ltda. São Paulo, SP, 1991.

WIKIPEDIA, **Pressão sanguínea – História. Ciclo cardíaco. Pressão arterial. Pressão sangüínea. Editando sístole.** Disponível em: <http://pt.wikipedia.org> (acessado em 02/05/2006)

WUKITISCH, MW, Peterson MT, Tobler DR, Pologe JA: **Pulse oximetry: analysis of theory, technology, and practice.** J Clin Monit 1988, 4:290–301.

ZIPPE, Libby - **Heart Disease, A textbook of cardiovascular medicine** - 6th Ed HIE/SAUNDERS 2001- Cap 14 pág 462~465.

YIN, R.; **Estudo de Casos - Planejamento e Métodos.** Bookman, SP, 2005.