

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO Nº 730

**IDENTIFICAÇÃO DO LIMAR ANAERÓBICO  
ATRAVÉS DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA  
CARDÍACA DURANTE A REALIZAÇÃO  
DE EXERCÍCIO PROGRESSIVO**

**Cíntia Rodrigues Lima**

DATA DA DEFESA: 02/03/2012

**Universidade Federal de Minas Gerais**

**Escola de Engenharia**

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica**

**IDENTIFICAÇÃO DO LIMIAR ANAERÓBICO ATRAVÉS DA  
VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE A  
REALIZAÇÃO DE EXERCÍCIO PROGRESSIVO**

Cíntia Rodrigues Lima

Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Murilo Eugênio Duarte Gomes  
Co-Orientador: Prof. Carlos Julio Tierra Criollo

Belo Horizonte - MG

Março de 2012


**"Identificação do Limiar Anaeróbico Através da Variabilidade da Frequência Cardíaca Durante a Realização de Exercício Progressivo"**

**Cíntia Rodrigues Lima**

Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

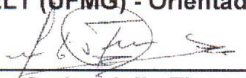
Aprovada em 02 de março de 2012.

Por:



---

**Prof. Dr. Murilo Eugênio Duarte Gomes**  
DELT (UFMG) - Orientador



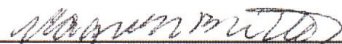
---

**Prof. Dr. Carlos Julio Tierra Criollo**  
DEE (UFMG) - Co-Orientador



---

**Prof. Dr. Danilo Barbosa Melges**  
DEE (UFMG)



---

**Profa. Dra. Raquel Rodrigues Britto**  
Fisioterapia (UFMG)

Cíntia Rodrigues Lima

**IDENTIFICAÇÃO DO LIMIAR ANAERÓBICO  
ATRAVÉS DA VARIABILIDADE DA  
FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE A  
REALIZAÇÃO DE EXERCÍCIO PROGRESSIVO**

Belo Horizonte  
2012

Universidade Federal de Minas Gerais



Escola de Engenharia



Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica



## **IDENTIFICAÇÃO DO LIMIAR ANAERÓBICO ATRAVÉS DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE A REALIZAÇÃO DE EXERCÍCIO PROGRESSIVO**

Cíntia Rodrigues Lima

Orientador: Prof. Murilo Eugênio Duarte Gomes

Co-orientador: Prof. Carlos Julio Tierra-Criollo

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Belo Horizonte  
2012

Cíntia Rodrigues Lima

A todos que me apoiaram nesta caminhada.

---

## AGRADECIMENTOS

---

Agradeço a Deus por tornar possível a concretização desta etapa.

Agradeço a todos os amigos e colegas da Universidade Federal de Minas Gerais que contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Prof. Murilo Gomes pela paciência, ajuda, orientação que foram fundamentais para esta caminhada.

Ao Prof. Carlos Julio por seu suporte e orientação.

A todos aqueles que me incentivaram e me apoiaram neste percurso.

Ao PPGEE, NEPEB e LabCare pelo suporte.

A FAPEMIG pelo suporte ao NEPEB e LabCare.

---

## RESUMO

---

O limiar anaeróbico é o ponto a partir do qual a atividade física começa a provocar sobrecarga no sistema cardiorrespiratório. A detecção do limiar anaeróbico através da variabilidade da frequência cardíaca é investigada como uma alternativa à ergoespirometria (atualmente considerada padrão ouro) para prescrição de atividade física por um profissional da área de saúde. O objetivo principal deste trabalho foi desenvolver uma técnica baseada em ferramentas matemáticas para identificação do limiar anaeróbico a partir da variabilidade da frequência cardíaca durante a realização de exercício físico progressivo do tipo rampa. Com base na teoria de detecção, foi desenvolvido um detector que possibilitou a identificação do limiar anaeróbico de uma forma objetiva e com a utilização de menos recursos em relação ao padrão ouro. Para validação do detector desenvolvido foi analisada a correlação entre o limiar anaeróbico identificado pelo detector e o limiar identificado pelo padrão ouro. Foi encontrada uma correlação de 95% entre estes limiares, o que sugere que a técnica proposta é promissora para a solução do problema. A utilização deste detector proporciona um método alternativo mais acessível para que o profissional da área de saúde possa prescrever atividades físicas para cada indivíduo de forma que os riscos sejam mitigados e os benefícios sejam maximizados.

**Palavras-chave:** limiar anaeróbico, teoria de detecção, detector, variabilidade da frequência cardíaca



---

## ABSTRACT

---

The anaerobic threshold is the point from which physical activity begins to overload the cardiorespiratory system. The detection of anaerobic threshold using heart rate variability is investigated as an alternative to ergoespirometry test (currently considered the gold standard) for prescribing physical activity by a health care professional. The main objective of this study was to develop a technique based on mathematical tools to identify the anaerobic threshold from heart rate variability during progressive physical exercise in ramp. Based on the detection theory, a detector has been developed allowing an objective identification of the anaerobic threshold and using less resources comparing to the gold standard technique. The validation of the detector had been done by the correlation between the anaerobic threshold identified by the detector and the threshold identified by the gold standard. A correlation of 95% has been achieved which suggests that the methodology is promising to solve the problem. The usage of this detector provides an alternative method more accessible to the professional health care to prescribe physical activity for each individual so that risks are mitigated and the benefits are maximized.

**Key-words:** anaerobic threshold, detection theory, detector, heart rate variability.

---

## LISTA DE FIGURAS

---

Figura 2.1 – ECG .....	5
Figura 2.2 – Intervalo RR .....	6
Figura 2.3 – Representação esquemática dos volumes pulmonares .....	9
Figura 3.1 – Distribuições em Teste de Hipóteses Binário .....	20
Figura 3.2 – Distribuições em Teste de Múltiplas Hipóteses.....	21
Figura 3.3 – Identificação das Regiões de Decisão e Tipos de Erro para Teste de Hipóteses Binário.....	23
Figura 4.1 – Filtragem do Sinal de Frequência Cardíaca de um dos Voluntários do estudo .....	32
Figura 4.2 – Subdivisão I da Série de Dados da Frequência Cardíaca de um dos Voluntários do Estudo .....	33
Figura 4.3 – Subdivisão II da Série de Dados da Frequência Cardíaca de um dos Voluntários do Estudo .....	34
Figura 4.4 – Subdivisão III da Série de Dados da Frequência Cardíaca de um dos Voluntários do Estudo .....	35
Figura 4.5 – Histograma da série de dados de um dos voluntários do estudo que apresentou distribuição normal .....	36
Figura 4.6 – Histograma da série de dados de um dos voluntários do estudo que não apresentou distribuição normal .....	37
Figura 4.7 – Distribuição das Hipóteses e Localização dos Limiares para a Subdivisão I.....	39
Figura 4.8 – Distribuição das Hipóteses com Normalização da Energia dos Dados para a Subdivisão I.....	41
Figura 4.9 – Distribuição das Hipóteses para a Subdivisão II .....	41
Figura 5.1 – Limiar anaeróbico identificado por cada um dos três examinadores e média entre examinadores (padrão ouro) .....	43
Figura 5.2 – Comparação do limiar anaeróbico identificado pelo padrão ouro e pelos detectores de cada uma das três subdivisões dos períodos.....	46

---

## LISTA DE TABELAS

---

Tabela 4.1 – Estatística das Características Antropométricas dos Indivíduos .....	31
Tabela 5.1 – Identificação do Limiar Anaeróbico pela Ergoespirometria.....	43
Tabela 5.2 – Comparação entre o Limiar Anaeróbico Identificado pelo Detector e pelo Padrão Ouro para a Subdivisão I .....	45
Tabela 5.3 – Comparação entre o Limiar Anaeróbico Identificado pelo Detector e pelo Padrão Ouro para a Subdivisão II .....	45
Tabela 5.4 – Comparação entre o Limiar Anaeróbico Identificado pelo Detector e pelo Padrão Ouro para a Subdivisão III .....	46
Tabela 5.5 – Valores da Correlação entre Métodos para cada uma das Subdivisões de Períodos.....	47
Tabela 5.6 – Valores da Correlação entre Métodos para cada uma das Subdivisões de Períodos.....	48
Tabela 5.7 – Valores da Correlação Encontrada entre Métodos de Diferentes Estudos .....	49

---

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

---

ATP	- Adenosina Trifosfato
AV	- Átrio-Ventricular
CDF	- Função de Distribuição Cumulativa
CRF	- Capacidade Residual Funcional
CI	- Capacidade Inspiratória
CO <sub>2</sub>	- Dióxido de Carbono
CPT	- Capacidade Pulmonar Total
CV	- Capacidade Vital
DPOC	- Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
ECG	- Eletrocardiograma
FC	- Frequência Cardíaca
IMC	- Índice de Massa Corporal
LA	- Limiar Anaeróbico
LL	- Limiar de Lactato
LRT	- Teste de Razão de Máxima Verossimilhança
MA	- Modelo Média Móvel
NP	- Neyman-Pearson
PDF	- Função de Densidade de Probabilidade
P <sub>D</sub>	- Probabilidade de Detecção
P <sub>FA</sub>	- Probabilidade de Falsos Alarmes
PP	- Plotagem de Poincaré
RARMA	- Modelo Auto Regressivo de Média Móvel Recursivo
RMS	- <i>Root Mean Square</i>
SA	- Sino-Atrial
SD	- Desvio Padrão
SpO <sub>2</sub>	- Saturação Periférica de Oxigênio
V <sub>c</sub>	- Volume Corrente
VCO <sub>2</sub>	- Produção de Dióxido de Carbono
VE	- Volume Ejetado
VO <sub>2</sub>	- Consumo de Oxigênio
VO <sub>2max</sub>	- Consumo Máximo de Oxigênio
V <sub>a</sub> O <sub>2</sub>	- Conteúdo Arterial de Oxigênio
V <sub>v</sub> O <sub>2</sub>	- Conteúdo Venoso de Oxigênio

- VR - Volume Residual
- VRE - Volume de Reserva Expiratório
- VRI - Volume de Reserva Inspiratório

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1. Objetivos	2
1.2. Estrutura do Trabalho	3
<b>2. FISILOGIA</b>	<b>4</b>
2.1. Sistema Cardiovascular	4
2.2. Sistema Respiratório	8
2.3. Fisiologia do Exercício	10
2.4. Limiar Anaeróbico	13
2.5. Estudos para Identificação do Limiar Anaeróbico	16
<b>3. TEORIA DE DETECÇÃO</b>	<b>20</b>
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>28</b>
4.1. Aspectos Gerais	28
4.2. Coleta de Dados	28
4.3. Pré-Processamento do Sinal	31
4.4. Subdivisão dos Dados em Períodos	33
4.4.1. Subdivisão I	33
4.4.2. Subdivisão II	34
4.4.3. Subdivisão III	34
4.5. Detecção do Limiar Anaeróbico	36
<b>5. RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>42</b>
<b>6. CONCLUSÃO</b>	<b>53</b>
<b>7. BIBLIOGRAFIA</b>	<b>55</b>

---

# 1. INTRODUÇÃO

---

A atividade física regular, se realizada adequadamente, traz benefícios à saúde do praticante, podendo protegê-lo contra o desenvolvimento e a progressão de diversos tipos de doenças. Um bom programa de exercícios deve ser desenvolvido e estruturado por um profissional da área de saúde em função da variabilidade das características de cada indivíduo para não constituir um risco para sua integridade (MONTEIRO, 2004).

A energia necessária para a realização de atividades provém da adenosina trifosfato (ATP) que é produzida por sistemas aeróbicos e anaeróbicos. Durante o exercício físico o organismo regula o metabolismo para que o indivíduo não apresente complicações. A mensuração direta desta energia envolve a medição da produção de calor durante a realização da atividade, mas é possível realizar uma medição indireta através da mensuração do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ). Desta forma, determina-se a potência aeróbica pelo consumo de oxigênio durante a realização da atividade tornando possível definir a capacidade aeróbica do indivíduo (FOSS e KETELYAN, 2000).

O consumo máximo de oxigênio ( $VO_{2max}$ ) tem um importante significado fisiológico sobre a capacidade pulmonar, cardiovascular e neuromuscular do indivíduo, sendo considerado uma medida fundamental da capacidade funcional fisiológica para o exercício. O platô no consumo de oxigênio com o aumento da intensidade do exercício indica que a pessoa alcançou a capacidade máxima para o metabolismo aeróbico (McARDLE, 2004).

Para estabelecimento de uma intensidade efetiva de treinamento e prescrição de atividades físicas, o profissional da área de saúde deve avaliar as condições fisiológicas do indivíduo de forma a identificar seus limites e evitar a fadiga. A fadiga pode ser definida como uma diminuição da capacidade funcional do indivíduo em consequência de uma atividade muscular e é considerada como um mecanismo de proteção (BARBANTI, 2001).

O limiar de lactato (LL) representa um nível de exercícios em que a hipóxia tecidual desencadeia um desequilíbrio entre a formação do lactato e a sua eliminação que promove o aumento na concentração sanguínea de lactato. O LL também é indicado para avaliação da resposta do  $VO_2$  ao exercício, portanto o termo limiar anaeróbico (LA) também se refere essencialmente ao mesmo fenômeno fisiológico do LL. A medição do LL envolve procedimentos invasivos (McARDLE, 2004).

Um dos métodos utilizados atualmente para a determinação do LA é a análise visual gráfica da troca gasosa durante a realização da ergoespirometria que possui a vantagem de não ser um método invasivo. Este método é considerado como padrão ouro para identificação do LA (LOPES, 2009).

Os dois métodos citados para identificação do LA apresentam características que restringem a sua utilização. Para a medição da concentração do lactato sanguíneo é necessária a utilização de métodos invasivos e para a análise dos gases exalados são necessários equipamentos específicos que fazem com que seu custo e sua utilização sejam restritos.

Uma das principais variáveis fisiológicas associadas ao consumo máximo de oxigênio, além do início do acúmulo de lactato no sangue, é a frequência cardíaca (McARDLE, 2004). Portanto, este trabalho tem como proposta a utilização da variável frequência cardíaca para identificação do LA como um método não invasivo e de menor custo.

### **1.1. Objetivos**

Este trabalho tem como objetivo principal a utilização de ferramentas matemáticas para identificação do LA através da variabilidade da frequência cardíaca durante a realização de exercício físico progressivo do tipo rampa.

Os objetivos específicos são:

- ✓ desenvolvimento de um método acessível e objetivo de identificação do LA;



- ✓ proporcionar uma ferramenta de auxílio à prescrição de atividades físicas por um profissional da área de saúde.

## **1.2. Estrutura do Trabalho**

O trabalho foi dividido em capítulos de acordo com o seu conteúdo. O Capítulo 1 apresentou a motivação e os objetivos, bem como a estrutura do trabalho. No Capítulo 2 são apresentados os conceitos fisiológicos básicos dos sistemas envolvidos no limiar anaeróbico, ressaltando as alterações ocorridas durante a realização de atividade física no metabolismo celular, na produção de lactato, na respiração e na frequência cardíaca, que é o foco principal do estudo. Este capítulo apresenta também algumas pesquisas desenvolvidas para identificação do LA utilizando métodos não-invasivos. O Capítulo 3 apresenta as técnicas matemáticas utilizadas na análise de frequência cardíaca para a estimação do limiar anaeróbico. O Capítulo 4 descreve sucintamente o protocolo experimental de coleta de dados realizado em pesquisa anterior e apresenta a metodologia de pré-processamento dos dados e detecção do limiar anaeróbico. No Capítulo 5 são apresentados os resultados obtidos bem como a sua discussão e comparação com os resultados de outros estudos realizados por pesquisadores. A conclusão do trabalho é apresentada no Capítulo 6.

---

## 2. FISILOGIA

---

Este capítulo tem por objetivo apresentar as bases fisiológicas fundamentais que relacionam a frequência cardíaca com o limiar anaeróbico durante o exercício físico. Os sistemas fisiológicos envolvidos e as inter-relações básicas entre as principais variáveis estudadas neste trabalho serão sucintamente descritas.

### 2.1. Sistema Cardiovascular

O sistema cardiovascular é constituído pelo coração, pelos vasos sanguíneos e pelo sangue que circula levando substâncias essenciais à vida e mantendo a homeostase do organismo. A homeostase foi definida por Powers e Howley (2005) como a manutenção de um ambiente interno “normal” constante ou inalterado, em que um equilíbrio foi atingido entre as demandas impostas ao organismo e suas respostas a estas demandas.

O coração é um sistema de bombeamento responsável pela circulação do sangue para os pulmões (circulação pulmonar) e para os órgãos e sistemas periféricos (circulação sistêmica). O músculo cardíaco, também chamado de miocárdio, é do tipo estriado e apresenta fibras cardíacas que se dispõem em malha formadas de células individuais conectadas em série e em paralelo de forma que os potenciais de ação se propagam facilmente, de uma célula muscular cardíaca para a outra, através dos discos intercalados. Desta forma, o miocárdio forma um sincício de muitas células musculares cardíacas, no qual as células estão tão conectadas que, quando uma delas é excitada, o potencial de ação se espalha para todas, propagando-se de célula em célula pela treliça de interconexões (GUYTON, 2006). A excitação das células do miocárdio deflagra a contração muscular e o efeito da bomba cardíaca.

O coração é composto por dois sincícios: o atrial e o ventricular. A excitação normal destes tem origem no potencial de ação gerado no nodo sino-atrial (SA), que

atua como marca-passo do coração. Os átrios são separados dos ventrículos por um tecido fibroso que funciona como uma barreira para o potencial de ação originado no nodo SA. Ele é conduzido a partir do sincício atrial para o ventricular através do feixe átrio-ventricular (AV).

De acordo com Guyton (2006), o potencial de ação na fibra ventricular cardíaca é em média de 105 mV, o que significa que o potencial intracelular passa de -85 mV entre os batimentos para um valor de +20 mV durante cada batimento. Quando o impulso cardíaco passa através do coração, uma corrente elétrica também se propaga do coração para os tecidos adjacentes que o circundam e pequena parte da corrente se propaga até a superfície do corpo. Estas correntes iônicas podem ser captadas a partir de eletrodos localizados na superfície do corpo, produzindo um registro gráfico da atividade elétrica do coração denominado eletrocardiograma (ECG). De acordo com Landowne (2007), o ECG é uma indicação dos potenciais de ação observados nos sincícios cardíacos, que se refletem nas ondas mostradas na Figura 2.1 e descritas a seguir:

- ✓ a onda P corresponde ao início dos potenciais de ação sobre os átrios;
- ✓ as ondas QRS indicam a excitação das células musculares ventriculares;
- ✓ a onda T representa a repolarização das células ventriculares;
- ✓ o intervalo QT é a duração média dos potenciais de ação no músculo ventricular;
- ✓ no intervalo QRS ocorre a repolarização dos átrios.

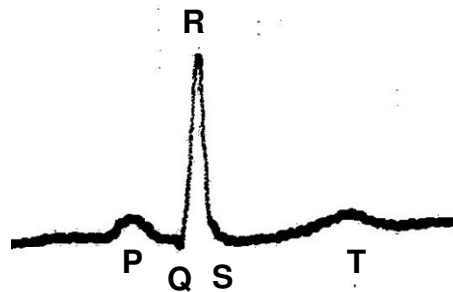


Figura 2.1: ECG

O intervalo entre as ondas R do ECG, denominado intervalo RR (Figura 2.2), representa o tempo de um ciclo cardíaco completo ou um batimento cardíaco, sendo

que a frequência cardíaca instantânea (FC) é calculada como o inverso do intervalo RR. A frequência cardíaca média é calculada geralmente a partir de três valores subsequentes de FC e é medida em batimentos por minuto (FOSS e KETEVIAN, 2000).

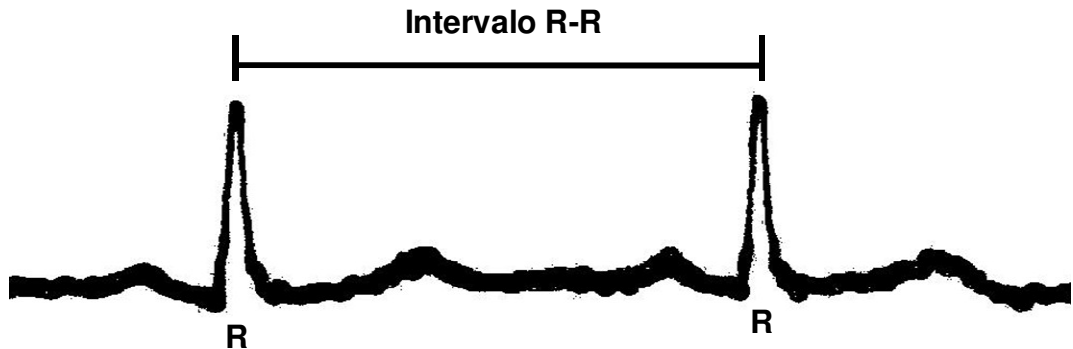


Figura 2.2: Intervalo RR

A frequência cardíaca tem papel fundamental no débito cardíaco, juntamente com a contratilidade do miocárdio. Conforme Foss e Keteyian (2000), o débito cardíaco (Q) é a vazão com que o sangue é bombeado pelos ventrículos, definido com o produto entre a frequência cardíaca e o volume ejetado (VE) pelo ventrículo a cada batimento. Se o VE pelo ventrículo for mantido constante, o aumento da frequência cardíaca provoca um aumento diretamente proporcional do débito cardíaco. Entretanto, com o aumento da frequência cardíaca, este volume pode diminuir por causa da redução do intervalo entre os batimentos e a eventual diminuição do volume de sangue presente no ventrículo antes da contração. Assim, no indivíduo normal, durante a realização de exercícios, por exemplo, mecanismos de regulação promovem também o aumento da contratilidade miocárdica para manter o volume de enchimento ventricular em nível constante ou, inclusive, de aumentá-lo. Por conseguinte, no indivíduo normal, o débito cardíaco tende a aumentar proporcionalmente à elevação da frequência cardíaca.

A inervação do coração pelos nervos simpáticos e parassimpáticos gera alterações na frequência cardíaca. A estimulação parassimpática (vagal) diminui os batimentos cardíacos e a estimulação simpática acelera o batimento cardíaco (CONSTANZO, 2007). Existem vários outros fatores intrínsecos e extrínsecos ao

coração que determinam variações da FC (BERNE e LEVY, 1997). Aqueles associados à realização de exercícios físicos serão discutidos em seção adiante que trata da fisiologia do exercício.

Para a manutenção da homeostase e da vida dos tecidos, o sistema cardiovascular transporta o sangue, que é um líquido heterogêneo que preenche os vasos sanguíneos cuja principal função é transportar oxigênio e nutrientes para os tecidos e remover dióxido de carbono e secreções dos mesmos. Além disso, ele transporta também outras substâncias como hormônios, leucócitos, plaquetas, água e solutos, entre outros (BERNE, 2004).

Os vasos sanguíneos funcionam como um sistema fechado de condutos que regulam o fluxo sanguíneo e permitem uma troca rápida entre os tecidos e o canal vascular (CONSTANZO, 2007). A tarefa de manter a homeostase intersticial requer que uma quantidade adequada de sangue flua continuamente através de cada capilar do corpo. Na medida em que o indivíduo realiza atividades físicas (na vida diária ou na realização de exercícios físicos), as necessidades de fluxo sanguíneo em diferentes órgãos e regiões através do corpo mudam (MOHRMAN e HELLER, 2007).

Como no coração, o tônus vascular é regulado pelos sistemas simpático e parassimpático, além do controle local. O duplo controle deste tônus por mecanismos intrínsecos e extrínsecos constitui um complexo sistema de regulação vascular. Esse sistema possibilita ao organismo dirigir o fluxo sanguíneo às áreas em que ele é mais necessário e desviá-lo de áreas onde a demanda é menor. Durante o exercício físico, por exemplo, o fluxo sanguíneo nos músculos ativos poderá aumentar de 15 a 20 vezes, enquanto o fluxo em outras regiões estará diminuído (BERNE, 2004).

O sangue circula pelo organismo por dois circuitos: pulmonar e sistêmico. O sangue que chega ao ventrículo direito é bombeado para o pulmão passando através dos capilares pulmonares, onde o dióxido de carbono é liberado e o oxigênio é captado. O sangue rico em oxigênio retorna ao átrio esquerdo pelas veias pulmonares fechando o circuito pulmonar. Ele é, então, bombeado pelo ventrículo esquerdo para a circulação sistêmica e retorna ao átrio direito. Conforme discutido, a

distribuição do sangue circulante para diferentes regiões do corpo é determinada pela ejeção do ventrículo esquerdo e pelo estado contrátil dos vasos de resistências dessas regiões (BERNE, 2004).

Conforme Mohrman e Heller (2007), os órgãos sistêmicos são funcionalmente dispostos em paralelo no sistema cardiovascular. Este paralelismo garante que:

- ✓ todos os órgãos recebam sangue de mesma composição (sangue arterial);
- ✓ o fluxo através de qualquer um dos órgãos sistêmicos pode ser controlado independentemente do fluxo de outros órgãos.

## **2.2. Sistema Respiratório**

De acordo com Costanzo (2007), o sistema respiratório inclui os pulmões e uma série de vias aéreas que conectam o indivíduo ao ambiente externo. Estas estruturas são subdivididas em zona condutora (que leva o ar para dentro do pulmão) e zona respiratória (onde ocorrem as trocas gasosas).

Os pulmões são órgãos que recebem o sangue bombeado pelo coração (oriundo dos órgãos sistêmicos) recondicionando a composição gasosa através da troca de oxigênio e dióxido de carbono (MOHRMAN e HELLER, 2007).

O pulmão tem dois suprimentos sanguíneos diferentes (BERNE, 2004):

- ✓ circulação pulmonar, pela qual o sangue desoxigenado deixa o ventrículo direito do coração para as unidades de troca de gases nos pulmões onde o oxigênio é captado e o dióxido de carbono é removido do sangue;
- ✓ circulação bronquial, que vem da aorta e provê a nutrição do parênquima pulmonar.

O ciclo respiratório pode ser subdividido em três fases (COSTANZO, 2007):

- ✓ repouso – período entre dois ciclos respiratórios;
- ✓ inspiração – processo de entrada de ar nos pulmões;
- ✓ expiração – processo de liberação do ar dos pulmões.

De acordo com Berne (2004), os volumes pulmonares, geralmente em litros, são descritos como:

- ✓ CV – capacidade vital: volume total de ar expirado, a partir de uma inspiração máxima;
- ✓ CI – capacidade inspiratória: volume total de ar que pode ser inspirado a partir do nível expiratório de repouso;
- ✓ VR – volume residual: volume de ar que permanece nos pulmões após uma expiração máxima;
- ✓ CPT – capacidade pulmonar total: volume total de ar encontrado nos pulmões (soma de CV e VR);
- ✓ CRF – capacidade residual funcional: volume de ar que permanece no pulmão após uma expiração basal;
- ✓ VRE – volume de reserva expiratório: volume de ar que pode ser expirado da CRF até o VR.
- ✓ VRI – volume de reserva inspiratório: volume total inspirado após a inspiração terminal;
- ✓  $V_c$  – volume corrente: volume expirado ou inspirado por incursão respiratória.

A Figura 2.3 apresenta uma representação esquemática dos volumes pulmonares.

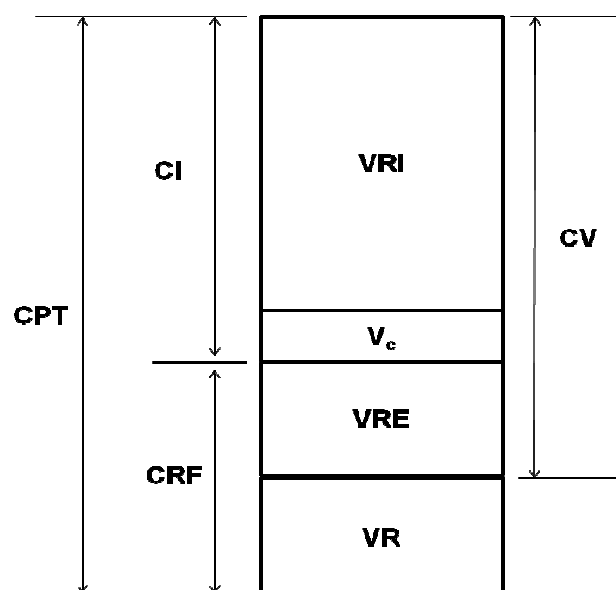


Figura 2.3: Representação esquemática dos volumes pulmonares

O oxigênio é transportado no estado gasoso dissolvido no plasma e ligado à hemoglobina dentro das hemácias. Toda molécula de hemoglobina pode se ligar a quatro átomos de oxigênio e todo grama de hemoglobina pode se ligar a 1,34 ml de oxigênio. A saturação de oxigênio é a razão entre a quantidade de  $O_2$  ligado à hemoglobina e a quantidade máxima de  $O_2$  que pode se ligar à hemoglobina. O conteúdo de  $O_2$  no sangue é o volume de  $O_2$  contido por unidade de volume de sangue. Como nem todo  $O_2$  transportado no sangue é descarregado nos tecidos, é possível calcular o consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) pela diferença entre o conteúdo arterial de  $O_2$  ( $V_aO_2$ ) e o conteúdo venoso de  $O_2$  ( $V_vO_2$ ) vezes o débito cardíaco. (BERNE, 2004).

De acordo com Costanzo (2007), o volume de  $CO_2$  produzido ( $VCO_2$ ) pelo metabolismo aeróbico nos tecidos é passado pelo sangue capilar sistêmico e transportado para os pulmões. O transporte de  $CO_2$  pode ser realizado de três maneiras e exerce um grande efeito sobre o estado ácido-básico do sangue e do corpo (WEST, 2010):

- ✓ dissolvido no sangue;
- ✓ na forma de bicarbonato (representa a maior parte do  $CO_2$  transportado);
- ✓ na forma de composto carbamínico.

O  $CO_2$  executa um papel crítico na manutenção da homeostase (BERNE, 2004), ou seja:

- ✓ é o fator mais importante na regulação da concentração de íons de hidrogênio no sangue, células e outros tecidos do organismo;
- ✓ tem um importante papel na regulação da respiração uma vez que gera estímulos químicos aos quimiorreceptores da circulação periférica e do sistema nervoso central.

### **2.3. Fisiologia do Exercício**

O exercício muscular possui a capacidade de desequilibrar muitas variáveis homeostáticas, como definido por Powers e Howley (2005):



- ✓ o músculo esquelético produz grandes quantidades de ácido lático gerando aumento da acidez intra e extra celular;
- ✓ aumento da demanda de  $O_2$  pelos músculos;
- ✓ aumento da produção de  $CO_2$ ;
- ✓ aumento da quantidade de calor produzida pelos músculos.

Ainda de acordo com Powers e Howley (2005), estas alterações devem ser contrabalançadas por:

- ✓ aumento da ventilação pulmonar (respiração);
- ✓ aumento do fluxo sanguíneo;
- ✓ aumento da liberação de  $O_2$  ao músculo em exercício;
- ✓ aumento da remoção de  $CO_2$  produzido pelo metabolismo;
- ✓ aumento da remoção de calor para evitar superaquecimento do organismo.

Para a realização de um trabalho físico, a captação e o transporte de oxigênio são alterados a fim de atender às demandas metabólicas do corpo (THOMPSON, 2004).

Com o exercício, a ventilação aumenta com o objetivo de aumentar a captação de  $O_2$  e a eliminação de  $CO_2$  (WEST, 2010).

De acordo com Foss e Keteyian (2000), todo o processo de fornecer  $O_2$  aos músculos ativados durante o exercício físico começa com a entrada de ar nos pulmões. Quando o indivíduo realiza uma atividade física, os volumes e capacidades pulmonares se alteram em relação ao repouso:

- ✓ ocorre aumento no volume corrente ( $V_c$ ) e na capacidade inspiratória (CI);
- ✓ ocorre redução do volume de reserva inspiratório (VRI), no volume de reserva expiratório (VRE);
- ✓ ocorre ligeira redução no volume residual (VR), na capacidade pulmonar total (CPT) e na capacidade vital (CV).

A quantidade de oxigênio consumida durante determinado período de exercício está relacionada à (FOSS e KETELYIAN, 2000):

- ✓ quantidade de oxigênio contida no sangue;
- ✓ quantidade de oxigênio extraída do sangue.

Durante o exercício a frequência cardíaca aumenta linearmente com a taxa de aumento de trabalho. Entre pessoas com dezoito a trinta anos de idade, a frequência cardíaca máxima pode aproximar-se, ou em alguns casos até mesmo ultrapassar 200 batimentos por minuto (FOSS e KETEYIAN, 2000).

Thompson (2004) define os seguintes limites para a atividade física:

- ✓ limite de frequência cardíaca: momento em que a taxa de aumento do batimento cardíaco começa a cair na medida em que a intensidade do exercício aumenta (ponto de inflexão da frequência cardíaca);
- ✓ limiar ventilatório: ponto além do qual o aumento da ventilação começa a ficar maior que a taxa de aumento de captação do oxigênio (aumento desproporcional);
- ✓ limiar de lactato: ponto a partir do qual o lactato sanguíneo apresenta elevação não linear brusca acima dos níveis de repouso (início do acúmulo de lactato no sangue).

Thompson (2004) considera que o limiar de lactato é refletido pelo ponto no qual a ventilação expirada demonstra aumento não linear em relação à captação de oxigênio (limiar ventilatório).

West (2010) define limiar anaeróbio (LA) como a “quebra” na inclinação do consumo de oxigênio: ponto onde a ventilação interrompe o aumento linear em relação ao consumo de oxigênio se intensificando com mais rapidez (quando quantidades substanciais de lactato sanguíneo são formadas). Neste ponto o débito cardíaco aumenta mais lentamente que a ventilação.

Um dos princípios fundamentais da fisiologia do exercício é a relação entre o aumento da captação de oxigênio e o aumento correspondente no débito cardíaco. De acordo com Thompson (2004), esta é uma relação linear sendo que a inclinação desta linha depende do condicionamento cardiorrespiratório do indivíduo.

A capacidade máxima de transporte e de utilização de oxigênio durante o exercício é considerada como uma das medidas mais válidas para avaliação da aptidão cardiovascular (POWERS e HOWLEY, 2005).

Os testes de exercícios progressivos são utilizados para determinar a aptidão cardiovascular do indivíduo. Neste caso, o consumo de oxigênio aumenta como uma função linear da taxa de trabalho até que o consumo máximo de oxigênio seja atingido, representando o limite fisiológico da capacidade do sistema de transporte de oxigênio de liberar O<sub>2</sub> aos músculos. Os fatores que influenciam este limite são:

- ✓ a capacidade máxima do sistema cardiorrespiratório de liberar oxigênio ao músculo;
- ✓ a capacidade muscular de captar oxigênio e produzir trifosfato de adenosina (ATP) aerobicamente.

#### **2.4. Limiar Anaeróbico**

Uma das formas de prever a capacidade funcional de realização de exercício de um indivíduo é identificando o início da anaerobiose. Em 1964, Wasserman relacionou o limiar de lactato ao limiar do metabolismo anaeróbico pela análise de permuta gasosa respiratória durante a realização de exercício físico e denominou esse ponto de limiar anaeróbico. O objetivo foi avaliar o desempenho cardiovascular do indivíduo sem a utilização de métodos invasivos. Clinicamente, a relação de permuta gasosa durante o exercício físico é um indicador da capacidade do sistema cardiovascular de atender às demandas de oxigênio dos tecidos. Esta pesquisa foi um marco importante para o estudo das interações entre a dinâmica pulmonar, cardiovascular e metabólica durante o exercício progressivo.

Durante o exercício físico, a energia é fornecida pelo ATP. De acordo com Foss e Keteyian (2000), a elaboração do ATP pode ser realizada por três sistemas, sendo que o papel de cada sistema depende principalmente da intensidade e da duração dos exercícios:

- ✓ Sistema do fosfagênio: sistema anaeróbico onde a energia provém da fosforocreatina e representa a fonte de ATP mais rapidamente disponível para utilização pelos músculos.
- ✓ Glicólise anaeróbica: sistema anaeróbico onde o glicogênio é desintegrado em ácido láctico liberando energia para a síntese de ATP. Representa um fornecimento relativamente rápido de ATP.
- ✓ Sistema aeróbico: é o sistema que apresenta a maior produção de ATP a partir do glicogênio, gorduras e proteínas, mas é o que apresenta a menor velocidade de síntese.

Uma das fontes de energia de curto prazo é o sistema de glicólise anaeróbica que apresenta como consequência a geração de lactato. Em condições aeróbicas, o lactato é removido no seu ritmo de formação, não havendo acúmulo no sangue. A produção e o acúmulo de lactato são acelerados na medida em que a intensidade do exercício aumenta e as células musculares não conseguem atender à demanda energética aerobicamente. O limiar de lactato (LL) representa o aumento na concentração sanguínea de lactato e sua mensuração proporciona um indicador do estado de treinamento do indivíduo e de sua capacidade aeróbica (McARDLE, 2008).

O consumo máximo de oxigênio que representa a capacidade máxima de transporte e utilização de oxigênio durante o exercício é uma das medidas para a aptidão cardiovascular. O consumo de oxigênio aumenta como uma função linear da taxa de trabalho até que o  $VO_{2max}$  seja atingido. Após este ponto, um aumento da taxa de trabalho não acarreta um aumento do consumo de oxigênio e, portanto, a relação passa a ser representada graficamente por um platô. O  $VO_{2max}$  representa o limite fisiológico da capacidade do sistema de transporte de oxigênio de liberar  $O_2$  aos músculos (POWERS e HOWLEY, 2005).

Conforme discutido detalhadamente por Lopes (2009), o  $VO_{2max}$  é uma das principais variáveis utilizadas na avaliação do condicionamento físico dos indivíduos. Entretanto, a análise desta variável não reflete adequadamente determinados mecanismos fisiológicos importantes que ocorrem nos músculos durante o exercício, em especial o anaeróbico. A glicólise anaeróbica tem um papel importante e a

avaliação da concentração de ácido láctico deve ser considerada. Segundo Lopes (2009), em sua revisão, “a concentração de ácido láctico na corrente sanguínea associada à determinação do  $VO_{2max}$  parece ser o preditor mais sensível do desempenho de atletas em esportes e são então utilizados frequentemente para determinar intensidade de treinamento físico de forma eficaz.”

O limiar de ácido láctico, considerado como o limiar anaeróbico, representa um nível de exercícios em que a hipóxia tecidual desencadeia um desequilíbrio entre a formação do ácido láctico e a sua eliminação, promovendo o aumento de sua concentração no sangue. Um indivíduo com melhor condicionamento físico terá um limiar anaeróbico mais alto, já que os sistemas cardiorrespiratório e muscular estarão melhores preparados para que o fornecimento de energia se dê predominantemente pelo sistema aeróbico. A partir do limiar anaeróbico, a glicólise anaeróbica impõe uma produção de ácido láctico que supera a sua capacidade de remoção, e a sua concentração elevada no sangue desencadeia processos estressantes como a acidose e elevação desproporcional da concentração de dióxido de carbono no sangue.

Para estabelecimento de uma intensidade efetiva de treinamento e prescrição de atividades físicas, o profissional da área de saúde deve avaliar as condições fisiológicas do indivíduo de forma a identificar seus limites e evitar a fadiga. Assim, o limiar anaeróbico é um parâmetro importante que deve ser avaliado juntamente com a medida de  $VO_{2max}$ .

A acidose e o aumento da tensão de dióxido de carbono no sangue desencadeiam diversas ações reflexas dos mecanismos de regulação, principalmente junto ao sistema cardiorrespiratório. A frequência respiratória e cardíaca e a pressão arterial aumentam (BERNE, 2004). Estes pontos de mudança podem caracterizar o limiar anaeróbico e vários estudos mostram que a análise da frequência cardíaca pode ser promissora para determinar este limiar de forma não invasiva e com baixo custo.

## 2.5. Estudos para Identificação do Limiar Anaeróbico

Wasserman *et al* desenvolveram em 1964 um trabalho pioneiro para identificação do limiar de metabolismo anaeróbico sem a utilização de métodos invasivos e sem a necessidade de realização de exercícios exaustivos. O objetivo do estudo foi a medição da capacidade cardiovascular de indivíduos que apresentavam doenças cardíacas pela análise da curva de permuta gasosa. Os testes foram realizados em bicicleta ergométrica ou em esteira rolante por intervalos de exercícios de 4 minutos. As variáveis medidas foram: frequência cardíaca, ventilação, consumo de oxigênio e concentrações correntes terminais de CO<sub>2</sub> e N<sub>2</sub>. Estas concentrações correntes foram utilizadas para calcular a permuta gasosa respiratória. O ponto de inflexão no ponto mais íngreme da curva de permuta gasosa indicava o nível do consumo de oxigênio no qual o metabolismo anaeróbico se tornava mais significativo, o limiar anaeróbico. Este método proporcionou uma medida objetiva de um dos fatores que influenciam a tolerância do indivíduo à realização de exercícios físicos. A pesquisa serviu de referência para desenvolvimento de novos estudos sobre as interações entre a dinâmica pulmonar, cardiovascular e metabólica durante o exercício progressivo.

Conconi *et al* estudaram em 1982 a relação entre a velocidade de corrida e a frequência cardíaca para identificação do limiar anaeróbico. Este foi um dos primeiros estudos para identificação do limiar anaeróbico usando dados de frequência cardíaca. O teste foi realizado em corredores em três situações: corrida de 5 Km, maratona e corrida de 1 hora de duração. Entre cada uma destas situações de teste houve um intervalo de três dias. A identificação do limiar anaeróbico foi feita pela mudança da relação de linearidade entre a curva de frequência cardíaca e a velocidade de corrida. Este ponto de alteração da relação entre as variáveis foi denominado de velocidade de deflexão. Não houve alteração na velocidade de deflexão encontrada nas três situações do teste. Para determinação da concentração do lactato sanguíneo em várias velocidades foram feitas coletas a cada cinco minutos de corredores em diferentes velocidades de corrida: três abaixo da velocidade de deflexão e três acima da velocidade de deflexão. A correlação entre o limiar anaeróbico identificado pelo lactato e o

identificado pela mudança do comportamento da curva de frequência cardíaca foi de 0,99.

Bunc *et al* fizeram em 1995 um estudo comparativo de variáveis fisiológicas associadas ao limiar anaeróbico: frequência cardíaca, lactato, e consumo de oxigênio em relação à potência do exercício. A coleta de dados foi realizada em mulheres estudantes com média de idade de 20,5 anos realizando exercício incremental em um cicloergômetro até a exaustão. Os limiares das variáveis foram identificados por um algoritmo de análise regressiva para determinação do ponto de “quebra” de seu comportamento em relação ao aumento incremental do nível de potência requerida pelo exercício. Para a frequência cardíaca, as correlações encontradas entre os limiares identificados pelas demais variáveis apresentaram valores compreendidos entre 0,648 e 0,857.

Higa correlacionou em 2006 o limiar de anaerobiose determinado por método de análise visual gráfica das variáveis ventilatórias e metabólicas com o limiar obtido por modelo matemático de regressão bi-segmentado utilizando o algoritmo de Hinkley na série de dados de frequência cardíaca. Os dados foram realizados durante a realização de teste contínuo do tipo rampa em cicloergômetro por mulheres jovens e pós-menopausa. O padrão ouro foi a análise visual gráfica. A correlação encontrada foi de 0,42 no grupo de mulheres jovens e de 0,87 no grupo de mulheres pós-menopausa.

Novais determinou em 2006 o limiar de anaerobiose por meio de modelos matemáticos aplicados aos dados de frequência cardíaca. O padrão ouro utilizado foi o método visual gráfico. Foram coletados dados das variáveis ventilatórias e metabólicas respiração a respiração, da frequência cardíaca batimento a batimento e a eletromiografia do músculo vasto lateral de homens de meia idade saudáveis e coronariopatas durante a realização de exercícios incrementais. Os modelos matemáticos utilizados foram Hinkley e RMS (*root mean square*) da eletromiografia de superfície. A correlação encontrada entre o limiar de anaerobiose encontrado utilizando os dados de frequência cardíaca pelo método de Hinkley e o padrão ouro foi de 0,94 para um nível de significância de 5% em indivíduos saudáveis e de 0,84 em indivíduos coronariopatas.

Pozzi *et al* realizaram em 2006 um estudo em idosos saudáveis com o objetivo de comparar três métodos de identificação do limiar de anaerobiose: método ventilatório (visual gráfico), modelo matemático de Hinkley e modelo matemático Heteroscedástico. Os dados coletados durante a realização de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa em cicloergômetro foram: frequência cardíaca (batimento a batimento), eletromiografia de superfície do músculo vasto lateral e variáveis ventilatórias a cada respiração. A análise visual gráfica, considerada padrão ouro, identifica o limiar anaeróbico pela perda de paralelismo entre o consumo de oxigênio e a produção de dióxido de carbono. O valor final do limiar foi calculado pela média dos valores obtidos de três determinações independentes do limiar anaeróbico. Os modelos matemáticos de Hinkley e Heteroscedástico foram aplicados às variáveis: frequência cardíaca, RMS do sinal mioelétrico e produção de dióxido de carbono. Foi possível determinar o ponto de mudança da curva gerada pela série dos dados de frequência cardíaca pelo método da máxima verossimilhança com nível de significância de 5%. Foram encontradas correlações significativas entre os métodos utilizados. A correlação entre a identificação do limiar anaeróbico pela frequência cardíaca em relação ao padrão ouro identificada pelos métodos matemáticos de Hinkley e Heteroscedástico foi respectivamente de 0,81 e 0,79.

Oliveira utilizou em 2007 três métodos de identificação da transição do metabolismo aeróbio-anaeróbio: concentração de lactato sanguíneo, concentração de lactato salivar e índice SD1 da variabilidade da frequência cardíaca obtido pela plotagem de Poincaré (PP). O índice de SD1 representa o desvio padrão da linha central vertical da PP, que representa a variabilidade instantânea batimento a batimento, sendo considerado um marcador da modulação parassimpática. O limiar de lactato sanguíneo foi considerado o padrão ouro para análise de correlação com os dois métodos não-invasivos propostos. A correlação encontrada foi de 0,89 para a correlação do lactato salivar e de 0,78 para o índice SD1 da frequência cardíaca.

Lopes comparou em 2009 o limiar anaeróbico identificado pela ergoespirometria (análise visual gráfica) com três métodos matemáticos: Cusum, espectral e modelo Auto Regressivo de Média Móvel Recursivo (RARMA). O modelo Cusum identifica o limiar pela mudança de comportamento da curva gerada pela



soma acumulativa da diferença entre os valores instantâneos e a média dos valores. O RARMA determina modelos polinomiais para janelas sucessivas da série e identifica o limiar pelo ponto com o maior erro de estimação dos parâmetros do modelo. O teste foi realizado em indivíduos jovens do sexo masculino que não apresentavam patologias durante a realização de exercício progressivo do tipo rampa em uma esteira com inclinação variável. Os dados da variabilidade da frequência cardíaca foram utilizados para identificação do limiar anaeróbico. A correlação do limiar anaeróbico encontrado pelo padrão ouro (ergoespirometria) e pelos métodos propostos foram: 0,60 para o Cusum; 0,73 para a análise espectral e 0,85 para a utilização do modelo RARMA.

---

## 3. TEORIA DE DETECÇÃO

---

A teoria de detecção é utilizada para tomada de decisão sobre a ocorrência ou não de um evento. É também conhecida com teste de hipóteses ou teoria da decisão. Uma das funções de um detector é identificar em uma forma de onda recebida se há ou não presença de sinal. Outra função é decidir entre duas possibilidades, neste caso sempre há sinal e o detector irá identificar o sinal desejado (KAY, 2009).

As hipóteses que serão testadas são formuladas a partir de observações do sistema analisado. Se a decisão envolver duas hipóteses é denominada “teste de hipóteses binário” (Figura 3.1), se envolver mais de duas hipóteses é denominada “teste de múltiplas hipóteses” (Figura 3.2) (SRINATH *et al*, 1996).

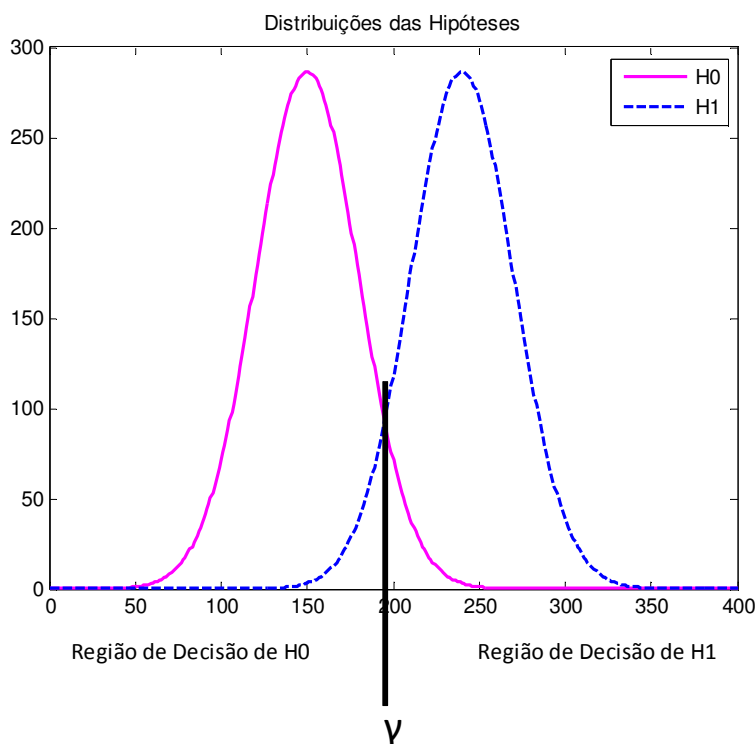


Figura 3.1: Distribuições em Teste de Hipóteses Binário

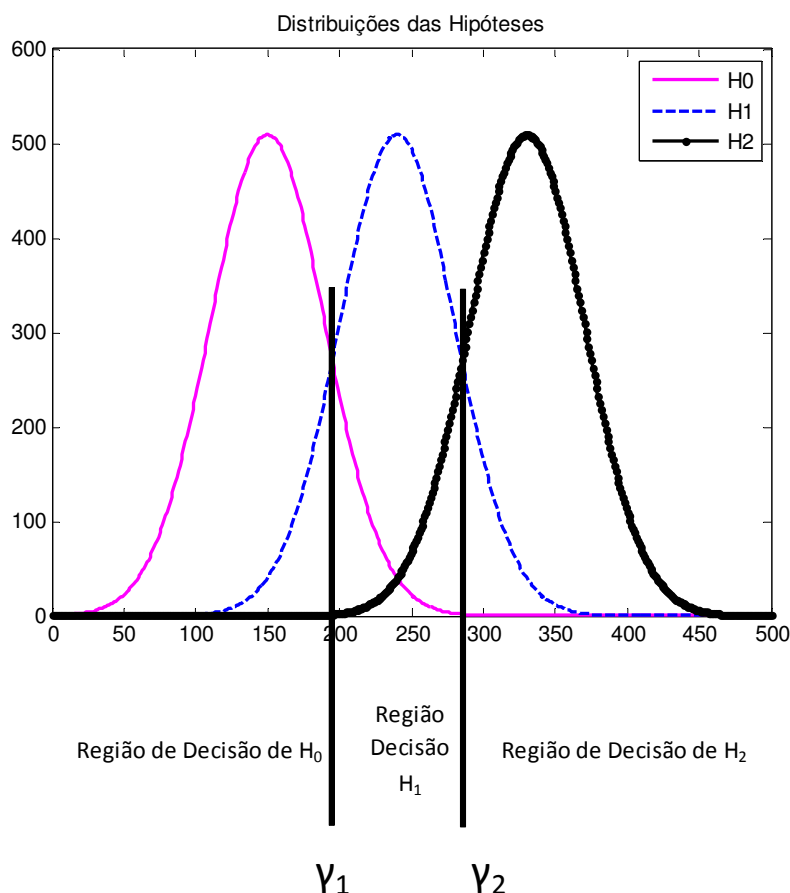


Figura 3.2: Distribuições em Teste de Múltiplas Hipóteses

A tomada de decisão pode ser baseada em formas de onda de tempo contínuo ou discreto. A teoria da detecção consiste no processo de determinação da função dos dados, seu mapeamento e a tomada de decisão. O primeiro passo é a caracterização da distribuição dos dados por sua função de densidade de probabilidade (PDF). O desempenho do detector depende da discriminação entre as hipóteses testadas ou entre as distribuições de probabilidade que as representam. Ele aumenta na medida em que a distância entre as PDF's aumentam ou na medida em que aumenta a relação sinal-ruído. Uma forma de melhorar o desempenho do detector é aumentar o número de amostras (KAY, 2009).

Kay (2009) propõe uma modelagem do problema de detecção como uma escolha entre  $H_0$  (hipótese que corresponde somente à presença de ruído) e  $H_1$  (hipótese em que o sinal está presente). A partir da definição das hipóteses são geradas as PDF's correspondentes. Decidir entre  $H_0$  e  $H_1$  é questionar se a variável

analisada foi gerada de acordo com a PDF de  $H_0$  ou a PDF de  $H_1$ . Desta forma, o problema de detecção pode ser visto como um teste paramétrico.

Em alguns casos é conveniente definir probabilidades *a priori* para as ocorrências de  $H_0$  e  $H_1$ . O grau de dificuldade referente à detecção está diretamente relacionado ao conhecimento do sinal (ou sinais) e das características do ruído em termos de suas PDF's. Quanto maior o conhecimento maior a possibilidade de obtenção de um detector ótimo (KAY, 2009).

Uma das distribuições que podem ser utilizadas é a distribuição gaussiana (também denominada de distribuição normal). A PDF de uma distribuição normal é representada por (SCHARF, 1991):

$$H_i = w_i[n] \sim N(\mu_i, \sigma_i^2)$$

$$p(x|H_i) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_i^2}} e^{-\frac{1}{2\sigma_i^2}(x[n]-\mu_i)^2},$$

onde:

$w_i[n]$ : distribuição normal de média  $\mu_i$  e variância  $\sigma_i^2$ ;

$p(x|H_i)$ : probabilidade de  $x$  pertencer à distribuição  $H_i$ ;

$H_i$ : distribuição referente à hipótese de índice "i";

$\sigma_i^2$ : variância padrão da distribuição da hipótese " $H_i$ ";

$\mu_i$ : média da distribuição da hipótese " $H_i$ ".

Após a identificação da PDF é feita a determinação do limiar  $\gamma$  entre as distribuições e a identificação das regiões de decisão (KAY, 2009). Após a análise dos dados podem ocorrer detecções incorretas (falsos alarmes). Os falsos alarmes

correspondem a rejeitar a hipótese quando a mesma é verdadeira ou aceitar a hipótese quando a mesma é falsa (MARTINS, 2009).

Para caracterização dos tipos de erros possíveis em um teste de hipóteses binário, Kay (2009) descreve  $H_0$  como a hipótese nula e  $H_1$  como a hipótese alternativa classificando os tipos de erros como tipo I e tipo II. O erro do tipo I é aquele que ocorre quando se decide por  $H_1$  quando  $H_0$  é verdadeira, e o erro do tipo II ocorre quando se decide por  $H_0$  quando  $H_1$  é verdadeira. O erro tipo I é identificado como falso alarme e o erro do tipo II como perda. A probabilidade de falsos alarmes em decorrência de decisões tomadas com base no teste de hipóteses representa o nível de significância do teste. Em alguns processos de detecção um conjunto de dados pode ser descartado desde que sejam irrelevantes para o processo decisório.

A figura 3.3 apresenta a distribuição das hipóteses  $H_0$  e  $H_1$  e a localização dos erros tipo I e II.

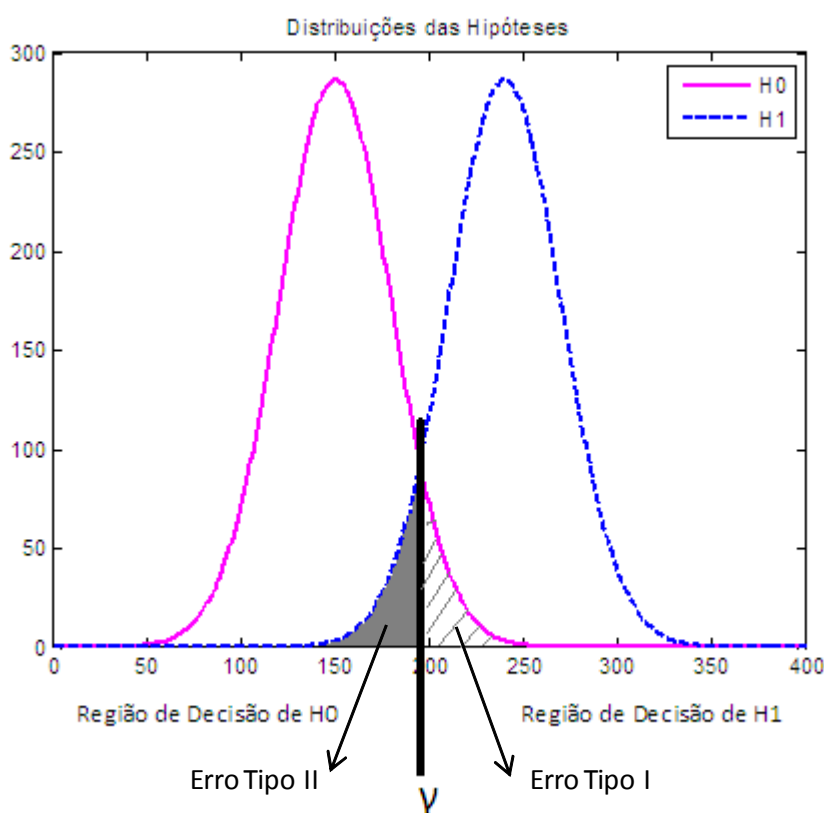


Figura 3.3: Identificação das Regiões de Decisão e Tipos de Erro para o Teste de Hipóteses Binário

A função de distribuição cumulativa (CDF) para  $\mu = 0$  e  $\sigma^2 = 1$  para uma PDF normal padrão é (KAY, 2009):

$$\Phi(x) = \int_{-\infty}^x \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}t^2} dt$$

onde:

$\Phi(x)$ : função distribuição cumulativa de  $x$ .

A probabilidade da cauda direita da distribuição normal (função distribuição cumulativa complementar), que é a probabilidade de exceder um determinado valor, é definida como (KAY, 2009):

$$Q(x) = 1 - \Phi(x)$$

$$Q(x) = \int_x^{\infty} \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}t^2} dt$$

onde:

$\Phi(x)$ : função distribuição cumulativa de  $x$ ;

$Q(x)$ : probabilidade da cauda direita da distribuição normal de  $x$ .

Considerando a probabilidade  $P = Q(\gamma)$  é possível determinar  $\gamma$  para um determinado valor de  $P$  obtendo:  $\gamma = Q^{-1}(P)$ , onde  $Q^{-1}$  é a função inversa (KAY, 2009).

A teoria clássica de detecção é baseada no teorema de Neyman-Pearson. Este teorema especifica o teste de razão de verossimilhança para desenvolvimento do detector que maximiza a probabilidade de detecção ( $P_D$ ) com uma determinada probabilidade de falsos alarmes ( $P_{FA}$ ). Para caracterização deste teorema, Kay (2009), assume PDF's Gaussianas com média  $\mu$  e variância  $\sigma^2$  e considera duas situações:  $\mu = 0$  e  $\mu = 1$  ambas com variância unitária. A partir destes dados obtêm-se as distribuições  $N(0,1)$  e  $N(1,1)$ . A decisão consiste em determinar se  $\mu = 0$  ou  $\mu = 1$  baseado no valor de uma observação  $x[0]$ . Cada valor possível de  $\mu$

representa uma hipótese:  $H_0 : \mu = 0$  ou  $H_1 : \mu = 1$ . Neste caso deve-se escolher entre as hipóteses  $H_0$  (denominada hipótese nula) e  $H_1$  (hipótese alternativa), ambas com mesma variância mas centradas em suas médias, o que provoca um deslocamento unitário entre suas respectivas PDF's. Sendo a PDF da hipótese nula centrada na origem e a distância entre os centros das duas PDF's igual a um, pode-se fazer uma boa aproximação ao se decidir por  $H_1$  quando o valor  $x[0]$  foi maior que  $\frac{1}{2}$ . O valor de  $\frac{1}{2}$  passa então a ser o limiar  $\gamma$  entre as PDF's.

A probabilidade de ocorrência de erros de detecção do tipo I e do tipo II é inevitável; o que pode ser feito é a redução de um dos tipos de erro. É importante ressaltar que a redução de um tipo de erro implica no aumento da ocorrência do outro tipo de erro. Não é possível reduzir os dois tipos de erro (I e II) simultaneamente. Kay (2009) apresenta a definição da aproximação de Neyman-Pearson como o ajuste do valor do limiar para a parametrização do teste de hipóteses ou para detecção do sinal. Desta forma, a probabilidade de falsos alarmes pode ser expressa como:  $P_{FA} = P(H_1; H_0)$  e a probabilidade de detecção como:  $P_D = P(H_1; H_1)$ . Considerando o limiar nas equações das distribuições de probabilidade chega-se a  $P_{FA} = Q(\gamma)$  e  $P_D = Q(\gamma - 1)$ .

Kay (2009) utiliza a seguinte fórmula para aplicação do teorema de Neyman-Pearson para maximização da probabilidade de detecção para um determinado valor de probabilidade de falsos alarmes igual ao  $\alpha$  da distribuição normal. Decide-se por  $H_1$  se:

$$L(x) = \frac{p(x; H_1)}{p(x; H_0)} > \gamma$$

onde:

$L(x)$ : razão de máxima verossimilhança de  $x$ ;

$p(x; H_1)$ : probabilidade de  $x$  pertencer à  $H_1$ ;

$p(x; H_0)$ : probabilidade de  $x$  pertencer à  $H_0$ ;

$\gamma$ : limiar entre as distribuições  $H_0$  e  $H_1$ .

O limiar é calculado a partir de:

$$p(x > \gamma_1 | H_0) = \alpha$$

$$P_{FA} = \int_{\{x:L(x)>\gamma\}} p(x; H_0) dx = \alpha$$

onde:

$p(x > \gamma_1 | H_0)$  : probabilidade de  $x$  ser maior que o limiar e pertencer à  $H_0$ ;

$\alpha$ : nível de significância do teste;

$P_{FA}$ : probabilidade de falsos alarmes;

$p(x; H_0)$ : probabilidade de  $x$  pertencer à  $H_0$ .

$L(x)$  é denominado de razão de verossimilhança pois indica para cada valor de  $x$  a verossimilhança de  $H_1$  versus a verossimilhança de  $H_0$ . A aplicação deste conjunto de equações para teste é chamado de teste de razão de verossimilhança (LRT).

Assim, pela teoria clássica de detecção, a definição das hipóteses, a caracterização das PDF's das hipóteses e o cálculo do limiar entre as hipóteses são o ponto de partida para a tomada de decisão.

Com base na teoria clássica de detecção, decide-se por  $H_1$  quando:

$$\frac{p(x|H_1)}{p(x|H_0)} > \gamma$$

Substituindo para uma PDF com distribuição normal, obtém-se:

$$\frac{\frac{1}{\sqrt{(2\pi\sigma_1^2)^N}} \exp - \frac{1}{2\sigma_1^2} [\sum_{i=1}^N (x[n] - \mu_1)^2 ]}{\frac{1}{\sqrt{(2\pi\sigma_0^2)^N}} \exp - \frac{1}{2\sigma_1^2} [\sum_{i=1}^N (x[n] - \mu_0)^2 ]} > \gamma .$$



O detector é então calculado utilizando os limiares encontrados e o teorema de Neyman-Pearson considerando a probabilidade de falsos alarmes definida:

$$P(x > \gamma | H_0) = P_{FA}.$$

---

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

---

### 4.1. Aspectos Gerais

A pesquisa desenvolvida é uma continuidade do estudo aprovado com o parecer 092/05 pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG–COEP). Este estudo foi desenvolvido no Laboratório de Avaliação e Pesquisa em Desempenho Cardiorrespiratório do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (LabCare) e no Núcleo de Estudos e Pesquisa em Engenharia Biomédica da Escola de Engenharia (NEPEB) da Universidade Federal de Minas Gerais, com financiamento da FAPEMIG. A todos os voluntários que participaram da pesquisa foi garantido o sigilo das informações, foram explicados os objetivos dos testes e da pesquisa bem como os procedimentos a serem utilizados. Cada voluntário assinou um termo de consentimento de participação na pesquisa (LOPES, 2009).

Os dados referentes a variações fisiológicas decorrentes da realização de atividade física progressiva foram coletados para posterior análise da variabilidade da frequência cardíaca com o intuito de estabelecer possível correlação com o limiar anaeróbico dos indivíduos. A coleta de dados utilizou métodos não-invasivos e foi realizada no LabCare em conjunto com o NEPEB durante a pesquisa realizada por Lopes (2009).

### 4.2. Coleta de Dados

Nas condições do teste desenvolvido por Lopes (2009), a seleção de indivíduos envolveu características específicas: homens jovens adultos (20 a 39 anos); sedentários, normotensos, não cardiopatas, não diabéticos, não tabagistas, não etilistas, com IMC entre 18 e 30 kg/m<sup>2</sup> e que não apresentaram patologias cardiovasculares ou respiratórias. Participaram deste teste 46 voluntários.

Antes do teste foram realizadas anamnese, exame físico dos indivíduos e eletrocardiografia (ECG) em repouso utilizando um eletrocardiógrafo de 12 derivações (DI, DII, DIII, AVF, AVL, V1, V2, V3, V4, V5 e V6). Na anamnese e no exame físico foram observados: pressão arterial em repouso, frequência cardíaca, altura, peso, IMC, avaliação postural e muscular, e ausculta cardíaca e pulmonar. As seguintes condições foram definidas para a realização do teste (LOPES, 2009):

- ✓ mesmo período do dia;
- ✓ utilização de roupas e sapatos confortáveis;
- ✓ evitar ingestão de estimulantes como chocolate, álcool ou café no mínimo 3 horas antes do teste;
- ✓ fazer refeição leve pelo menos 3 horas antes do teste;
- ✓ não realizar atividade física extenuante por 24 horas antes do teste;
- ✓ temperatura do ambiente controlada (18 à 22°C);
- ✓ umidade relativa do ar controlada (50 à 60%);
- ✓ não realizar contrações com os braços ao segurar na barra da esteira;
- ✓ não falar durante o teste.

Foram definidas algumas condições para interrupção do teste, caso necessário: mal estar, tontura, outros sintomas que impossibilitassem a continuidade do teste. Os indivíduos foram orientados a sinalizar por meio de gestos a existência destas condições (LOPES, 2009).

### **Equipamentos Utilizados**

Os equipamentos utilizados durante o teste desenvolvido por Lopes (2009) foram:

- ✓ Sistema computadorizado de análise ergoespirométrica (Medical Graphics® CPX) – análise de mudanças no comportamento das variáveis ventilatórias e metabólicas.
- ✓ Oxímetro (Medicaid Model 340) – acoplado ao ergoespirômetro para medição da saturação periférica de oxigênio (SpO<sub>2</sub>).
- ✓ Eletrocardiógrafo de 12 canais (Welch Allyn, Skaneateles Falls) – acompanhamento durante todo o teste.

- ✓ Cardíofrequencímetro (Polar Advantage S-810) – registro da frequência cardíaca batimento a batimento. A coleta dos dados relacionados à frequência cardíaca foi feita utilizando o monitor cardíaco Polar® e seu respectivo software.
- ✓ Esteira com inclinação variável – incrementos de velocidade e inclinação calculados em função da idade, velocidade e ângulo (esteira ergométrica Millenium Classic CI – Inbramed/Inbrasport®).
- ✓ Esfignomanômetro (Diasyst®) e estetoscópio (Littmann Classic II S.E.®) – acompanhamento da pressão arterial e ausculta cardíaca na região braquial.

### **Protocolo de Teste**

De acordo com o protocolo experimental elaborado por Lopes (2009), o teste consistiu em um exercício físico tipo rampa em esteira com inclinação variável, subdividido da seguinte forma:

- ✓ Repouso – 3 minutos de repouso ortoestático sobre a esteira.
- ✓ Aquecimento – 3 minutos de fase preparatória para estabilização dos dados vitais.
- ✓ Incrementos de velocidade e inclinação da esteira – a cada 10 segundos até 8 minutos em média (a velocidade e a inclinação da esteira são individualizados de acordo com a idade e a situação anterior - interpolação) até que o indivíduo atinja 90% da frequência cardíaca máxima de acordo com a fórmula de Karvonen ( $FC_{max} = 220 - \text{idade}$ ).
- ✓ Recuperação ativa – 3 minutos de caminhada com velocidade e inclinação iguais à fase preparatória.
- ✓ Repouso sentado – 2 minutos até o restabelecimento das condições basais.

As séries de intervalos RR de 46 voluntários foram captadas e armazenadas pelo cardíofrequencímetro Polar Advantage® S810. O transmissor do cardíofrequencímetro foi posicionado no tórax dos voluntários, na região do quinto espaço intercostal com os eletrodos umedecidos. O receptor foi posicionado no pulso, como relógio comum. Os dados do Polar foram transferidos para um banco de dados do software instalado em um microcomputador (LOPES, 2009).

Durante a pesquisa de Lopes (2009), o padrão ouro para o limiar anaeróbico foi determinado por três profissionais da área de saúde por método visual gráfico via análise de curvas de gases obtidas pela ergoespirometria.

A partir dos dados coletados dos 46 voluntários, 13 foram excluídos devido à presença de uma grande quantidade de artefatos no método visual gráfico (LOPES, 2009).

### 4.3. Pré-Processamento do Sinal

Neste trabalho, 33 séries de intervalos RR foram estudadas para a determinação do limiar anaeróbico. Os cálculos deste estudo foram realizados utilizando programas elaborados no software MATLAB®.

Uma avaliação cuidadosa na busca de erros de registro determinou a exclusão de 11 séries de dados devido aos seguintes problemas: indivíduos que não apresentaram no mínimo 3 minutos no período preparatório do teste (1); indivíduos com problemas de registro do tempo entre os batimentos cardíacos – perda de intervalos RR (10).

Desta forma, para o desenvolvimento desta pesquisa, foram analisados dados de 22 indivíduos, com as características apresentadas na Tabela 4.1.

TABELA 4.1  
Estatística das Características Antropométricas dos Indivíduos

<b>Característica antropométrica</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>Peso (Kg)</b>	<b>Altura (m)</b>	<b>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</b>
Média	25,23	70,71	1,77	22,57
Mínimo	20	51,30	1,64	17,75
Máximo	34	104,30	1,92	30,00

Os intervalos RR medidos pelo monitor cardíaco foram utilizados para o cálculo das frequências cardíacas instantâneas:

$$FC = \frac{60}{RR},$$

onde FC é a frequência cardíaca em batimentos por minuto (bpm) e RR é o tempo entre os batimentos cardíacos em segundos.

Em seguida, a filtragem da série de dados de frequência cardíaca foi realizada para a eliminação de artefatos. Foi utilizado um filtro de média móvel (MA3) para a identificação do artefato. O artefato é encontrado quando a saída do filtro (média aritmética dos três últimos valores) é maior ou menor que 85% do valor do dado atual. O ponto identificado como artefato foi descartado e substituído pela média aritmética dos valores imediatamente anterior e posterior (KAMATH et al, 2005; LOPES, 2009). A série de frequência cardíaca com e sem artefatos de um dos voluntários que realizaram o teste está apresentada na Figura 4.1.

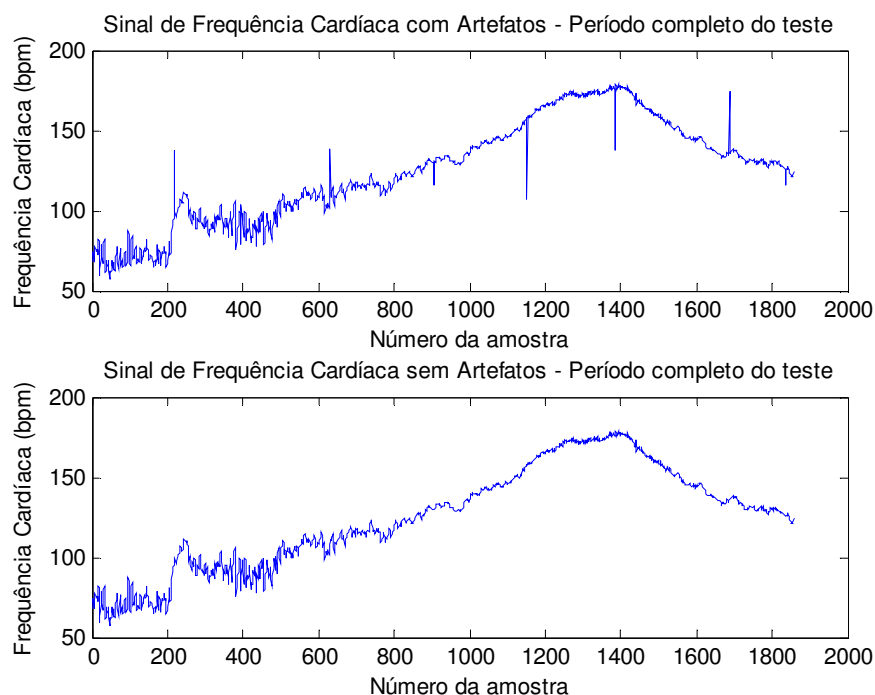


Figura 4.1 – Filtragem do sinal de frequência cardíaca de um dos voluntários do estudo.

#### 4.4. Subdivisão dos Dados em Períodos

As séries de frequência cardíaca foram subdivididas em períodos para posterior tratamento matemático com as ferramentas de detecção de sinais. Os períodos do protocolo de teste foram utilizados como referência. Foram realizadas várias simulações de subdivisão do período incremental de cada indivíduo sendo que, para realização do estudo, três formas de subdivisão foram utilizadas:

##### 4.4.1. Subdivisão I

Os dados foram subdivididos de acordo com os períodos do protocolo de teste desconsiderando o período de recuperação ativa, uma vez que o mesmo ocorre após a retirada do esforço progressivo (Figura 4.2).

1. Período de repouso: corresponde ao período de repouso do teste.
2. Período de preparação: corresponde ao período preparatório do teste.
3. Período incremental: corresponde ao período incremental do teste.

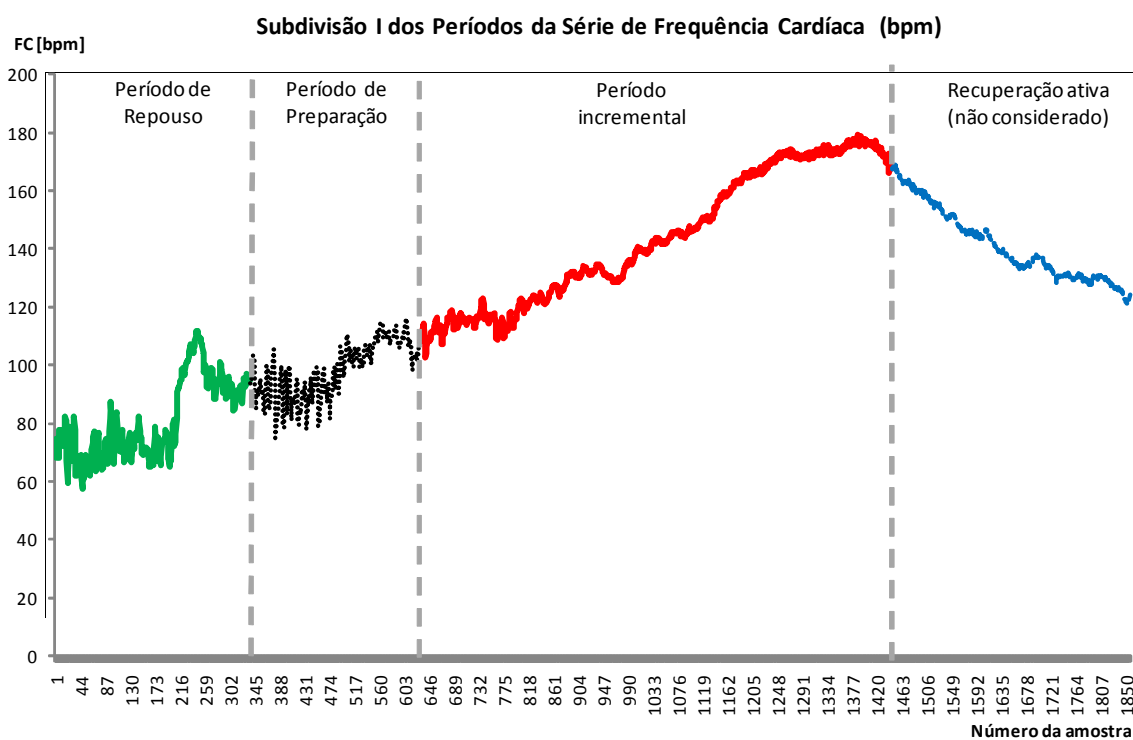


Figura 4.2 – Subdivisão I da série de dados de frequência cardíaca de um dos voluntários do estudo.

#### 4.4.2. Subdivisão II

Os dados foram subdivididos de acordo com os períodos do protocolo de teste desconsiderando o período de recuperação ativa, mas com o período incremental subdividido em duas partes (Figura 4.3).

1. Período de repouso: corresponde ao período de repouso do teste.
2. Período de preparação: corresponde ao período preparatório do teste.
3. Período incremental 1: subdivisão do período denominado incremental do teste executado. Este período corresponde a 25% dos dados a partir do início do período incremental de teste.
4. Período incremental 2: restante dos dados do período incremental (75%) até sua finalização.

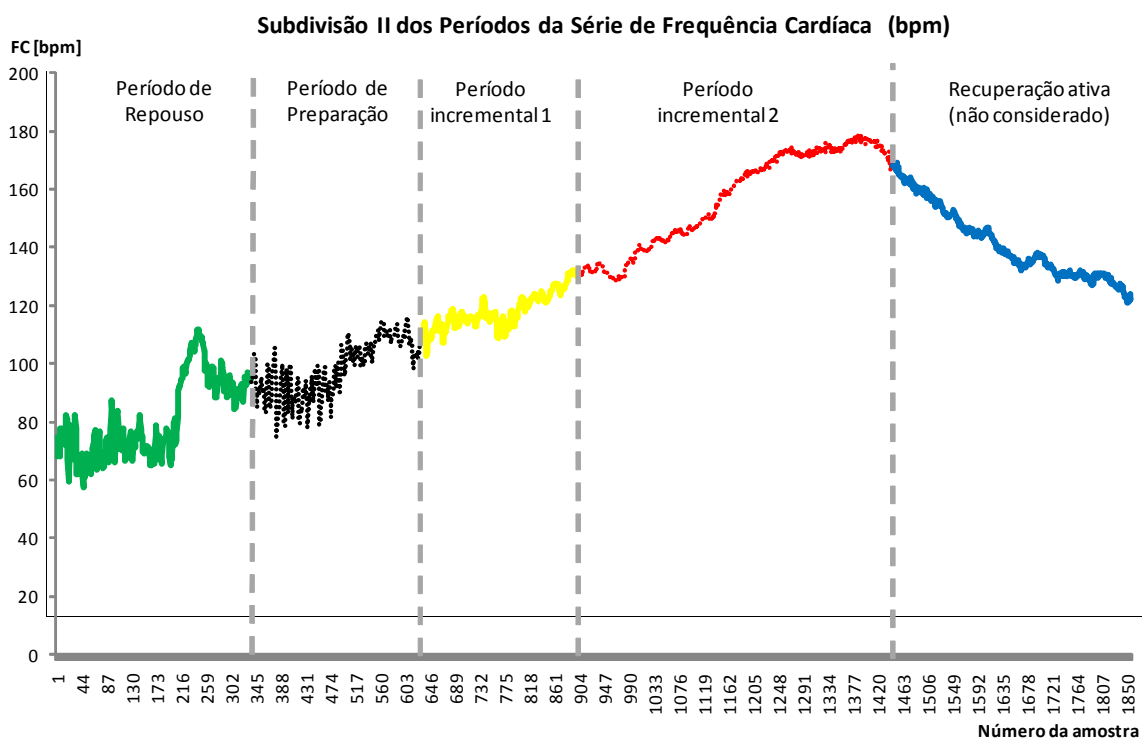


Figura 4.3 – Subdivisão II da série de dados de frequência cardíaca de um dos voluntários do estudo.

#### 4.4.3. Subdivisão III

Os dados foram subdivididos de acordo com os períodos do protocolo de teste desconsiderando o período de recuperação ativa. O período incremental foi



subdividido em duas partes como na subdivisão II, mas a subdivisão utilizada foi alterada (Figura 4.4).

1. Período de repouso: corresponde ao período de repouso do teste
2. Período de preparação: corresponde ao período preparatório do teste
3. Período incremental 1: subdivisão do período denominado incremental do teste executado. Este período corresponde a 75% dos dados a partir do início do período incremental de teste.
4. Período incremental 2: restante dos dados do período incremental (25%) até sua finalização.

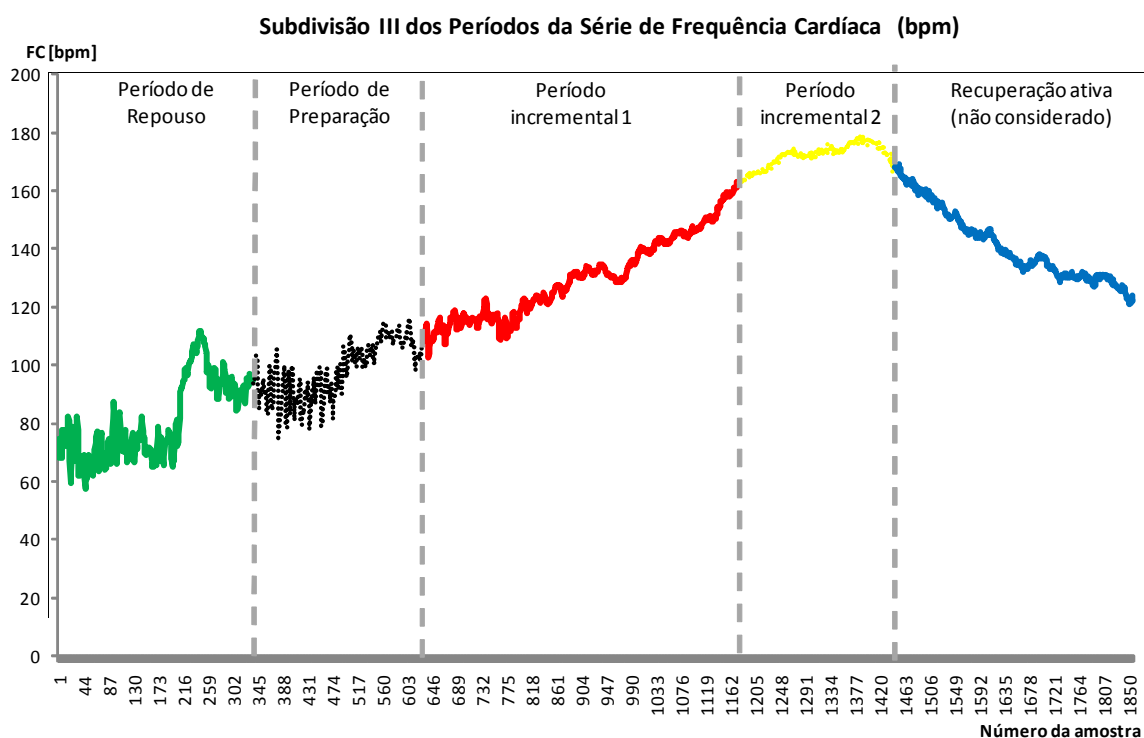


Figura 4.4 – Subdivisão III da série de dados de frequência cardíaca de um dos voluntários do estudo.

Os períodos de recuperação ativa e de repouso pós-teste não foram considerados para o cálculo do detector uma vez que ocorrem após a redução do esforço físico e não influenciam a identificação do limiar anaeróbico.

#### 4.5. Detecção do Limiar Anaeróbico

A teoria de detecção foi utilizada para a identificação do limiar anaeróbico. Foi feita a identificação da distribuição dos dados de frequência cardíaca iniciando com os cálculos das médias e o desvio padrão a partir dos dados de cada um dos períodos. A partir das séries de dados foram gerados os histogramas.

O teste de Kolmogorov-Smirnoff foi aplicado aos períodos de repouso e as distribuições dos dados foram consideradas normais para 20 dos 22 voluntários. O histograma de um dos voluntários que apresentou distribuição normal está apresentado na Figura 4.5. A Figura 4.6 mostra o histograma de um dos voluntários que não apresentou distribuição normal. Portanto, nesta etapa, foram excluídos os 2 voluntários cujo período de repouso não foi identificado como uma distribuição normal. A partir de então, todas as análises e cálculos foram feitos com os dados de 20 voluntários.

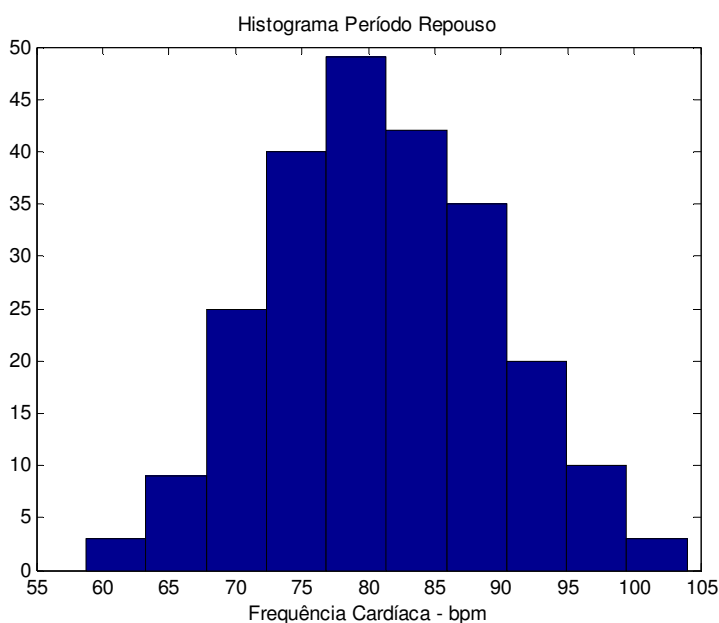


Figura 4.5 – Histograma da série de dados de um dos voluntários do estudo que apresentou distribuição normal.

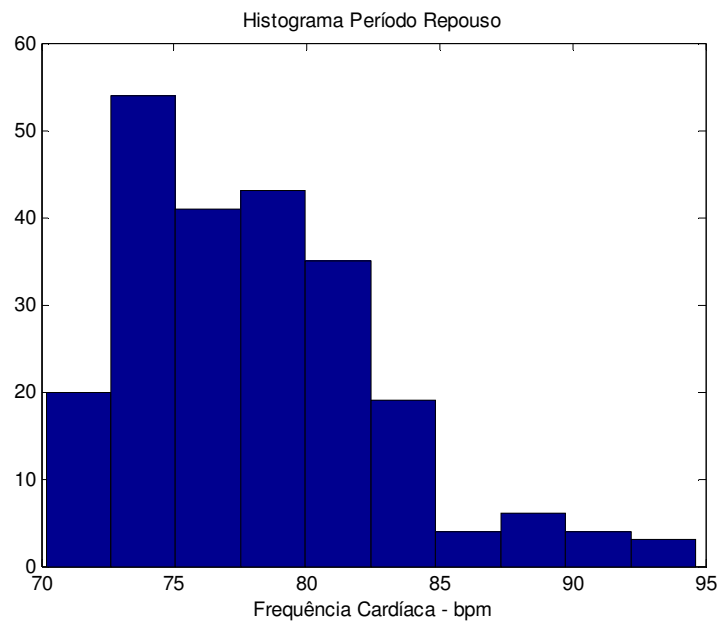


Figura 4.6 – Histograma da série de dados de um dos voluntários do estudo que não apresentou distribuição normal.

Para formulação das hipóteses a serem testadas, foram utilizados os períodos definidos previamente:

$$H_i = w_i[n] \sim N(\mu_i, \sigma_i^2),$$

sendo que  $i$  pode variar de 0 a 3, conforme segue:

### Subdivisão I

$i = 0 \rightarrow H_0$  : distribuição do período de repouso

$i = 1 \rightarrow H_1$  : distribuição do período de preparação

$i = 2 \rightarrow H_2$  : distribuição do período incremental

### Subdivisão II

$i = 0 \rightarrow H_0$  : distribuição do período de repouso

$i = 1 \rightarrow H_1$  : distribuição do período de preparação

$i = 2 \rightarrow H_2$  : distribuição do período incremental 1

$i = 3 \rightarrow H_3$  : distribuição do período incremental 2

### **Subdivisão III**

$i = 0 \rightarrow H_0$  : distribuição do período de repouso

$i = 1 \rightarrow H_1$  : distribuição do período de preparação

$i = 2 \rightarrow H_2$  : distribuição do período incremental 1

$i = 3 \rightarrow H_3$  : distribuição do período incremental 2

Foram geradas as funções de distribuição de probabilidade normais de cada uma das hipóteses a partir da média e do desvio padrão de cada período e para cada subdivisão:

$$p(x|H_i) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_i^2}} e^{-\frac{1}{2\sigma_i^2}(x[n]-\mu_i)^2},$$

onde:

$p(x|H_i)$ : probabilidade de  $x$  pertencer à hipótese  $H_i$ ;

$\mu_i$ : média da distribuição da hipótese  $H_i$ ;

$\sigma_i^2$ : variância da distribuição do hipótese  $H_i$ .

Para cada uma das três subdivisões foram geradas as funções de distribuição de probabilidade normais das hipóteses.

### **Subdivisão I**

A Figura 4.7 apresenta as distribuições para a subdivisão I:

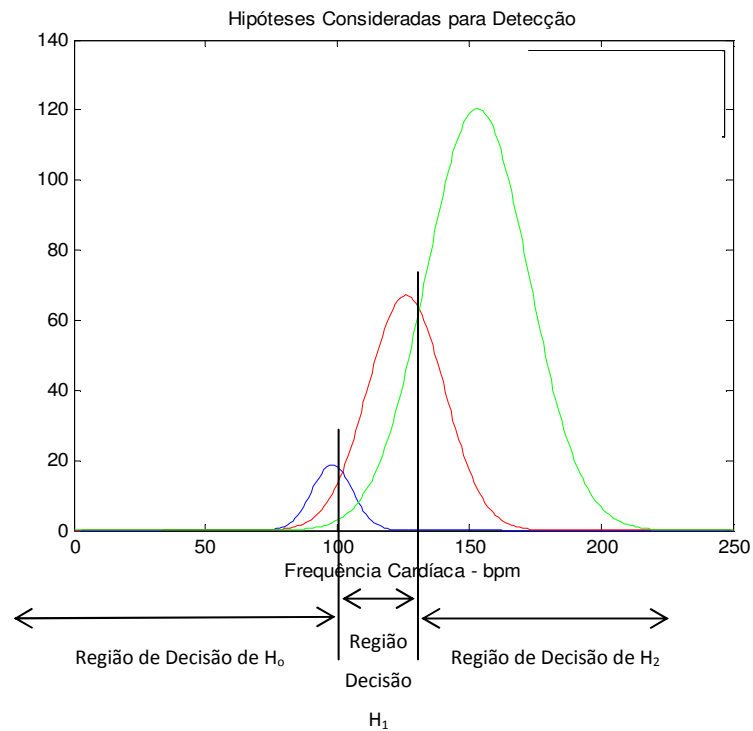


Figura 4.7: Distribuição das Hipóteses e Localização dos Limiares para a Subdivisão I

$$p(x|H_0) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_0^2}} e^{-\frac{1}{2\sigma_0^2}(x[n]-\mu_0)^2}$$

$$p(x|H_1) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_1^2}} e^{-\frac{1}{2\sigma_1^2}(x[n]-\mu_1)^2}$$

$$p(x|H_2) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_2^2}} e^{-\frac{1}{2\sigma_2^2}(x[n]-\mu_2)^2}$$

Com base na teoria clássica de detecção, decide-se por  $H_1$  quando:

$$\frac{p(x|H_1)}{p(x|H_0)} > \gamma_1$$

Decide-se por  $H_2$  quando:

$$\frac{p(x|H_2)}{p(x|H_1)} > \gamma_2$$

Considerando N amostras estatisticamente independentes, foram calculados os limiares entre as distribuições das subdivisões I, II e III. Como as características dos períodos variam de indivíduo para indivíduo, foi feita uma normalização dos dados tomando como referência a variância em cada um dos períodos correspondentes a cada indivíduo, isto é:

$$\sigma_0^2 = \sigma_1^2 = \sigma_2^2 = \sigma_3^2 = 1 .$$

A normalização da energia (Figura 4.8) dos dados em cada período faz com que o cálculo do detector seja feito como base na variância correspondente à distribuição normal padronizada, ou seja, igual à 1. Isto não gera efeito para o detector, uma vez que foi utilizado um detector de média. Com base na teoria clássica de detecção, foram calculados os limiares entre as distribuições de cada um dos períodos para identificação das regiões de decisão das hipóteses formuladas.

O detector calculado utilizando cada um destes limiares correspondeu à média da distribuição de probabilidade. Os cálculos foram realizados utilizando o Teorema de Neyman-Pearson considerando uma possibilidade de falsos alarmes de 5%:

$$P(\gamma''' < \bar{x} < \gamma'' | H_2) = 0,05 .$$

Utilizando os limiares calculados foram geradas as distribuições de frequências de cada uma das hipóteses formuladas para cada subdivisão dos períodos de teste para verificação da ocorrência de erros.

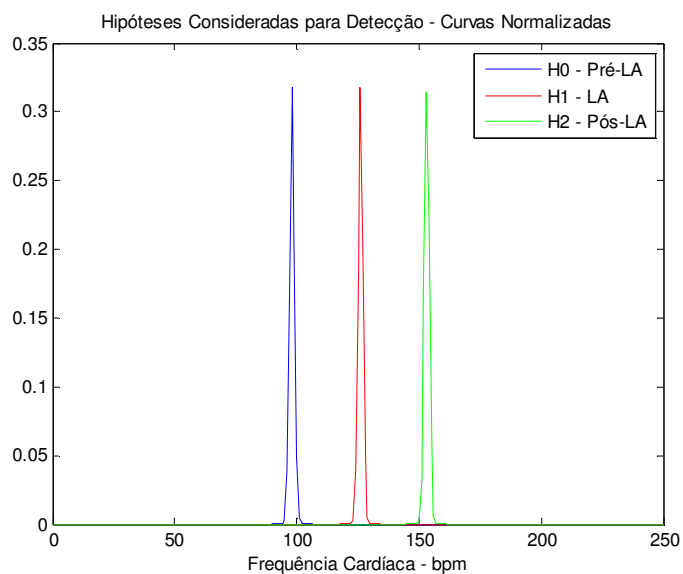


Figura 4.8: Distribuição das Hipóteses com Normalização da Energia dos Dados para a Subdivisão I

### Subdivisão II e Subdivisão III

Para as subdivisões II e III foi utilizada a mesma metodologia para cálculo do detector, mas considerando quatro hipóteses. A Figura 4.9 apresenta a subdivisão II proposta neste estudo.

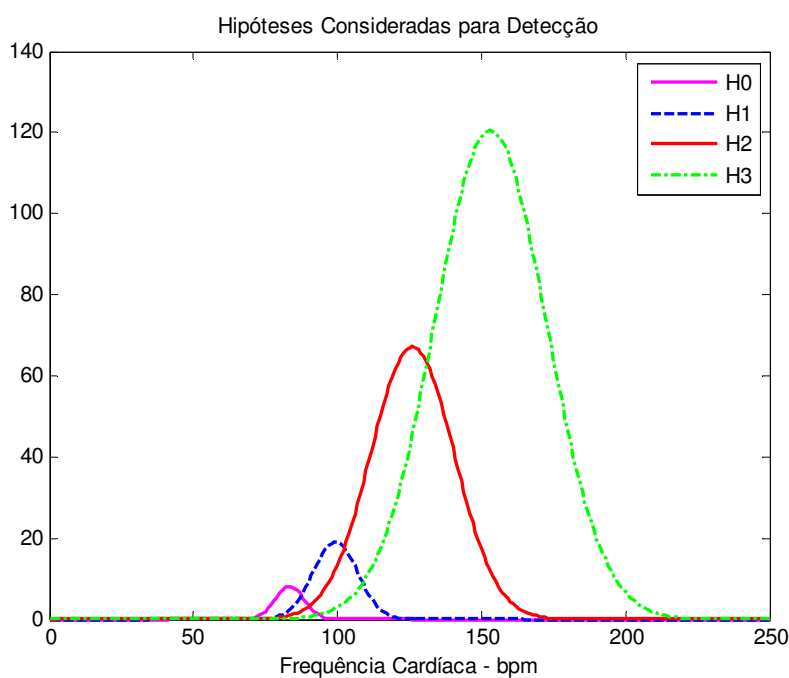


Figura 4.9: Distribuição das Hipóteses para a Subdivisão II

---

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

---

Utilizando os limiares calculados pela teoria clássica de detecção, foram encontradas as distribuições de frequências das hipóteses de acordo como as subdivisões propostas. Ocorreram falsos positivos (erro tipo I) abaixo de 5% para as três subdivisões (I, II e III). Não ocorreram perdas ou falsos negativos (erro do tipo II). O fato de haver falsos positivos acarretaria em prejuízo para a prescrição da atividade física uma vez que seria considerado um menor valor de FC para o limiar anaeróbico e, conseqüentemente, não se atingiria todos os benefícios cardiovasculares possíveis. Quanto à ausência dos falsos negativos, a situação é desejada, pois se evita o sobre-esforço na atividade física. Com base nestes resultados, pode-se dizer que não há risco de que o indivíduo atinja o limiar anaeróbico sem que este seja identificado pelo detector proposto.

Utilizando o detector de média foi possível identificar um limiar de anaerobiose para cada uma das hipóteses de cada uma das subdivisões de períodos. Para validação dos dados, a referência foi o limiar anaeróbico identificado pelo padrão ouro (ergoespirometria).

O padrão ouro correspondeu à média dos limiares anaeróbicos identificados por três profissionais da área de saúde a partir da análise visual gráfica (Examinador 1, Examinador 2 e Examinador 3). O instante de tempo acumulado do teste no ponto identificado como o limiar anaeróbico por cada um dos três Examinadores está apresentado na Tabela 5.1. Foi também analisado o valor absoluto da diferença entre os instantes de tempo indicados como limiar anaeróbico entre os Examinadores (dois a dois) para a identificação do valor máximo desta diferença. As diferenças entre dois Examinadores e o valor absoluto máximo da diferença encontrada estão apresentadas na Tabela 5.1.

A Figura 5.1 apresenta os limiares encontrados por cada um dos examinadores para cada voluntário do teste e a média entre os examinadores é o valor do limiar anaeróbico considerado padrão ouro.



TABELA 5.1  
Identificação do Limiar Anaeróbico pela Ergoespirometria

Identificação do Limiar Anaeróbico pela Ergoespirometria - Padrão Ouro								
Valores de tempo do limiar anaeróbico em relação ao tempo de teste (ms)								
Examinador 1	Examinador 2	Examinador 3	Média entre examinadores	Diferença entre examinadores 1 e 2	Diferença entre examinadores 1 e 3	Diferença entre examinadores 2 e 3	Valor máximo da diferença entre examinadores	
1	783	758	674	738	25	109	84	109
2	621	620	611	617	1	10	9	10
3	690	605	610	635	85	80	5	85
4	580	704	574	619	124	6	130	130
5	544	541	541	542	3	3	0	3
6	569	565	565	566	4	4	0	4
7	633	640	635	636	7	2	5	7
8	560	560	563	561	0	3	3	3
9	628	630	626	628	2	2	4	4
10	568	571	630	590	3	62	59	62
11	571	580	529	560	9	42	51	51
12	504	661	661	609	157	157	0	157
13	537	561	522	540	24	15	39	39
14	601	598	611	603	3	10	13	13
15	524	535	557	539	11	33	22	33
16	589	589	581	586	0	8	8	8
17	553	527	530	537	26	23	3	26
18	645	636	565	615	9	80	71	80
19	678	644	634	652	34	44	10	44
20	462	526	514	501	64	52	12	64

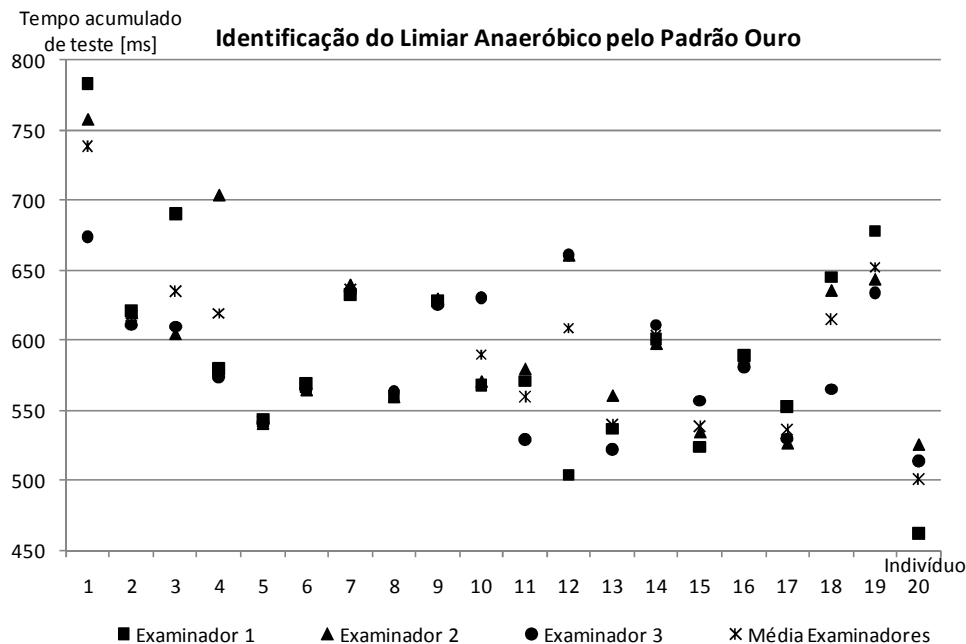


Figura 5.1: Limiar anaeróbico identificado por cada um dos três examinadores e média entre examinadores (padrão ouro)

O detector utilizado neste estudo identificou inicialmente a frequência cardíaca do limiar anaeróbico, para em seguida ser calculado o tempo acumulado de

teste em que este limiar ocorreu. Este tempo acumulado é o limiar anaeróbico identificado pelo detector. Para avaliar o desempenho do detector foi calculada e avaliada a correlação entre os limiares identificados pelo detector proposto e pelo padrão ouro para cada uma das subdivisões propostas.

Foi ainda realizada uma análise comparativa da diferença máxima entre os examinadores (comparados dois a dois) na identificação do limiar anaeróbico pelo padrão ouro com a diferença entre os limiares anaeróbicos identificados pelos dois métodos (padrão ouro e detector). Esta comparação foi realizada para as subdivisões I, II e III propostas.

As Tabelas 5.2, 5.3 e 5.4 comparam o limiar anaeróbico definido pelo padrão ouro com o limiar anaeróbico identificado pelo detector e o valor máximo da diferença entre os examinadores com a diferença entre o padrão ouro e limiar anaeróbico identificado pelo detector para as subdivisões I, II e III, respectivamente.

A Figura 5.2 apresenta os limiares anaeróbicos identificados por cada um dos detectores comparado com o padrão ouro, sendo:

- ✓ Detector I – corresponde ao detector calculado para a subdivisão I
- ✓ Detector II – corresponde ao detector calculado para a subdivisão II
- ✓ Detector III – corresponde ao detector calculado para a subdivisão III

Analisando a Figura 5.2 é possível perceber que o detector calculado a partir da subdivisão III é o que apresenta o limiar anaeróbico mais próximo do padrão ouro.

TABELA 5.2

Comparação entre o limiar anaeróbico identificado pelo detector e pelo padrão ouro para a Subdivisão I

Período Incremental Completo				
Comparação entre o limiar anaeróbico identificado pelo padrão ouro e pelo detector				
Valores de tempo do limiar anaeróbico em relação ao tempo de teste (ms)				
	Limiar identificado pelo padrão ouro (média entre examinadores)	Limiar identificado pelo detector	Diferença entre limiar do padrão ouro e do detector	Valor máximo da diferença entre examinadores
1	738	1123	385	109
2	617	989	372	10
3	635	1031	396	85
4	619	644	25	130
5	542	632	90	3
6	566	615	49	4
7	636	970	334	7
8	561	645	84	3
9	628	763	135	4
10	590	917	327	62
11	560	933	373	51
12	609	964	355	157
13	540	1035	495	39
14	603	998	395	13
15	539	923	384	33
16	586	807	221	8
17	537	709	172	26
18	615	920	305	80
19	652	818	166	44
20	501	482	19	64

TABELA 5.3

Comparação entre o limiar anaeróbico identificado pelo detector e pelo padrão ouro para a Subdivisão II

Período Incremental Subdividido em 25% e 75% dos dados - Valores dos 75% finais dos dados				
Comparação entre o limiar anaeróbico identificado pelo padrão ouro e pelo detector				
Valores de tempo do limiar anaeróbico em relação ao tempo de teste (ms)				
	Limiar identificado pelo padrão ouro (média entre examinadores)	Limiar identificado pelo detector	Diferença entre limiar do padrão ouro e do detector	Valor máximo da diferença entre examinadores
1	738	1141	403	109
2	617	1006	389	10
3	635	1048	413	85
4	619	713	94	130
5	542	827	285	3
6	566	704	138	4
7	636	979	343	7
8	561	778	217	3
9	628	1259	631	4
10	590	1002	412	62
11	560	1325	765	51
12	609	1039	430	157
13	540	1147	607	39
14	603	1099	496	13
15	539	1117	578	33
16	586	905	319	8
17	537	827	290	26
18	615	1192	577	80
19	652	1078	426	44
20	501	682	181	64

TABELA 5.4

Comparação entre o limiar anaeróbico identificado pelo detector e pelo padrão ouro para a Subdivisão III

Período Incremental Subdividido em 75% e 25% dos dados - Valores dos 75% iniciais dos dados				
Comparação entre o limiar anaeróbico identificado pelo padrão ouro e pelo detector				
Valores de tempo do limiar anaeróbico em relação ao tempo de teste (ms)				
	Limiar identificado pelo padrão ouro (média entre examinadores)	Limiar identificado pelo detector	Diferença entre limiar do padrão ouro e do detector	Valor máximo da diferença entre examinadores
1	738	757	19	109
2	617	621	4	10
3	635	628	7	85
4	619	636	17	130
5	542	538	4	3
6	566	558	8	4
7	636	632	4	7
8	561	560	1	3
9	628	625	3	4
10	590	597	7	62
11	560	513	47	51
12	609	675	66	157
13	540	561	21	39
14	603	593	10	13
15	539	513	26	33
16	586	591	5	8
17	537	529	8	26
18	615	634	19	80
19	652	652	0	44
20	501	472	29	64

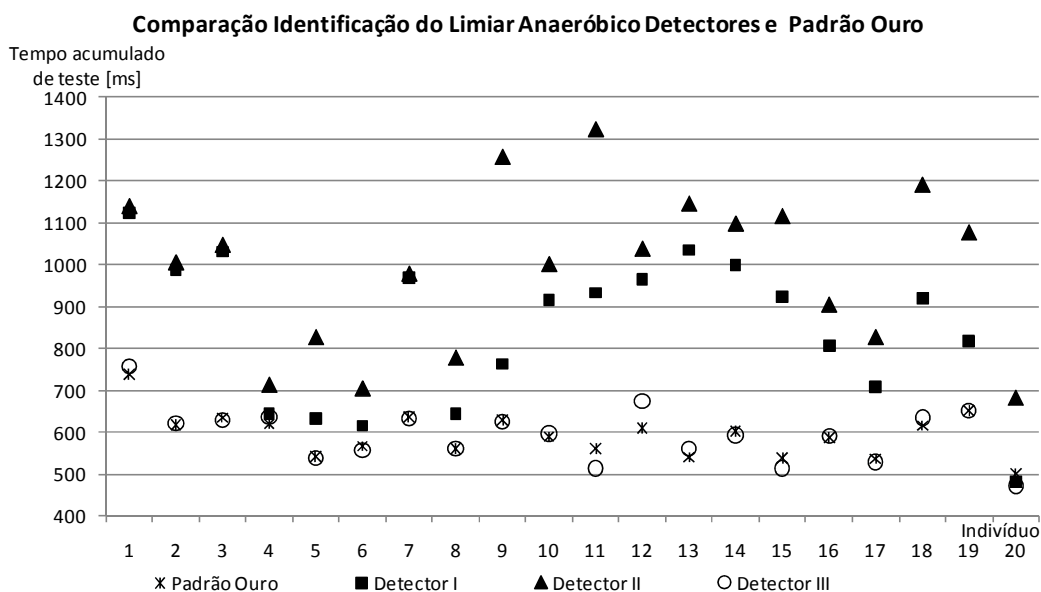


Figura 5.2: Comparação limiar anaeróbico identificado pelo padrão ouro e pelos detectores de cada uma das três subdivisões dos períodos

Os coeficientes de correlação de Pearson entre os limiares encontrados pelos dois métodos (detector e padrão ouro) para cada uma das subdivisões estão apresentados na Tabela 5.5.

TABELA 5.5  
Valores da correlação entre métodos para cada uma das subdivisões de períodos

Coeficiente de Correlação de Pearson (detector e padrão ouro)	
Subdivisão I	0,5593
Subdivisão II	0,3788
Subdivisão III	0,9486

Pode ser observado que a melhor correlação é para a subdivisão III em que o período incremental é subdividido em dois períodos, o primeiro contendo os 75% iniciais dos dados e o segundo contendo os 25% restantes dos dados. Os 75% iniciais dos dados do período incremental contém as informações referentes ao crescimento da frequência cardíaca em resposta ao esforço incremental do tipo rampa. Os 25% finais dos dados contêm os valores tendendo à frequência cardíaca máxima e, portanto, contêm informações em que começa a ocorrer sobrecarga no sistema cardiovascular. O valor encontrado de 0,9486 demonstra uma forte correlação entre o padrão ouro e o detector calculado para os dados dos 20 indivíduos analisados.

A técnica utilizada neste estudo requer recursos computacionais, mas é de simples implementação e utilização e não requer alto nível de investimento. Em comparação com a utilização da ergoespirometria, ela apresenta um custo menor.

Como comparação, foi realizada uma análise dos dados obtidos pelo limiar anaeróbico identificado pelo detector proposto nesta pesquisa e identificado na pesquisa anterior realizada por Lopes (2009). Os valores de correlação obtidos nos dois trabalhos são apresentados na Tabela 5.6.

TABELA 5.6

Valores da correlação entre métodos para cada uma das subdivisões de períodos

		Coeficiente de Correlação de Pearson (modelos matemáticos e padrão ouro)
Pesquisa atual	Subdivisão I	0,5593
	Subdivisão II	0,3788
	Subdivisão III	0,9486
Pesquisa Lopes, 2009	Cusum	0,6000
	Análise espectral	0,8500
	RARMA	0,7300

A melhor correlação encontrada foi na pesquisa atual com a subdivisão III, seguida pela utilização da análise espectral e do modelo auto regressivo de média móvel recursivo – RARMA (ambos na pesquisa desenvolvida por Lopes, 2009).

Os resultados sugerem que a FC pode ser usada na determinação do limiar anaeróbico nas condições experimentais propostas nestes trabalhos, de forma simples e não invasiva, corroborando resultados obtidos em várias referências da literatura, conforme apontado por Conconi (1982), Higa (2006), Pozzi (2006), Novais (2006), Oliveira (2007) e Lopes (2009).

Houve um ganho significativo na correlação com a utilização deste novo método, não obstante ele ter sido aplicado nas séries de frequência cardíaca de 20 voluntários, enquanto os resultados de Lopes (2009) foram obtidos com dados de 33 voluntários. Testes da nova metodologia devem ser realizados com mais séries temporais para refletir melhor a dinâmica da população estudada.

Não foram encontrados até o momento trabalhos na literatura que fizessem uso específico da técnica clássica de detecção de sinais para a determinação do limiar anaeróbico, mas os resultados deste trabalho sugerem que tal técnica pode ser usada de forma promissora.

A Tabela 5.7 apresenta ainda uma análise comparativa com outros estudos que tiveram como objetivo o desenvolvimento de técnicas para identificação do limiar anaeróbico.

TABELA 5.7

Valores da correlação encontrada entre métodos de diferentes estudos

<b>Padrão Ouro</b>	<b>Estudo</b>		<b>Correlação</b>
Concentração de Lactato	Conconi, 1982		0,99
	Oliveira, 2007		0,78
Análise Visual Gráfica Ergoespirometria	Higa, 2006	Jovens	0,42
		Pós-menopausa	0,87
	Novais, 2006	Saudáveis	0,94
		Coronariopatas	0,84
	Pozzi, 2006	Hinkley	0,81
		Heteroscedástico	0,79
	Lopes, 2009	Cusum	0,60
		Análise Espectral	0,85
		RARMA	0,73
	Este estudo	Subdivisão I	0,56
		Subdivisão II	0,38
Subdivisão III		0,95	

Nos estudos realizados por Conconi (1982) e Oliveira (2007), o padrão de referência (padrão ouro) do limiar anaeróbico encontrado foi a concentração sanguínea de lactato, enquanto nos demais estudos foi utilizado o método visual gráfico dos dados coletados por ergoespirometria. A análise comparativa entre os estudos relacionados à utilização da frequência cardíaca para identificação do limiar anaeróbico pode ser realizada segundo vários critérios.

### **Análise do valor encontrado na correlação**

A maior correlação encontrada foi a do teste realizado por Conconi (1982) que apresentou uma correlação de 0,99, ou seja, os limiares identificados tanto pelo método de análise da concentração de lactato sanguíneo (padrão ouro do estudo) quanto pelo método de análise da mudança de comportamento da curva de frequência cardíaca foram praticamente coincidentes. Apesar do resultado promissor, o caráter invasivo e o intervalo entre as coletas para análise do lactato (a cada 5 minutos) mostraram que a técnica necessitaria de melhorias metodológicas.

A menor correlação encontrada foi a deste estudo considerando a segunda subdivisão dos períodos de teste (25% e 75%). Ao considerar esta subdivisão, o limiar passa a ser identificado em um conjunto de dados que exclui os menores valores da série de dados referentes ao período de teste incremental. Isto faz com que o detector identifique um valor acima do limiar identificado pelo padrão ouro.

### **Análise de variabilidade da correlação em diferentes “padrões ouro”**

Em relação aos estudos citados nesta pesquisa, é possível verificar que a faixa de variação dos valores de correlação entre a identificação do limiar anaeróbico pela frequência cardíaca e o padrão ouro é maior quando o padrão ouro utilizado é a análise visual gráfica. Nos limiares anaeróbicos identificados considerando o limiar de lactato como padrão ouro nas pesquisas de Conconi *et al* (1982) e Oliveira (2007), as correlações variam de 0,78 à 0,99. Nos limiares anaeróbicos identificados considerando a ergoespirometria como padrão ouro, como em Higa (2006), Novais (2006), Pozzi *et al* (2006), Lopes (2009) e nesta pesquisa, as correlações variam de 0,42 à 0,95. Como esta análise considerou o estudo de 5 grupos de pesquisadores diferentes para a identificação do limiar anaeróbico a partir da variabilidade da frequência cardíaca com o padrão ouro definido como a ergoespirometria e o estudo de 2 grupos de pesquisadores diferentes para a identificação do limiar anaeróbico com o padrão ouro definido como a concentração sanguínea de lactato, é importante realizar mais análises para concluir o efeito que a definição do padrão ouro apresenta em relação ao limiar anaeróbico identificado pela frequência cardíaca.

### **Variações de correlação na mesma base de dados com utilização de diferentes ferramentas**

Analisando as correlações oriundas da utilização da mesma base de dados, é possível constatar que a ferramenta de identificação do limiar anaeróbico tem uma forte influência nos resultados. Duas pesquisas ilustram bem esta situação. A primeira é a pesquisa realizada por Lopes em 2009 que apresenta uma faixa de variação de correlação de 0,60 a 0,85 para a aplicação de diferentes ferramentas, isto é, Cusum, Análise Espectral e modelo RARMA. A segunda é o estudo realizado



nesta pesquisa que apresenta valores de correlação de 0,38 a 0,95 utilizando a mesma expressão algébrica de detector, mas realizando diferentes subdivisões dos períodos de teste. A maior faixa de variação observada é decorrente das características da ferramenta utilizada; a teoria de detecção é baseada no teste de hipóteses de forma que a definição das hipóteses e a caracterização de sua distribuição são críticas para o desempenho do detector. Estes dois estudos ainda apresentam outras características comuns: a base de dados é a mesma e o padrão ouro é o mesmo (ergoespirometria). Como diferença pode-se citar as análises realizadas no domínio do tempo (pesquisa atual) e no domínio da frequência (pesquisa realizada por Lopes, 2009). A análise no domínio do tempo considera os dados em suas variações ao longo do tempo e a análise no domínio da frequência realiza a análise dos dados de acordo com sua variação em seu espectro de frequências.

#### **Valores de correlação com mesmos protocolos de teste, mesmas ferramentas e diferentes grupos**

Nas pesquisas realizadas por Higa (2006) e Novais (2006), foram utilizados em cada uma delas mesmos protocolos de teste e mesmas ferramentas de identificação do limiar anaeróbico em grupos distintos de indivíduos. Na pesquisa realizada por Higa em 2006, os dois grupos estudados diferiam entre si em relação à faixa etária: um grupo era composto por jovens mulheres e o outro grupo composto por mulheres pós-menopausa. Na pesquisa realizada por Novais também em 2006, os dois grupos foram formados por homens de meia idade e diferiam entre si por uma questão patológica: um grupo era composto por homens saudáveis e o outro grupo composto por homens coronariopatas. No trabalho desenvolvido por Higa (2006), os valores de correlação encontrados de 0,42 (jovens mulheres) e 0,84 (mulheres pós-menopausa) apresentam uma variação significativa. No trabalho desenvolvido por Novais (2006), os valores de correlação encontrados foram de 0,94 (homens saudáveis) e 0,84 (homens coronariopatas). Neste caso a diferença não é tão significativa, mas é importante.

### **Valores de correlação com mesmos protocolos de teste e diferentes modelos matemáticos**

Nas pesquisas realizadas por Pozzi *et al* (2006) e Lopes (2009), a identificação do limiar anaeróbico foi feita por diferentes modelos matemáticos aplicados às séries de dados coletados de acordo com o protocolo definido para cada grupo em cada estudo. Na pesquisa de Pozzi *et al* (2006) foram utilizados os modelos matemáticos Hinkley e Heteroscedástico. Os valores de correlação encontrados não apresentam variação estatística significativa (0,81 e 0,79, respectivamente). Na pesquisa de Lopes (2009), foram utilizados os modelos matemáticos Cusum, Análise Espectral e RARMA. Os valores de correlação encontrados foram de 0,60, 0,73 e 0,85, respectivamente, demonstrando variação estatística importante.

### **Valores da correlação tendo como padrão ouro a ergoespirometria**

Nas pesquisas com o padrão ouro definido como a ergoespirometria, Higa (2006), Novais (2006), Pozzi *et al* (2006), Lopes (2009) e esta pesquisa encontraram valores de correlação entre 0,38 e 0,95. Tanto o menor valor de correlação encontrado quanto o maior valor ocorreram no projeto de pesquisa apresentado neste trabalho, ou seja, foi a pesquisa que apresentou a maior faixa de variação de correlação. A ferramenta matemática utilizada para identificação do limiar anaeróbico, o detector, foi desenvolvida a partir dos conceitos da teoria clássica de detecção, sendo que o modelo matemático propriamente dito foi o mesmo. A diferença entre os resultados é devido a diferentes propostas de hipóteses em cada uma das três situações abordadas. Isto demonstra que esta ferramenta pode apresentar uma opção para identificação do limiar anaeróbico a partir da variabilidade da frequência cardíaca, mas que para a otimização do desempenho do detector o estabelecimento das hipóteses a serem consideradas é um fator crítico.

---

## 6. CONCLUSÃO

---

A aplicação da teoria clássica de detecção de sinais aos dados de frequência cardíaca possibilitou a identificação do limiar anaeróbico do indivíduo. A teoria de detecção de sinais é fundamental em projetos de processamento de sinais para caracterização de dados e tomada de decisão (KAY, 2009). Nesta pesquisa, a teoria clássica de detecção foi utilizada para análise da variabilidade da frequência cardíaca durante exercício físico progressivo com objetivo de identificar o limiar anaeróbico.

Para o desenvolvimento do detector para identificação do limiar anaeróbico foram utilizados dados de 20 indivíduos realizando exercício físico progressivo do tipo rampa. A subdivisão dos períodos do protocolo de teste foi utilizada como referência para subdivisão dos períodos para determinação das hipóteses a serem testadas pelo detector. Esta definição da subdivisão dos períodos de teste mostrou-se um fator determinante para a identificação do limiar anaeróbico. A correlação entre o limiar identificado pelo padrão ouro e pelo detector varia em função desta subdivisão. A melhor correlação encontrada (0,9486) foi na subdivisão do período incremental do teste em dois períodos, sendo que o primeiro período (que contém os 75% iniciais dos dados) é aquele que compreende o limiar anaeróbico.

Considerando os resultados obtidos, pode-se concluir que a identificação do limiar de anaerobiose através da frequência cardíaca em exercício progressivo tipo rampa é possível. Este é um caminho promissor para que se possa desenvolver uma ferramenta de simples utilização para que um profissional da área de saúde possa prescrever uma atividade física adequada ao paciente de forma que ele possa adquirir o máximo benefício da atividade física sem sobrecarga do sistema cardiorrespiratório.

Para complementação deste estudo, sugere-se a inclusão do algoritmo desenvolvido para o detector no software utilizado atualmente nos teste realizados

no LabCare tanto em indivíduos sadios quanto em indivíduos que apresentem doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC).

Para novos estudos no que tange à relação entre o consumo de oxigênio e a frequência cardíaca, sugere-se que seja feita uma análise da correlação entre as curvas geradas pelas séries de dados destas variáveis durante a atividade física progressiva do tipo rampa, tanto em relação ao tempo de teste quanto em relação à potência do exercício (nível de esforço).

---

## 7. BIBLIOGRAFIA

---

AFONSO, L.S. et al. Frequência Cardíaca Máxima em Esteira Ergométrica em Diferentes Horários. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* v.12, n.6, p.318-2006.

ALENCAR, M.S. *Probabilidade e Processos Estocásticos*. São Paulo: Érica, 2008.

ALMEIDA, M.B. Frequência Cardíaca e Exercício: uma interpretação baseada em evidências. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano* v.9 n. 2, p.196-202, 2007.

ALMEIDA, M.B. e ARAUJO, C.G.S. Efeitos do Treinamento Aeróbico sobre a Frequência Cardíaca. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* v.9 n. 2, p.104-112, 2003.

ALMEIDA, M.B. et al. Variabilidade da Frequência Cardíaca em um Teste de Exercício Verdadeiramente Máximo. *Revista SOCERJ* v.18, n.6, p. 534-541, 2005.

ALONSO, D.O. et al. Comportamento da Frequência Cardíaca e da sua Variabilidade Durante Diferentes Fases do Exercício Físico Progressivo Máximo. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia* v.71, n.6, p.787-792, 1998.

BARBANTI, V. *Treinamento Físico: Bases Científicas*. São Paulo: Balieiro, 2001

BERNE, R.M., LEVY, M.N., KOEPPEN, B.M. e STANTON, B.A. *Fisiologia*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2004.

BERNE, R.M. e LEVY, M.N. *Cardiovascular Physiology*. USA: Mosby, 1997.

BURDEN, R.L. e FAIRES, J.D. *Análise Numérica*. São Paulo: Cengage, 2008.

BUNC V. et al. Verification of the Heart Rate Threshold. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.70, n.3, p.263-269, 1995.

CAMBRI, L.T. et al. Variabilidade da Frequência Cardíaca e Controle Metabólico. *Arquivos Sanny de Pesquisa em Saúde* v.1, n.1, p.72-82, 2008. ISSN 1983-9758.

CARVALHO, J.L.A. et al. Desenvolvimento de um Sistema para Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca. XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica v.5, p.337-341, 2002.

CAVALCANTI, M.D.S et al. Resposta da Variabilidade da Frequência Cardíaca e Glicemia Durante o Exercício Incremental. Brazilian Journal of Biomotricity v.4, n.4, p.256-265,2010. ISSN 1981-6324.

CHAPMAN, S. Programação em MATLAB para Engenheiros.São Paulo: Cengage, 2003.

COHEN, L. Time-Frequency Analysis. New Jersey: Prentice Hall, 1995.

CONCONI, F. et al. Determination of Anaerobic Threshold by a Noninvasive Field Test in Runners. Journal of Applied Physiology v.52, p.869-873, 1982.

COSTANZO, L.S. Fisiologia. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007.

CRESCENCIO, J.C. Determinação do Limiar de Anaerobiose Ventilatório no Exercício Físico Dinâmico em Indivíduos Sadios - Comparação entre Métodos Obtidos por Análise Visual Gráfica e Modelos Matemáticos. Dissertação de Mestrado da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, 2002.

DENADAI, B.S., RUAS, V.D.A. e FIGUEIRA T.R. Efeito da Cadência da Pedalada sobre as Respostas Metabólica e Cardiovascular Durante o Exercício Incremental e de Carga Constante em Indivíduos Ativos. Revista Brasileira de Medicina do Esporte v.11, n.5, p.286-290, 2005.

DRONGELEN, W. Signal Processing for Neuroscientists: an introduction to the analysis of physiological signals. China: Elsevier, 2010.

EKKEKAKIS, P. HALL, E.E. e PETRUZZELLO, S.J. Pratical Markers of the Transition from Aerobic to Anaerobic Metabolism During Exercise: rationale and a case for affect-based exercise prescription. Preventive Medicine n.38 p.149-159, 2004

FOSS, M.L. e KETEYIAN, S.J. Fox - Bases Fisiológicas do Exercício e do Esporte. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

GAUTIER, H. et al. Gas Exchange during Exercise in Normoxia and Hyperoxia. Respiratory Physiology, v.33, p.199-211, 1978.

GRAZZI, G. et al. Protocol for the Conconi Test and Determination of the Heart Rate Deflection Point. *Physiological Research* v.54, p.473-475, 2005.

GUYTON, A.C e HALL, J.E. *Tratado de Fisiologia Médica*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

HANSELMAN, D. e LITTLEFIELD, B. *MATLAB 6 - Curso Completo*. São Paulo: Prentice Hall, 2003.

HIGA, M.N. Determinação do Limiar de Anaerobiose pela Análise Visual Gráfica e pelo Modelo Matemático de Regressão Linear Bi-Segmentado de Hinkley em Mulheres Saudáveis. Dissertação de Mestrado da faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, 2006.

KAWAGUCHI, L.Y.A. et al. Caracterização da Variabilidade da Frequência Cardíaca e Sensibilidade do Barorreflexo em Indivíduos Sedentários e Atletas do Sexo Masculino. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* v.13, n.4, p.231-236, 2007.

KAY, S.M. *Fundamentals of Statistical Signal Processing: Detection Theory*. New York: Prentice Hall, 2009.

KAY, S.M. *Fundamentals of Statistical Signal Processing: Estimation Theory*. New York: Prentice Hall, 2010.

KAY, S.M. *Intuitive Probability and Random Processes using MATLAB*. USA: Springer, 2006.

LANDDOWNE, D. *Fisiologia Celular*. Rio de Janeiro: McGrawHill, 2007.

LEPRETE, P. et al. Heart Rate Deflection Point as a Strategy to Defend Stroke Volume during Incremental Exercise. *Journal of Applied Physiology* v.98, n.5, p.1660-1665, 2005.

LIMA, A.H.R.A. et al. Efeito Agudo da Intensidade do Exercício de Força na Modulação Autonômica do Cardíaca Pós-Exercício. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia* v.96, n.6, p.498-503, 2011.

LIMA, J.R.P. KISS, M.A.P.D. Limiar de variabilidade da Frequência Cardíaca. *Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde* v.4, n.1, 29-38, 1999.

LIPSCOMB, D.J e EDWARDS, R.H. A Computer Simulation of Physiological Factors Contributing to Hyperventilation and Breathless in Cardiac Patients. *British Journal of Diseases of the Chest*, v.74, p. 47-55, 1980.

LOPES, F.L. Detecção do Limiar Anaeróbio a partir da Variabilidade da Frequência Cardíaca durante Exercício Físico Progressivo Tipo Rampa em Adultos Jovens. Dissertação de Mestrado da Universidade Federal de Minas Gerais, 2009.

LOPES, F.L. et al. Redução da Variabilidade da Frequência Cardíaca em Indivíduos de Meia-Idade e o Efeito do Treinamento de Força. *Revista Brasileira de Fisioterapia* v.11, n.2, p.113-119, 2007. ISSN 1413-3555.

LUCCA, L. FRECCIA e G.W., ROZANSKI, E.A. Considerações Fisiológicas e Metodológicas sobre o Limiar de Conconi. *Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte* v.9, n.1, p.62-79, 2010.

LUCIA, A. et al. Lactic acidosis, potassium and the heart rate deflection point in professional road cyclists. *British Journal of Medicine* v.36, p.113-117, 2002.

MALAFATTI C.A et al. Análise da Resposta da Frequência Cardíaca Durante a Realização de Exercício Isocinético Excêntrico de Grupamento Extensor de Joelho. *Revista Brasileira de Fisioterapia* v.10, n.1, p.51-57, 2006. ISSN 1413-3355.

MARÃES, V.R.F.S. Frequência Cardíaca e sua Variabilidade: análises e aplicações. *Revista Andaluza de Medicina del Esporte* v.3, n.1, p.33-42, 2010.

MARTINELLI, F.S. Heart Rate Variability in Athletes and Nonathletes at Rest and During Head-up Tilt. *Brazilian Journal Medical Biology Research* v.38, n.4, p.639-647, 2005.

MARTINS, G.A. Estatística Geral e Aplicada. São Paulo: Atlas, 2009.

MARTINS, J.N. et al. Conconi Test Adapted to Aquatic Bicycle. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* v.13, n.5, p.287-290, 2007.

MARTINS, J.N. et al. Limiar de Conconi e Percentual da Frequência Cardíaca Máxima em Cicloergômetro Aquático. XXII Congresso Internacional de Educação Física - FIEP, 2007.

McARDLE, W.D., KATCH, F.I. e KATCH, V.L. Fisiologia do Exercício: energia, nutrição e desempenho humano. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.



McCLELLAN, J.H. et al. Computer-Based Exercises for Signal Processing using Matlab 5. USA: Prentice Hall, 1998.

MIRANDA, H. et al. Análise da Frequência Cardíaca, Pressão Arterial e Duplo-Produto em Diferentes Posições Corporais nos Exercícios Resistidos. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v.11, n.5, p.295-298, 2005.

MOHRMAN, D.E. e HELLER, L.J. Fisiologia Cardiovascular. São Paulo: McGrawHill, 2007.

MONTEIRO, W. Personal Training: Manual para Avaliação e Prescrição de Condicionamento Físico. Rio de Janeiro: Sprint, 2004.

MONTGOMERY, D.C. e RUNGER, G.C. Estatística e Probabilidade para Engenheiros. Rio de Janeiro: LTC, 2009.

MOREIRA, C.A. e DANTAS, E.H. Potência Aeróbica Máxima, Frequência Cardíaca e Capacidade Vital em Ambientes Normo e Hiperbárico. Revista Brasileira de Medicina do Esporte v.5, n.5, p.183-186, 1999.

MORETTIN, P.A. e TOLOI, C.M.C. Análise de Séries Temporais. São Paulo: Egard Blücher, 2006.

NEVES, V.F.C et al. Análise dos Índices Espectrais de Variabilidade da Frequência Cardíaca em Homens de Meia Idade e Mulheres na Pós-Menopausa. Revista Brasileira de Fisioterapia v.10, n.4, p. 401-406, 2006. ISSN 1413-3555.

NOVAIS, L.D. Avaliação da Variabilidade da Frequência Cardíaca em Repouso e Identificação do Limiar da Anaerobiose durante Exercício Físico Dinâmico em Homens Saudáveis e Coronariopatas. Tese de Doutorado da Universidade Federal de São Carlos, 2006.

OPPENHEIM, A.V. e WILLSKY, A.S. Sinais e Sistemas. São Paulo: Pearson, 2010.

OLIVEIRA, J.C. Detecção do limiar de lactato salivar e da variabilidade da frequência cardíaca em exercício resistido: comparação entre métodos. Dissertação de Mestrado da Universidade Federal de São Carlos, 2007.

PAPOULIS, A. Signal Analysis. Singapore: McGraw-Hill, 1988.

PASCHOA, D.C., COUTINHO, J.F.S. e ALMEIDA, M.B. Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca no Exercício de Força. Revista da SOCERJ, Set/Out 2006.

PITHON, K.R. et al. Comparação das Respostas Cardiorrespiratórias entre Exercício de Carga Constante e Incremental Abaixo, Acima e no Limiar de Anaerobiose Ventilatório. Revista Brasileira de Fisioterapia v.10, n.2, p.163-169, 2006.

POZZI, L.G. et al. Determinação do Limiar de Anaerobiose de Idosos Saudáveis: comparação entre diferentes métodos. Revista Brasileira de Fisioterapia v.10, n.3, p.333-338, 2006. ISSN 1413-3555.

POWERS, S.K. e HOWLEY, E.T. Fisiologia do Exercício: Teoria e Aplicação ao Condicionamento e ao Desempenho. São Paulo: Manole, 2005.

PRADO, R.L. et al. Análise Espectral da Frequência Cardíaca no Exercício Leve e Intenso em Atletas de Futsal. VII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e IV Encontro Americano de Pós-Graduação da Universidade do Vale do Paraíba p.1467-1471, 2004.

REICHERT, E. e ROMBALDI, A.J. Frequência Cardíaca de Deflexão e Limiar de Lactato em Ciclistas: dados originais e considerações estatísticas. Revista Brasileira de Ciência e Movimento, v.14, n. 4, p.7-14, 2006.

RIENZO, M., MANCIA, G., PARATI, G., PEDOTI, A. e ZANCHETTI. Blood Pressure and Heart Rate Variability: computer analysis, methodology and clinical applications. Amsterdam: IOS Press, 1993

ROQUE, J.M.A. Variabilidade da Frequência Cardíaca. Seminário Integrado da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra, 2009.

RUMENIG, E. et al. Cinética e Variabilidade da Frequência Cardíaca Mediante Exercício Físico Predominantemente Aeróbio: influência da intensidade e do tempo da análise. Revista Brasileira de Educação Física e Esporte v.21, n.3, p. 205-218, 2007.

SCHARF, L.L. Statistical Signal Processing: Detection, Estimation and Time Series Analysis. USA: Addison-Wesley, 1991.

SRINNATH,M.D, RAJASEKARAN,P.K e VISWANATHAN, R. Introduction to Statistical Signal Processign with Applications. USA: Prentice Hall, 1996.

THOMPSON, P.D. O Exercício e a Cardiologia do Esporte. São Paulo: Manole, 2004.

TIBANA, R.A. et al. Comparação da Frequência Cardíaca Máxima e Estimada por Diferentes Equações. Brazilian Journal of Biomechanics, v.3, n.4, p.359-365, 2009. ISSN 1981-6324.

URALDO, C.B. et al. Cinética de Lactato em Intensidade de Esforço Correspondente a Frequência Cardíaca de Deflexão. Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício v.3, n.14, p.124-131, 2009. ISSN 1981-9900

WASSERMAN, K. e McILROY M.B. Detecting the Threshold of Anaerobic Metabolism in Cardiac Patients During Exercise. Am J Cardiol 1964; 14:884-52.

WEST, J.B. Fisiologia Respiratória. Porto Alegre: Artmed, 2010.578, 1988.