



COPPE/UFRJ

ESTIMATIVA NÃO INVASIVA DO LIMIAR DE LACTATO USANDO
ESPECTROSCOPIA POR IMPEDÂNCIA BIOELÉTRICA

Renato Luiz de Alvarenga

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientador: Márcio Nogueira de Souza

Rio de Janeiro
Outubro de 2008

ESTIMATIVA NÃO INVASIVA DO LIMIAR DE LACTATO USANDO
ESPECTROSCOPIA POR IMPEDÂNCIA BIOELÉTRICA

Renato Luiz de Alvarenga

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Márcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Antônio Gianella-Neto, D.Sc.

Prof^a. Fátima Palha de Oliveira, D.Sc.

Prof. Luiz Antônio dos Anjos, D.Sc.

Prof. Marco Aurélio Vaz, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

OUTUBRO DE 2008

Alvarenga, Renato Luiz de

Estimativa não Invasiva do Limiar de Lactato Usando Espectroscopia por Impedância Bioelétrica / Renato Luiz de Alvarenga. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2008.

XVII, 133p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Márcio Nogueira de Souza

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2008.

Referencias Bibliográficas: p. 107-133.

1. Limiar de Lactato. 2. Impedância Bioelétrica. 3. Protocolos não Invasivos. I. Souza, Márcio Nogueira de. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a todos aqueles que
lutam para implementar
a ciência no esporte.

AGRADECIMENTOS

Chega agora o momento de agradecer a todos aqueles que entenderam meu afastamento para realização de meu sonho.

Agradeço primeiro a Deus que mesmo nos momentos mais difíceis não me abandonou.

Agradeço a toda minha família, meu pai e irmãs, a minha esposa Andréia e minhas filhas, Gabriela e Ana Carolina, que sempre me incentivaram e compreenderam, e sem elas seria impossível alcançar este êxito.

Um agradecimento especial a Prof. Fátima Palha pelo incentivo e por acreditar sempre na minha capacidade.

Agradeço ao diretor da EEFD Prof. Waldir Mendes, ao amigo Prof. Roger Melo e aos Professores Gianella, Luiz dos Anjos e Marco Vaz que possibilitaram melhorar o meu trabalho final.

Obrigado muito sincero ao meu orientador Prof. Márcio N. Souza, que utilizando a sua imensurável competência, dedicação e paciência soube orientar de forma brilhante para que eu pudesse alcançar tamanho êxito nesta pesquisa.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

ESTIMATIVA NÃO-INVASIVA DO LIMIAR DE LACTATO USANDO
ESPECTROSCOPIA POR IMPEDÂNCIA BIOELÉTRICA

Renato Luiz de Alvarenga

Outubro/2008

Orientador: Márcio Nogueira de Souza

Programa: Engenharia Biomédica

A espectroscopia de impedância bioelétrica (BIS) é uma tecnologia com grande potencial de aplicação na fisiologia do exercício e treinamento desportivo. O propósito deste estudo foi o de desenvolver um método não-invasivo de se determinar a potência de exercício no limiar de lactato a partir de BIS e comparar tal estimativa de potência com aquela obtida com um método invasivo considerado padrão ouro. Cinquenta e quatro estudantes de educação física, 39 homens e 15 mulheres (idade: $24,44 \pm 5,53$ anos; altura: $172,23 \pm 7,89$ cm; peso: $69,21 \pm 10,25$ kg), foram submetidos a teste incremental em cicloergômetro para obtenção dos dados experimentais dos dados de BIS. Correlações estatisticamente significativas ($p < 0,05$) foram encontradas entre os dois métodos para a determinação do limiar de lactato. No grupo generalizado (GG), formado por indivíduos dos dois gêneros, a correlação foi de 0,96; no grupo masculino (GM) foi de 0,93 e no grupo feminino (GF) foi de 0,91. Os erros padrão da estimativa em cada grupo foram, respectivamente, 4,34 W; 3,14 W e 5,20 W. Os resultados deste estudo sugerem que o método proposto a partir de dados de BIS, quando aplicada a um teste incremental em cicloergômetro, é válido para se estimar de forma não-invasiva a potência no limiar de lactato.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

NONINVASIVE LACTATE THRESHOLD ESTIMATED BY USING
BIOELECTRICAL IMPEDANCE SPECTROSCOPY

Renato Luiz de Alvarenga

October/2008

Advisor: Márcio Nogueira de Souza

Department: Biomedical Engineering

Bioelectric impedance spectroscopy (BIS) is a technology with large potential for application in the exercise physiology and sports training. The aim of this study was to develop a noninvasive method to determine the power of exercise in the lactate threshold from BIS and to compare this estimate of power with that obtained with an invasive method considered the gold standard. Fifty-four students of physical education, 39 men and 15 women (age: 24.44 ± 5.53 years; height: 172.23 ± 7.89 cm, weight: 69.21 ± 10.25 kg), were undergoing incremental cycle ergometer to obtain experimental data from BIS. Statistically significant correlations ($p < 0.05$) were found between the two methods to determine the lactate threshold. In the general group (GG), formed by both genders, the correlation was 0.96, in the male group (GM) was 0.93 and the female group (GF) was 0.91. The standard errors of estimate in each group were, respectively, 4.34 W, 3.14 W and 5.20 W. The results of this study suggest that BIS, when applied the incremental cycle ergometer test, is a valid noninvasive method to estimate the power at lactate threshold.

ÍNDICE

	Página
FOLHA DE ROSTO.....	i
FICHA CATALOGRÁFICA.....	ii
DEDICATÓRIA.....	iii
AGRADECIMENTOS.....	iv
RESUMO.....	vi
ABSTRACT.....	vii
ÍNDICE.....	viii
LISTA DE FIGURAS.....	xii
LISTA DE TABELAS.....	xv
LISTA DE ABREVIATURAS.....	xvii

Capítulo

I- INTRODUÇÃO	01
O problema	01
Relevância da Pesquisa	05
Objetivos	08
Objetivo Geral	08
Objetivos Específicos	08
Hipótese.....	08
II. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	09

Aspectos Históricos de Lactato no Exercício.....	09
Análise de Lactato	11
Analisador Eletroquímico	11
Lactímetros Portáteis Fotoenzimáticos de Química Seca	13
Aplicabilidade da Lactacidemia	16
Limiar Invasivo	19
Método da Flexão da Curva de Lactato	19
Método Log	20
Método Slope	21
Método OPLA	22
Método de 1 mmol/l Acima da Linha Base	22
D-Máx	22
Método do Lactato do Equilíbrio ou Lactato Mínimo	23
Método do Limiar Anaeróbio Individual	24
Método com Ponto Fixo ou OBLA.....	25
Limiar Glicêmico Invasivo	26
Métodos Não Invasivos Ergoespirométricos.....	27
Ergoespirometria e Limiar Anaeróbio (LA)	27
Limiar do Quociente Respiratório (RER-LA)	31
Métodos do Equivalente Respiratório	31
Método V-slope ou Ponto Compensação Respiratória	32
Métodos de Limiar Não Invasivo	33
Limiar de Weltman	34
Limiar e Velocidade Crítica	35
Limiar de Conconi	36

Limiar de Probst	38
Limiar do Duplo Produto	39
Limiar de Percepção Subjetiva do Esforço	39
Limiar Salivar	41
Aplicação Correlatas de Espectroscopia por Bioimpedância (BIS)	43
Impedância Microbiológica	48
Impedância em Isquemia	50
Impedância Cardiográfica	51
Impedância Pulmonar	53
Impedância em Integridade Celular	53
Impedância em Variação de Líquido Devido a Patologias	55
Impedância em Tumor	57
Impedância para Composição Corporal	59
Impedância e Iontoforese Reversa em Glicemia	57
Impedância em Lactacidemia	60
III. MATERIAIS E MÉTODOS.....	61
Amostra	61
A Técnica da Lactacidemia Invasiva	63
Controle Pré Testes	64
O Protocolo no Cicloergômetro	65
Medida Lactacidemia Invasiva	65
Medida da BIS	66
Medida da Percepção Subjetiva do Esforço	67
Medida da Frequência Cardíaca e Pressão Arterial	67

Estimativa da WLT	68
Estimativa da WBT	68
Tratamento Estatístico	69
IV. RESULTADOS.....	71
Características dos Sujeitos	71
Resultado do Teste de Lactato	72
Resultado de Bioimpedância	76
Comparação entre os Resultados WBT com WLT	76
V. DISCUSSÃO.....	90
Análise do Objetivo do Estudo.....	90
Análise da Amostra do Estudo	90
Prescrição Usando Limiar	91
Importância das Técnicas Não-Invasivas	93
Principais Resultados do Estudo	93
Comparação com Outros Estudos.....	95
Análise dos Parâmetros de BIS	98
VI. CONCLUSÕES, RECOMENDAÇÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	91
REFERÊNCIAS	107

LISTA DE FIGURAS

Figuras	Página
1. Coleta de Sangue Usando Capilar	12
2. Uso da pipeta e do capilar	12
3. Membrana do YSA	13
4. Aparelho Scout Plus	14
5. Aparelho Lactate Plus	14
6. Aplicação do sangue na tira	15
7. Camadas da tira no aparelho de química seca	16
8. Aparelho Accutrend	16
9. Limiar de lactato 1 e 2 (SKINNER e MCLELLAN, 1980)	20
10. Limiar usando Log (BEAVER <i>et al.</i> , 1985)	21
11. Limiar usando o método Slope (HUGHSON <i>et al.</i> , 1981)	21
12. Limiar usando o método OPLA (FARREL <i>et al.</i> , 1979)	22
13. Limiar usando o método de 1 mmol/l (THODEN, 1991)	22
14. Limiar usando o método D-Máx (CHENG <i>et al.</i> , 1992)	23
15. Limiar usando o método lactato mínimo (TEGTBUR <i>et al.</i> , 1993)	24
16. Gráfico de um limiar anaeróbico individual (STEGMANN <i>et al.</i> , 1981)	25
17. Limiar usando o método OBLA (SOLBERG <i>et al.</i> , 2005)	26
18. Comportamento do lactato sanguíneo e glicemia.....	27
19. Limiar usando o método do LA (WASSERMANN e MCLLROY, 1964) ..	30
20. Limiar usando o método RER (YEH <i>et al.</i> , 1993)	31
21. Limiar usando o método $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ e $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ (REINHARD <i>et al.</i> , 1979).	32
22. Limiar usando o método V-slope (BEAVER <i>et al.</i> , 1986)	32
23. Limiar usando o método da velocidade crítica (DENADAI <i>et al.</i> , 2000) ...	36
24. Cinta do frequencímetro	36
25. Limiar usando o método da deflexão da FHC (CONCONI <i>et al.</i> , 1982)	36
26. Esquematização da colocação das estacas no teste de Probst (1989)	39
27. Ponto de inflexão da reta “limiar anaeróbio salivar (CALVO <i>et al.</i> , 1997)..	42

28. Equipamento de BIA monofrequencial Imp-DF 50 (Impedmed, EUA)	44
29. Equipamento de BIS multifrequencial Maltron BioScan 920.....	44
30. Colocação dos eletrodos no modelo tetrapolar	45
31. Distribuição da corrente em alta frequência (DE LORENZO <i>et al.</i> , 1997)....	46
32. Gráfico de Cole-Cole - reatância vs resistência (CORNISH <i>et al.</i> , 1998)	46
33. Bactometer (BioMérieux Industry, EUA) acoplado a um computador	49
34. Percentual de decréscimo de impedância com o tempo quando a E.coli.....	49
35. Impedância cardiográfica	51
36. Monitor Niccomo™(Medis, Alemanha)	52
37. Monitor HIC-2000 (Bio-Impedance Technology Inc., USA)	52
38. Monitor Niccomo™ (Medis, Alemanha)	54
39. Determinação do percentual de gordura usando bioimpedância	56
40. Extração de glicose via Gluco Wacth Biographer	58
41. Medidor de glicose não invasivo Gluco Wacth Biographer	58
42. Camadas do equipamento Gluco Wacth Biographer	59
43. Medidor de glicose não invasivo PENDRA®	59
44. Detector de hipoglicemia Hypomon™	60
45. Circuito elétrico equivalente para medida da resposta a um degrau de tensão	62
46. Introdução da tira no aparelho de química seca	64
47. Colocação dos eletrodos nos indivíduos submetidos ao teste	66
48. Curvas de média e desvio padrão resistência extracelular, resistência intracelular e resistência infinita em relação à carga	72
49. Curvas das médias e desvios padrão da resistência extracelular, resistência intracelular e resistência infinita em relação a carga no GM	73
50 . Curvas das médias e desvios padrão da resistência extracelular, resistência intracelular e resistência infinita em relação à carga no GF	73
51. Gráfico tipo <i>box plot</i> do GG	74
52 .Gráfico tipo <i>box plot</i> do GM	75
53 .Gráfico tipo <i>box plot</i> do GF	75
54 . Curvas dos valores de capacitância de membrana e capacitância do eletrodo em relação a carga referentes a todos os sujeitos	76

55. Gráfico tipo <i>box plot</i> das técnicas WLT e WBT do GG	78
56. Gráfico tipo <i>box plot</i> das técnicas WLT e WBT do GM	79
57. Gráfico tipo <i>box plot</i> das técnicas WLT e WBT do GF	79
58. Diagrama de espalhamento das cargas calculadas no limiar de lactato pelo Método WLT e WBT do GG	80
59. Diagrama de espalhamento das cargas calculadas no limiar de lactato pelo Método WLT e WBT do GM	81
60. Diagrama de espalhamento das cargas calculadas no limiar de lactato pelo Método WLT e WBT do GF	81
61. Curvas da média de concentração de lactato obtida de forma invasiva e da estimada para toda amostra (GG)	82
62. Curvas da média de concentração de lactato obtida de forma invasiva e da estimada para homens (GM)	84
63. Curvas da média de concentração de lactato obtida de forma invasiva e da estimada para mulheres (GF)	84
64. Curvas da média de concentração de lactato obtida de forma invasiva e a curva a partir dos valores médios de $1/R_{inf}$ para cada carga do GG	85
65. Curvas da média de concentração de lactato obtida de forma invasiva e a curva a partir dos valores médios de $1/R_{inf}$ para carga do GM	85
66. Curvas da média de concentração de lactato obtida de forma invasiva e a curva a partir dos valores médios de $1/R_{inf}$ para cada carga do GF	86
67. Comparação dos valores individuais das técnicas WLT e WBT usando o gráfico de Bland Altman.....	86

LISTA DE TABELAS

Tabela	Página
1. Escala Borg (2000) RPE	40
2. Escala Borg (2000) CR10	41
3. Média e desvio padrão da idade, peso e estatura dos sujeitos estudados no GG	71
4. Média e desvio padrão da idade, peso e estatura dos sujeitos estudados no GM	71
5. Média e desvio padrão da idade, peso e estatura dos sujeitos estudados no GF.	71
6. Média e desvio padrão da concentração de lactato desde o repouso até a carga de 180 W do GG	72
7. Coeficientes de correlação dos parâmetros de BIS para predição da WLT	77
8. Coeficientes de correlação e erro padrão da estimativa para predição das concentrações de lactato em diversas potências no cicloergômetro.....	87
9. Média e desvio padrão da FC de todos os sujeitos desde o repouso até a carga de 180 W	87
10. Média e desvio padrão da PAS e PAD de todos os sujeitos do repouso até a carga de 180 W	88
11. Média e desvio padrão da PSE de todos os sujeitos da carga de 60 W até a carga de 180 W	89
12. Coeficientes de correlação e erro padrão da estimativa para predição de velocidade em pontos fixos de limiares de lactato em mulheres sedentárias (WELTMAN <i>et al.</i> , 1987)	96
13. Coeficientes de correlação e erro padrão da estimativa para predição de velocidade em pontos fixos de limiares de lactato em mulheres sedentária (WELTMAN <i>et al.</i> , 1989).....	97

LISTA DE ABREVIATURAS

1. LL: Limiar de Lactato.
2. LA: Limiar Anaeróbio.
3. MLSS: Máxima fase estável de lactato.
4. OBLA: Início do acúmulo do lactato sanguíneo.
5. OPLA: Início do acúmulo do lactato plasmático.
6. H⁺: Íon hidrogênio.
7. NADH: Nicotinamida adenina dinucleotídeo.
8. $\dot{V}O_2$ máximo: Consumo máximo de oxigênio por minuto.
9. pH: Potencial de hidrogênio.
10. BIS: Espectroscopia por impedância bioelétrica.
11. CLS: Concentração de lactato sanguíneo.
12. LL1: Limiar de lactato 1.
13. LL2: Limiar de lactato 2.
14. D-Max: Método de limiar de lactato desenvolvido por CHENG *et al.* (1992).
15. LG: limiar glicêmico.
16. $\dot{V}CO_2$: Volume de gás carbônico exalado por minuto.
17. LV: Limiar ventilatório.
18. RER: Quociente respiratório.
19. $\dot{V}E$: Ventilação por minuto.
20. LV1: Limiar ventilatório 1.
21. LV2: Limiar ventilatório 2.
22. FE_{CO2}: Fração expirada de dióxido de carbono.
23. VLT: Velocidade no limiar anaeróbio.
24. V_{2mM}: Velocidade na concentração de 2 mmol/l.
25. V_{2,5mM}: Velocidade na concentração de 2,5 mmol/l.

26. V4mM: Velocidade na concentração de 4 mmol/l.
27. VC: Velocidade crítica.
28. LDFC: Limiar da deflexão da frequência cardíaca.
29. FC: Frequência cardíaca.
30. DP: Duplo produto.
31. DPBP: Ponto de quebra do duplo produto
32. PSE: Percepção subjetiva de esforço.
33. RPE: Taxa de esforço percebido.
34. CR10: Valor de categoria de esforço de 10 itens (BORG, 2000).
35. LPSE: Limiar de percepção subjetiva de esforço.
36. ICW: Água intracelular.
37. ECW: Água extracelular.
38. R: Resistência.
39. ρ : Resistividade.
40. L: Comprimento.
41. A: Área.
42. V: Volume.
43. K⁺: Íon Potássio.
44. IC: Impedância cardiográfica.
45. Z: impedância.
46. MCM: Massa corporal magra.
47. BIA: Análise por impedância bioelétrica.
48. GG: Grupo generalizado masculino e feminino.
49. GM: Grupo masculino.
50. GF: Grupo feminino.
51. vd: Degrau de voltagem.
52. ip, k1, p1, k2 e p2: constantes dependentes dos valores do degraude voltagem (vd) e dos parâmetros modeladores da BIS.
53. i(t): Corrente.
54. Ri: Resistência intracelular.
55. Re: Resistência extracelular.
56. Rinf: Resistência intracelular.
57. Cm: Capacitância de membrana.
58. Ce: Capacitância do eletrodo.

59. rpm: Rotações por minutos.
60. PAS: Pressão arterial sistólica.
61. PAD: Pressão arterial diastólica.
62. WBT: Carga estimada no limiar usando impedância bioelétrica.
63. WLT: Carga no limiar usando lactato sanguíneo.
64. EPE: Erro padrão da estimativa.
65. CLA: Concentração de lactato.
66. Δ Rinf: Diferença entre Rinf da última carga e Rinf do repouso.
67. TTW: Total de água corporal.
68. Na⁺: Íon sódio.
69. Cl⁻: Íon cloro.
70. MCT: Transportador monocarboxílico.
71. HCO₃⁻: Bicarbonato.
72. Ca⁺⁺: Íon cálcio.

CAPÍTULO I

Introdução

1.1. O Problema

A atividade física é atualmente reconhecida como um importante fator promotor de saúde em todas as idades (PLOWMAN e SMITH, 2007). Estudos epidemiológicos evidenciaram que as populações fisicamente ativas têm menor incidência de doenças crônicas (BRUKNER e KHAN, 2006; ALVARENGA, 1998), entre elas a hipertensão arterial (MCARDLE *et al.*, 2008), obesidade (POWERS e HOWLEY, 2006), diabetes (WILMORE *et al.*, 2007), dislipidemia (AMERICAN COLLEGE OF SPORT AND MEDICINE, 2006), osteoporose (MCARDLE *et al.*, 2008), osteoartrite (ALVARENGA e SOUZA, 2003), sarcopenia (THOMAS *et al.*, 2008), ansiedade e depressão (KENNARD, 2007), além de outras aplicações terapêuticas (KISNER E COLBY, 2007).

A prescrição da intensidade adequada de carga no exercício tem sido um dos fatores mais estudados (DENADAI *et al.*, 2000) para se ter respostas fisiológicas ao exercício (EHRMAN *et al.*, 2008). Assim, torna-se evidente o desenvolvimento de metodologias que otimizem o desempenho físico. Por isto, o limiar anaeróbio (LA) ou de lactato (LL) tem sido um dos principais métodos estudados nos últimos anos para se prescrever intensidades e analisar as adaptações adequadas ao treinamento aeróbio (BROOKS *et al.*, 2004).

Diversos pesquisadores vêm estabelecendo, há algumas décadas, faixas específicas ou pontos fixos de concentração de lactato para prática de exercícios

(MADER, 1976). WELTMAN e REAGAN (1983), por exemplo, citam que concentrações superiores a 6,0 mmol/l de lactato sanguíneo desencadeiam uma redução de desempenho no exercício subsequente, independente do grupo muscular envolvido. Esses achados também são corroborados por DENADAI e JÚNIOR (1997), que verificaram que quando a intensidade da natação foi executada acima do LL, tal fato ocasionava um acúmulo progressivamente rápido de lactato no sangue, prejudicando de maneira significativa o ciclismo subsequente (FERRARI e NASCIMENTO, 2007).

O conceito de LL, apesar de poder expressar em experimentos diversos pontos de intensidade, relaciona-se ao tipo de protocolo escolhido (ALVARENGA e SOUZA, 2007a). Esta variável fisiológica representa como conceito geral, segundo HOUSTON (2006), a intensidade de exercício correspondente à máxima fase estável de lactato no sangue (*Maximal lactate steady state* - MLSS).

O LL pode ainda ser definido como a máxima intensidade de exercício em carga constante, ou ainda, a intensidade do esforço onde se observa a maior carga que expressa o equilíbrio entre a taxa de produção e remoção do lactato sanguíneo (BRUKNER *et al.*, 2006). Este aspecto fisiológico tem sido exaustivamente investigado (BENEKE e VON DUVILLARD, 1996; HECK *et al.*, 1985; JONES e DOUST, 1998) devido a sua importância nas práticas desportivas.

A identificação da MLSS apresenta em princípio uma desvantagem, pois exige a realização de 4 a 6 séries de exercícios de carga constante, com aproximadamente 30 minutos de duração (JANSEN, 2001), obrigando a vinda do indivíduo avaliado ao laboratório, por vários dias (JANSEN, 2001). Para retirar esta desvantagem, MADER *et al.* (1976) e HECK *et al.* (1985) propuseram a identificação da MLSS com base em um único protocolo de carga progressiva, empregando uma concentração fixa de 4 mmol/l (HECK *et al.*, 1986). Em função disto, neste estudo, o conceito de MLSS será

representado pelo início do acúmulo do lactato sanguíneo (*onset blood lactate accumulation* – OBLA), representado pelo ponto fixo de 4 mmol/l de lactato (OLIVEIRA *et al.*, 1999).

Sabe-se que o lactato é o resíduo final orgânico do metabolismo sarcoplasmático (MOUGIOS, 2006) da glicose ou do glicogênio (KANG, 2008), produzido não pela ausência de oxigênio (ROBERGS, 2004), mas pela não participação deste elemento, devido à incapacidade da fosforilação oxidativa em se manter no decorrer de exercícios intensos (ADAMS e BEAM, 2007). Desta forma, durante o esforço intenso, o ácido pirúvico derivado do glicogênio ou glicose, é reduzido a ácido láctico, e este apresenta a fórmula molecular $C_3H_6O_3$, representando exatamente a metade da glicose (BROOKS *et al.*, 2004) e possuindo peso molecular de 90,08. O lactato tem 1 H^+ a menos do que o ácido láctico, sendo formado pela dissociação deste H^+ do ácido láctico (WILMORE *et al.*, 2007) ou segundo ROBERGS *et al.* (2004), pela junção dos 2 H^+ ao piruvato, pois o piruvato possui 3 H^+ . Portanto, segundo ROBERGS *et al.* (2004) a formação do lactato seria para tamponar e não para aumentar a acidose. Discussões a parte, parece consenso que o H^+ , e não o lactato seja um dos principais causadores da fadiga muscular (BROOKS *et al.*, 2001).

Segundo BROOKS *et al.* (1986), a produção de lactato ocorre porque a glicólise é apresenta reações mais rápidas do que a fosforilação oxidativa, e como resultado disto, ocorre uma transitória elevação da NADH citoplasmática, nicotinamida adenina dinucleotídeo (MOUGIOS, 2006), uma coenzima transportadora de hidrogênio (MOLL e GROS, 2008), fazendo aumento na produção do lactato dentro da fibra muscular, especialmente a de contração rápida (BROOKS *et al.*, 2004). Nesta situação, os hidrogênios que permanecem no sarcoplasma da fibra se unem ao ácido pirúvico vindo da glicólise, formando ácido láctico (MOLL e GROSS, 2008).

Partindo da fundamentação acima exposta, tem sido proposto que a medida do lactato sangüíneo deve se usada para se ter uma estimativa da acidose metabólica intracelular (ROBERGS *et al.*, 2004). Deve-se enfatizar, portanto, que como citam BROOKS *et al.*, (2004), o sistema glicolítico é muito potente para restauração de adenosina trifosfato (ATP), que é a reserva de energia química da célula (MOUGIOS, 2006), e que, em exercícios intensos de até 90 segundos aproximadamente, tem-se uma grande restauração de ATP e produção de lactato por esta via (MCARDLE *et al.*, 2006).

Considerando os aspectos anteriormente citado, deve-se compreender porque a análise da concentração de lactato sangüíneo, em situações específicas de exercício, tem sido sugerida como um meio de se obter informações relevantes a respeito da característica metabólica do atleta (JANSEN, 2001), possibilitando condições para se adequar a prescrição de treinamento físico e da recuperação (DENADAI *et al.*, 2007).

Considerando os eventos fisiológicos anteriormente analisados, pode-se inferir que a determinação do limiar de lactato sangüíneo estabelece um ponto na intensidade do metabolismo de preponderância anaeróbia. A entrada em ação de fibras rápidas, participantes na produção de energia para o exercício, possibilita uma maior produção de lactato, enquanto que as fibras de contração lentas, consumidoras de lactato, não conseguem igualar a necessidade de remoção (BROOKS *et al.*, 2004).

Além das fibras lentas ou aeróbias, outros sítios também contribuem para a eliminação do lactato, entre eles, células hepáticas, cérebro, rins e cardiomiócitos que, segundo ASTRAND *et al.* (2006) são também células especializadas para consumir lactato.

A medida do lactato sangüíneo pode ser usada para determinar LA ou LL, elemento fisiológico e dependente de metabolismo celular e da participação de fibras específicas (BROOKS, 2001). Considera-se também esta característica fisiológica como

um ponto na intensidade de exercício em que o nível de lactato no sangue apresenta uma flexão positiva e acentuada (JANSSEN, 2001), sendo que a partir de tal valor limite de intensidade o metabólito lactato passa a ser acumulado de forma mais rápida do que vinha se constatando em intensidades inferiores (BROOKS *et al.*, 2004).

Por outro lado, continuam havendo controvérsias, até mesmo de nomenclatura, quanto a este ponto específico do metabolismo muscular, devido principalmente a variedade de protocolo existente a respeito do LA e LL. Neste estudo, o MLSS será representado pelo termo LL e o protocolo de referência será o ponto fixo de 4,0 mmol/l, proposto por diversos autores (MADER *et al.*, 1976, HECK *et al.* 1985).

O LL possibilita verificar o parâmetro metabólico de fadiga muscular que deve ser levado em consideração em prescrições de treinamento (PANTALEÃO e ALVARENGA, 2008), usando percentuais fixos de $\dot{V}O_2$ máximo e frequência cardíaca (PLOWMAN e SMITH, 2007), como também tem uma maior treinabilidade e menor interferência genética do que o $\dot{V}O_2$ máximo (BROOKS *et al.*, 2004).

1.2. Relevância da pesquisa

A dosagem do lactato sanguíneo tem sido utilizada para determinar a intensidade do treinamento e para monitorar a resposta a testes específicos (JACOBS, 1986), tornando-se especialmente importante para o rendimento em esportes de alto nível (FRANCHINI *et al.*, 2004; BIEHL *et al.*, 2001a; BIEHL *et al.*, 2001b) e em práticas clínicas (ALDUEN *et al.*, 1994).

É importante ressaltar que na maioria dos centros de treinamento das diferentes modalidades desportivas praticadas no Brasil, ainda não se possui infra-estrutura e nem

condições financeiras para realizar a mensuração da concentração do lactato sanguíneo durante o exercício (DENADAI *et al.*, 2007) nos atletas.

A lactacidemia, além de ser um método invasivo, é dispendiosa, requer sangue hemolisado para análise em equipamento eletroquímico (DENADAI, 2000) ou requer dispendiosas tiras em química seca (ALVARENGA e SOUZA, 2007b), utilizando um lactímetro portátil.

A partir de observações empíricas, têm-se que os equipamentos mais usados em pesquisa e treinamento são, segundo FOXDAL *et al.*, (1992), o equipamento eletroquímico YSL 1500 Sport (Yellow Spring Co., EUA) e o espectrofotômetro de reflexão (INTERDONATO E LUETKEMEIER, 1999), que é um equipamento de química seca portátil (GAMBKE, 1997), da marca Accusport (Boehringer Mannheim Co., Alemanha)/Accutrend (Roche Diagnóstica, Suíça).

O equipamento eletroquímico é caro, e o espectrofotômetro de reflexão, apesar de ter menor custo na aquisição, as tiras usadas para este fim deixam a técnica também dispendiosa (OLIVEIRA *et al.*, 2006). Além disso, ambas são técnicas que necessitam de um ambiente asséptico, havendo ainda, devido à aversão a exames invasivos por alguns indivíduos (ALVARENGA e SOUZA, 2007b), a possibilidade de alteração inclusive dos resultados metabólicos, devido ao aumento da adrenalina, um hormônio produzido pela glândula supra-renal que estimula a glicogenólise muscular, aumentando a concentração de lactato (GLEESON *et al.*, 2000). Outro problema relativo às duas técnicas mencionadas é o lixo do uso das tiras, agulhas, algodão entre outros, que deve ser manuseado por pessoas tecnicamente preparadas, devido ao risco de contaminação (DENADAI, 2000).

Contudo, deve ser mencionado o advento do aparelho portátil Accusport/Accutrend, o que deixou muito mais prático (BUCKLEY *et al.*, 2003) e

econômico realizar um teste que fornece referências para análise da acidose metabólica (MOLL, 2008) de eventos que ocorrem dentro da musculatura esquelética (JACOBS, 1986).

A idéia de aplicar neste estudo a impedância elétrica na investigação de um método alternativo para a mensuração do LL origina-se por esta expressar transferência de energia. Por isso, em função da extensão semântica originária deste termo, podem-se encontrar aplicações em todas as áreas da engenharia, como a biológica (GRIMNES e MARTINSEN, 2007), conferindo-lhe o termo impedância bioelétrica por espectroscopia (*Bioelectrical impedance spectroscopy* - BIS).

A metodologia da impedância bioelétrica por espectroscopia, segundo GRIMNES e MARTINSEN, (2007), diz respeito à análise da impedância elétrica apresentada por um sistema biológico em função da frequência, sendo que o termo impedância deriva do verbo impedir e do sufixo *ância*, que genericamente, significa uma medida de impedimento ao fluxo (CORNISH *et al.*, 1998) ou de alguma variável física a ser investigada.

Muitas aplicações atuais vêm utilizando a bioimpedância por ser esta um exame não-invasivo (NAHRSTAEDT *et al.* 2008), por não promover danos ao organismo e por ser de fácil aplicação técnica (OLIVEIRA *et al.*, 2006). A BIS permite ainda a mensuração de diversos produtos metabólicos, tais como o pH (RAJA *et al.*, 2006), a glicemia (WEINZIMER, 2003), a fosfato creatina (RAJA *et al.*, 2003) e o lactato intracelular (RAJA *et al.*, 2006).

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo geral

Estabelecer uma técnica de BIS que proporcione uma estimativa não-invasiva do LL de modo a fornecer respaldo para a prescrição de intensidade adequada de esforço.

1.3.2. Objetivos específicos

- Desenvolver protocolo de medição de dados de BIS durante teste cicloergométrico progressivo por estágios, objetivando obter dados relacionados à dinâmica metabólica da atividade muscular.
- Estimar a carga de esforço no LL, usando a concentração fixa de 4,0 mmol/l, a partir dos parâmetros de BIS.
- Correlacionar a potência no LL obtida por método *gold-standard* (invasivo) e pelo método a partir da BIS em um teste cicloergométrico progressivo por estágios.

1.4. Hipótese

A técnica de bioimpedância tem sido usado em várias aplicações que se correlacionam, em termos de fundamentação fisiológica, com a prática de exercícios; deste modo, a hipótese que fundamenta o presente estudo é de que a aplicação da BIS, num protocolo de teste progressivo em cicloergômetro, pode possibilitar a estimativa não-invasiva da carga no LL.

CAPÍTULO II

Fundamentos Teóricos

2.1. Aspectos históricos de lactato no exercício

Por volta de 1780 Scheele isolou pela primeira vez o ácido láctico do leite azedo. No século XIX começaram as primeiras associações entre ácido láctico e exercício e a partir deste momento, deu-se início a uma polêmica que não teria mais fim.

De acordo com HOLLMANN (1985) as primeiras posições antagônicas a respeito do ácido láctico surgiram quando Bergelius sugeriu que esta substância seria um produto intermediário do metabolismo. Bergelius ainda havia observado por volta de 1812 e 1841 uma alta concentração de lactato em veados exaustos, fato que posteriormente veio dar o nome popular de “dor de veado” aquela dor cientificamente mencionada como pontada no flanco, na região lateral e inferior do tronco, sentida geralmente quando se faz exercício, principalmente se a pessoa estiver com um condicionamento aeróbio deficiente. Por outro lado, nesta mesma época, Liebig sugeria que o lactato era um produto de desgaste dos animais, principalmente de animais velhos (HOLLMAN, 1985).

Desde que FLETCHER e HOPKINS (1907) demonstraram a formação de ácido láctico durante a contração muscular, muita atenção tem sido dada aos prováveis mecanismos que controlam sua produção e remoção durante o exercício.

No século XX, exatamente em 1923, HILL E MEYERHOFF ganharam o prêmio Nobel por fazerem uma analogia com o ácido láctico. Estes pesquisadores compararam

o consumo de oxigênio no exercício a uma movimentação em conta bancária, mostrando que a formação do lactato estava relacionada às mudanças físicas no músculo. Acreditavam que o músculo durante a contração poderia apresentar uma deficiência de oxigênio, e que a formação do ácido láctico dependia desta deficiência durante o exercício. Este fato proporcionaria uma dívida ou déficit nos primeiros minutos de exercício (FOSS e KETEVIAN, 2000), que seria paga em forma de débito ao final, na recuperação (MCARDLE *et al.*, 2008), exatamente num sistema de déficit e débito semelhante a uma conta bancária.

Inicialmente HILL e MEYERHOFF (1923) acreditavam que o débito de oxigênio era necessário para converter todo lactato em glicose, então o denominaram de débito láctico (MCARDLE *et al.*, 2008). Onze anos depois, MARGARIA *et al.* (1933), no Laboratório da Fadiga de Harvard, observaram que durante o exercício em intensidade suave havia déficit de oxigênio sem aumento na concentração de lactato. Esta parte do déficit não contabilizado por HILL e MEYERHOFF (1923) e que deveria ser paga no início da recuperação, foi denominado de débito aláctico (MARGARIA *et al.*, 1933). Este termo aláctico surgiu por total desconhecimento do que não seria láctico e não por conhecimento a respeito de ATP ou fosfato creatina.

Os primeiros estudos com testes usando estágios de carga com intensidade progressiva foram feitos por JERVELL (1929), descrevendo a correlação entre lactato e potência em esforço. Depois disto, várias pesquisas consolidaram a importância da determinação do lactato (HOLLMANN, 1985), não apenas como mecanismo causador de fadiga.

Porém, ainda existem citações como a de que, por exemplo, o ácido láctico seja o responsável por uma série de problemas na prática esportiva, como dor muscular, câibras e até ainda que ele apareça por falta de oxigênio dentro da célula muscular.

Contudo, essas explicações para tantos malefícios fisiológicos, vêm perdendo fundamento gradual na literatura (BROOKS *et al.*, 2004).

2.2. Analisadores de lactato

Em pesquisa e na prática da preparação física dois tipos de analisadores de lactato vêm sendo utilizados: o analisador eletroquímico e o de química seca ou fotoenzimático.

2.2.1. Analisador eletroquímico

No Brasil o analisador eletroquímico Yellow Spring modelo 1500 Sport (YSA 1500) e o modelo 2300 STAT (Yellow Spring Incorporated, EUA) são os mais empregados em pesquisas científicas para medida invasiva de lactato.

Nos dois modelos, a aplicação da técnica durante o teste físico começa com a coleta sanguínea de 25 µl logo ao final de cada estágio (PARDONO *et al.*, 2005) ou 30 a 40 segundos depois de cada estágio (DENADAI *et al.*, 2003) para esperar uma presença maior de lactato na circulação (HIGINO e DENADAI, 2002). Esta coleta de sangue é realizada por punção com lanceta descartável (MCNAUGHTON *et al.*, 2002), no dedo ou do lóbulo da orelha (ALVARENGA e SOUZA, 2007b) e a amostra de sangue é coletada com o auxílio de um capilar heparinizado (figura 1).



Figura 1. Coleta de sangue no capilar para coleta de sangue usando um equipamento YSA 1500 (Disponível em <<http://www.yasilifesciences.com>> Acesso em 12 mar. 2008).

Logo após, o sangue é imediatamente transferido usando uma pipeta (figura 2), para microtúbulos de polietileno com tampa tipo Eppendorff de 1,5 ml, contendo 50 μ l de fluoreto de sódio (NaF) a 1% e é armazenado em gelo (FRANCHINI *et al.*, 2004), para que posteriormente, via análise eletroquímica ou eletroenzimática, o equipamento mostre a concentração de lactato (BUCKLEY *et al.*, 2003).



Figura 2. Uso da pipeta e do capilar do equipamento *Yellow spring* (Disponível em <<http://www.yasilifesciences.com>> Acesso em 12 mar. 2008).

O equipamento Yellow Spring apresenta 3 membranas. A primeira, de policarbonato, permite apenas a passagem do lactato contido na amostra do sangue. A segunda é a enzima imobilizada lactato oxidase (LOWINSOHN e BERTOTTI, 2008), usada para catalisar a reação do lactato, e a terceira é a membrana de acetato de celulose que permite apenas a passagem de peróxido de hidrogênio (FOXDAL *et al.*, 1992). O

lactato é oxidado entre as duas membranas pela enzima, formando piruvato e peróxido de hidrogênio (LOWINSOHN e BERTOTTI, 2008). O peróxido de hidrogênio passa pela membrana de acetato de celulose e reage com o eletrodo específico (ALDUEN *et al.* 1994) de platina, liberando elétrons proporcionalmente a quantidade de lactato no sangue. Na figura 3, observam-se as membranas e a formação do peróxido de hidrogênio que reage com eletrodo de platina, gerando uma corrente elétrica que é associada à concentração de lactato.

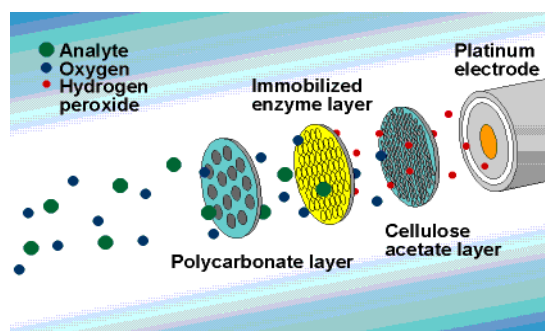


Figura 3. Membranas com funções específicas usadas no yellow spring (Disponível em <<http://www.ysilifesciences.com>> Acesso 12 de mar. 2008).

2.2.2. Lactímetros portáteis fotoenzimáticos de química seca

Em situações de campo, a facilidade na realização das coletas e subsequente análise são fatores importantes a serem considerados (GAMBKE, 1997). Um ponto fundamental para um equipamento com essa finalidade é que ele seja válido e reprodutível (MCNAUGHTON *et al.* 2002; INTERDONATOET e LUETKEMEIER 1999), e nestes aspectos esta técnica tem sido muito estudada. Vários equipamentos baseados nesta premissa são encontrados atualmente no mercado, como:

- **Lactate Scout**

O Lactate Scout (MCNAUGHTON *et al.*, 2002) mostrado na figura 4 apresenta um tempo de análise de 15 segundos, fazendo a leitura numa faixa de concentração entre 0,5 a 25 mmol/l, e funciona numa temperatura entre 5 a 45° C. Na figura 4 abaixo, pode-se observar um Lactate Scout.



Figura 4. Aparelho portátil Scout Plus de rápida leitura
(Disponível em <<http://www.lactate.com>>Acesso em 12 mar. 2008).

- **Lactate Plus**

O lactate Plus apresenta um tempo de análise de 13 segundos, fazendo a leitura numa faixa de concentração entre 0,5 a 25 mmol/l, e funciona numa temperatura entre 5 a 45° C. Na figura 5 abaixo, pode-se observar um Lactate Plus.



Figura 5. Aparelho Lactate Plus, também de química seca e rápida leitura
(Disponível em <<http://www.lactate.com>>Acesso em 12 mar. 2008).

- **Accusport/Accutrend**

O tradicional equipamento portátil é o Accusport. Este equipamento foi desenvolvido para facilitar a determinação da concentração de lactato no sangue, pois é possível utilizá-lo em qualquer lugar, como em piscinas, pistas de atletismo, campos e quadras e se obter o resultado no mesmo momento do teste.

Em 1997, a companhia farmacêutica Roche comprou a Boehringer Mannheim e a partir de então o Accusport passou a ser comercializado com a marca Accutrend. Este modelo usa a mesma tecnologia do equipamento original, sendo também muito leve e pequeno (WIGGLESWORTH *et al.*, 1996) como os anteriores, e pesa aproximadamente 120 g, apresentando dimensões de 11,5 cm x 6,2 cm.

Estes equipamentos são os mais usados em treinamento desportivo no país, pois apresentam menores custos do que o Yellow Spring, e também por serem portáteis e de mais simples utilização. Após punção o sangue é colocado na tira de lactato (figura 6) e o equipamento é fechado. O sangue colocado na primeira camada (amarela) passa para a segunda camada que separa as células vermelhas e plasma. Depois o plasma passa para a terceira camada. Nesta camada a reação química ocorrerá, devido à presença de um filme detector, resultando numa mudança de cor observada por um fotômetro de reflectância (BUCKLEY *et al.* 2003).

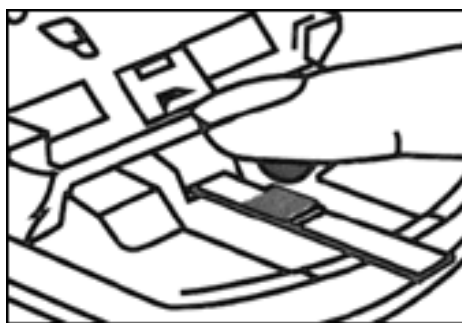


Figura 6. Aplicação do sangue na tira após punção do dedo usando um equipamento Accusport (Disponível em <<http://www.lactate.com>> Acesso em 12 mar. 2008).

O Lactímetro usa impulsos de luz proveniente de um LED interno que incide sobre a amostra de sangue para medir a cor produzida na tira reativa de lactato durante a reação (GAMBKE *et al.*, 1997), depois compara esta medida com os valores de uma linha de base. Assim, quanto maior a concentração de lactato, mais alta a variação da cor. As camadas da tira reativa do lactímetro podem ser vista na figura 7.

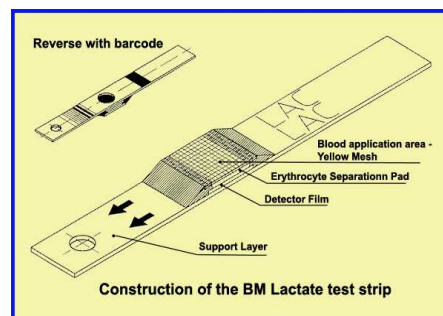


Figura 7. Camadas da tira reativa no aparelho de química seca para medir o lactato pelo método fotoenzimático (Disponível em <<http://www.ysilifesciences.com>> Acesso em 12 mar. 2008).

O Accutrend (figura 8) apresenta um tempo de análise de 60 segundos, fazendo a leitura numa faixa de concentração entre 0,7 a 25 mmol/l, e funciona numa temperatura entre 5 a 45° C.



Figura 8. Aparelho Accutrend mostrando a concentração de lactato após 1 minuto (Disponível em <<http://www.lactate.com>> Acesso em 12 mar. 2008)

2.3. Aplicabilidade da lactacidemia

De acordo com JACOBS (1986) a medida do lactato sanguíneo pode ser usada para determinar a capacidade de desempenho supra máximo e de *endurance*, além de fazer predição da performance em provas longas, e ainda, ser utilizado como instrumento de treino.

A partir dos experimentos feitos em cães por CONNETT *et al.* (1985), sabe-se que o ácido láctico é formado e eliminado contínua e freqüentemente em alta velocidade, mesmo em repouso, nos músculos adequadamente oxigenados.

Um aumento na concentração de lactato não significa necessariamente que sua produção tenha aumentado; a diminuição na eliminação de ácido láctico do sangue pode também aumentar a concentração de ácido láctico na circulação (BROOKS *et al.* 2004).

A maior aplicação de lactacidemia foi para determinar o MLSS, o limite superior onde ainda se observa estabilidade nas respostas metabólicas, ou ainda a maior intensidade suportada num exercício contínuo sem que haja aumento significativo na produção de lactato (OLIVEIRA e KISS, 1994). Como já mencionado, MLSS tem sido definido como a máxima intensidade de exercício de carga constante no qual se observa um equilíbrio entre a taxa de liberação e remoção do lactato sanguíneo (BENEKE e VON DUVILLARD, 1996; HECK *et al.* 1985; JONES e DOUST, 1998).

A identificação do MLSS apresenta, em princípio, uma desvantagem, pois exige a realização de 4 a 6 séries de exercícios de carga constante, com aproximadamente 30 minutos de duração cada uma, obrigando a ida do atleta ao laboratório, por vários dias. Para tentar minimizar esta desvantagem, MADER *et al.* (1985) propuseram a

identificação da MLSS com base em um único protocolo de carga progressiva, empregando uma concentração fixa de 4 mmol/l.

O MLSS tem sido usado na prescrição de exercícios aeróbios prolongados, pois teoricamente seria uma intensidade suportada infinitamente, sem apresentação de fadiga. Porém, devido à dificuldade de aplicação da metodologia para fazer o MLSS, outros procedimentos em substituição foram avaliados.

HECK *et al.* (1985) reportaram que o MLSS corresponde à concentração de 4 mmol/l, estando este valor cerca de 2 mmol/l acima do valor proposto anteriormente por WASSERMANN E MCLLORY (1964). Este critério de se determinar um ponto fixo vem sendo usado para simplificar e sustentar a validade do LL.

Entre numerosos métodos de determinação do limiar anaeróbio, esta concentração fixa de 4 mmol/l estabelecida por MADER *et al.* (1976), denominada por estes autores de limiar aeróbio-anaeróbio, tem sido uma das mais aplicadas. HECK *et al.* (1985) fizeram a identificação do MLSS em um único protocolo progressivo, justificando a determinação do limiar de 4 mmol/l, em meio a muitas discussões e críticas na época.

Outras sugestões mais flexíveis em pontos distintos, como a de KINDERMAN *et al.* (1979), fixaram o limiar aeróbio em 2,0 mmol/l e o limiar anaeróbio em 4 mmol/l. IVY *et al.* (1980) denominaram o ponto precedendo uma taxa não linear de lactato no exercício progressivo de limiar de lactato, sendo que logo depois SJÖDIN e JACOBS (1981), deram o nome de início do acúmulo do lactato sanguíneo (*onset of blood lactate accumulation* – OBLA) a este mesmo ponto fixo de 4 mmol/l.

No início da década de 80 começaram a se estabelecer divergências com relação aos melhores protocolos que pudessem expressar o MLSS. STEGMANN e KINDERMANN e SCHNABEL (1981) criticaram o ponto fixo de 4 mmol/l e

procuraram identificar a taxa máxima de equilíbrio entre produção e remoção de lactato, levando em consideração e incluindo, a cinética de lactato pós-esforço. Assim, este tipo de protocolo, que foi colocado em prática para suprir as limitações e contradições quando se estabelece um ponto fixo, passou a ser denominado de limiar anaeróbio individual (STEGMANN e KINDERMANN, 1981).

A proposta de um limiar anaeróbio individual foi muito estudada. MCLELLAN e JACOBS (1993) mostraram a validade e reprodutibilidade deste limiar anaeróbio individual, enquanto HECK *et al.* (1985) apresentaram vários estudos sobre o comportamento das concentrações de lactato em diversas situações, com variações na metodologia, em protocolos de pista e laboratório, contestando as críticas feitas por STEGMANN e KINDERMANN (1981).

Embora HECK *et al.* (1985) verificarem que o MLSS correspondia ao valor médio de 4 mmol/l, os autores sugeriram que em testes em cicloergômetro, com cargas progressivas (triangulares) e com duração de 3 minutos, o MLSS corresponderia a 3,5 mmol/l.

Outras propostas surgiram usando protocolos variados para determinar o LL, como por exemplo, o lactato mínimo proposto por TEGTBUR *et al.* (1993). Esta pesquisa ganhou sustentação quando JONES e HOUST (1998) estabeleceram a validade do lactato mínimo para a determinação do MLSS.

2.4. Limiar invasivo

Os métodos invasivos são os que fazem a coleta de sangue para se medir alguma variável celular ou bioquímica. Assim, as formas de se determinar o limiar anaeróbio ou de lactato através de método invasivo, são os que medem a concentração de lactato

sanguíneo (CLS) ou de glicose durante um teste progressivo por estágios (triangular) ou com carga constante (retangular). Desta forma, estes testes sempre envolvem a coleta de sangue do indivíduo para a determinação destas concentrações de lactato.

2.4.1. Método da flexão da curva de lactato

SKINNER e MCLELLAN (1980) determinaram 2 limiares através das flexões na curva de lactato. A primeira flexão correspondente ao LL1 e a segunda o LL2. Na figura 9 podem-se observar os dois limiares.

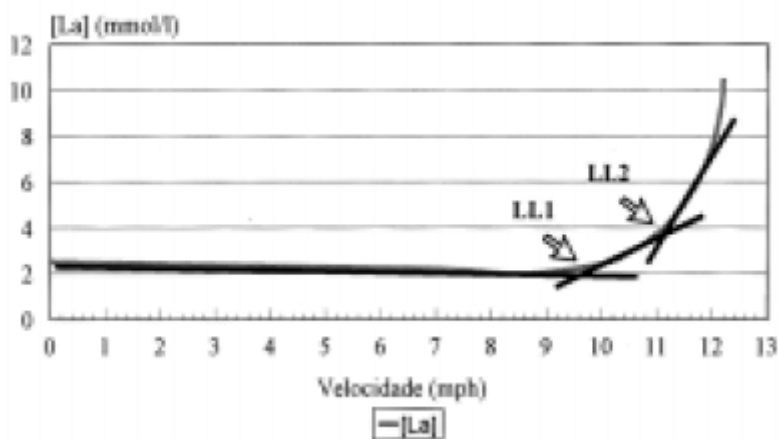


Figura 9. Limiar de lactato 1 e 2 (SKINNER E MCLELLAN, 1980), determinado pela primeira e segunda flexão na concentração de lactato.

2.4.2. Método Log

BEAVER *et al.* (1985) determinaram o limiar de lactato no ponto de flexão num gráfico logarítmico da concentração de lactato, conseguindo maior clareza na sua determinação. A figura 10 mostra como o uso de uma escala logarítmica facilita a visualização do LL usando Log.

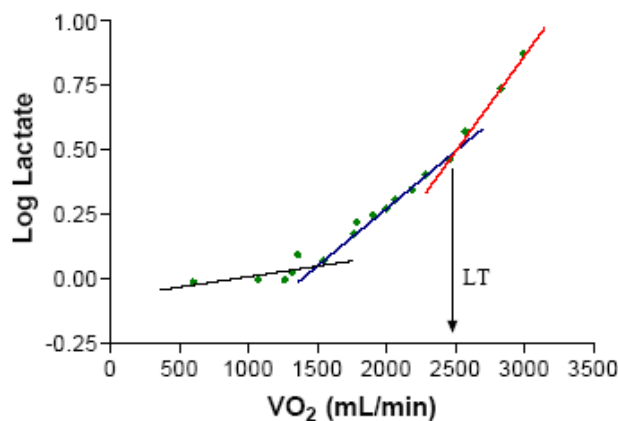


Figura 10. Limiar de lactato usando Log (BEAVER *et al.*, 1985). Para melhor visualização a concentração de lactato foi colocado na escala Log.

2.4.3. Método Slope

Neste método, traça-se uma reta com os primeiros pontos da CLS e depois outra reta com os últimos pontos. A interseção entre a primeira e a segunda reta é definido como o limiar (HUGHSON *et al.*, 1987). A figura 11 mostra o LL feita a partir da interseção das duas retas.

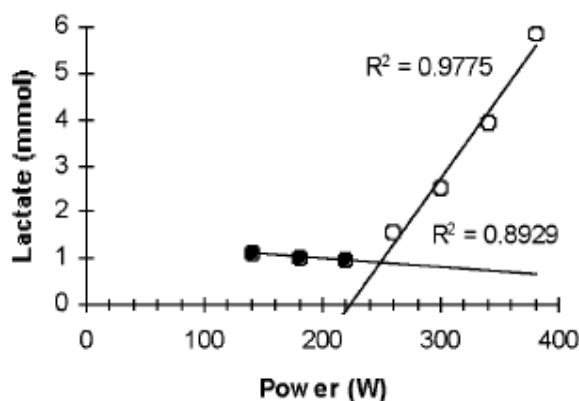


Figura 11. Limiar usando o método slope (HUGHSON *et al.*, 1987), determinado pela interseção da reta que passa nos primeiros pontos com a reta que passa nos últimos pontos.

2.4.4 Método OPLA (*Onset of Plasma Lactate Accumulation*)

O limiar é determinado no ponto em que a diferença da CLS entre duas cargas supere o valor de 1 mmol/l (FARREL *et al.*, 1979). Na figura 12 é possível observar a carga em que a CLS supera 1 mmol/l.

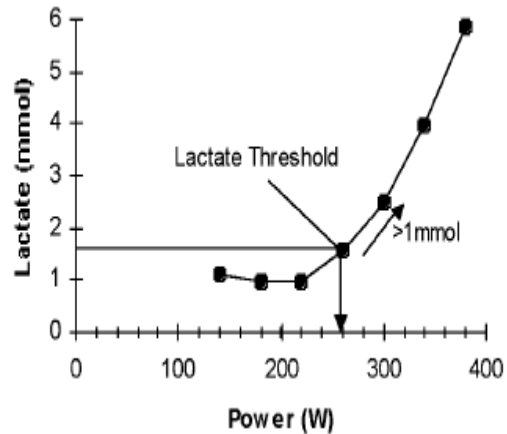


Figura 12. Limiar usando o método OPLA (FARREL *et al.*, 1979), estabelecido a partir do primeiro aumento acima de 1 mmol entre as concentrações de lactato.

2.4.5. Método de 1 mmol/l Acima da Linha de Base

O limiar é determinado no ponto em que a CLS supera o valor de 1 mmol/l, observado pelas linha de base nas primeiras cargas (THODEN, 1991). Na figura 13 se observa o valor de 1 mmol/l acima da linha de base.

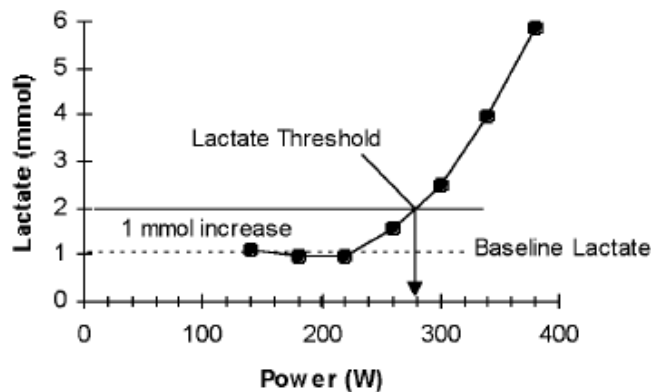


Figura 13. Limiar usando o método de 1 mmol/l (THODEN, 1991), estabelecido a partir do aumento de 1 mmol acima da linha de base entre as concentrações iniciais de lactato.

2.4.6. D-Máx

No método D-Máx ajusta-se, por mínimos quadrados, uma curva aos pontos equivalentes de carga e CLS, e depois se traça uma reta entre o primeiro e último pontos. A maior distância perpendicular entre esta reta e a curva de lactato é o limiar (CHENG *et al.*, 1992). A figura 14 ilustra o princípio do método D-Max.

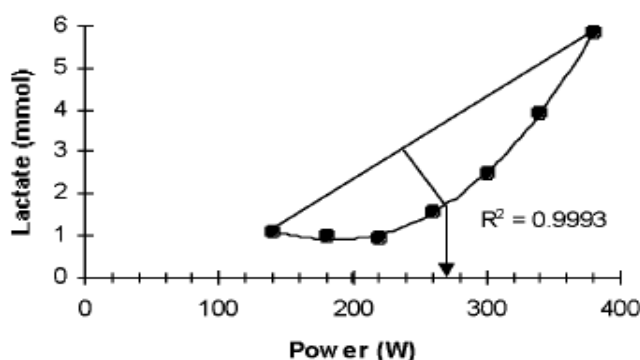


Figura 14. Limiar usando o método D-Max (CHENG *et al.*, 1992), estabelecido a partir da maior distância perpendicular entre a reta traçada usando o valor inicial e final de lactato, e a curva traçada usando todos os valores da concentração de lactato.

2.4.7. Método do lactato do equilíbrio ou lactato mínimo

Depois de um teste máximo, tipo corrida máxima de 200 m, verifica-se uma alta CLS. A partir daí, se faz uma recuperação passiva de aproximadamente 8 minutos. Logo após, faz-se um teste aumentando progressivamente a carga até remover o máximo de lactato, chegando a uma CLS mínima. Depois de atingido este ponto com o aumento da intensidade do exercício, a CLS volta a aumentar. O ponto de mínima CLS é o limiar (TEGTBUR *et al.*, 1993). A figura 15 permite visualizar o princípio do método no ponto mínimo de CLS.

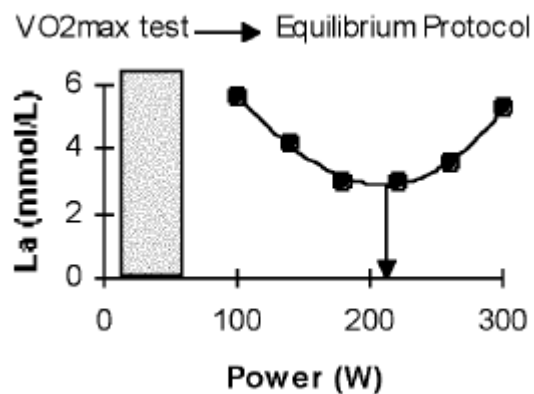


Figura 15. Limiar usando o método lactato mínimo (TEGTBUR *et al.*, 1993), determinado pelo valor da carga num esforço progressivo em que o lactato começa a subir novamente, após prévia acumulação.

2.4.8. Método do limiar anaeróbio individual

Para se determinar este limiar, primeiro traça-se uma reta horizontal que liga a última CLS no esforço a concentração equivalente pós-esforço. Pode-se observar durante a recuperação inicial, que a CLS sobe e, minutos depois, cai novamente, pois o lactato está sendo transportado para fora da célula.

Depois de marcado na curva de recuperação a concentração equivalente ao último estágio do teste, traça-se outra reta tangenciando a curva da CLS. O ponto em que esta tangente toca a curva de lactato é, então definido, como limiar anaeróbio individual (STEGMANN *et al.*, 1981).

Este método tem sido muito estudado e sua validade e reprodutibilidade foi confirmada por MCLELLAN e JACOBS (1993). Um exemplo de limiar utilizando este método pode ser identificado na figura 16.

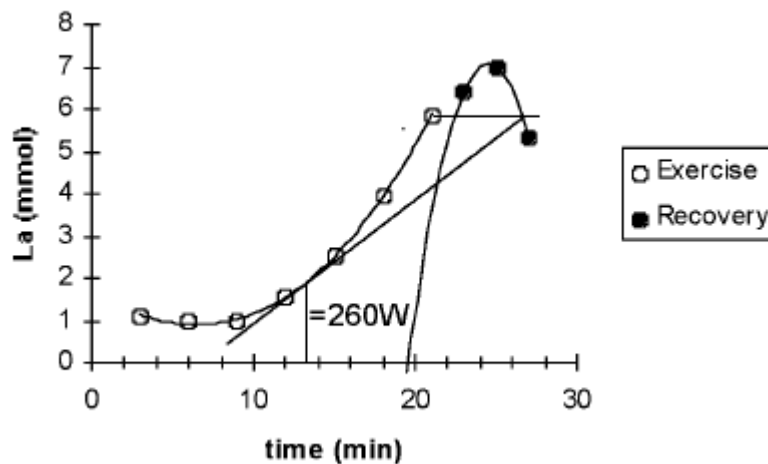


Figura 16. Gráfico de um limiar anaeróbico individual (STEGMANN *et al.* 1981), usando uma reta que inicia no valor correspondente na recuperação ao valor mais alto de esforço, e o ponto em que esta reta toca a curva obtida pelos valores de esforço.

2.4.9. Métodos com Ponto Fixo ou OBLA (*Onset of Blood Lactate Accumulation*)

Faz-se uma interpolação para uma concentração fixa tipo 3,5 ou 4 mmol/l de lactato, usando dois pontos, um ligeiramente acima e outro abaixo destas concentrações.

Este método é o que tem sido mais empregado no desporto e será alvo de nossa comparação. Ele foi inicialmente desenvolvido por MADER *et al.* (1976) e exaustivamente estudado por diversos pesquisadores, entre estes HECK *et al.* (1985). O termo OBLA ou início de acúmulo do lactato sanguíneo (*onset of blood lactate accumulation* – OBLA) vem sendo utilizado para determinar este (SJÖDIN e JACOBS, 1981).

A determinação do ponto fixo tem sido relacionada à duração de cada estágio. Dependendo do protocolo se recomenda as concentrações de 3,5 mmol/l ou de 4 mmol/l (HECK *et al.*, 1985). Na figura 17 se observa uma interpolação para se determinar o limiar.

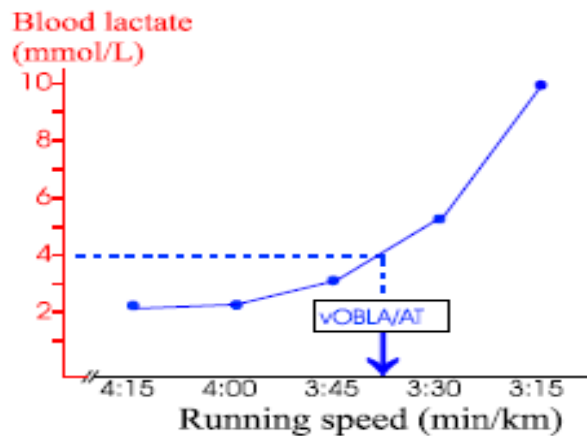


Figura 17. Limiar usando o método OBLA (SOLBERG *et al.*, 2005), usando a interpolação entre dois pontos próximos a concentração de 4 mmol/l.

2.4.10. Limiar glicêmico invasivo

De acordo com os estudos de SIMÕES *et al.* (2003) ocorre um ponto de flexão semelhante entre a cinética glicêmica e a cinética lactacidêmica no exercício e isto tem levado a proposta de determinação de um limiar glicêmico (LG) para substituir o LL. O limiar glicêmico é determinado pelo primeiro aumento na concentração de glicose sanguínea, já que nas cargas de esforço iniciais ocorre uma redução da glicemia. A figura 18 mostra o gráfico de comparação das duas cinéticas para um exercício no *leg press* e no supino (OLIVEIRA *et al.* 2006).

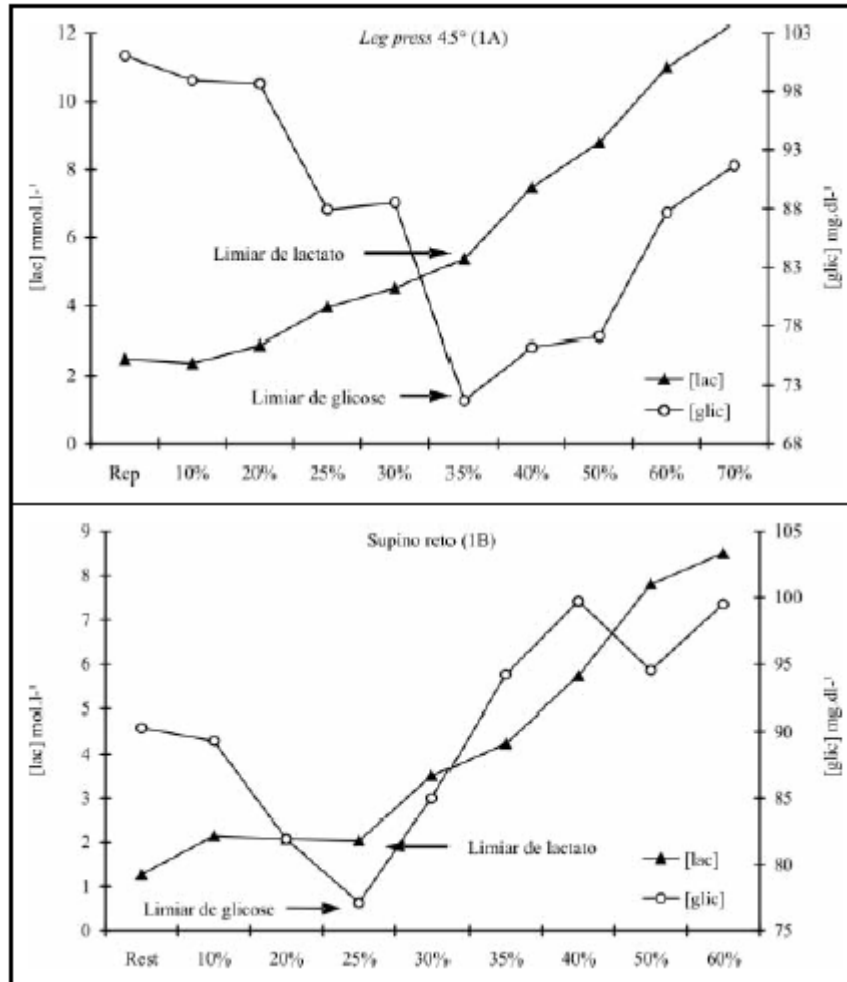


Figura 18. Comportamento do lactato sanguíneo ([lac]) e glicemia ([glic]) durante identificação do limiar de lactato e glicêmico no exercício *leg press* 45° (A) e supino reto (B) para um voluntário (OLIVEIRA *et al.*, 2006).

2.5. Métodos não-invasivos Ergoespirométricos

2.5.1. Ergoespirometria e Limiar Anaeróbio (LA)

No final dos anos 50 e nos anos 60, HOLLMANN (1985), entre outros pesquisadores, introduziu o conceito de início do metabolismo anaeróbio para mensurar a performance cardiorrespiratória. Como as mudanças na ventilação e no ácido láctico sanguíneo eram coincidentes, HOLLMANN (1985) denominou esse momento do exercício de ponto de ótima eficiência ventilatória. Contudo, o trabalho mais conhecido

foi de WASSERMANN e MCLLOY (1964) que determinaram o limiar do metabolismo anaeróbio em cardiopatas durante exercício. Segundo estes pesquisadores a acidose metabólica poderia ser detectada a partir do aumento da ventilação, proporcionado pelo tamponamento do ácido láctico pelo bicarbonato (HCO_3^-). Para WASSERMANN *et al.* (1964), a acidose metabólica teria como causa a hipóxia muscular.

Duas décadas depois BEAVER *et al.* (1985) aprimoraram esta técnica utilizando o método conhecido como V-slope, uma técnica de regressão usando $\dot{V}\text{O}_2$ e $\dot{V}\text{CO}_2$.

Ao mesmo tempo em que as pesquisas invasivas eram feitas usando a lactacidemia, as não-invasivas também desenvolviam seus protocolos, especialmente usando ergoespirometria. SKINNER e MCLELLAN (1980), estudando o ponto da compensação respiratória, o início do tamponamento usando a reserva alcalina, verificaram que esta compensação é iniciada no primeiro limiar, e consideraram este ponto como o de transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio (ALVARENGA, 2001).

O conceito de LA e os termos limiar e anaeróbio, separadamente, foram muito criticados, devido aos resultados conflitantes produzidos pelos diversos modelos propostos para validar a hipótese do LA. Alguns pesquisadores como KINDERMANN (1979), referem-se ao primeiro limiar como sendo aeróbio e o segundo limiar para ele é anaeróbio. O segundo limiar é denominado por SIMON *et al.* (1983) de limiar de compensação respiratória e para REIHARD *et al.* (1979) limiar de acidose metabólica descompensada e determinaram o limiar anaeróbio pelo equivalente ventilatório, a razão do $\dot{V}\text{CO}_2$ dividido pelo $\dot{V}\text{O}_2$.

Alguns autores sugerem que o LL e LA ou limiar ventilatório (LV) são apenas coincidentes. Um dos conflitos encontrados é de que indivíduos com síndrome de

McArdle, apesar da deficiente produção de lactato, apresentam hiperventilação (HAGBERG *et al.*, 1982) quando se aumenta a intensidade do exercício. O que realmente se sabe hoje é que estímulos respiratórios dependem de vários fatores, tais como receptores mecânicos, receptores metabólicos musculares, quimiorreceptores (MCARDLE *et al.*, 2008) que, entre outros, são acionados e ativados não apenas pela acidose, mas por influência também neuroendócrina.

O que se observa atualmente é que alguns pesquisadores sugerem que a dissociação entre os dois limiares pode ser creditada a vários fatores, inclusive, à falta de objetividade para se determinar o LA. GLADDEN *et al.* (1985) fizeram um estudo com nove pesquisadores de laboratórios independentes, todos eles conheciam os critérios de determinação do LV, e observaram um coeficiente de correlação intraclasse de 0,70 entre as diferentes avaliações. Apesar da correlação de Pearson entre os valores de LV verificado por 3 avaliadores ter sido razoável, situando-se entre 0,79 a 0,88 o erro padrão da amostra era alto. Pode-se supor que os critérios de determinação do LV sofrem considerável influência do pesquisador, comprometendo a objetividade.

Críticas a estes fenômenos foram realizadas por diversos pesquisadores, como DAVIS *et al.* (1982), mostrando que o limiar anaeróbio determinado por parâmetros ventilatórios não é idêntico ao limiar em pontos de 2 ou 4 mmol/l de lactato. Este questionamento vem até os dias de hoje, com alguns pesquisadores defendendo a associação e outros rejeitando esta hipótese.

Para os métodos ergoespiométricos é mais adequado se empregar o termo limiar anaeróbio (LA), ao invés de limiar de lactato, como será feito nas análises abaixo.

O LV usando ergoespirometria vem sendo um dos mais usados como técnica não-invasiva. Busca-se obter o limiar usando a flexão na curva da ventilação (WASSERMAN e MCLLORY, 1964), na relação entre os equivalentes ventilatórios

(REINHARD *et al.*, 1979), nas alterações dos parâmetros de troca gasosa (BEAVER *et al.*, 1986) e na estabilidade do quociente respiratório (YEH *et al.*, 1983), realizados por inspeção visual ou métodos computacionais. SANTOS e GIANNELLA-NETO (2004) compararam o LV e compensação respiratória usando razão da troca respiratória, equivalente respiratório para o oxigênio e equivalente respiratório para o gás carbônico e V-slope, não encontrando diferença significativa entre o procedimento automático e o de inspeção visual.

O maior problema da ergoespirometria é o custo elevado dos equipamentos, que chega a ser muito superior a técnica invasiva, desencorajando sua aplicação na avaliação desportiva.

Segundo WASSERMANN e MCLLOY (1964) existem uma relação causal entre o limiar metabólico e o ventilatório. O aumento de lactato e H⁺ promovem alterações no equilíbrio ácido básico muscular e sanguíneo, e como consequência, aumenta a ventilação, mediado pela ação dos corpos carotídeos. As cinéticas do $\dot{V}CO_2$ e do LL podem ser comparadas na Figura 19.

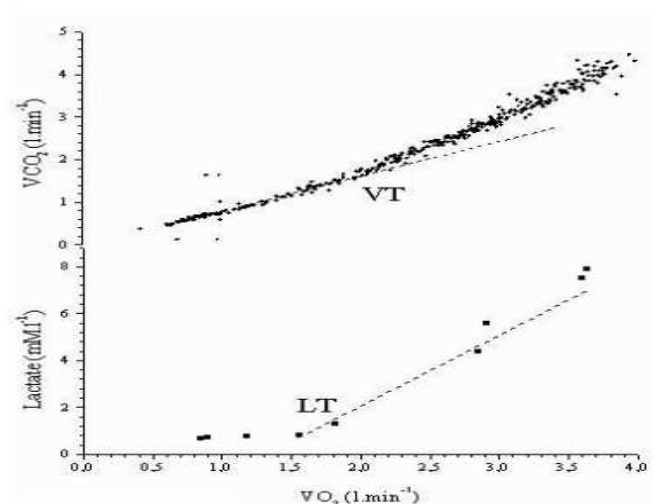


Figura 19. Limiar usando o método do LA, neste gráfico citado como *ventilatory threshold* (VT) e LL citado como *lactate threshold* (LT) (WASSERMANN e MCLLOY, 1964).

2.5.2. Limiar do quociente respiratório (RER-LA)

O RER-LA foi definido como sendo o $\dot{V}O_2$ no momento em que o quociente respiratório, que é o índice $\dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$, estabilizava acima de 1, não retornando abaixo deste nível (YEH *et al.*, 1983). Este ponto para determinar o LA é visto na figura 20.

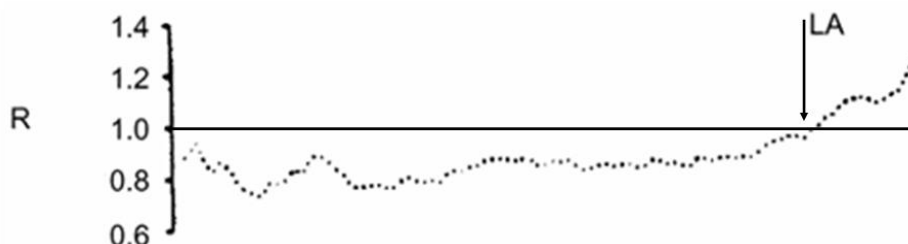


Figura 20. Limiar usando o método RER (YEH *et al.* 1983) igual a 1, valores acima deste ocorre em zona supra-limiar devido ao tamponamento pelo bicarbonato, formando CO_2 .

2.5.3. Método do equivalente ventilatório ou ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$ e $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$)

Este método detecta o ponto do LA usando equivalente ventilatório do oxigênio ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$). Este ponto é o início onde $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ atinge o valor mais baixo, o limiar ventilatório aeróbio 1 (LV1 ou LA1) é determinado em função da perda da linearidade entre ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) e o consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$). Neste momento, além de ser verificado um menor equivalente ventilatório de oxigênio ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$), ocorre ainda uma menor fração expirada de oxigênio, seguido de seu aumento abrupto (REINHARD *et al.*, 1979).

O limiar ventilatório anaeróbio 2 (LV2) é determinado pela perda da linearidade entre ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) e a eliminação de dióxido de carbono ($\dot{V}CO_2$), verificado pelo menor equivalente ventilatório de dióxido de carbono ($\dot{V}E/\dot{V}CO_2$) (RIBEIRO, 1985), seguido de seu aumento crescente e pela verificação do maior valor da fração expirada de dióxido de carbono ($FECO_2$) (DAVIS, 1985; RIBEIRO *et al.*,

1985), seguido de sua diminuição abrupta (BHAMBHANI e SINGH, 1985). Esta técnica é mostrada na figura 21.

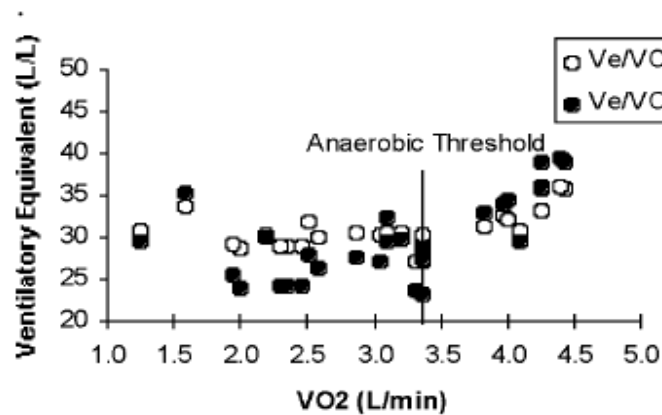


Figura 21. Limiar usando o método \dot{V}_E/\dot{V}_{O_2} e \dot{V}_E/\dot{V}_{CO_2} (REINHARD *et al.*, 1979), usando menor valor de \dot{V}_E/\dot{V}_{CO_2} .

2.5.4. Método V-slope ou ponto compensação respiratória

BEAVER *et al.* (1986) detectaram o ponto do LA usando a técnica V-slope. Os valores de \dot{V}_{CO_2} e do \dot{V}_{O_2} são plotados e divididos em 2 retas obtidas por regressão linear. A intersecção das duas retas de regressão é denominada V-slope, ou seja, é o ponto em que a os valores de \dot{V}_{CO_2} e os valores de \dot{V}_{O_2} perdem a linearidade (figura 22).

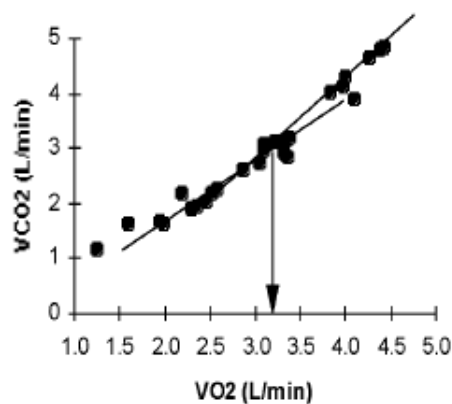


Figura 22. Limiar usando o método V-slope (BEAVER *et al.* 1986), determinado através da perda de linearidade entre \dot{V}_{O_2} e \dot{V}_{CO_2} .

2.6. Métodos de limiar não-invasivos

No Brasil, muitas propostas de protocolos não-invasivos têm sido feitas, e isto ocorre até mesmo pela necessidade de se trabalhar cientificamente com poucos recursos em ambiente desportivo, tornando limitado o acesso a metodologias mais sofisticadas (OLIVEIRA e KISS, 1996).

Existem técnicas não-invasivas para determinar limiar anaeróbio ou de lactato (DENADAI *et al.*, 2000) utilizando vários procedimentos. As técnicas invasivas exigem a coleta de sangue diretamente do lóbulo da orelha ou na polpa digital, enquanto que nas técnicas não-invasivas a identificação do LL é realizada por meio de equações de regressão ou inspeção visual de parâmetros fisiológicos. Em pesquisa, usa-se ainda a punção arterial, que envolve riscos e desconforto paciente e tornam necessária a presença de um técnico experiente, além de infra-estrutura para o atendimento de urgências médicas (POMPEU *et al.*, 2001). Até bem pouco tempo, a determinação do limiar de lactato era um índice que cabia apenas aos grandes Laboratórios de Universidades (DENADAI *et al.*, 2000).

Atualmente, apesar do aparecimento dos equipamentos portáteis necessários para determinação da lactacidemia, este conceito de limiar não-invasivo está sendo utilizado numa escala muito maior. Apesar disso, a sua função é limitada principalmente, devido ao alto custo de materiais usados como a fita para dosagem, que impossibilita o emprego mais comum deste recurso como um meio adequado de avaliação funcional para a prescrição de exercícios.

Por outro lado, os métodos não-invasivos usam poucos recursos materiais, apresentam baixo custo; mas por estas facilidades são muitas vezes questionados quanto à validade e reprodutibilidade.

Alguns estudos não-invasivos para determinação do LL têm apresentado limitações. São propostas de baixo custo, porém quando muito simples, como por exemplo, na determinação do limiar por meio de resultados da corrida, são sempre sujeitas a erros.

Entre os mais estudados protocolos de detecção do LL por corrida estão os que estabelecem distâncias fixas, os que associam o limiar à potência ou velocidade crítica e os que associam o limiar identificado à partir da deflexão da frequência cardíaca, como podem ser observados abaixo.

2.6.1. Limiar de Weltman

WELTMAN *et al.* (1987) num estudo composto por uma amostra de maratonistas masculinos usaram a variável tempo em minuto num teste de corrida de 3200 m. Este tempo foi empregado para estimar $\dot{V}O_2$ máximo e as velocidade da corrida para concentrações fixas, como 2 mmol/l, 2,5 mmol/l e 4 mmol/l (V4), usando uma regressão linear.

Os autores propuseram as equações de 1 a 4 abaixo.

$$VLT = 493,0 - (22,78 \times T) \quad (1)$$

$$V_{2mM} = 497,3 - (21,56 \times T) \quad (2)$$

$$V_{2,5mM} = 504,4 - (21,54 \times T) \quad (3)$$

$$V_{4mM} = 509,5 - (20,82 \times T) \quad (4)$$

Sendo T o menor tempo em minutos para completar uma corrida de 3200 m.

Em outro estudo, 2 anos depois, WELTMAN *et al.* (1989) desta vez usando uma amostra composta por mulheres sedentárias, propuseram as equações de 5 a 8 abaixo:

$$VLT = 434,45 - (24,45 \times T) + (0,43 \times T^2) \quad (5)$$

$$V2mM = 469,45 - (25,17 \times T) + (0,43 \times T^2) \quad (6)$$

$$V2,5mM = 480,84 - (25,5 \times T) + (0,43 \times T^2) \quad (7)$$

$$V4mM = 507,67 - (26,50 \times T) + (0,45 \times T^2) \quad (8)$$

2.6.2. Limiar e Velocidade Crítica

Uma outra proposta muito usada é a velocidade crítica (VC) ou potência crítica. A VC surgiu como uma nova metodologia para a avaliação aeróbia a partir do conceito de potência crítica proposta inicialmente por MONOD e SCHERRER (1965). Sua fundamentação teórica pressupõe a existência de uma potência máxima de exercício, que pode ser mantida indefinidamente, baseada na relação hiperbólica entre a potência realizada e seu respectivo tempo de exaustão, determinando a capacidade de trabalho anaeróbio (GRECO, 2000).

DENADAI *et al.* (2003) mostraram que após o treinamento, a VC não apresentou uma boa sensibilidade para identificar LL, sendo influenciada, portanto pelas adaptações determinadas pelo treinamento (OLIVEIRA *et al.*, 2006).

Neste método, o grau de inclinação da reta é considerada a potência crítica e se correlaciona com o limiar anaeróbio e o intercepto no eixo Y é a capacidade anaeróbia. Então se estabelece diversas distâncias e testa-se o melhor tempo para cumpri-las.

Faz-se a regressão linear entre distância e tempo e se considera o valor da inclinação como sendo o limiar. A inclinação do desempenho em diversas distâncias é vista na figura 23.

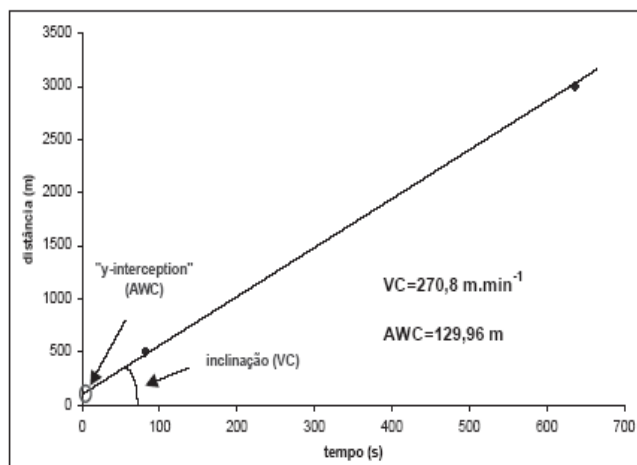


Figura 23. Limiar usando o método da velocidade crítica (DENADAI *et al.*, 2000), determinado a partir da medida do ângulo de inclinação da reta entre tempo e distância.

2.6.3. Limiar de Conconi

Apesar de ASTRAND *et al.* (2006) citarem que a FC apresenta um comportamento linear com relação ao aumento da carga de trabalho, CONCONI *et al.* (1982) mostraram uma boa relação da deflexão da frequência cardíaca (LDFC) com o LL, o que foi extensivamente refutado por outros pesquisadores (JONES e DOUST 1998, BODNER e RHODES 2000). Na aplicação de tal técnica, a determinação da FC em cada intensidade do esforço tem sido feita por um frequencímetro constituído de uma cinta torácica e um relógio (figura 24).



Figura 24. Cinta do frequencímetro sendo colocada para fazer teste usando frequência cardíaca.

CONCONI *et al.* (1982) reportaram um desvio da linearidade na curva da velocidade de corrida e a FC, determinada durante um teste com carga progressiva, a

cada 200 m. Segundo os pesquisadores esta intensidade corresponde ao limiar anaeróbico (figura 25).

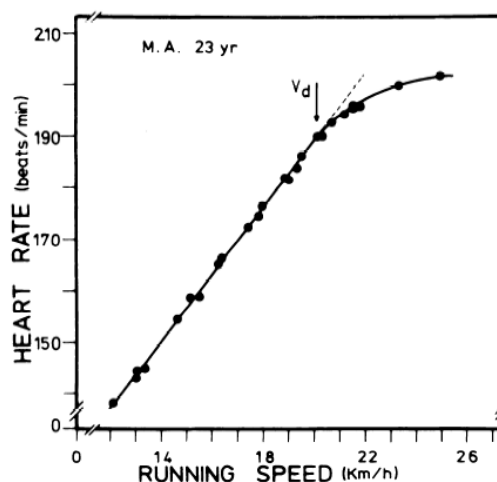


Figura 25. Limiar usando o método da deflexão da FHC (CONCONI *et al.*, 1982), estimado a partir dos valores da velocidade da corrida e os valores brutos de frequência cardíaca.

Para facilitar a identificação do LDFC, têm sido usados ajustes que comparam o modelo linear com o sigmoide de Boltzmann. Embora esta se constitua também uma maneira questionada de forçar a identificação do limiar. Este comportamento de deflexão pode ser protocolo dependente, pois CONCONI fixava a distância e reduzia o tempo em cada estágio, forçando uma estabilização da FC. Esta crítica vem sendo sempre contestada pelos autores da proposta (CONCONI *et al.*, 1996).

Um problema investigado no teste de LDFC é a confusão sobre o limiar utilizado por CONCONI. Inicialmente este corresponderia ao primeiro LL, ou LV1, que seria uma primeira flexão na curva de lactato ou na ventilação. Depois foi observado que o LDFC deveria ser encontrado em intensidade semelhante à segunda flexão da curva de lactato ou da ventilação, ponto correspondente ao segundo LL, ou LV2, e não ao primeiro (RIBEIRO *et al.*, 1985).

De uma forma geral, outra crítica que se faz a respeito dos protocolos que usam LDFC foi explorada por VACHON *et al.* (1999) que encontraram o LDFC em 50 % dos sujeitos envolvidos na pesquisa, e entre aqueles que apresentavam deflexão, este ponto superestimava o LL. O mesmo foi encontrado por OZCELIK e KELESTIMUR (2004) que não encontraram LDFC em todos os sujeitos, e quando era identificado o LDFC, este valor também superestimava a intensidade no limiar.

Uma questão também levantada contra o protocolo tem sido fundamentar fisiologicamente o método. LÚCIA *et al.* (2002) têm sugerido a hipercalemia como um possível parâmetro que influencia esta deflexão.

2.6.4. Limiar de Probst

Um outro teste conhecido e aplicado no meio desportivo é o teste PROBST (1989), na verdade é uma variação do teste de CONCONI *et al.* (1982) para ser desenvolvido no campo.

Este teste consta de um circuito de corrida entre 14 estacas colocadas num gramado, situadas a uma distância de 10 m entre cada uma delas. O teste é descontínuo, com paradas de 30 segundos ao finalizar cada período (2 voltas equivalentes a 280 m), e recuperando durante as paradas de forma passiva. Cada volta se faz numa velocidade progressiva e se verifica a FC final em cada estágio desta velocidade. O ponto onde ocorre a flexão da curva da FC é o limiar anaeróbio.

A figura 26 mostra a esquematização de um teste de PROBST (1989) para ser desenvolvido no campo.

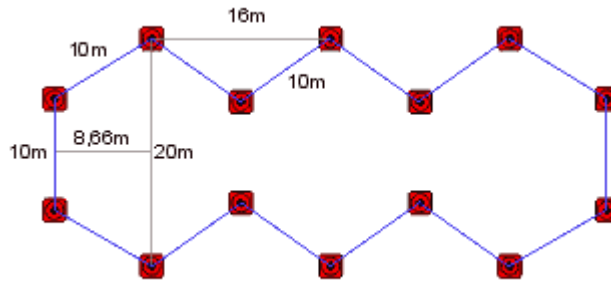


Figura 26. Esquemática da colocação das estacas no teste de PROBST (1989). Usando várias velocidades neste percurso observado na figura, pode-se determinar o limiar pelo início da deflexão da frequência cardíaca.

2.6.5. Limiar do duplo produto

Uma outra técnica usada para determinação do limiar é o duplo produto (DP) (RILEY *et al.*, 1997). O DP é o produto da FC pela pressão arterial sistólica (PAS). Tem sido mostrado que o ponto de quebra do duplo produto (*Double product break point* - DPBP) se correlaciona ao limiar anaeróbio (RILEY *et al.*, 1997).

OMIYA *et al.* (2003) mostraram uma associação desta técnica com o limiar de lactato e ventilatório. O princípio desta associação segundo TANAKA *et al.* (1997) está no fato dos níveis de catecolaminas aumentarem abruptamente num teste em rampa em intensidades acima do LL (GLEESON e GREENHAFF, 2000). O problema desta técnica é o mesmo inconveniente da técnica de CONCONI *et al.* (1982), nem todos os indivíduos apresentam tal deflexão do duplo produto.

2.6.6. Limiar de percepção subjetiva do esforço

O conceito de esforço percebido foi introduzido na década de 1950 por Gunnar Borg (BORG, 2000). A percepção subjetiva de esforço (PSE) tem sido alvo de diversas investigações, geralmente associada a indicadores fisiológicos durante o exercício. A

Escala de BORG (2000) de 10 pontos foi criada pela demanda de aproximação destas variáveis metabólicas a partir da percepção subjetiva do esforço (PSE), que continha valores de percepção de esforço entre 6 e 20. Assim, espera-se que a aceleração na resposta da PSE esteja em zona similar à da concentração sanguínea de lactato em qualquer tipo de esforço dinâmico.

Esta escala de índices do esforço percebido é utilizada em todo o mundo por profissionais das áreas de fisiologia, medicina, psicologia e ergonomia.

Recentemente BORG (2000) determinou os princípios da construção de escalas e das aplicações dos métodos das escalas de taxa do esforço percebido (*rating of perceived exertion* – RPE) e a que se coloca em valor de categoria (*Category-Ratio* - CR10). Além disso, BORG (2000) discutiu as bases fundamentais do esforço percebido, apresentou informações sobre o uso correto e equivocado das escalas e forneceu orientações e diretrizes para que fosse possível medir sintomas somáticos subjetivos. A tabela 1 mostra a escala RPE e a tabela 2 mostra a escala CR10, que são as escalas de percepção do esforço mais usadas em pesquisas.

Tabela 1 - Escala RPE de percepção de esforço (BORG, 2000).

Number	Level
6	no exertion at all
7	extremaly light
8	
9	very light
10	
11	light
12	
13	somewhat hard
14	
15	hard
16	
17	very hard
18	
19	extremely hard
20	maximal exertion

Tabela 2 - Escala CR10 de percepção de esforço (BORG, 2000).

Number	Level
0	nothing at all
0.5	extremaly weak
1	very weak
2	weak (light)
3	moderate
4	somewhat strong
5	strong
6	
7	very strong
8	
9	
10	extremaly strong (almost maximal)

As funções incrementais das variáveis fisiológicas podem ter aspectos diferentes. Algumas são mais lineares, e outras não lineares, como a aceleração positiva das concentrações de lactato sanguíneo (BORG, 2000).

O limiar de percepção subjetiva de esforço (LPSE) parece ser indicador do máximo estado estável de variáveis como o $\dot{V}O_2$, lactato sanguíneo e potência crítica (NAKAMURA *et al.*, 2005).

O esforço percebido parece resultar da integração de uma série de informações aferentes oriundas de estruturas sensoriais localizadas nos músculos esqueléticos ativos e no sistema cardiorrespiratório (BORG, 2000). Essas estruturas seriam estimuladas primariamente pela acidose metabólica associada à queda do pH muscular e sanguíneo (MCARDLE *et al.*, 2008).

2.6.7. Limiar salivar

O exercício induz o organismo a mudanças que podem ser detectadas através de biomarcadores plasmáticos e salivares. Estes biomarcadores são indicadores da resposta dos diferentes sistemas e tecidos corporais ao esforço físico.

Outros métodos além da medida do lactato sanguíneo apontam a saliva como uma fonte potencial de biomarcadores do exercício físico, além de representar uma forma não invasiva e de biossegurança (SHIRTCLIFF *et al.*, 2001).

O limiar anaeróbio salivar foi demonstrado em estudos de CHICHARRO *et al.*, (1997), CHICHARRO *et al.*, (1998) e CALVO *et al.*, (1997), pela análise da atividade da alfa-amilase salivar e pela concentração de eletrólitos da saliva. A figura 27 apresenta uma relação entre os valores de lactato e a concentração de proteína total salivar de um voluntário. A partir da carga de 200 W, tanto a concentração de lactato quanto a de proteína total da saliva apresentam um ponto de inflexão na curva (seta), considerada como o ponto de limiar anaeróbio de lactato (LA) e de proteína total salivar.

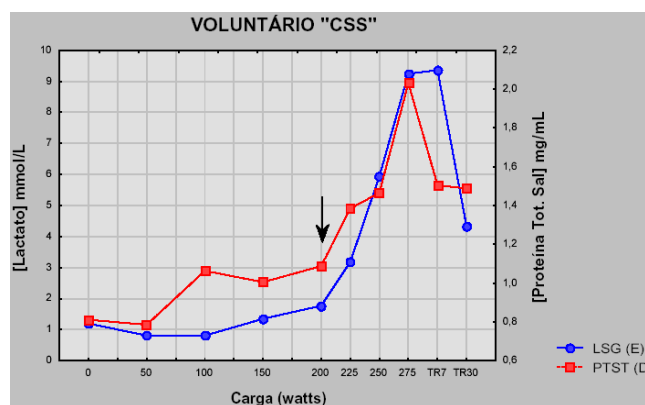


Figura 27. Ponto de inflexão da reta limiar anaeróbio salivar e de lactato (CALVO *et al.*, 1997). Neste gráfico, observa-se a semelhança entre estes valores de carga.

2.7. Posição quanto a grande variabilidade de métodos

Há mais métodos para determinação do limiar anaeróbio do que pesquisas com aplicação dos mesmos (ALVARENGA e SOUZA, 2007). Além disso, os termos são confusos e, muitas vezes, não fica claro qual limiar se refere o autor em cada artigo. Por isso, torna-se importante estabelecer um ponto fixo, como a concentração estabelecida por MADER *et al.* (1976). Talvez, devido a esta falta de objetividade dos outros

protocolos, este método foi o que recebeu mais investigações quanto a validade, a objetividade, a fidedignidade e a aplicabilidade.

2.8. Aplicações de espectroscopia por bioimpedância (BIS)

As propriedades elétricas dos tecidos tem sido estudada desde 1871. Porém, somente em 1970 os fundamentos destas propriedades elétricas foram descritas e, gradativamente, uma variedade de aparelhos foram postos no mercado. A partir de então se passou a usar o termo impedância, que deriva do verbo impedir e do sufixo substantivado *ância*, que genericamente, significa uma medida de impedimento ou oposição ao fluxo de algo, abstrato ou concreto.

Quando se aplica a corrente elétrica ao corpo humano é gerada uma oposição por dois componentes: a resistência (R) e a reatância (X_c). A resistência pode ser definida como a propriedade de uma substância de se opor à passagem de corrente elétrica, estando a corrente em fase com a voltagem observada. Já a reatância é a medida da habilidade de cada material em se opor, causando uma defasagem de 90° entre a corrente elétrica e a voltagem observada. A impedância é a soma vetorial desses dois componentes. O ângulo formado entre R e X_c chama-se ângulo de fase, sendo dependente da frequência e é definido como o arco associado à tangente da relação (X_c/R). Quando o ângulo de fase está aumentado, associa-se com estado adequado de saúde e a X_c é alta; se o ângulo de fase estiver baixo, associa-se com a existência ou agravamento de doenças e com X_c baixa associa-se com a morte celular.

A técnica de aplicação da impedância em ser vivo foi denominada de bioimpedância ou ainda usa-se o termo impedância bioelétrica.

A bioimpedância é uma técnica simples, portátil e de baixo custo para determinação *in vivo* da água corporal total (THOMAS *et al.*, 1998).

A análise por impedância bioelétrica (*Bioelectrical impedance analysis* - BIA) tem sido utilizada para designar a medição da bioimpedância numa única frequência, geralmente 50 kHz, realizada por equipamentos monofrequenciais (figura 28).



Figura 28. Equipamento de BIA monofrequencial Imp-DF50 (Impedmed, EUA) (Disponível em <<http://www.impedmed.com>>Acesso em 12 mar. 2008).

Em contraposição, existem àqueles capazes de realizar em diversas frequências ou impedância bioelétrica por espectroscopia (*Bioelectrical Impedance spectroscopy* - BIS), que são citados como multifrequenciais (figura 29). Estes equipamentos são mais precisos do que os monofrequenciais.



Figura 29. Equipamento de BIS multifrequencial Maltron BioScan 920 (Maltron international, UK). (Disponível em<<http://www.maltronint.com>.>Acesso em 12 mar.2008)

Há vários tipos de equipamentos para a medida da impedância. Alguns estudos apontam para possíveis diferenças nas medidas, de acordo com o equipamento usado. Entretanto, de acordo com o estudo de CORNISH *et al.* (1996), não houve diferenças significativas de resistência e de reatância entre os três modelos de equipamentos pesquisados.

O modelo mais comumente utilizado é o tetrapolar no qual se usam quatro eletrodos aplicados à mão, ao pulso, ao pé e ao tornozelo, e então uma corrente elétrica é aplicada aos eletrodos-fonte (distais) e a queda da voltagem, devido à impedância, é detectada pelos eletrodos proximais (Figura 30).



Figura 30. Colocação dos eletrodos no modelo tetrapolar.

O princípio da bioimpedância no corpo humano tem como base o fato de que a água se distribui em dois compartimentos: dentro das células no espaço intracelular (*intracellular water* - ICW) e fora delas no espaço extracelular (*extracellular water* - ECW).

Em células suspensas a corrente de baixa frequência somente passa pelo fluido extracelular, enquanto que em alta frequência passa pelo fluido extra e intracelular (PICCOLI *et al.*, 2005).

A figura 31 mostra esta passagem de corrente em alta e baixa frequência.

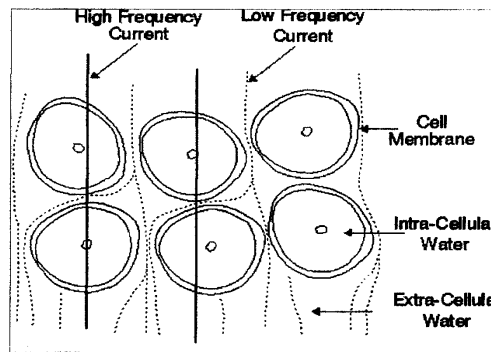


Figura 31. Distribuição de corrente em alta e baixa frequência (DE LORENZO *et al.*, 1997). Em baixa frequência a corrente flui somente pelo espaço extracelular, e em alta frequência a corrente flui tanto pelo espaço extra como pelo espaço intracelular.

Existem várias técnicas para se estimar o ICW e ECW, mas uma das técnicas mais empregadas hoje em dia por meio da bioimpedância.

O modelo de bioimpedância se desenvolveu gradualmente durante a década de 1930, até ser completado com uma equação matemática na década de 1940 (COLE, 1940). O gráfico de Cole-Cole (figura 32) determina a chamada frequência característica (CORNISH *et al.*, 1996), ou seja, a frequência onde é máximo o módulo da parte imaginária da bioimpedância, que é a reatância.

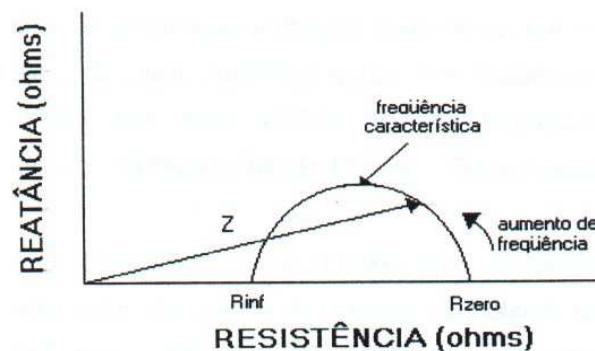


Figura 32. Gráfico de Cole-Cole - reatância vs. Resistência (CORNISH *et al.*, 1998). Pode-se observar o valor mais alto da parte imaginária que determina a frequência característica.

O modelo de Cole foi introduzido em sua forma final por Kenneth Cole (COLE, 1940). O fundamento para isto foi baseado no modelo de Debye, usando um capacitor ideal (DEBYE, 1929).

A medida de BIS é feita introduzindo-se uma corrente elétrica numa frequência variável entre 5 kHz e 1 MHz num volume condutor e medindo-se a tensão correspondente.

O valor da impedância é a razão entre a tensão e corrente, sendo de um modo geral um número complexo para explicar a alteração dos módulos e a eventual defasagem encontrada entre estas duas variáveis.

Para eliminar o efeito de impedância da pele, usa-se um par de eletrodo separado para injeção da corrente e outro par separado para a medida de tensão.

O limite celular é uma membrana plasmática de moléculas fosfolipídicas, tornando-se um ambiente dielétrico para formar um capacitor, quando um sinal elétrico em frequência variada é introduzido no ambiente das células.

Com base nestes aspectos, pode-se especular que partindo de valores de repouso até valores acima do limiar de lactato, a R_{inf} poderia permitir correlações com níveis de lactato, que se associa ao volume de fluido local (RAJA *et al.*, 2006).

Para se entender como a impedância varia durante um teste progressivo e se correlaciona ao LL, necessita-se primeiro compreender o que se mede com a bioimpedância segmental.

A bioimpedância pode ser entendida com base no princípio do volume condutor. Segundo ORGAN *et al.* (1994) a resistência R de um volume cilíndrico V , é caracterizada pela resistividade ρ , pela área de secção transversal A e comprimento L , através da equação 9:

$$R = \frac{\rho L}{A} \quad (9)$$

Manipulando algebricamente a equação através da multiplicação e divisão do lado direito por L , tem-se a equação 10:

$$R = \frac{\rho LL}{AL} \quad (10)$$

Sabendo-se que o volume é igual ao produto do comprimento pela secção transversa, tem-se a equação 11:

$$R = \frac{\rho L^2}{V} \quad (11)$$

Tomando como base estas equações tem-se que aumentando o volume celular durante o exercício, a resistência reduz. Analisando o numerador da equação, verifica-se que a variação da resistência é dependente do valor da resistividade tecidual, considerando-se que a distância entre os eletrodos será mantida.

2.8.1. Impedância microbiológica

A bioimpedância vem sendo usada também em microbiologia. As reações que ocorrem na presença de microorganismos, especialmente em bactérias, são reações anaeróbias. A técnica de impedância que se usa para análise de culturas destes microorganismos denomina-se impedância microbiológica (FELICE *et al.*, 1999).

As bactérias apresentam metabolismo anaeróbio (DUDCHIK e MEL'NIKOVA, 2007), semelhante ao que ocorre quando o homem usa a glicose ou o glicogênio no meio extra mitocondrial ou sarcoplasmático (ASTRAND *et al.*, 2006), o sistema anaeróbio (MOUGIOS, 2006). Esta via glicolítica de produção energética predomina no homem quando a intensidade do esforço se torna elevada (FATTOR *et al.*, 2005).

Em geral, como ocorre no homem, nas reações dos microorganismos uma molécula não ionizada de glicose é convertida em duas moléculas ionizadas de ácido láctico e 2 hidrogênios (WILMORE *et al.*, 2007), resultando na redução da resistência tecidual, pois as moléculas ionizadas formadas aumentam a condutividade local

(HERMANN *et al.*, 2001). De acordo com esta afirmação HERMANN *et al.*, (2001) citam que a formação de ácido láctico e a baixa do pH no leite, reduzem a impedância.

A figura 33 mostra o Bactometer (BioMérieux industry, EUA), equipamento que estima a concentração de bactérias a partir da alteração na impedância.



Figura 33. Bactometer (BioMérieux industry, EUA) acoplado a um computador (Disponível em <<http://www.biomerieux.com>> Acesso em 12 mar. 2008).

No estudo de CADY *et al.* (1978) foi mostrada uma redução significativa na impedância medida em até 8 horas, devido as reações anaeróbias bacterianas que aumentaram a produção de lactato. Assim, como pode ser observado na figura 34, uma maior concentração de bactéria *E. coli* fazia um decréscimo mais rápido na impedância.

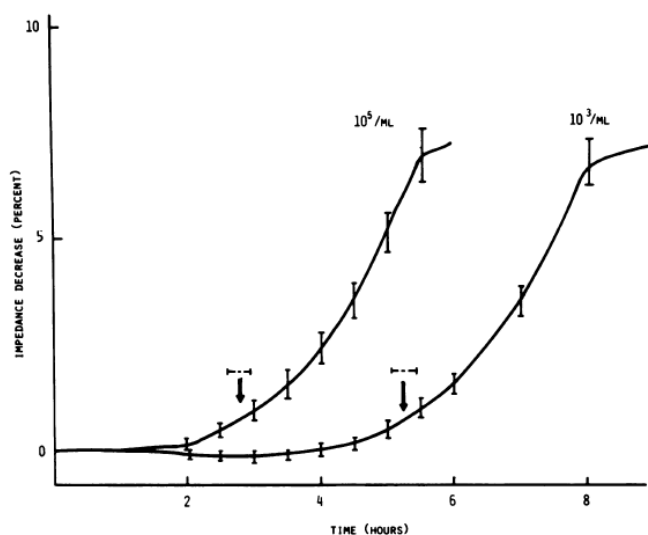


Figura 34. Percentual de decréscimo de impedância com o tempo quando a *E. coli* está presente em 2 concentrações (CADY *et al.*, 1978). Observa-se a flexão mais rápida em concentrações maiores de bactérias.

DUDCHIK e MEL'NIKOVA (2007) utilizaram estes fundamentos e também aplicaram a impedância para determinação de resíduos de penicilina no leite.

2.8.2. Impedância em isquemia

Desde muito tempo tem sido mostrado que ocorre um aumento do fluxo sanguíneo em esforço (KOMINE *et al.*, 2008). Porém, em intensidade muito alta este fluxo pode ser insuficiente para atender às demandas metabólicas (SECHER *et al.*, 2007).

O aumento de fluxo, assim como a restrição com cargas elevadas e o restabelecimento de perfusão são eventos que também ocorrem no exercício leve e moderado, no exercício intenso e no processo de recuperação (SABATIER *et al.*, 2006).

Efeito semelhante pode ocorrer com restrições induzidas de fluxo, como as observadas nos parâmetros de impedância num miocárdio isquêmico.

DZWONCZYK *et al.* (2004) mostraram aumento na impedância quando se fazia restrição ao fluxo sanguíneo e redução da impedância na reperfusão, quando o fluxo era restabelecido após o *by-pass*.

Estudando a isquemia renal, SOLA *et al.* (2003) observaram edema celular, estreitamento do espaço extracelular, aumento do K⁺ extracelular e aumento do módulo de impedância, enquanto que o pH decrescia rapidamente atingindo um platô.

Durante a reperfusão as variáveis analisadas se recuperam progressivamente; porém, após a redução significativa da impedância, há um aumento pós-isquêmico em relação aos valores iniciais.

Num outro estudo também a respeito de miocárdio isquêmico, ELLENBY *et al.*, (1987) encontraram uma correlação de 0,98 entre o acúmulo de lactato e a mudança na resistividade tecidual em cães. Estes pesquisadores observaram um aumento na resistividade em isquemia e redução da resistividade na reperfusão.

2.8.3. Impedância cardiográfica

O desenvolvimento de métodos de estimativa indireta do débito cardíaco (KAPLAN *et al.*, 2003) e do volume sistólico (SACKNER *et al.*, 1991; VANFRAECHEM, 1979) têm aumentado as possibilidades de entendimento do comportamento da função cardíaca durante o exercício físico (RODRIGUES *et al.* 2007).

A impedância cardiográfica (IC) é normalmente medida usando oito eletrodos de superfície, sendo dois colocados em volta do pescoço, e mais dois na região peitoral (figura 35).

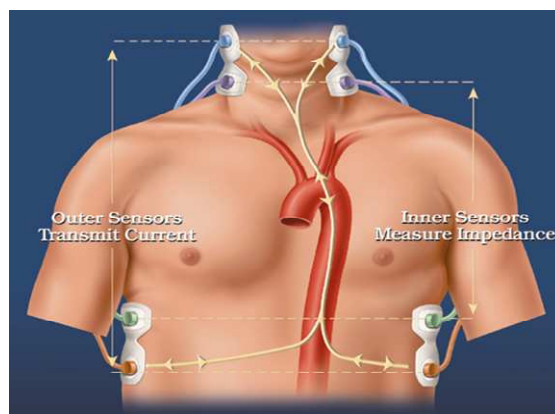


Figura 35. Impedância cardiográfica com colocação de 8 eletrodos, distribuídos pelo pescoço e tórax. (Disponível em <<http://www.impedancecardiography.com>> Acesso em 12 mar. 2008)).

Com o intuito de padronizar esta técnica, WOLTJER *et al.* (1996) estabeleceram estes procedimentos para esta forma de avaliação cardíaca não-invasiva.

Tem sido bem documentado em literatura a validade (BOGAARD *et al.*, 1997), e a variabilidade intra e inter observador (WOLTJER *et al.*, 1996) desta técnica durante o exercício para diversos grupos. MILES e GOTSHALL (1989) estudaram as aplicações IC na hemodinâmica central no repouso e no exercício; PIANOSI e GARROS (1996) aplicaram IC em crianças e compararam com o método indireto Fick; RODRIGUES *et al.* (2007) estudaram a concordância entre as estimativas do débito cardíaco geradas

pelos métodos indiretos usando IC e consumo de oxigênio usando a ergoespirometria (STRINGER *et al.*, 1997) em idosos durante o exercício.

A IC é o resultado de vários eventos fisiológicos (PENNEY, 1985), principalmente mudanças no volume sanguíneo nos tecidos durante o ciclo cardíaco (KAPLAN *et al.*, 2003), e mudanças na orientação dos eritrócitos (RODRIGUES *et al.* 2007), causada pela variação de velocidade do sangue na aorta.

Um dos equipamentos utilizados para IC é o registrador Niccomo™ (Medis, Alemanha), que permite a monitorização hemodinâmica. A figura 36 apresenta um registrador Niccomo.



Figura 36. Monitor *Niccomo*™ (Medis, Alemanha) para determinação não-invasiva da hemodinâmica. (Disponível em <<http://www.niccomo.com>>Acesso em 12 mar. 2008).

Um outro registrador IC é o HIC-2000 (*Bio-Impedance Technology, Inc.*, USA). observado na figura 37.



Figura 37. Monitor HIC-2000 (*Bio-Impedance Technology, Inc.*, USA) para determinação da impedância cardiográfica. (Disponível em <<http://www.microtronics.com>>Acesso em 12 mar. 2008).

2.8.4. Impedância pulmonar

Aplicações de impedância na área pulmonar também estão sendo descritas na literatura. BROWN e BARBER (1992) mostraram que a impedância do pulmão cai em 50% ao passar de uma frequência de 10 kHz para 1 MHz, devido à característica da capacitância de membrana.

Algumas publicações importantes têm sido feitas sobre impedância em tecido isquêmico. Este mecanismo se assemelha as situações de esforço. Assim, SOLA *et al.* (2003) e CINCA *et al.* (1997) fizeram aplicações de BIS reduzindo o fluxo sanguíneo, fato que diminuiu a resistência extracelular, devido ao desvio de líquido para o meio intracelular.

2.8.5. Impedância em integridade celular

As alterações celulares de membrana podem ser observadas pelos resultados dos exames segmentais de bioimpedância. Segundo YOKOI *et al.* (2001) em humanos o produto estatura ao quadrado pela capacitância dividido pelo volume do líquido intracelular é um indicador de porosidade e espessura da membrana celular.

SHIFFMAN *et al.* (2003) mostraram que o ângulo de fase era menor em lesões e patologias musculares, e observaram que os pacientes que faziam um treinamento de força aumentavam discretamente a resistência em impedância paralela.

2.8.6. Impedância em variação de líquido celular

Recentemente foi desenvolvido por um grupo de estudos em BIS de Barcelona um micro sensor para experimentação fisiológica. O desenvolvimento desta tecnologia

teve como base o estudo de alterações na razão do líquido extra e intracelular e nas alterações iônicas que ocorre em patologias (SOLA *et al.*, 2003). Um micro sensor minimamente invasivo em formato de agulha mede a impedância *in vivo*.

KLASSEN *et al.* (2000) observaram que pacientes com dengue aumentavam o líquido extracelular em fase de convalescença e estes pacientes apresentavam uma razão de líquido extracelular/intracelular mais alta. O aumento do líquido extracelular foi associado ao decréscimo da resistência extracelular.

Como exemplo, pode-se observar o estudo de KUSHNER *et al.* (1986) que demonstraram a validade do método em predizer a acidez em pacientes com doença inflamatória intestinal os quais recebiam nutrição parenteral total. Nesse estudo, foram avaliados 20 pacientes obesos e 20 pacientes não-obesos e desenvolveu-se uma equação para predizer a acidez, de acordo com o peso e o sexo.

2.8.7. Impedância em tumor

Outra aplicação interessante que se correlaciona com nosso estudo é o diagnóstico de tumor (figura 38). Neste tecido ocorre uma redução da impedância local.

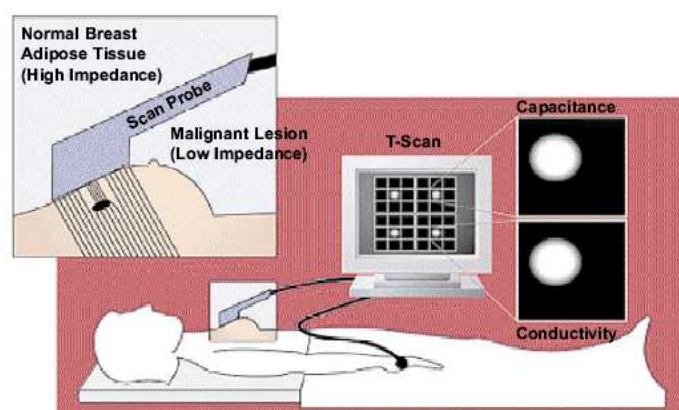


Figura 38. Monitor Niccomo™ (Medis, Alemanha) para análise tecidual (Disponível em <<http://www.niccomo.com>> Acesso em 12 mar. 2008).

GRASSO *et al.* (2002) fizeram um estudo de tumor cerebral, hemorragia e hidroencefalia em 150 indivíduos e mostraram que indivíduos normais apresentavam maiores resistências. Os valores de reatância e ângulo de fase eram somente inferiores ao grupo de hemorragia. Apresentavam também o mais baixo volume bioelétrico que no estudo era representado pela a circunferência da cabeça ao quadrado dividido pela reatância.

A menor resistência, reatância e ângulo de fase eram do grupo de hidroencefalia, porém era o de maior volume bioelétrico, ou seja, o aumento de líquido diminuiu a resistência e aumentou a capacitância. O grupo de hemorragia tinha maior reatância e ângulo de fase.

Usando o ângulo de fase calculado pela relação reatância/resistência e expresso em graus, GUPTA *et al.* (2004) verificaram que pacientes com câncer que apresentavam um ângulo de fase superior a 5 graus tinham sobrevidas maiores do que os com ângulo inferior a 5 graus. Resultado que se aproxima do estudo de GRASSO *et al.* (2002) em que os indivíduos normais apresentavam $22,1 \Omega$ e com tumor cerebral apresentavam valores baixos, próximos de 7Ω .

2.8.8. Impedância para composição corporal

O uso da impedância na avaliação da composição corporal parte da idéia de que o corpo humano é um cilindro perfeito com comprimento e área transversal uniforme, o que não é totalmente verdade.

Assume-se, então, que o corpo humano seja composto por cinco cilindros conectados em série e não de um cilindro único. A impedância (Z) à corrente é

relacionada diretamente ao comprimento do condutor e inversamente à sua área transversal.

O uso mais freqüente da bioimpedância é para avaliar a água corporal total e o percentual de gordura (figura 39).



Figura 39. Determinação do percentual de gordura e água corporal total usando bioimpedância (Disponível em <<http://www.impedmed.com>> Acesso em 12 mar. 2008).

Tipicamente, utiliza-se a bioimpedância medida na freqüência de 50 kHz e a estatura ao quadrado como estimador da composição corporal. Quanto maior o teor de água mais a corrente flui facilmente. Assim o tecido adiposo, que tem mais gordura, é um mau condutor de corrente elétrica e possui ainda maior resistência. A massa corporal magra (MCM), que em situações estáveis contém um alto percentual de água, cerca de 73 %, tem menos resistência à passagem da corrente elétrica.

A bioimpedância também é um método válido para avaliar a massa muscular segmental (LUKASKI, 2000), além de outras aplicações musculares como em lesões e patologias (AARON e SHIFFMAN, 2000).

PIETROBELLI *et al.* (1998) mostraram que era possível estimar a variável dependente, massa muscular, usando a relação estatura ao quadrado dividido pela impedância segmental, além de usar outras informações como: idade, sexo e ângulo de

fase como variáveis independentes. Mostraram também que para membros inferiores era melhor usar a frequência de 300 kHz do que a tradicional frequência de 50 kHz.

SEGAL *et al.* (1985) estudaram a massa magra de pacientes obesos comparados com não-obesos e acharam que em pacientes obesos a massa magra avaliada pela BIA foi superestimada, quando comparada com a densitometria corporal, a qual é considerada padrão ouro. Sendo assim, propuseram várias fórmulas específicas para essa população, encontrando, então, uma melhor correlação.

2.8.9. Impedância seguida de iontoforese reversa em glicemia

Existem várias metodologias para a medição não-invasiva ou minimamente invasiva de substratos do metabolismo, especialmente a glicose. Quaisquer sensores para glicose podem ser divididos em duas categorias: enzimáticos e não-enzimáticos.

As metodologias enzimáticas envolvem o uso de tecnologia sem radiação. Entre estas técnicas destaca-se a iontoforese reversa (KLONOFF, 1997), na qual a glicose é extraída através da pele pela aplicação de uma corrente elétrica, medindo-se a impedância. Esta corrente atrai o sal que, por sua vez, traz consigo água e, conseqüentemente, glicose.

Na iontoforese tradicional se coloca íons presentes num gel sobre a pele para o interior do corpo. Por esta técnica íons positivos, por exemplo, são colocados sob o pólo positivo, como cargas iguais se repelem estes íons passam através da pele para o líquido intersticial, utilizando uma baixa corrente elétrica constante. Esta técnica é empregada para se fazer medicação tópica, com ação específica no local. A técnica de iontoforese reversa (figura 40) faz o oposto, retira íons do líquido intersticial para os pólos colocados sobre a pele.

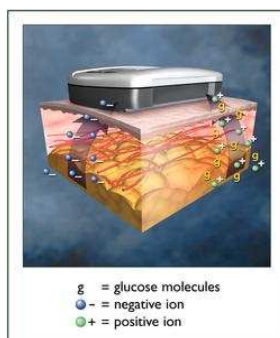


Figura 40. Extração de glicose via GlucoWatch Biographer pela técnica de iontoforese reversa (Disponível em <<http://www.glucowatch.com>> Acesso em 12 mar. 2008)).

O GlucoWatch Biographer (figura 41) é um aparelho baseado nesta tecnologia e disponível comercialmente com o aval do FDA (*Food and Drug Administration*) para uso clínico. Foi lançado nos Estados Unidos pela empresa fabricante Cygnus (*Redwood City, CA. USA*); porém, apesar da tecnologia ser bastante interessante e promissora, o equipamento foi retirado do mercado momentaneamente, devido a alterações na membrana a longo prazo.



Figura 41. Medidor de glicose não-invasivo GlucoWatch Biographer (Disponível em <<http://www.glucoath.com>> Acesso em 12 mar. 2008)).

A glicose é coletada no catodo da iontoforese e na parte de trás que fica em contato com a pele tem um hidrogel que é uma membrana com enzima imobilizada (enzima glicose oxidase), capaz de reagir apenas com a glicose, formando peróxido de hidrogênio. Desta forma, o analito glicose pode ser quantificado, pois a enzima imobilizada na membrana reage apenas à glicose e os demais íons ficam inertes. As camadas do equipamento GlucoWatch podem ser observadas na figura 42.

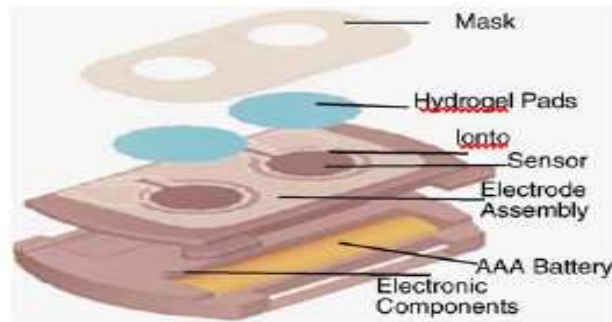


Figura 42. Camadas do equipamento GlucoWatch Biographer
(Disponível em <<http://www.glucowatch.com>>Acesso em 12 mar. 2008).

Uma outra técnica usada para mensurar a glicose de forma não-invasiva é usar a impedância direta na pele. Esta técnica não-invasiva foi proposta por HEINEMANN (2001). Ela é diretamente medida da pele e não na membrana do biosensor como o GlucoWatch. Tem sido utilizado a marca comercial PENDRA® (Pendragon Medical, Suíça) para designar este equipamento.

A figura 43 mostra um PENDRA®.



Figura 43. Medidor de glicose não-invasivo PENDRA®
(Disponível em <<http://www.liebertonline.com>>Acesso em 12 mar. 2008).

Outro equipamento que também usa impedância, mas associada a alterações no eletrocardiograma (ECG) é o Hypomon™ (figura 44). NGUYEN *et al.* (2007) estudaram este detector de hipoglicemia em crianças e verificaram aumentos no intervalo QT do ECG, aumento da frequência cardíaca e redução significativa da impedância da pele. Porém este equipamento emite um sinal de alarme quando o limiar da glicose estiver baixo.



Figura 44. Detector de hipoglicemia Hypomon™, usando bioimpedância (Disponível em <<http://www.aimedics.com>> Acesso em 12 mar. 2008).

2.8.10. Impedância em lactacidemia

Fazendo pela primeira vez uma correlação com lactato de esforço, ALVARENGA e SOUZA (2005) verificaram que usando BIS em cargas baixas sublimiáres na esteira e cicloergômetro era possível estimar valores de concentração de lactato, antes da primeira flexão da curva de lactato. Porém, neste estudo pioneiro, os autores usaram medidas antropométricas, como também no estudo de STAHN *et al.* (2006), no qual além da estatura os pesquisadores usaram as variáveis sexo e PA-R (*self-reported physical activity index*) para melhorar a correlação.

Com base nestes dados das recentes pesquisas, torna-se coerente indagar se BIS, sendo uma técnica não-invasiva, de baixo custo e validada para diversas alterações metabólicas, teciduais, iônicas e de fluidos intracelulares e intersticiais (RAJA *et al.*, 2006), pode também estimar o LL. A hipótese deste trabalho é que a espectroscopia de impedância bioelétrica, obtida segundo um protocolo experimental adequado, pode refletir os efeitos da variação de lactato. Tal hipótese se justifica uma vez que as alterações citadas nas 10 aplicações deste capítulo se aproximam em muito das adaptações agudas no esforço progressivo e são mensuradas por validadas técnicas de

BIS.

CAPÍTULO III

Materiais e Métodos

3.1. Amostra

Fizeram parte da pesquisa 54 indivíduos, 39 do sexo masculino e 15 do sexo feminino (idade: $24,44 \pm 5,53$ anos; altura: $172,23 \pm 7,89$ cm; massa corporal total: $69,21 \pm 10,25$ kg). A amostra foi dividida em 3 grupos: GG: grupo generalizado, masculino e feminino, GM: grupo masculino, GF: grupo feminino.

Esta amostra foi determinada por conveniência entre os estudantes da Faculdade de Educação Física da UFRJ. Todo procedimento do estudo foi explanado previamente aos participantes, sendo que para a seleção final da amostra respeitaram-se os seguintes critérios:

- a) prática anterior de exercício no cicloergômetro;
- b) questionário Par-Q negativo.

Como critérios de exclusão consideraram-se os seguintes aspectos:

- a) uso de fármacos que pudessem alterar as respostas cardiovasculares nas situações de repouso e esforço;
- b) realização de exercícios nas 48 horas que antecederam os testes;
- c) problemas ósteo-mio-articulares que pudessem interferir na realização do exercício proposto.

Todos os sujeitos foram previamente informados do tipo de pesquisa, concordaram em participar voluntariamente dos experimentos e assinaram, após leitura, um termo de consentimento livre e informado.

O estudo foi realizado de acordo com a Declaração de Helsinki e aprovado pelo comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, da UFRJ.

3.2. A técnica de BIS

A obtenção dos dados de BIS foi feita por meio de um método que se baseia na resposta de corrente a um degrau de voltagem, aplicando-se tal técnica de forma segmental, isto é, aplicado a um segmento corporal ao invés do corpo todo.

O método em questão é distinto dos métodos que tradicionalmente utilizam excitações senoidais, como aqueles disponíveis nos analisadores multifrequenciais, sendo que maiores detalhes podem ser obtidos no trabalho de NEVES e SOUZA (2000).

O circuito elétrico representativo do segmento biológico medido, e usado pelo método na etapa de obtenção dos parâmetros de BIS, é mostrado na figura 45.

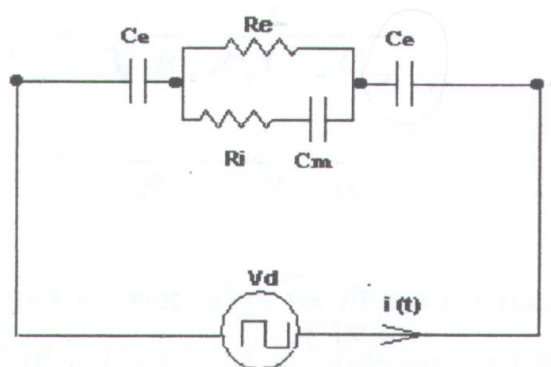


Figura 45. Circuito elétrico equivalente para medida da resposta a um degrau de tensão, onde R_i modela a resistência intracelular, R_e a resistência extracelular, C_e modela a capacitância do eletrodo e C_m a capacitância de membrana (NEVES E SOUZA, 2000).

Em NEVES e SOUZA (2000) mostrou-se que para o modelo contendo uma excitação por degrau de tensão, a corrente $i(t)$ pode ser expressa pela equação (12).

$$i(t) = ip[(k_1 e^{p_1 t}) + (k_2 e^{p_2 t})] \quad (12)$$

onde, ip , k_1 , p_1 , k_2 e p_2 são constantes dependentes dos valores do degrau de voltagem (vd) e dos parâmetros modeladores da BIS.

A partir de uma versão experimental de $i(t)$ e de sua expectativa teórica (equação 12) é possível, através de um procedimento de minimização baseado em gradiente descendente, obter-se a resistência intracelular (R_i), a resistência extracelular (R_e), a capacitância de membrana (C_m) e a capacitância do eletrodo (C_e).

3.3. A técnica da lactacidemia invasiva

Atualmente existem diferentes meios de medir a concentração de lactato sanguíneo (BISHOP *et al.* 1993) usando lactímetros confiáveis, como o Lactate Pro, Analox GM7, Kodak Ektachem, Accusport e o Accutrend (MCNAUGHTON *et al.* 2002). No Brasil o Accusport e o Accutrend são os mais usados.

A validade desta técnica de química seca foi investigada por FELL *et al.* (1998), mostrando-se apropriada para fins de medida do lactato. A realização da medida de lactato neste tipo de equipamento é muito simples, sendo exemplificada na figura 46, onde se ilustra a introdução da fita contendo uma amostra de sangue no lactímetro de química seca Accutrend, o qual tem sido utilizado em diversas aplicações científicas. Por exemplo, MADER *et al.* (1991) vem usando esta técnica e, segundo POMPEU *et al.* (2001), estudos de campo na área das ciências do esporte vêm empregando técnicas menos cruentas em substituição as coletas arteriais, como as amostras de sangue capilar do lóbulo da orelha.

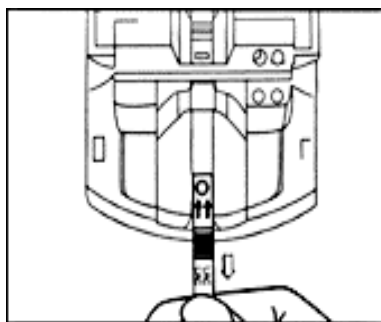


Figura 46. Introdução da tira no aparelho portátil Accustrend de química seca (Disponível em <<http://www.lactate.com>> Acesso em 12 mar. 2008).

3.4. Controles pré testes

Durante os testes foram seguidos os seguintes procedimentos:

- a) Os sujeitos foram avisados para virem descansados, alimentados, hidratados e sem realizar nenhum exercício intenso 48 horas antes do teste.
- b) Os sujeitos utilizaram vestimenta apropriada para a realização da sessão de exercício, compatíveis com a condição climática local. Camisetas folgadas e de manga curta e tops que facilitam bastante a colocação dos manguitos para medida da pressão arterial e da frequência cardíaca foram utilizados.
- c) Antes de iniciar o estudo, todos os sujeitos foram ao laboratório para se familiarizar com os procedimentos do teste, em particular, o exercício no ciclo ergômetro.
- d) Precedendo o teste, os indivíduos descansaram por 20 minutos em decúbito dorsal, para que a medida de BIS de repouso se tornasse mais precisa.
- e) A temperatura ambiente e a umidade relativa do ar foram mensuradas. A temperatura no laboratório se encontrava em média a $28 \pm 2,5^{\circ}\text{C}$ e a umidade relativa do ar $57,4 \pm 12,6\%$.
- f) O cicloergômetro era aferido a cada teste, de acordo com os padrões de recomendação do AMERICAN COLLEGE OF SPORT AND MEDICINE (2006) e a posição do selim da bicicleta era ajustada antes de iniciar o esforço. Foi padronizado em

160° de angulação para extensão da articulação do joelho quando o indivíduo mantinha a posição mais baixa do pedal.

3.5. O protocolo no cicloergômetro

Os sujeitos do estudo foram submetidos a um teste em carga progressiva num cicloergômetro mecânico (Monark, São Paulo, Brasil), sendo instruídos a manterem constância no ritmo de pedalada. Após o sinal de início do teste, os indivíduos pedalarão no cicloergômetro mantendo uma cadência de 60 rpm. O uso de tal cadência tem sido sugerido na literatura (THOMAS et al., 2008).

Precedia o teste um aquecimento com duração de 3 minutos com carga 0 W. Com o início do teste, os indivíduos pedalavam em cargas progressivas, que eram mantidas constantes por estágios de 3 minutos, com paradas de um minuto no final de cada estágio para realizar a coleta dos dados. A carga inicial foi de 60 W, que era aumentada num sistema progressivo de 30 W a cada 3 minutos, até 180 W. Tal protocolo seguiu o mesmo padrão de incremento de VANFRAECHEM (1979).

3.6. Medida lactacidemia invasiva

A lactacidemia foi feita no repouso e nos intervalos de 1 minuto entre os aumentos de carga. Cada coleta de sangue foi obtida por punção do lóbulo da orelha no período de 1 minuto de recuperação passiva, sendo as concentrações sanguíneas de lactato determinadas por sangue hemolisado para análise de lactato em analisador eletroenzimático da Accutrend (Alemanha).

Para promover vasodilatação foi feita uma hiperemia por pressão no lóbulo da orelha, utilizando-se previamente uma pomada vasodilatadora a base de nicotinato de butoxietileno e nonivamida. A opção pelo lóbulo da orelha foi devido ao seu maior emprego no meio desportivo e as confirmações de sua validade científica. O analisador de lactato sanguíneo era calibrado usando dois valores de lactato previamente conhecidos. A duração total do teste, desde a preparação inicial, foi em média de 32 minutos.

3.7. Medida da BIS

Durante cada parada entre os estágios, ao mesmo tempo em que se fazia a lactacidemia, dois eletrodos já fixados na coxa direita, sendo o primeiro posicionado a 5 cm e o outro a 20 cm da borda superior da patela (figura 47) estavam conectados ao protótipo de analisador de BIS. Este protótipo de resposta de corrente ao degrau de tensão foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB) da Coppe/UFRJ.

A medida de BIS foi feita imediatamente ao final do período de pedalada correspondente a cada carga estando o indivíduo em repouso passivo, sentado e com a articulação do joelho flexionada a 90 graus.

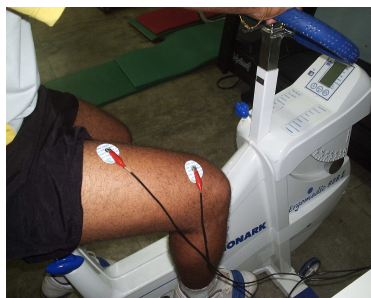


Figura 47. Colocação dos eletrodos nos indivíduos submetidos ao teste de bioimpedância.

Ao final do período de exercício associado a cada carga, antes do intervalo para se fazer as alterações de cargas, os indivíduos foram perguntados com relação à percepção subjetiva do esforço, usando a escala de Borg CR10 (BORG, 1982). Previamente, os participantes foram instruídos de acordo com o procedimento preconizado pelo Colégio Americano de Medicina do Esporte (AMERICAN COLLEGE OF SPORT AND MEDICINE, 2006) para o uso correto desta escala durante o teste. Neste estudo, optou-se pela escala CR10 pela maior praticidade e devido aos estudos que a relacionam ao limiar anaeróbio.

3.8. Medida da percepção subjetiva do esforço

A escala BORG (2000) foi usada neste estudo devido ao fato de que há muito tempo nos experimentos de testes físicos ela vem sendo usada. O propósito desta escala é mensurar a percepção subjetiva do esforço para ser um critério importante na manutenção ou não das cargas durante o teste, determinando, se necessário, a interrupção do teste. Neste estudo, a escala usada foi a CR10.

3.9. Medida da frequência cardíaca e pressão arterial

Ao final de cada estágio se fazia também a medida da frequência cardíaca (FC) e da pressão arterial (PA). O controle da FC era feito por um frequencímetro (Polar X – Trainer plus, Finlândia). As pressões arteriais sistólica (PAS) e diastólica (PAD) foram medidas por método auscultatório, utilizando-se esfigmomanômetro aneróide Tycos (Welch Allyn Tam., EUA). Os critérios de determinação da PAS e PAD foram o 1º e o 5º som de Korotkoff, respectivamente. A medida de PA foi feita em repouso e no final

de cada estágio do teste. A PA foi verificada no braço esquerdo, enquanto o outro, continuava segurando o guidão da bicicleta.

3.10. Estimativa da WLT

A concentração fixa de lactato adotada foi de 4,0 mmol/l, valor que tem sido aceito na literatura (MADER *et al.*, 1976; KISS, 2002) e foi assumida como padrão-ouro para o presente estudo. Os valores mais próximos a 4 mmol/l e suas respectivas cargas, foram utilizados para se fazer a interpolação.

O critério foi estabelecer uma carga em Watt, individualizada, no qual cada indivíduo produzisse uma concentração fixa e comum a todos de lactato, de forma que esta carga pudesse representar um ponto de transição no metabolismo, de predominância aeróbia para anaeróbia.

3.11. Estimativa da WBT

Os valores dos parâmetros utilizados na modelagem elétrica do sistema biológico, isto é, R_e , R_i , R_{inf} , C_m e C_e , foram analisados neste estudo no instante inicial e ao final de cada carga. Inicialmente o comportamento de tais parâmetros foi avaliado em função do aumento de carga, almejando-se verificar os parâmetros que pudessem ser utilizados para a determinação da concentração de lactato. Posteriormente procurou-se observar diferenças dos parâmetros mais expressivos que pudessem compor uma equação para estimação da potência no LL no cicloergômetro.

Foram feitas diversas análises destes parâmetros brutos de BIS, tipo R_i , R_e , R_{inf} , C_e e C_m , além de índice intra e inter parâmetros e também valores diferenças

correspondentes a cargas iniciais e finais. Estas análises geraram valores que foram usados para que se pudesse obter uma equação que permitisse a estimação da potência no LL no ciclo ergômetro e de lactato para determinadas cargas fixas.

O método usado para a obtenção dos dados de BIS foi o da resposta de corrente à excitação de um degrau de tensão (NEVES e SOUZA, 2000). Tal método tem a vantagem de necessitar de apenas uma única excitação por degrau de tensão em oposição às várias excitações senoidais utilizadas nos analisadores multifrequenciais disponíveis no mercado. Os testes de bancadas deste equipamento realizados por NEVES e SOUZA (2000) apontaram para resultados semelhantes aos outros equipamentos citados em literatura científica.

Por fim, os melhores parâmetros brutos, ou diferenças entre parâmetros, foram utilizados para se obter, por regressão linear, uma estimativa do LL por bioimpedância (WBT) que pudesse ser comparado com aqueles obtidos pela técnica WLT para a concentração fixa de 4,0 mmol/l. Pode-se considerar tal concentração como padrão ouro para o presente estudo, apesar de existir também a possibilidade de estimativa do LL associado a outras concentrações reportadas em literatura como passíveis de serem usadas para se predizer a melhor carga de treinamento para outras finalidades, mais especificamente, as concentrações de 2,0 mmol/l (WELTMAN *et al.*, 1997) e 3,5 mmol/l de lactato (HECK *et al.* 1985).

3.12. Tratamento estatístico

Os dados foram apresentados em tabelas e usando média \pm (desvio padrão). Os valores de lactato obtidos pelo método padrão-ouro foram comparados com as medidas obtidas por BIS.

O teste de Kolmogorov-Smirnov foi aplicado para verificação da normalidade na distribuição dos dados e a comparação entre os valores medidos e os estimados foi realizada a partir do teste t de Student para medidas pareadas, tendo em vista os resultados do teste anterior.

Para visualizar a dispersão dos dados foram usadas tabelas e os gráficos de dispersão.

A correlação linear de Pearson foi utilizada para estabelecer relações entre as variáveis. O erro absoluto entre os testes foi analisado pelo Erro Padrão de Estimativa (EPE) e os limites de concordância e as diferenças entre os métodos foram avaliados segundo a metodologia proposta por BLAND e ALTMAN (1986).

Para todos os testes estatísticos foi estipulado o nível de significância inferior a 5% ($p < 0,05$). Para esta análise estatística foi utilizado o programa Matlab versão 5.3.

CAPÍTULO IV

Resultados

4.1. Características antropométricas dos sujeitos

As características antropométricas de cada grupo de indivíduo estudado são apresentadas nas tabelas a seguir. A tabela 3 mostra as características do GG, a tabela 4 do GM e a tabela 5 do GF.

Tabela 3 - Média e desvio padrão da idade, peso e estatura dos sujeitos estudados no GG.

Sujeitos	Média	±DP
Idade (anos)	24,44	5,53
Peso (kg)	69,21	10,25
Estatura (cm)	172,23	7,89

Tabela 4 - Média e desvio padrão da idade, peso e estatura dos sujeitos estudados no GM.

Sujeitos	Média	±DP
Idade (anos)	25,01	5,93
Peso (kg)	73,26	10,66
Estatura (cm)	175,29	7,49

Tabela 5 - Média e desvio padrão da idade, peso e estatura dos sujeitos estudados no GF.

Sujeitos	Média	±DP
Idade (anos)	23,61	5,41
Peso (kg)	59,87	7,13
Estatura (cm)	165,12	6,82

4.2. Resultado do teste de lactato

Os valores das concentrações médias de lactato de todos indivíduos desde o repouso até a carga de 180 W podem ser observada na tabela 6.

Tabela 6 - Média e desvio padrão da concentração de lactato desde o repouso até a carga de 180 W do GG.

Carga (W)	Média(mmo/l)	±DP
Repouso	1,96	0,33
60	2,60	0,46
90	3,92	0,65
120	4,92	0,84
150	6,53	1,14
180	9,54	1,02

É possível verificar-se os valores médios de Ri, Re e Rinf de repouso até o esforço de 180 W dos indivíduos envolvidos nos experimentos. Observa-se nas figuras 48 a 50 que nos 3 grupos (GG, GM e GF), a resistência extracelular (Re) e a resistência infinita (Rinf) se mantêm até carga intermediárias, e a partir daí, reduzem de forma significativa ($p < 0,05$) até a última carga, caracterizando um possível limiar.

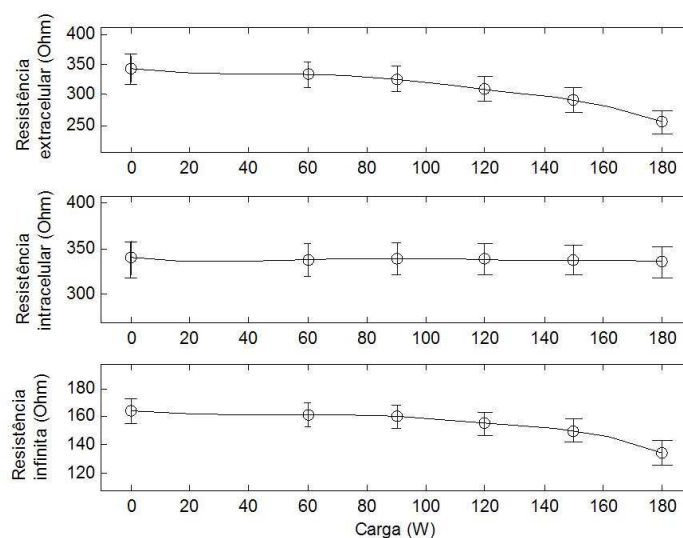


Figura 48 . Curvas das médias e desvios padrão da resistência extracelular, resistência intracelular e resistência infinita em relação a carga no GG.

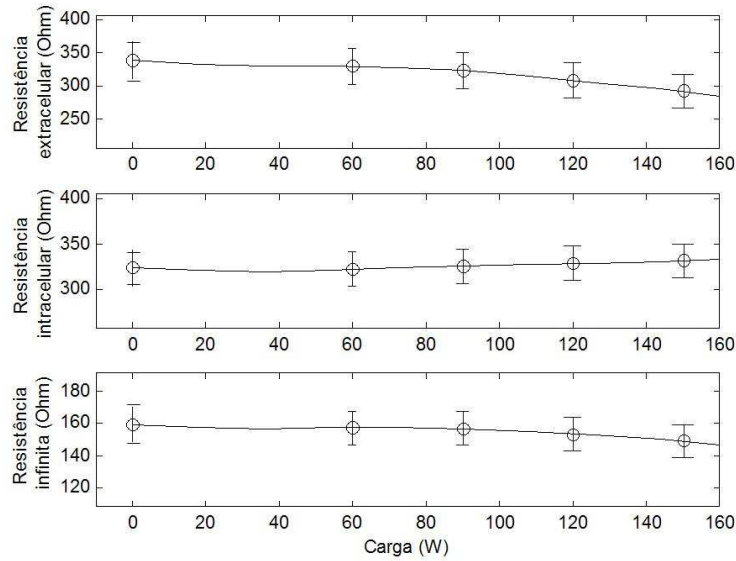


Figura 49 . Curvas das médias e desvios padrão da resistência extracelular, resistência intracelular e resistência infinita em relação a carga no GM.

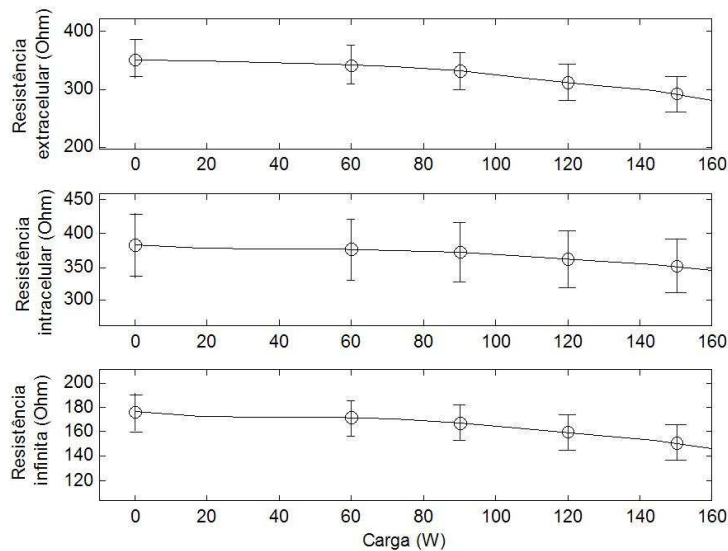


Figura 50 . Curvas das médias e desvios padrão da resistência extracelular, resistência intracelular e resistência infinita em relação a carga no GF.

Observa-se, por inspeção visual, que a flexão da cinética da Re tem características de um possível limiar. Apesar de tal fato ser observado em relação à média de todos os sujeitos, individualmente a Re não se correlacionou satisfatoriamente com o LL.

Como a R_{inf} é calculada a partir da equação 13, e considerando-se que os valores de R_i variaram pouco na média dos sujeitos, parece razoável observar-se o desvio para o comportamento basal de R_{inf} somente para uma carga mais elevada que aquelas relacionadas ao mesmo comportamento em relação à R_e . Assim, parece que a estabilização da média dos valores de R_i fez com que os valores de R_{inf} se reduzissem mais tardiamente.

$$R_{inf} = \frac{R_e R_i}{R_e + R_i} \quad (13)$$

Durante o teste WBT a resistência extracelular (R_e) e a resistência infinita (R_{inf}) reduziram de forma significativa ($p < 0,05$) do repouso em relação à última carga.

As figuras 51 (GG), 52 (GM) e 53 (GF) são gráficos do tipo *box plot*, onde a linha no interior do retângulo é a mediana, os limites do retângulo são o 25° e o 75° percentil e os traços superiores e inferiores ao final da linha pontilhada são os dados mais extremos de R_{inf} no repouso (início) e na carga de 180 W (final).

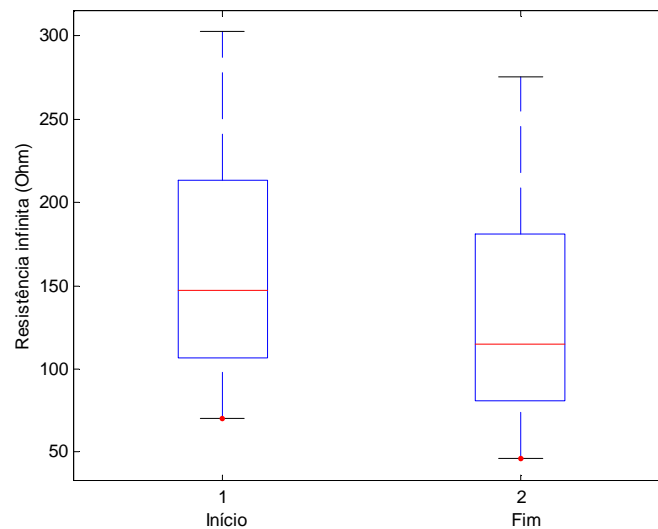


Figura 51. Gráfico tipo *box plot* do GG. A linha no interior do retângulo é a mediana, os limites são o 25° e o 75° percentil e os traços superiores e inferiores são os dados mais extremos de R_{inf} no repouso (início) e na carga de 180 W (final).

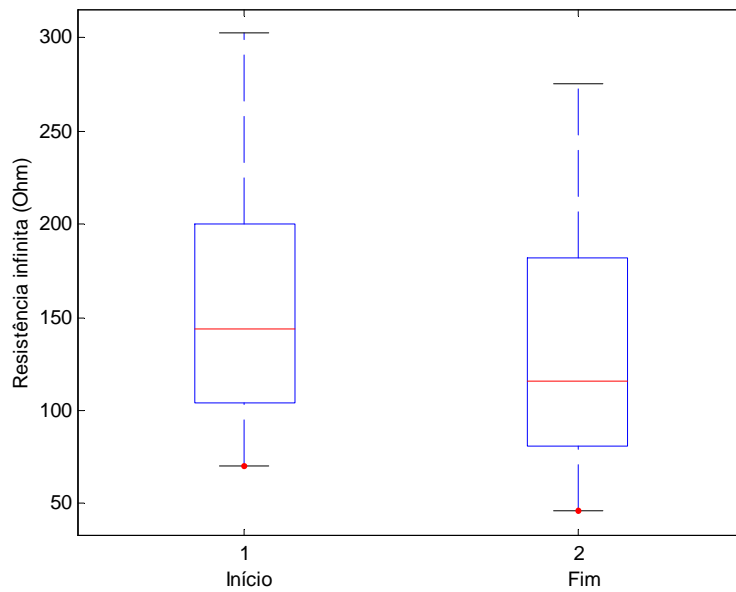


Figura 52. Gráfico tipo *box plot* do GM. A linha no interior do retângulo é a mediana, os limites são o 25° e o 75° percentil e os traços superiores e inferiores são os dados mais extremos de Rinf no repouso (início) e na carga de 180 W (final).

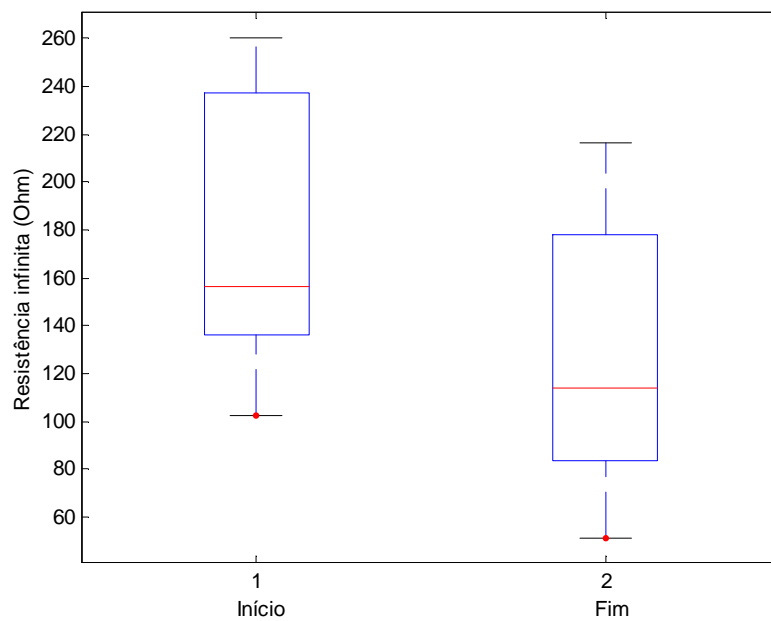


Figura 53. Gráfico tipo *box plot* do GF. A linha no interior do retângulo é a mediana, os limites são o 25° e o 75° percentil e os traços superiores e inferiores são os dados mais extremos de Rinf no repouso (início) e na carga de 180 W (final).

Os valores médios da capacitância de membrana (C_m) mostraram uma redução do repouso até o penúltimo estágio, aumentando no último estágio de carga.

Por outro lado os valores médios da capacitância do eletrodo (C_e) mostraram um aumento do repouso até o penúltimo estágio, reduzindo no último estágio de carga. Na figura 54 se observa os valores médios e a dispersão de C_m e C_e de todos indivíduos (GG) do repouso até o último estágio de carga do experimento.

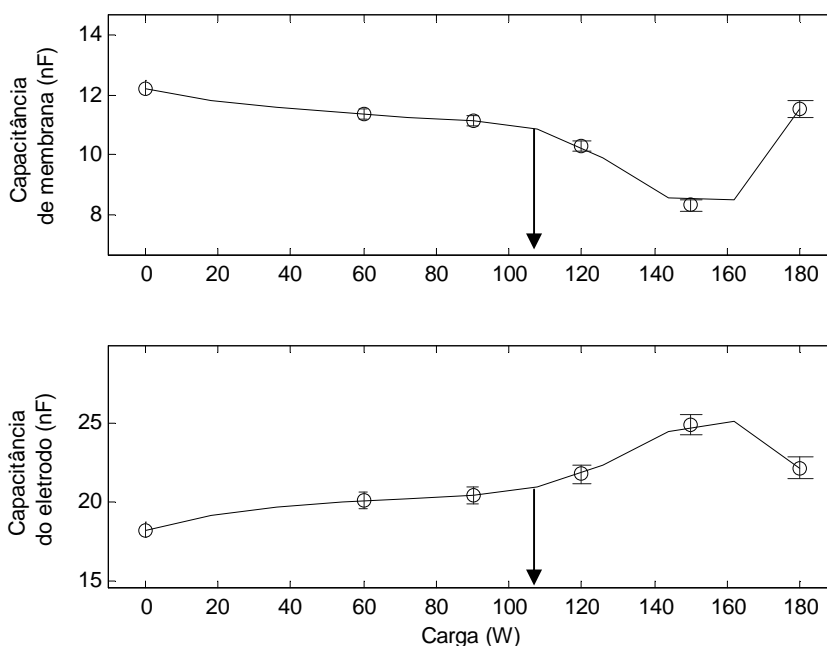


Figura 54 . Curvas dos valores de capacitância de membrana e capacitância do eletrodo em relação a carga referentes a todos os sujeitos.

Nos gráficos superior e inferior da figura 50, é possível observar-se que a cinética da C_m e C_e média para cada carga começam a flexionar próximo de 100 W.

4.5. Comparação do WBT com WLT

Como anteriormente mencionado, a busca heurística pelos parâmetros de BIS que melhor estimassem a WLT apontou para as diferenças (Δ) entre os valores de 180 W e de repouso nos parâmetros resistência infinita (ΔR_{inf}), já que a variação dos outros parâmetros de BIS, como R_i , R_e , C_m e C_e apresentaram baixas correlações. A tabela 7

mostra a correlação de Pearson da variação de todos os parâmetros de BIS avaliados com a WLT para todos os sujeitos (GG).

Tabela 7– Coeficientes de correlação dos parâmetros de BIS para predição da WLT. * Valores significativos para $P < 0,05$

Parâmetro BIS	r
ΔRi	0,58
ΔRe	0,62
$\Delta Rinf$	0,96*
ΔCm	0,46
ΔCe	0,37

Como pode-se observar na tabela acima a maior correlação é encontrada em $\Delta Rinf$, enquanto que os outros parâmetros de BIS apresentaram correlações menores.

Após a análise da regressão linear, a equação resultante para a estimação da WBT por meio dos valores de $\Delta Rinf$, e que pode ser correlacionado com a WLT correspondente a concentração de 4,0 mmol/l, é descrita para o GG pela equação 14, para o GM pela equação 15 e para o GF pela equação 16. Convém notar que o valor de $\Delta Rinf$ será negativo, dada sua definição do valor de $Rinf_{180W} - Rinf_{repouso}$.

$$WBT=(1,1396 \times \Delta Rinf) + 133,8559 \quad (14)$$

$$WBT=(0,9279 \times \Delta Rinf) + 129,2507 \quad (15)$$

$$WBT=(1,4676 \times \Delta Rinf) + 148,2693 \quad (16)$$

A figura 55 é o gráfico tipo *box plot* das cargas no LL obtidas pela técnica invasiva (WLT) e pela técnica não-invasiva (WBT) para o GG. Neste gráfico a linha no

interior do retângulo é a mediana, os limites do retângulo são o 25° e o 75° percentil e os traços superiores e inferiores ao final da linha pontilhada são os dados mais extremos de WLT e WBT.

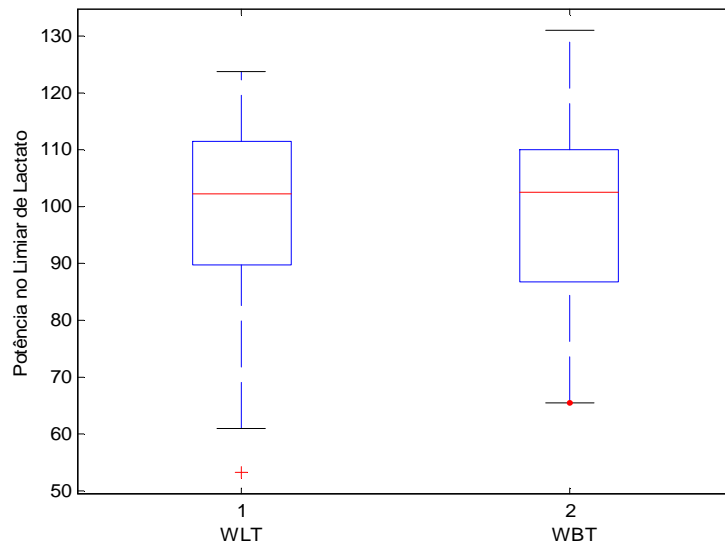
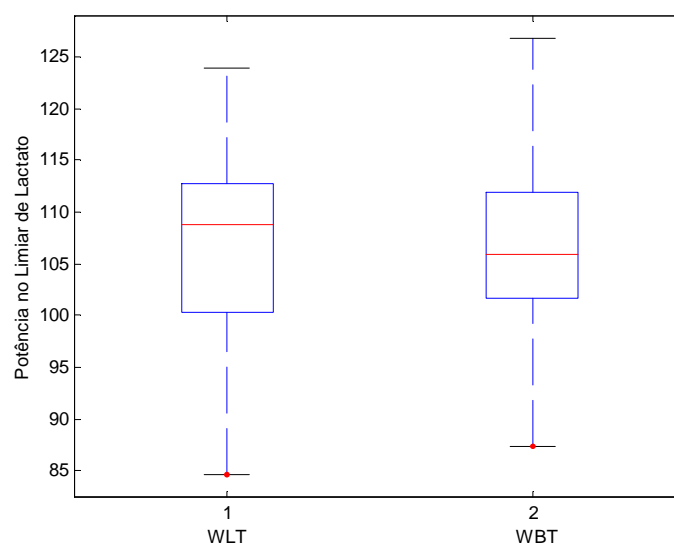


Figura 55. Gráfico tipo *box plot* das técnicas WLT e WBT do GG. A linha no interior do retângulo é a mediana, os limites são o 25° e o 75° percentil e os traços superiores e inferiores são os dados mais extremos do limiar de lactato usando as técnicas WLT e WBT.

As figuras 56 e 57 são gráficos semelhantes ao anterior para o GM e o GF, respectivamente.



56. Gráfico tipo *box plot* das técnicas WLT e WBT do GM. A linha no interior do retângulo é a mediana, os limites são o 25° e o 75° percentil e os traços superiores e inferiores são os dados mais extremos do limiar de lactato usando as técnicas WLT e WBT.

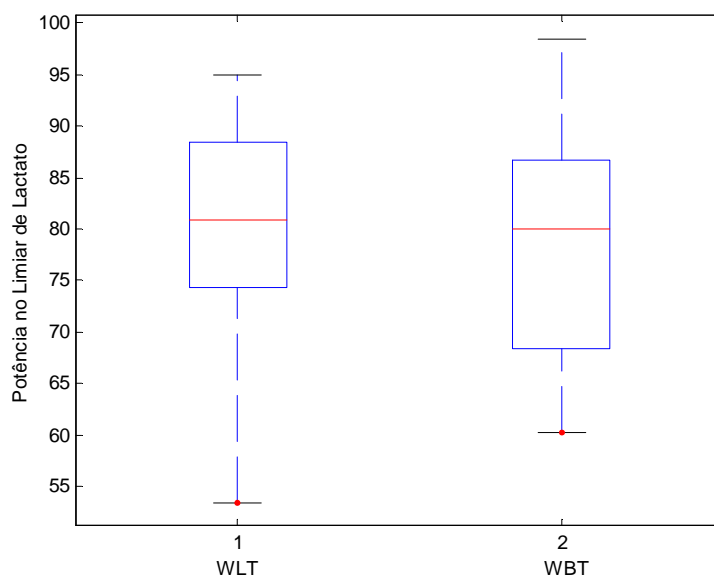


Figura 57. Gráfico tipo *box plot* das técnicas WLT e WBT do GF. A linha no interior do retângulo é a mediana, os limites são o 25° e o 75° percentil e os traços superiores e inferiores são os dados mais extremos do limiar de lactato usando as técnicas WLT e WBT.

O LL foi estimado usando uma equação generalizada e duas outras específicas, para homens e para mulheres. A potência no LL estimada pela técnica não-invasiva, usando a equação de WBT generalizada, correlacionou-se de forma satisfatória com a potência determinada pelo método invasivo de WLT.

Usando a equação generalizada o coeficiente de correlação de Pearson foi $r = 0,96$ e o Erro Padrão da Estimativa (EPE) foi de 4,34 W, usando a equação específica para homens foi $r = 0,93$ e EPE de 3,14 W e usando a equação específica para mulheres foi $r = 0,91$ e EPE de 5,20 W.

As médias e desvios padrões dos valores de potência no LL foram de 99,50 \pm 15,48 W, para o método invasivo, e de 99,50 \pm 16,08 W para o método não-invasivo usando equação generalizada.

Analisando somente os resultados masculinos, pode-se observar que a potência no LL foi de $107,33 \pm 8,81$ W e de $107,33 \pm 8,24$ W para o método não-invasivo usando equação específica para este gênero. Para as mulheres, a potência no LL foi de $79,18 \pm 12,43$ W e de $79,18 \pm 11,29$ W para o método não-invasivo usando equação específica. Em todos os caso não houve, portanto, diferença significativa ($p > 0,05$) para o método por bioimpedância de estimativa indireta.

Os valores das estimativas pela equação generalizada realizadas e do método invasivo para cada sujeito que participou do estudo podem ser vistos no gráfico de espalhamento da figura 58.

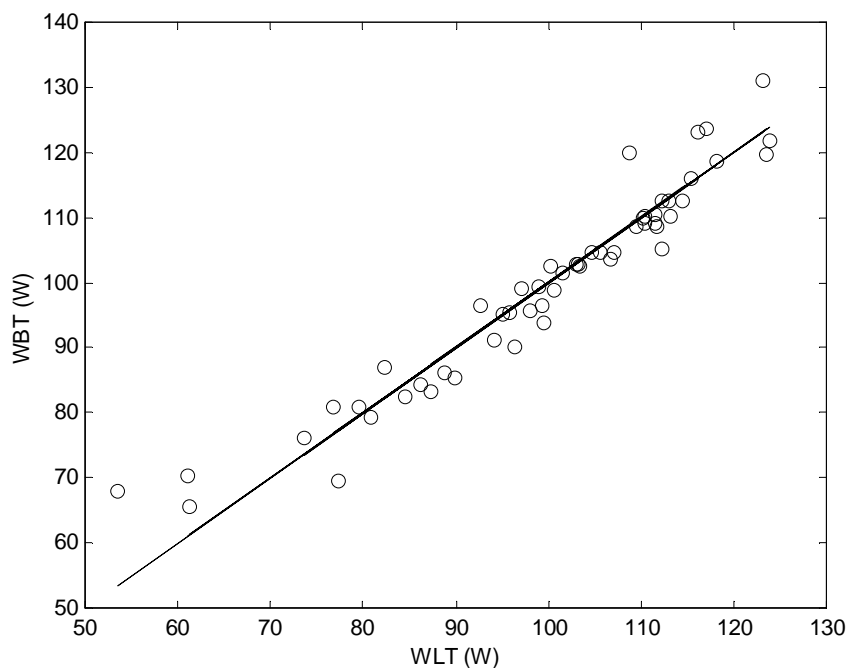


Figura 58 . Diagrama de espalhamento das cargas calculadas no limiar de lactato pelo método WLT e WBT do GG.

Usando equações específicas para o sexo masculino e para o sexo feminino o diagrama de espalhamento das cargas podem ser analisados pelas figuras 59 e 60, respectivamente.

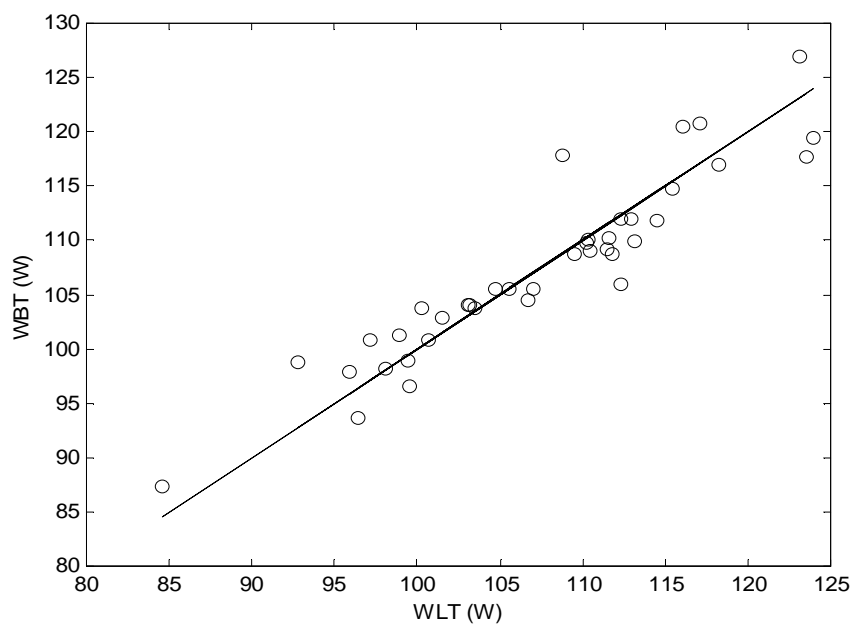


Figura 59 . Diagrama de espalhamento das cargas calculadas no limiar de lactato pelo método WLT e WBT do GM.

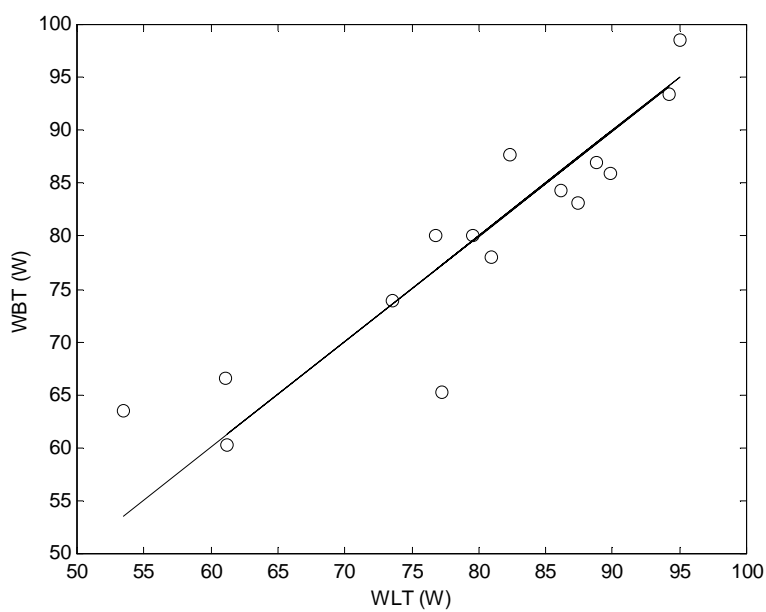


Figura 60. Diagrama de espalhamento das cargas calculadas no limiar de lactato pelo método WLT e WBT do GF.

Investigou-se também como a partir da ΔR_{inf} se poderia estimar concentrações de lactato (CLA) que ocorreram no repouso (rep) e no decorrer do teste em cada potência (60 W, 90 W, 120 W, 150 W e 180 W) desenvolvida no cicloergômetro. Para tal foram obtidas as equação 17 a 22 abaixo:

$$CLA_{rep}=(0,0102 \times \Delta R_{inf})+1,6494 \quad (17)$$

$$CLA_{60}=(0,0264 \times \Delta R_{inf})+1,7993 \quad (18)$$

$$CLA_{90}=(0,0423 \times \Delta R_{inf})+2,6455 \quad (19)$$

$$CLA_{120}=(0,0595 \times \Delta R_{inf})+3,1347 \quad (20)$$

$$CLA_{150}=(0,0810 \times \Delta R_{inf})+4,0910 \quad (21)$$

$$CLA_{180}=(0,0457 \times \Delta R_{inf})+8,1595 \quad (22)$$

Sendo:

A ΔR_{inf} é a diferença entre R_{inf} da última carga e R_{inf} do repouso;

CLA_{rep} a concentração de lactato no repouso;

CLA_{60} a concentração de lactato na carga de 60 W;

CLA_{90} a concentração de lactato na carga de 90 W;

CLA_{120} a concentração de lactato na carga de 120 W;

CLA_{150} a concentração de lactato na carga de 150 W;

CLA_{180} a concentração de lactato na carga de 180 W.

Estas equações são as mesmas tanto para homem, mulheres ou para estimativas generalizadas.

Na figura 61 pode-se observar como a cinética da concentração de lactato obtida pela média de $1/R_{inf}$ se assemelha à cinética da concentração média de lactato em cada carga para toda amostra de 54 sujeitos.

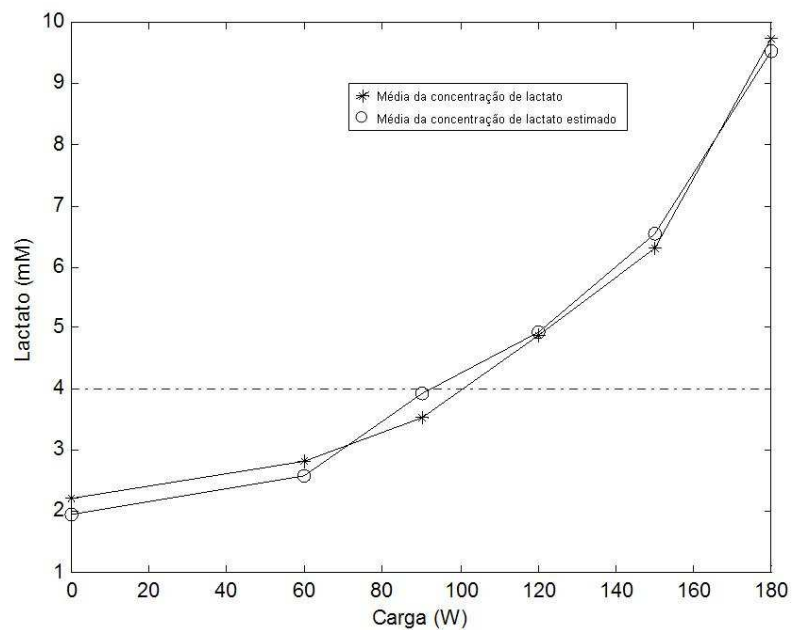


Figura 61 . Curvas da média de concentração de lactato obtida de forma invasiva e da estimada para toda amostra (GG) a partir dos valores médios de Rinf para cada carga.

Nas figura 62 e 63, observa-se a cinética da concentração de lactato estimada, obtida pela média de Rinf para cada carga, se assemelha à cinética da concentração média de lactato em cada carga, tanto para os homens quanto para as mulheres.

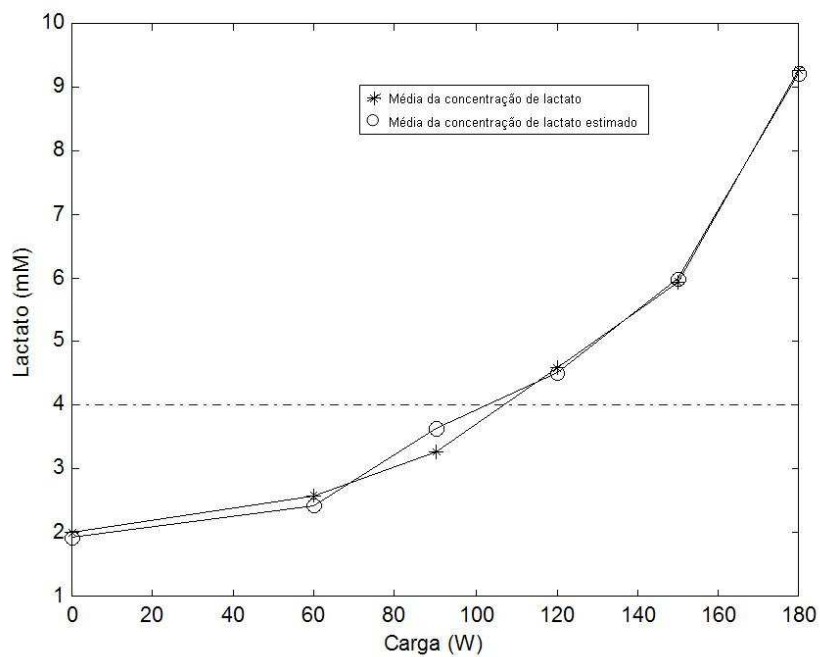


Figura 62 . Curvas da média de concentração de lactato obtida de forma invasiva e da estimada para homens (GM) a partir dos valores médios de Rinf para cada carga.

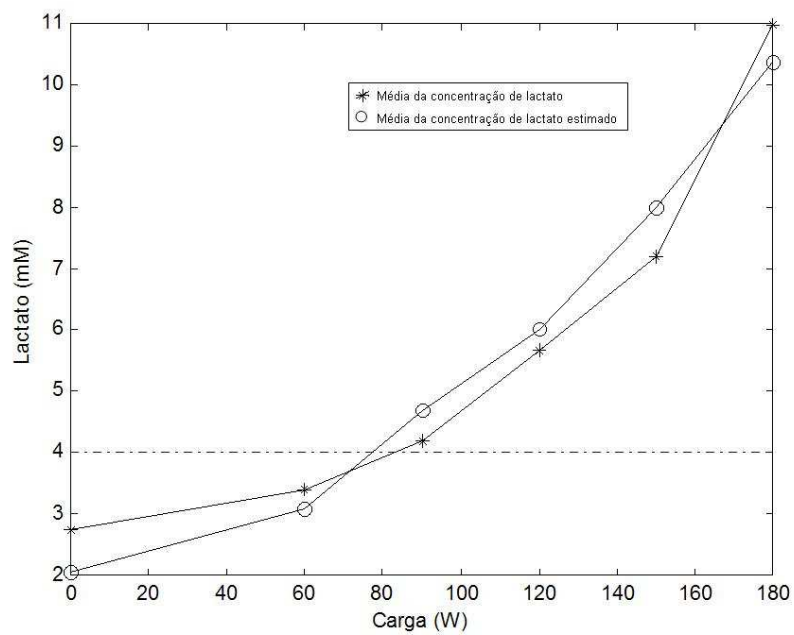


Figura 63 . Curvas da média de concentração de lactato obtida de forma invasiva e da estimada para mulheres (GF) a partir dos valores médios de Rinf para cada carga.

Nas figuras 64 a 66 abaixo, observa-se os pontos coincidentes de limiares entre os valores médios de lactato para cada carga e os valores de 1/Rinf. Pode-se observar também a semelhança entre a cinética de uma variável metabólica com a variável de BIS. A figura 64 se refere ao GG, e as figuras 65 e 66 aos GM e GF, respectivamente.

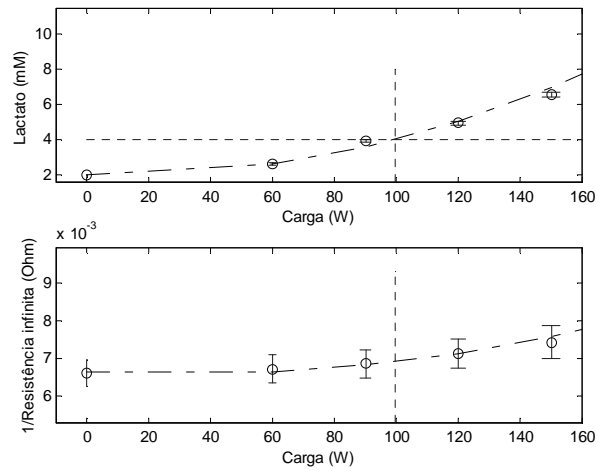


Figura 64 . Curvas da média de concentração de lactato obtida de forma invasiva e a curva a partir dos valores médios de 1/Rinf para cada carga do GG.

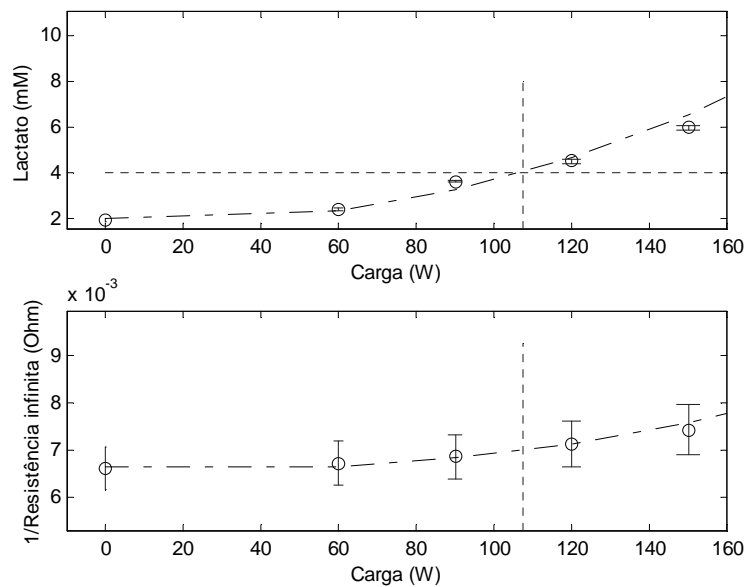


Figura 65 . Curvas da média de concentração de lactato obtida de forma invasiva e a curva a partir dos valores médios de 1/Rinf para cada carga do GM.

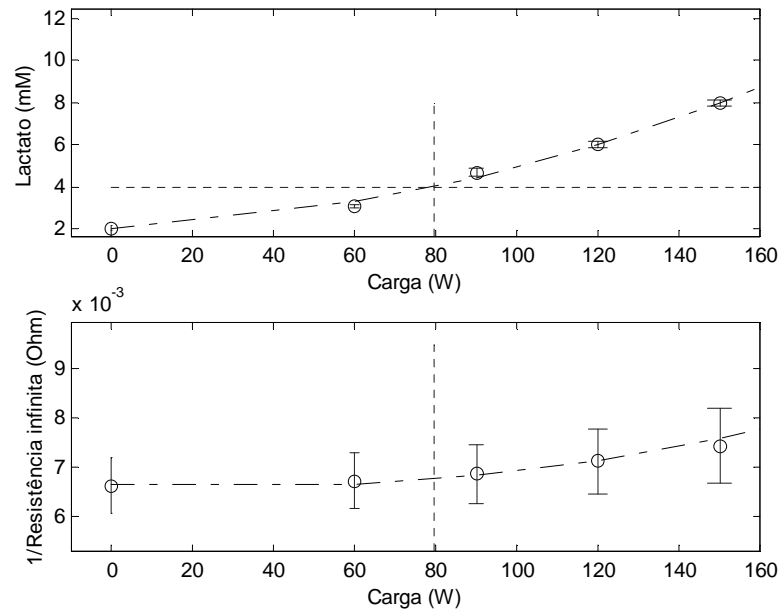


Figura 66 . Curvas da média de concentração de lactato obtida de forma invasiva e a curva a partir dos valores médios de 1/Rinf para cada carga do GF.

A figura 67, o gráfico de BLAND e ALTMAN (1986), utilizando um limite de concordância de 95%, mostra a correspondência entre os métodos WLT e WBT para todos os sujeito da amostra, a partir da diferença entre o LL detectado pela técnica invasiva e a técnica não-invasiva usando BIS.

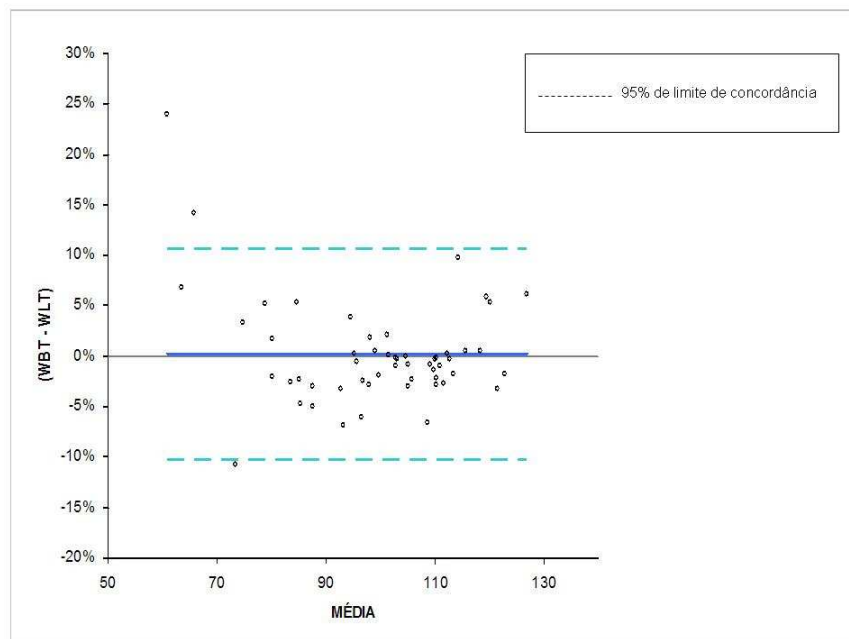


Figura 67 . Comparação dos valores individuais das técnicas WLT e WBT usando o gráfico de Bland e Altman de toda amostra.

A tabela 8 apresenta o coeficiente de correlação de Pearson (r) da concentração de lactato estimado em relação a concentração obtida de forma invasiva e o erro padrão da estimativa (EPE) das equações propostas neste estudo. Estes valores se referem a todos os sujeitos do estudo.

Tabela 8– Coeficientes de correlação e erro padrão da estimativa para predição das concentrações de lactato em diversas potências no cicloergômetro de todos os sujeitos.

WATT	r	EPE
Repouso	0,42	0,30
60	0,77	0,30
90	0,88	0,31
120	0,96	0,22
150	0,97	0,29
180	0,61	0,81

A correlação nas cargas intermediárias, possíveis para determinar o LL de forma não-invasiva, foram altas e nestas cargas não houve diferença significativa ($p > 0,05$) entre o método invasivo e o método por bioimpedância para estimativa indireta.

4.6. Dados complementares de FC, pressão arterial e PSE

A tabela 9 apresentam os valores médios da FC e desvio padrão referente a cada carga realizada por ambos os sexos.

Tabela 9 - Média e desvio padrão da FC de todos os sujeitos desde o repouso até a carga de 180 W.

Carga (W)	FC (bpm)	±DP
Repouso	70,21	7,31
60	111,62	8,67
90	133,87	9,02
120	157,28	9,53
150	168,11	10,93
180	186,22	9,54

O valores da FC aumentaram progressivamente com o acréscimo da carga, mostrando uma resposta cronotrópica positiva de todos os participantes. Não foi contatado casos de incapacidade cronotrópica, entre os participantes do sexo masculino e feminino, determinantes para a interrupção do teste.

A tabela 10 apresenta os valores médios da pressão arterial sistólica (PAS), pressão arterial diastólica (PAD) e desvio padrão referente a cada carga realizada por toda amostra.

Tabela 10 - Média e desvio padrão da PAS e PAD de todos os sujeitos do repouso até a carga de 180 W.

Carga (W)	PAS (mmHg)	±DP	PAD (mmHg)	±DP
Repouso	118,32	5,12	80,26	4,11
60	145,74	6,51	83,32	5,33
90	159,99	8,52	83,90	4,73
120	165,12	7,33	87,96	4,98
150	188,42	9,31	89,44	5,36
180	199,38	7,09	90,28	5,38

O valores da FC aumentaram progressivamente com o acréscimo da carga, mostrando uma resposta cronotrópica positiva de todos os participantes. Durante os testes não foi constatado casos de incapacidade inotrópica ou hipertensão diastólica, determinantes para a interrupção do teste.

A percepção subjetiva, fator que poderia determinar a interrupção do teste, pode ser verificada na tabela 11 abaixo. Estes valores são as médias em cada estágio para todos os indivíduos avaliados, desde a primeira até a última carga.

Tabela 11 - Média e desvio padrão da PSE de todos os sujeitos da carga de 60 W até a carga de 180 W.

WATT	Média	±DP
60	2,3	1,1
90	5,8	0,6
120	7,4	1,4
150	8,2	1,3
180	9,2	0,8

CAPÍTULO V

Discussão

5.1. Análise do objetivo do estudo

Neste estudo investigou-se a relação da técnica de BIS com a técnica invasiva de dosagem de lactato, para obtenção de característica de bioimpedância durante elevação da carga de esforço. Desta forma, almejou-se contribuir para o desenvolvimento de uma técnica não-invasiva para estimativa do limiar de lactato (LL), pois a caracterização desta capacidade metabólica e funcional de atletas de diferentes modalidades esportivas é alvo de grande número de estudos na fisiologia do exercício. O LL é um parâmetro de aptidão aeróbia que, originariamente, foi usado para verificar a capacidade aeróbia de pacientes cardíacos (WASSERMAN e MCLLORY, 1964). Posteriormente, esse procedimento clínico passou a ser rotina em grandes centros médicos (HOLLMANN, 1985).

5.2. Análise da amostra do estudo

A amostra de 54 indivíduos do presente estudo, está de acordo com o número de sujeitos dos outros estudos que também fizeram estimativas da intensidade do exercício no LL. Além disto, a amostra foi dividida em 2 grupos: masculino e feminino, para serem desenvolvidas equações específicas para determinação do LL com relação ao gênero.

Na pesquisa para fazer estimativa da velocidade de corrida no limiar realizada por WELTMAN *et al.* (1987) participaram 42 corredores do sexo masculino e em outra, também realizada por WELTMAN *et al.* (1989), participaram 57 mulheres sedentárias. TANAKA e SHINDO (1985), com a mesma finalidade, pesquisaram uma amostra de 53 jovens do sexo masculino. A maior amostra presente nas referências deste estudo para determinação do limiar não-invasivo foi baseada na proposta de CONCONI *et al.* (1982), no qual 210 indivíduos foram submetidos ao experimento para se determinar o LL a partir da deflexão da frequência cardíaca.

5.3. Prescrição usando limiar

Do ponto de vista esportivo, o LL obtido pela lactacidemia tem sido utilizado na prescrição de intensidades de exercícios para o treinamento (OLIVEIRA *et al.*, 1994). Este fato tem despertado o interesse de pesquisadores da área da fisiologia do exercício (SHUETZ *et al.*, 1995), que procuram definir protocolos cada vez mais aplicáveis à avaliação do rendimento esportivo, especialmente propondo técnicas não-invasivas para determinação da carga no LL (WASSERMAN E MCLLORY, 1964; CONCONI *et al.*, 1982; WELTMAN *et al.*, 1987; WELTMAN *et al.*, 1989).

O LL ganhou destaque na área de treinamento esportivo devido, principalmente, ao rápido ajuste desse parâmetro frente a modificações do treinamento e à baixa correlação encontrada entre a quantificação do consumo máximo de oxigênio ($\dot{V}O_2$ máximo) e a predição de performance aeróbia em competições (HAGBERG e COYLE, 1983).

Tradicionalmente o $\dot{V}O_2$ máximo tem sido usado para prescrição de treinamento, mas desde os estudos de WASSERMAN *et al.* (1964) tem-se desenvolvido pesquisas utilizando o LA ou LL como critério de prescrição de treinamento.

Uma das críticas ao $\dot{V}O_2$ máximo é que para indivíduos saudáveis, mais de 90% da variabilidade do $\dot{V}O_2$ máximo são determinados geneticamente (KLISSOURAS *et al.*, 1971). Sendo assim, essa variável pode apresentar limitações para avaliar possíveis diferenças de capacidade aeróbia entre atletas, pois, muitas vezes, um considerável ganho no condicionamento aeróbio pode não implicar uma relação direta com aumento do $\dot{V}O_2$ máximo e, sim, ser refletido de forma mais clara em outras variáveis bioquímicas do desempenho motor.

Outro aspecto importante é que a maior sensibilidade de variáveis lactacidêmicas, como o LL, em relação ao $\dot{V}O_2$ máximo, em discriminar a capacidade de realização de trabalho aeróbio talvez seja explicada pelo fato de essas variáveis serem determinadas por diferentes fatores, fazendo que o LL dê maior resposta ao treinamento.

Apesar de algumas controvérsias citadas por BERGH *et al.* (2000), o consumo máximo de oxigênio parece ser limitado por fatores centrais ou cardiovasculares, como débito cardíaco e volume de ejeção, enquanto o LL está relacionado a fatores periféricos, como a capacidade respiratória muscular (BEAVER *et al.*, 1986), densidade mitocondrial e tipo de fibra muscular predominante (HURLEY *et al.*, 1984). Por isto, foram utilizados neste estudo medidas segmentais de BIS, utilizando o posicionamento dos eletrodos sobre o quadríceps, um importante músculo para se realizar exercício no cicloergômetro, ao contrário do que tem sido utilizado por STAHN *et al.* (2006) que fizeram apenas medidas de BIS em repouso para estimar o $\dot{V}O_2$ máximo ou parâmetros cardiovasculares.

5.4. Importância das técnicas não-invasivas

Estudos recentes têm apontado a necessidade de estimativas do LL usando técnicas não-invasivas (DENADAI *et al.*, 2000) para prescrição de treinamento. Com este fim, muitos procedimentos vêm sendo usados, tais como: ventilação (FARREL E IVY, 1987), frequência cardíaca (CONCONI *et al.*, 1982), potência crítica (DENADAI *et al.*, 2000), teste de campo para homens (WELTMAN *et al.*, 1987) e mulheres (WELTMAN *et al.*, 1989), entre outros.

Ao compararmos estudos sobre o mesmo tema é importante atentarmos que diferentes protocolos muitas vezes são utilizados para a determinação de uma mesma variável, expressando resultados não comparáveis.

Em geral, estes procedimentos requerem equipamentos sofisticados, são ainda limitados tecnicamente devido a sua excessiva simplicidade ou apresentam uma limitada correlação. Neste estudo, diferente de outros que iniciaram estimando o LL não-invasivo para atletas, foi feita experimentações em indivíduos saudáveis estudantes de educação física.

5.5. Principais resultados do estudo

O presente estudo investigou as possibilidades de estimar o LL utilizando um protocolo não-invasivo, utilizando a carga no limiar estimada por bioimpedância (*work bioimpedance threshold* - WBT) em substituição a um protocolo invasivo, utilizando a carga no limiar com medida direta de lactato sanguíneos (*work lactate threshold* - WLT) em teste progressivo no cicloergômetro.

Pelo que temos conhecimento, ALVARENGA e SOUZA (2005) foram os primeiros a investigar as respostas dos parâmetros de BIS num esforço progressivo para se estimar a carga no LL, apesar de alguns autores (ELLEBY, 1990; RAJA *et al.*, 2006) terem aplicado a BIS durante o exercício para fins de análise das alterações metabólicas e estruturais.

Os resultados do presente estudo apontam para a possibilidade de técnicas de espectroscopia de bioimpedância serem usadas para estimar o LL e a concentração de lactato em várias potências no cicloergômetro. A correlação de 0,96 encontrada entre o LL obtido pela flexão da curva de lactato e o parâmetro ΔR_{inf} de BIS para o GG; 0,91 para o GM e de 0,93 para o GF correspondem as explicações atuais de que o ácido láctico exerce influência no aumento de líquido tecidual muscular. Tal hipótese parece estar de acordo com RAJA *et al.* (2006), que fizeram a medida de BIS e ressonância magnética (RM) em indivíduos que eram submetidos a uma flexão de punho até a fadiga. Estes autores mostraram uma significativa correlação entre os valores de acidose metabólica por BIS e por RM.

As variações encontradas em literatura relativas aos parâmetros de BIS, com o aumento de fluxo sanguíneo tecidual, estudos de produção de lactato e acidose metabólica por microorganismos, eventos fisiológicos que se assemelham ao exercício, apresentam respostas semelhantes às encontradas no presente trabalho, no que diz respeito a variação da R_{inf} . Isto mostra que a técnica de BIS baseada na resposta de corrente ao degrau de tensão é sensível a estas importantes alterações metabólicas.

5.6. Comparação com outros estudos

Entre as características principais da técnica BIS aqui usada neste estudo e que possibilitam seu emprego generalizado em treinamento é que apresenta um baixo custo, fácil aplicação, além de ser não-invasiva. Apesar destes importantes critérios de escolha de teste foi possível obter uma alta correlação ($r = 0,96$) com a equação generalizada.

Assim como foi objeto deste estudo, muitos pesquisadores buscam estimar o LL a partir de técnicas menos dispendiosas, mais fáceis de aplicação, não-invasivas e mais precisas. Muitas destas técnicas, apesar das facilidades propostas e das boas correlações encontradas em seus protocolos, têm sido criticadas. Neste aspecto, o protocolo de CONCONI *et al.* (1982), em que os autores adotaram um teste escalonado para obtenção do ponto de deflexão da FC, mostrou dificuldade de generalização, pois RIBEIRO *et al.* (1985) apenas encontraram esta deflexão em 50% dos testes, limitando o emprego do mesmo.

Outra técnica não-invasiva investigada foi a de BOISSOU *et al.* (1989), que verificaram uma associação entre as mudanças do pH intracelular e o deslocamento do espectro de potência do eletromiograma (EMG). A técnica EMG foi questionada e não recomendada por GAMET *et al.* (1993) que estudaram jovens dos gêneros masculino e feminino.

A cinética do lactato encontrada em nosso estudo durante o teste progressivo por estágios apontou para um discreto aumento inicial, mas que depois, na medida em que o exercício progredia, mostrava uma flexão mais significativa na curva de lactato.

Recentemente surgiram os primeiros estudos de BIS para determinar variáveis metabólicas de esforço. STAHN *et al.* (2006) estudaram o $\dot{V}O_2$ máximo estimado por BIS em 66 jovens e encontraram uma forte correlação ($r = 0,91$). Para conseguir um resultado melhor ($r = 0,94$) os pesquisadores usaram outros parâmetros além dos dados de BIS, entre eles, um questionário de prática de atividade física e a variável gênero.

Porém as medidas de bioimpedância foram feitas apenas em repouso, não relacionando as variações de BIS no esforço com a variável metabólica dependente estudada.

Os resultados das estimativas da potência no LL a partir dos valores de BIS, bem como os níveis de correlação, encontrados em nosso estudo são coerentes em relação a outros de literatura, especialmente quando comparada ao estudo de STAHN *et al.* (2006), já que existe grande relação entre $\dot{V}O_2$ máximo e LL (WELTMAN *et al.*, 1989).

Os resultados do estudo de WELTMAN (1987) podem ser visto na tabela 12. Esta tabela apresenta o coeficiente de correlação de Pearson entre a velocidade em diversos pontos fixos de concentração de lactato, estimado a partir do resultado da velocidade média no teste de corrida, e a concentração obtida de forma invasiva. Pode-se observar também o erro padrão da estimativa (EPE) das equações propostas neste estudo.

Tabela 12– Coeficientes de correlação e erro padrão da estimativa para predição velocidade em pontos fixos de limiares de lactato em indivíduos do sexo masculino (WELTMAN *et al.*, 1987).

Equação	r	EPE
VLT	0,85	14,51
V2mM	0,85	13,33
V2,5mM	0,86	12,85
V4mM	0,88	11,40

Utilizando também a velocidade média em um teste de corrida 3200 m como variável independente, os autores encontraram uma alta correlação para mulheres sedentárias, como pode ser verificado na tabela 13.

Tabela 13– Coeficientes de correlação e erro padrão da estimativa para predição velocidade em pontos fixos de limiares de lactato em mulheres sedentárias (WELTMAN *et al.*, 1989).

Equação	r	SEE
VLT	0,96	13,07
V2mM	0,97	12,10
V2,5mM	0,97	11,40
V4mM	0,98	10,56

Num estudo crítico dos protocolos destas técnicas, ARAÚJO *et al.*, 1997, tem mostrado uma tendência de superestimação dos resultados encontrados (ARAÚJO *et al.*, 1997) nos protocolos de WELTMAN.

TANAKA e SHINDO (1985), num estudo composto por uma amostra de maratonistas, utilizaram a velocidade média de corrida num teste de 1500 m e obtiveram a correlação razoável ($r = 0,77$), valor muito inferior ao encontrado neste estudo.

Nas cargas das extremidades da curva de lactato (repouso, 60 e 180 W) apesar de estarem correlacionadas com a ΔR_{inf} , estes coeficientes de Pearson não foram muito elevados ($r=0,42$, $r=0,77$ e $r=0,61$, respectivamente), enquanto que nas cargas intermediárias (90, 120 e 150 W), mais usadas para determinação do LL usando interpolação, mostraram correlações mais altas ($r=0,88$, $r=0,96$ e $r=0,97$, respectivamente).

Deve ser mencionado que, no presente, trabalho somente os parâmetros de BIS foram usados, não somente em condição de repouso, mas através da variação do repouso até o esforço de 180 W, que para a amostra estudada significava que estava sempre acima da carga no LL. Procedimento semelhante determinando uma carga fixa

para estimativa do $\dot{V}O_2$ máximo a partir da frequência cardíaca foi proposto por FOX *et al.* (1973).

5.7. Análise dos parâmetros de BIS

Os valores da resistência intracelular (R_i) variaram entre os indivíduos. Assim, comparando os valores de R_i no repouso com os valores de R_i a 180 W, dos 54 sujeitos, em 30 a R_i reduziu e em 24 a R_i aumentou. Porém, na média não ocorrem diferença significativa ($p > 0,05$) entre os valores iniciais e finais de R_i .

A explicação para esta resposta individualizada da R_i pode estar nas características musculares individuais, já que a alteração do volume de fluido local está relacionada a um maior fluxo de sangue, levando oxigênio e nutrientes aos tecidos, bem como uma maior remoção dos resíduos metabólicos.

Os tipos de fibras interferem nos valores de R_i , R_e e R_{inf} , já que existe diferença significativa entre os níveis de íons, de volume de água intracelular (intracellular Water - ICW) e de volume de água extracelular (extracellular water - ECW) e água tecidual total (*total tissue water* - TTW) de acordo com a predominância do tipo de fibra (LINDINGER e HEIGENHAUSER, 1987).

Segundo LINDINGER e HEIGENHAUSER (1987) as fibras glicolíticas ou rápidas apresentam valores mais baixos de ECW e de TTW. Porém valores mais altos de ICW, além de terem conteúdos mais altos de potássio (K^+) e mais baixos de sódio (Na^+) e cloro (Cl^-). Estes fatores possibilitam, desde o repouso, valores diferenciados no conteúdo de água intracelular.

SJOGAARD e SALTIN (1982) também mostraram que as fibras de contração rápidas ou glicolíticas apresentam uma maior acumulação de líquido intracelular do que

as fibras lentas ou oxidativas. Estas fibras glicolíticas apresentam uma maior produção de lactato (BROOKS, 2000) que por sua vez aumenta o conteúdo de água intracelular (RAJA *et al.*, 2006). Por outro lado, as fibras oxidativas ou lentas apresentam valores mais baixos de ICW e mais altos de ECW e de TTW, além de terem conteúdos mais baixos de potássio (K^+) e mais altos de sódio (Na^+) e cloro (Cl^-).

Como o ICW e o ECW apresentam características fibra dependente, a minimização do erro provável poderia ser obtida pelo TTW, que apesar de ser fibra dependente mostra a variação total de líquido segmental e não apenas compartimental.

Os parâmetros de resistividade e volume são alterados em exercícios progressivamente intensos que causam fadiga muscular e promovem alterações na membrana celular, no volume de líquido e íons intracelular e intersticial, além do aumento da produção de lactato e H^+ a partir da glicose ou glicogênio armazenado, que passam para o exterior da célula progressivamente via transportadores monocarboxílicos (MCT).

Possivelmente os níveis de bicarbonato (HCO_3^-) neutralizando a acidose, diluição do líquido intracelular, reduzindo relativamente o quantitativo iônico e a perda de K^+ impediram uma redução da resistividade. Assim, a redução do volume poderia ser compensada pelo aumento da resistividade da equação, estabilizando os valores de R_i .

A resistência extracelular (R_e) variou mais expressivamente e de forma homogênea entre os indivíduos, pois a pouca presença de HCO_3^- não tamponava a saída de H^+ (MOUGIOS, 2006). Além disto a saída de lactato e K^+ reduziram a resistividade. Neste caso, a R_e seria afetada por esta redução da resistividade e pelo aumento do volume na equação para se determinar o valor de R_e .

Todos estes aspectos fisiológicos podem se relacionar a variações da resistência segmental (ΔR_{inf}) durante um teste progressivo, já que este parâmetro mostra toda a variação iônica, hídrica e metabólica tecidual.

As reações que ocorrem durante a produção de lactato muscular são semelhantes às que ocorrem em culturas de bactérias. Então, pode-se fazer uma comparação com resultados de estudos como o de EDEN e EDEN (1984), no qual o metabolismo anaeróbio por presença de bactérias, resultou numa maior utilização da glicose, um nutriente de baixa condutividade, e segundo eles, este metabolismo de glicose produzia íons lactato e íon H^+ que aumentavam a condutividade segmental.

Esta seqüência de reações glicolíticas anaeróbias produz uma redução do pH que, por sua vez, faz reduzir a resistência ou impedância.

Outro fator que altera a resistência é a temperatura. Segundo EDEN e EDEN (1984), se a temperatura aumentar $1^{\circ}C$ resultará em redução média da resistência em 1,8%.

De forma semelhante ao verificado em bactérias, durante um exercício progressivo em carga, como o realizado neste estudo, ocorre uma redução do pH celular, aumento da temperatura tecidual e quebra de glicogênio até lactato e H^+ , reduzindo a resistividade ρ , o numerador da equação de R_{inf} . Como também, ocorre um aumento do todo o fluido tecidual ou, o denominador da equação, com isto ocorre redução significativa da R_{inf} do segmento avaliado.

A importância dos íons H^+ parece ter peso fundamental na modificação dos parâmetros de BIS, pois segundo EDEN e EDEN (1984), estes H^+ são quase 7 vezes mais efetivos condutores do que o íon sódio.

Foi observado neste estudo que a R_{inf} se comportava de maneira que em cargas menores, não alterava muito e, em cargas mais elevadas, seus valores seriam mais

reduzidos. Isto ocorreu provavelmente porque nos primeiros estágios de um exercício progressivo o comportamento da Ri desviava a curva da Rinf para esquerda, retardando sua queda.

Os resultados encontrados neste estudo se assemelham aos citados por DEURENBERG (1988) onde no exercício intenso ocorre uma redução da resistência segmental, devido ao aumento da perfusão vascular, da temperatura muscular e da cutânea.

Assim, no exercício muito prolongado o suor e as perdas sensíveis de líquido e a troca iônica (KHALED *et al.*, 1988) ainda precisam ser estudadas. ELLEBY (1990) realizou impedância longitudinal e transversal em corredores, antes e depois de uma meia maratona (21 Km) e observou que não havia diferença significativa na resistividade tecidual, provavelmente pela perda de líquido e eletrólitos num exercício tão prolongado. Porém, observou redução da resistividade tecidual transversal, provavelmente devido as microlesões nas membranas celulares.

Em testes similares ao realizado em nosso estudo, existe uma tendência do líquido extracelular aumentar, devido a passagem de um grande volume de líquido dos capilares para o interstício, devido a pressão hidrostática proporcionada pela capacidade inotrópica. Paralelamente pode também ocorrer progressivamente uma saída de lactato e H⁺ devido aos transportadores monocarboxílicos (BROOKS, 2000).

O volume extracelular também parece aumentar na maioria dos sujeitos, devido a passagem de líquido para o interstício, em função da pressão hidrostática do fluxo, alterando o comportamento da Re. Porém, em função da alteração dos valores de Ri e Re, a variação da Rinf é o parâmetro que melhor estima a carga no LL no cicloergômetro. Tal hipótese está de acordo com a literatura vigente, já que a concentração de lactato aumenta o influxo de água (MILLIGAN e WOOD, 1986).

Assim, a produção de lactato poderia se associar indiretamente à redução da resistência tecidual.

SJOGAARD e SALTIN (1982) mostraram num teste em bicicleta ergométrica, usando protocolo intervalados com estímulos de 3 minutos e carga única de 120% $\dot{V}O_2$ máximo, que o conteúdo de água do vasto medial aumentava com incremento da carga. Por outro lado, no tríceps braquial não havia nenhuma alteração. No estudo destes autores, a concentração de lactato intracelular passou de 5,7 para 30,6 mmol/l. A concentração de lactato extracelular chegou a 13,6 mmol/l no final do exercício, proporcionando uma concentração de 2:1 do meio intra para o meio extracelular, favorecendo, segundo os autores, o fluxo de água para o meio intracelular.

O aumento de água extracelular, que também ocorreu, foi associado ao fator hidrostático, pelo aumento da pressão. Além disto, ocorre um aumento de potássio no meio extracelular. Estes fatores parecem promover uma redução na R_e mais significativa e homogênea do que na R_i .

Outros estudos também corroboram a hipótese de que a acumulação de lactato aumenta a quantidade de partículas osmoticamente ativas no interior da fibra muscular (FITTS, 1994; NAGESSE *et al.*, 1992), o qual leva ao aumento do líquido intracelular (WESTERBLAD *et al.*, 1991).

Este aumento pode afetar a função muscular de diferentes formas, podendo limitar a função contrátil devido à diminuição relativa da quantidade de K^+ e cálcio (Ca^{++}) para gerar força na contração acto-miosínica. (BRESSLER e MATSUBA, 1991), gerando também fadiga, como ocorre em nível supralimiar.

EDEN e EDEN (1984) sugerem que a acidificação pode reduzir a resistividade e outros produtos da glicólise podem mediar o aumento de líquido observado no músculo esquelético durante o exercício. Isto reforça no presente estudo, de que parâmetros de

BIS se relacionam ao início de um metabolismo descompensado, observado no teste invasivo de LL.

Os resultados do presente estudo estão em concordância com achados previamente publicados para a estimativa do LL.

Os valores mais baixos de Rinf verificados ao final dos testes se correlacionam ao aumento de volume de água segmental ao final do exercício, quando os níveis de lactato eram mais altos, a percepção do esforço e a fadiga aumentada.

Esses parâmetros estão de acordo com achados de USHER-SMITH *et al.* (2006) que mostraram a relação entre o excesso de líquido e a redução da propagação do potencial através dos túbulos transversos e a comunicação entre esses túbulos e o retículo sarcoplasmático. Esta interação, altamente específica entre o sensor de voltagem nos túbulos T e o receptor da rianodina para liberar cálcio do retículo sarcoplasmático, é conhecida e limita a capacidade de esforço, iniciando uma fadiga progressiva quando se ultrapassa a carga do limiar.

Estudos em humanos têm mostrado que a baixa do glicogênio, antes de um exercício exaustivo, atenua o fluxo de água na membrana transcápicilar e o volume de água muscular é menor do que o esperado (LINDINGER *et al.*, 1994). Devido a isto, a produção de lactato seria reduzida e a fadiga, neste caso, estaria associada mais à redução dos estoques energéticos intracelulares do que propriamente a produção de metabólitos. Este fator, logicamente, alteraria a potência no LL e poderia ser objeto de outras investigações.

De acordo com BJORNBERG (1990), a entrada de água é tão alta que não se pode atribuir isto apenas a um fator metabólico. Os estudos atuais apontam na direção em que a pressão osmótica é resultado de mudanças iônicas, entre as mais importantes o lactato.

A capacitância é diretamente proporcional a área da membrana e a constante dielétrica do material isolante. Desde o início do teste WBT até a penúltima carga ocorreu uma redução na C_m . Resultado assemelha-se ao obtido por SHIFFMAN *et al.* (2003) que em exercícios isométricos submáximos observaram uma redução da capacitância. Em exercício, utilizando carga próxima a máxima, existe um grande aumento do volume celular, sendo provavelmente o mecanismo que faz a C_m subir.

CAPÍTULO VI

Conclusões, Recomendações e Considerações Finais

A comparação das estimativas realizadas pela espectroscopia por impedância bioelétrica, obtendo-se a potência estimada no LL (WBT) com aquelas determinadas pelo LL invasivo (WLT), indicou que não existe diferença significativa entre os métodos, sendo possível, portanto, empregar o processo não-invasivo usando BIS para determinação da carga ideal para o treinamento de indivíduos saudáveis, em substituição à técnica invasiva tradicional. A boa correlação entre os métodos foi observada tanto para o grupo generalizado (GG), quanto, separadamente, para homens (GM) e mulheres (GF)

Apesar de serem necessárias investigações futuras sobre a sensibilidade do método proposto para exercícios aeróbios, tais como corridas, remo e natação, o método parece fornecer bons resultados para aplicabilidade em cicloergometria.

Outra grande importância do estudo diz respeito à medição e utilização de parâmetros de BIS em esforço, diferentemente do observado no estudo STAHN *et al.* (2006), que estimaram o $\dot{V}O_2$ máximo a partir de valores de impedância em repouso.

Desta forma, os resultados do presente estudo são importantes para a área desportiva, pois podem levar a construção de instrumento prático para que o preparador físico possa estimar o LL nos atletas, usando um método de fácil aplicabilidade e baixo custo operacional. Além disto, abre perspectivas de estudos com aidéticos, pneumopatas e pacientes como cardiopatas, para o importante controle nos níveis de lactato sem necessitar a coleta de sangue. Além destas, muitas outras aplicações potenciais da

técnica não foram ainda exploradas, principalmente na área de prescrição e controle de exercícios.

Este estudo abre também a possibilidade de futuras investigações almejando-se descobrir se a menor produção de lactato durante o treinamento de crianças pré-púberes, bem como se indivíduos com síndrome de McArdle, que não produzem lactato, podem ser identificado por esta técnica. Além destes, sugerem-se também estudos de patologias nas quais a concentração de lactato em repouso esteja alterada, ou ainda estudos para determinação dos tipos de fibras musculares de forma não-invasiva.

REFERÊNCIAS

- AARON, R., SHIFFMAN, C.A., 2000, "Using Localized Impedance Measurements to Study Muscle Changes in Injury and Disease", *Annals New York Academy Science*, v. 904, n. 1, pp. 171-180.
- ACCUSPORT. Disponível em: <<http://www.lactate.com>> Acesso em 12 mar. 2008.
- ACCUTREND. Disponível em: <http://www.lactate.com>>. Acesso em: 12 mar. 2008.
- ADAMS, M. and BEAM, W.C., 2007, *Exercise Physiology Laboratory: Manual by Gene*. 5 ed., Ney York, McGraw-Hill
- ALDUEN, J., BERNSTEIN, W.K., KHASTGIR, T., et al., 1994, "The Use and Clinical Importance of a Substrate-Specific Electrode for Rapid Determination of Blood Lactate Concentrations." *JAMA*, v. 272, n. 21, pp. 1678–1685.
- ALVARENGA, R.L., 1998, "A Biociência do Movimento Humano Na Escola", In: *VI Congresso de Educacion Física dos Países de lingua Portuguesa*, Galícia. Jul.
- ALVARENGA, R.L., 2001, *Ergogênicos nos Esportes*. Rio de janeiro, Editora Papel Virtual.
- ALVARENGA, R.L., SOUZA, M.N., 2003, "Assessment of knee osteoarthritis by bioelectrical impedance". In: *The 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering In Medicine And Biology Society*, Cancun, Sep.
- ALVARENGA, R.L., SOUZA, M.N., 2005, "Determinación no-invasiva del umbral anaeróbico." In: *IV Congreso Internacional de Ciencias Aplicadas al Deporte*, Merida, Nov.
- ALVARENGA, R.L. and SOUZA, M.N., 2007a, "Cross-Validation of Non-Invasive Lactate Threshold by Bioelectrical Impedance in Football Players", *Journal of Sports Science and Medicine*, v. 6, n. 10, pp. 53-56.

- ALVARENGA, R.L., and SOUZA, M.N., 2007b, “Estimation of the Lactate Threshold Using Bioelectrical Impedance Spectroscopy: A New Noninvasive Method”, In: *The 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering In Medicine And Biology Society*, Lion. Aug.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (2006), *ACSM’s Guidelines for Exercise Testing and Prescription*, 7 ed., Baltimore, Maryland, Lippincott Williams and Wilkins.
- ARAÚJO, A.S., LIMA, M., OLIVEIRA, F.R., 1997, “Evidência de superestimação da V₄mmol/l de lactato através do teste de 3200m de Weltman”. In: *XVII Congresso Panamericano de Medicina do Esporte*, p.32, Gramado, Mai.
- ASTRAND, P.O., RODAHL, K., 2006, *Tratado de Fisiologia do Trabalho*. Porto Alegre, Artmed.
- BACTOMETER. Disponível em:<<http://www.biomerilux.com>>. Acesso em: 12 mar. 2008.
- BALLARIN, E., BORSETTO, C., CELLINI, M., PATRACCHINI, M., VITIELLO, P., ZIGLIO, P.G., CONCONI F., 1989 “Adaptation of the "Conconi Test" to Children and Adolescents”, *International Journal of Sports Medicine*, v. 10, n. 5, pp. 334-338.
- BEAVER, W.L., WASSERMAN, K., WHIPP, B.J., 1985, “Improved Detection of Lactate Threshold During Exercise Using a Log-Log Transformation”, *Journal of Applied Physiology*, v. 59, n. 6, pp. 1936-1940.
- BEAVER, W.L., WASSERMAN, K., WHIPP, B.J., 1986, “A New Method for Detecting Anaerobic Threshold by Gas Exchange”, *Journal of Applied Physiology*, v. 60, n. 6, pp. 2020-2027.

- BENEKE, R., VON DUVILLARD, S.P., 1996, "Determination of Maximal Lactate Steady State Response in Selected Sports Events". *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 28, n. 2, pp. 241-246.
- BERGH, U., EKBLUM, B., ASTRAND, P.O., 2000, "Maximal Oxygen Uptake "Classical" Versus "Contemporary" Viewpoints", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 32, n. 1, pp. 85-88.
- BHAMBHANI, Y., SINGH, M., 1985, "Ventilatory Thresholds During a Graded Exercise Test", *Respiration*, v. 47, n.1, pp. 120-128.
- BIEHL, C., ALVARENGA, R.L., GUIMARÃES, J.N.F., SEGURA, C., 2001a, "Comparison of basal metabolic rate among of champion athletes with prevalence of long-term and short-term energy systems". In: *American College of Sport Medicine 48 th Annual Meeting*, Rio de Janeiro, Brasil, Jul.
- BIEHL, C., ALVARENGA, R.L., GUIMARÃES, J.N.F., SEGURA, C., 2001b, "The validity of a smaller time frame in the measurement of olympic and world champions basal metabolic rate." In: *American College of Sport Medicine 48 th Annual Meeting*, Rio de Janeiro, Brasil, Jul.
- BISHOP, P, MARTINO, M., 1993, "Blood Lactate Measurement in Recovery as an Adjunct to Training. Practical Considerations", *Sport Medicine*, v. 16, n. 1, pp. 5-13
- BJORNBERG, J., 1990, "Forces Involved in Transcapillary Fluid Movement in Exercising Cat Skeletal Muscle", *Acta Physiologica Scandinavia*, v. 140, n. 1, pp. 221-236.
- BLAND, JM; ALTMAN, D.G.,1986, "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement", *Lancet*, v. 8;n. 8476, pp. 307-310.
- BODNER, M.E., RHODES, E.C., 2000, "A Review of the Concept of the Heart Rate Deflection Point", *Sports Medicine*, v. 30, n. 1, pp. 31-46.

- BOGAARD, H., WOLTJER, H., POSTMUS, P., DE VRIES, P., 1997, “Electrical Impedance Cardiography: Method and Validation”, *Physiological Measurement*, v. 18, n. 1, pp. 95-105.
- BORG, G.A., 1982, “Psychophysical Bases of Perceived Exertion”. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.14, n. 5, pp. 377-381.
- BORG, G.A.V., 2000, *Escalas de Borg Para a Dor e Esforço Percebido*. São Paulo, Manole.
- BOUISSOU, P., ESTRADE, P.Y., GOUBEL, F., GUEZENNEC, C.Y., SERRURIER, B., 1989, “Surface EMG Power Spectrum and Intramuscular Ph in Human Vastus Lateralis Muscle During Dynamic Exercise”, *Journal of Applied Physiology*, v. 67, n. 3, pp. 1245–1249.
- BRESSLER, B.H., MATSUBA, K., 1991, “Tension and Instantaneous Stiffness of Single Muscle Fibers Immersed in Ringer Solution of Decreased Tonicity”, *Biophysical Journal*, v. 59, n. 5, pp. 1002-1006.
- BROOKS, G.A., 2000 “ Intra- and extra-cellular lactate shuttles”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, n. 4, pp. 790-799.
- BROOKS, G.A., 2001 “The Lactate doesn't Necessarily Cause Fatigue: Why are we Surprised?”, *Journal of Physiology*, v. 536, n. 1, pp. 1.
- BROOKS, G.A., FAHEY, T.D., BALDWIN, K., 2004, *Exercise Physiology: Human Bioenergetics and Its Applications*. 7 ed, New York, McGraw-Hill .
- BROWN, B.H., BARBER, D.C., 1992, “Clinical Physics and Physiological Measurement, Special issue on Electrical Impedance Tomography”. 13(A), n. 1, pp. 207.
- BRUKNER, P., KARIM KHAN, K., 2006, *Clinical Sports Medicine*. 3 ed., Australia, McGraw-Hill Book Company.

- BUCKLEY, J.D., BOURDON, P.C. and WOOLFORD, S.M., 2003, "Effect of Measuring Blood Lactate Concentrations Using Different Automated Lactate Analysers on Blood Lactate Transition Thresholds", *Journal of Science and Medicine in Sport*, v. 6, n. 4, pp. 408-421.
- CADY, P., DUFOUR, S.W., SHAW, J., and KRAEGER, S.J., 1978, "Electrical Impedance Measurements: Rapid Method for Detecting and Monitoring Microorganisms", *Journal of Clinical Microbiology*, v. 7, n. 3, pp. 265-272.
- CALVO, F., CHICHARRO, J. L., BANDRÉS, F., LUCÍA, A., PERES, M., ÁLVARES, J., MOJARES, L. L., VAQUERO, A .F., LEGIDO, J.C., 1997, "Anaerobic Threshold Determinatin With Analysis of Salivary Amilasy", *Canadian Journal of Applied Physiology*, v. 22, n. 6, pp. 553-561.
- CARDIOGRAFY. Disponível em:<<http://www.impedancecardiografy.com>>.Acesso em: 12 mar. 2008.
- CHENG, B., KUIPERS, H., SNYDER, A.C., KEIZER, H.A., JEUKENDRUP, A., HESSELINK, M., 1992, "A New Approach for the Determination of Ventilatory and Lactate Thresholds". *International Journal of Sports Medicine*, v.13, n.7, pp. 518-22.
- CHICHARRO, J.L., LUCIA, A., PEREZ, M., VAQUERO, A.F., URENA, R., 1998, "Saliva Composition and Exercise". *Sports Medicine*, v.26, n.1, pp.17-27.
- CHICHARRO, J.L., PEREZ, M., VAQUERO, A.F., LUCIA, A., LEGIDO, J.C., 1997, "Lactic Threshold vs Ventilatory Threshold During a Ramp Test on a Cycle Ergometer", *The Journal of Sports and Medicine and Physical Fitness*, v. 37, n. 2, pp.117-121.
- CINCA, J., WARREN, M., CARREÑO, A., TRESÀNCHEZ, M., ARMADANS, L., GÓMEZ, P., SOLER-SOLER, J., 1997, "Changes in Myocardial Electrical

- Impedance Induced by Coronary Artery Occlusion in Pigs With and Without Preconditioning: Correlation with Local ST-Segment Potential and Ventricular Arrhythmias”, *Circulation*, v. 96, n.9, pp. 3079-3086.
- COLE, K.S., 1940, “Permeability and Impermeability of Cell Membranes for Ions”, *Quantitative Biology*, v.8, n.1, pp. 110–122.
- CONCONI, F., FERRARI, M., ZIGLIO, P.G., DROGHETTI, P., CODECA L., 1982, “Determination of the Anaerobic Threshold by a Noninvasive Field Test in Runners”, *Journal of Applied Physiology*, v. 52, n. 4, pp. 869-73.
- CONCONI, F., GRAZZI, G., CASONI, I., GUGLIELMINI, C., BORSETTO, C., BALLARIN, E., MAZZONI, G., PATRACCHINI, M., MANFREDINI, F., 1996, “The Conconi Test: Methodology After 12 Years of Application” *International Journal of Sports Medicine*, v. 17, n. 7, pp. 509-519.
- CONNETT, R.J., GAYESKI, T.E. and HONIG, C.R., 1985, “Energy Sources in Fully Aerobic Rest–Work Transitions: A New Role for Glycolysis”, *American Journal of Physiology*, v. 248, n. 6, pp. H922–H929.
- CORNISH, B.H., WARD, L.C., THOMAS, B.J., JEBB, S.A., ELIA, M., 1996, “Evaluation of Multiple Frequency Bioelectrical Impedance and Cole-Cole Analysis for the Assessment of Body Water Volumes in Healthy Humans”. *European Journal of Clinical Nutrition*, v.50, n.3, pp. 159-164.
- CORNISH, B.H., THOMAS, B.J. and WARD, L.C., 1998, "Effect of Temperature and Sweating on Bioimpedance Measurements", *Applied Radiation and Isotopes*, v. 49, n. 5/6, pp. 475-476.
- DAVIS, H.A., BASSET, J., HUGHES, P., GASS, G.C., 1982, “An-Aerobic Threshold and Lactate Turnpoint”, *European Journal of Applied Physiology*, v. 50, n.1, pp. 383-392.

- DAVIS, J.A., 1985, “Anaerobic Threshold: Review of the Concept and Directions for Future Research”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 17, n. 1, pp. 6-18.
- DEBYE, P., 1929, *Polar Molecules*. New York, Dover.
- DE LORENZO, A., ANDREOLI, A., MATTHIE, J., WITHERS, P., 1997, “Predicting Body Cell Mass With Bioimpedance by Using Theoretical Methods: A Technological Review”. *Journal of Applied Physiology*, v. 82, n. 5, pp. 542-58.
- DENADAI, B.S., (orgs), 2000, *Avaliação Aeróbia - Determinação Indireta da Resposta do Lactato Sanguíneo*, Motrix, Rio Claro.
- DENADAI, B.S., ORTIZ, M.J., STELLA, S., MELLO, M.T., 2003, “Validade da Velocidade Crítica para a Determinação dos Efeitos do Treinamento no Limiar Anaeróbio em Corredores de Endurance.” *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto, Portugal*, v. 3, n. 1, 16-23.
- DENADAI, B.S., GRECO, C.C., DONEGA, M.R., 1997 “Comparação entre a Velocidade de Limiar Anaeróbio e a Velocidade Crítica em Nadadores de 10 a 15 Anos”, *Revista Paulista de Educação Física*, v. 11, n. 1, p. 128-133.
- DENADAI, B.S., GRECO, C.C., TEIXEIRA, M., 2000, “Blood Lactate Response and Critical Speed in Swimmers Aged 10-12 Years of Different Standards”. *Journal of Sports Sciences*, v.18, n.1, pp. 779-84.
- DENADAI, B.S., HIGINO, W.P., FARIA, R.A., NASCIMENTO, E.P., LOPES, E.W., 2002, “Validade e Reprodutibilidade da Resposta do Lactato Sanguíneo Durante o Teste *Shuttle Run* em Jogadores de Futebol”, *Revista Brasileira de Ciências e Movimento*, v. 10, n. 2, pp. 71-78.

- DEURENBERG, P., WESTSTRATE, J.A., PAYMANS, I., VAN DER KOOY K, 1988, "Factors Affecting Bioelectrical Impedance Measurements in Humans", *European Journal of Clinical Nutrition*, v. 42, n. 12, pp. 1017-22.
- DUDCHIK, N.V., MEL'NIKOVA, L.A., 2007, "Determination of Milk Penicillin Residues by the Impedance Technique Gig Sanit." v.1, n. 1, pp. 82-3.
- DZWONCZYK, R., DEL RIO, C., BROWN, D.A., MICHLER, R.E., WOLF, R.K., HOWIE, M.B., 2004, "Myocardial Electrical Impedance Responds to Ischemia and Reperfusion in Humans", *Transiente Biomedical Engineering*, v. 51, n. 12, pp.2206-9.
- EDEN, R. and EDEN, G., 1984, *Impedance Microbiology*, New York, Research Studies Press, Ltd.
- EHRMAN, J.K., GORDON, P.M., VISICH, P.S. and KETHEYIAN, S.J., 2008, *Clinical Exercise Physiology*, 2 ed., Champaign, USA, Human Kinetics Publishers.
- ELLEBY, B., KNUDSEN, L.F., BROWN, B.H., CROFTS, C.E., WOODS, M.J., TROWBRIDGE E.A., 1990, "Electrical Impedance Assessment of Muscle Changes Following Exercise", *Clinical Physical and Physiological Measurement*, v. 11, n. 2, pp. 159-166.
- ELLENBY M.I., SMALL K.W., WELLS R.M., HOYT D.J., LOWE J.E., 1987, "On-line detection of reversible myocardial ischemic injury by measurement of myocardial electrical impedance". In: *The Annals of Thoracic Surgery*, v. 44, n. 6, pp. 587-597.
- FARREL, S.W., IVY, J.L., 1987, "Lactate Acidosis and the Increase in $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ During Incremental Exercise", *Journal of Applied Physiology*, v. 62, n. 4, pp.1551-5.

- FARRELL, P.A., WILMORE, J.H., COYLE E.F., BILLING J.E., COSTILL, D.L., 1979, "Plasma Lactate Accumulation and Distance Running Performance", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 11, n.4, pp. 338-344.
- FATTOR, J.A., MILLER, B.F., JACOBS, K.A., BROOKS, G.A., 2005, "Catecholamine Response is Attenuated During Moderate-Intensity Exercise in Response to the "Lactate Clamp", *American Journal of Physiological and Endocrinological Metabolism*, v. 288, n.1, pp. E143-147.
- FELICE, C.J., MADRID, R.E., OLIVERA, J.M., ROTGER, V.I., VALENTINUZZI, M.E., 1999, "Impedance Microbiology: Quantification of Bacterial Content in Milk by Means of Capacitance Growth Curves", *Journal of Microbiological Methods*, v. 35, Issue 1, n. 1, pp. 37-44.
- FELL, J.W., RAYFIELD, J.M., GULBIN, J.P. and GAFFNEY, P.T., 1998, "Evaluation of the Accusport Lactate Analyser", *International Journal of Sports Medicine*, v. 19, n. 3, pp. 199-204.
- FERRARI, H.G., NASCIMENTO, W.T., 2007, "Predição da Performance da Corrida em Provas de Duathlom Utilizando a Velocidade Crítica", *EF y Deportes: Revista Digital*, Ano 11, n. 106 .
- FITTS, R.H., 1994, "Cellular Mechanisms of Muscle Fatigue", *Physiological Review*, v.74, n. 1, pp. 49-94.
- FLETCHER, W.M., HOPKINS, F.G., 1907, "Lactic Acid in Amphibian Muscle", *Journal of Physiology*, v. 35, n. 1, pp. 242-249.
- FOSS, L. M., KETEYIAN, J.S. FOX., 2000, *Bases Fisiológicas do Exercício e do Esporte*, 6 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- FOX, E.L., 1973, "A Simple, Accurate Technique for Predicting Maximal Aerobic Power", *Journal of Applied Physiology*, v. 35, n. 6, pp. 914-916.

- FOXDAL, P., BERGQVIST, Y., ECKERBOM, S., 1992, “Improving Lactate Analysis with the YSI 2300 GL: Hemolysing Blood Samples Makes Results Comparable with Those for Deproteinized Whole Blood”, *Clinical Chemical*, v. 38, n.10, pp. 2110– 2114.
- FRANCHINI, E., MATSUSHIGUE, K.A., COLANTONIO, E., KISS, M.A.P.D., 2004, “Comparação dos Analisadores de Lactato Accusport e Yellow Springs”, *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*, v.2, n.1, pp. 39-44.
- GAMBKE, B., 1997, “Multicenter Evaluation of a Portable System for Determining Blood Lactate”, *Journal of Laboratory and Medicine*, v. 21, n.5, pp. 250-256.
- GAMET, D., DUCHENE, J., GARAPON-BAR, C., GOUBEL, F., 1993 “Surface. Electromyogram Power Spectrum in Human Quadriceps Muscle During Incremental Exercise”, *Journal of Applied Physiology*, v. 74, n. 6, pp. 2704-2710.
- GLADDEN, L.B., YATES, J.W., STREMEL, R.W., STAMFORD B.A., 1985, “Gas Exchange and Lactate Anaerobic Thresholds: Inter- and Intraevaluator Agreement”, *Journal of Applied Physiology*, v. 58, n. 6, pp. 2082-2089.
- GLEESON, M., GREENHAFF, P. e MAUGHAN, R., 2000, *Bioquímica do Exercício e do Treinamento*, São Paulo, Manole.
- GLUCOWATCH. Disponível em:<<http://www.glucowatch.com>>.Acesso: 12 mar. 2008.
- GRASSO, G., ALAFACI, C., PASSALACQUA, M., MORABITO, A., BUEMI, M., SALPIETRO, F.M., TOMASELLO, F., 2002, “Assessment of Human Brain Water Content by Cerebral Bioelectrical Impedance Analysis: A New Technique and its Application to Cerebral Pathological Conditions”. *Neurosurgery*, v. 50, n. 5, pp. 1064-1072.

- GRECO, C. C., 2000, “Potência Crítica e Velocidade Crítica.” In: Denadai S. B. (orgs) *Avaliação Aeróbia - Determinação Indireta da Resposta do Lactato Sanguíneo*. pp. 89-106, Rio Claro, Motrix.
- GRIMNES, S., MARTINSEN, O.G., 2007, “Sources of Error in Tetrapolar Impedance Measurements on Biomaterials and Other Ionic Conductors”, *Journal of Physics D: Applied Physics*, v. 40, n. 1, pp. 9–14.
- GUPTA, D., LIS, C.G., DAHLK, S.L., VASHI, P.G., GRUTSCH, J.F., LAMMERSFELD C.A., 2004, “Bioelectrical Impedance Phase Angle as a Prognostic Indicator in Advanced Pancreatic Cancer”, *British Journal of Nutrition*, v. 92, n. 6, pp. 957-962.
- HAGBERG, J.M., COYLE, E.F., CARROLL, J.E., MILLER, J.M., MARTIN, W.H., BROOKE, M.H., 1982, “Exercise Hyperventilation in Patients with Mcardle's Disease”, *Journal of Applied Physiology*, v. 52, n. 4, pp. 991-994.
- HAGBERG, J.M., COYLE, E.F., 1983, “Physiological Determinants of Endurance Performance as Studied in Competitive Racewalkers”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 15, n. 4, pp. 287-289.
- HECK, H., MADER, A., HESS, G., MUCKE, S., MULLER, R., HOLLMANN, W., 1985, “Justification of The 4mmol/L Lactate Threshold”, *International Journal of Sports Medicine*, v. 6, n. 1, pp.117-130.
- HEINEMANN, L., 2001, “Presentation of Results of our Clinical Trials and Measuring Method”, In: *Symposium Glucose monitoring: Current status, Challenges and Future Developments Annual Meeting of EASD*, Glasgow, Apr.
- HERRMANN, S., OELBNER, W., SCHULZ, B., GUTH, U., 2001, “Comparative studies on the souring process of milk by means of enzymatic and electrochemical sensors”, In: *Biosensor Symposium*, Tubingen Apr.

- HIGINO, W.P, DENADAI, B.S., 2002, “Efeito do Período de Recuperação Sobre a Validade do Teste de Lactato Mínimo para Determinar a Máxima Fase Estável de Lactato em Corredores de Fundo”, *Revista Paulista Educação Física*, São Paulo, v. 16, n. 1, pp. 5-15.
- HILL, A.V., and LUPTON, J., 1923, “Muscular Exercise, Lactic Acid, and the Supply and Utilization of Oxygen”, *Quarterly Journal of Medicine*, v. 16, n.1, pp. 135–171.
- HOLLMANN, W., 1985, “Historical Remarks on the Development of the Aerobic-Anaerobic Threshold up to 1966”, *International Journal of Sports Medicine*, v. 6, n. 3, pp.109-116.
- HOUSTON, M., 2006, *Biochemistry Primer for Exercise Science*, 3 ed., Champaign, USA, Human Kinetics.
- HURLEY, J.B., SIMON, M.I., TEFLOW, D.B., ROBISHAW, J.D., GILMAN, A.G., 1984, “Homologies Between Signal Transducing G Proteins and Ras Gene Products”, *Science*. v.226, n.1, pp. 860-862.
- HUGHSON, R.K., WEISIGER, K.H., SWANSON, G.D., 1987, “Blood Lactate Concentration Increases as a Continuous Function in Progressive Exercise”, *Journal of Applied Physiology*, v. 62, n. 5, pp. 1975-1981.
- HYPOMON™. Disponível em:<<http://www.aimedics.com>>.Acesso em: 12 mar. 2008.
- IMPEDIMED. Disponível em:<<http://www.impedimed.com>>.Acesso em: 12 mar. 2008.
- INTERDONATO, R.S., LUETKEMEIER, M.J., 1999, “Reliability and Validity of Venous Blood Lactate Measurement with Accusport Portable Lactate Analyzer”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 31, n.5: s353.
- IVY, J.; WITHERS, R.; van HANDEL, P.; ELGER, D.; COSTILL, D., 1980, “Muscle respiratory capacity and fiber type as determinants of the lactate threshold”.

Journal of Applied Physiology: Respiratory Environmental Exercise Physiology, Bethesda, v. 48, N. 1, p. 523-527.

JACOBS, I., 1986, "Blood Lactate: Implications for Training and Sports Performance", *Sports Medicine*, v. 3, n. 1, pp. 10-25.

JANSSEN, P., 2001, *Lactate Threshold Training*, Champaign, USA, Human Kinetics

JERVELL, 1929, "Investigation of the Concentration of Lactic Acid in Blood and Urine Under Physiologic and Pathologic Conditions", *Acta Medica Scandinavia*, v. 72, n. 1, pp. 262.

JONES, A.M., DOUST, J.H., 1997, "The Conconi Test is not Valid for Estimation of the Lactate Turnpoint in Runners", *Journal of Sports Sciences*, v.15, n. 1, pp. 385-394.

JONES, A.M., DOUST, J.H., 1998, "The Validity of the Lactate Minimum Test for Determination of the Maximal of the Maximal Lactate Steady State", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Madison, v. 30, n. 1, pp.1304-1313.

KANG, J., 2008, *Bioenergetics Primer for Exercise Science*, Champaign, USA, Human Kinetics.

KAPLAN, V., BUCKLAR, G., BLOCH, K., 2003, "Noninvasive Monitoring of Cardiac Output During Exercise by Inductance Cardiography", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.35, n .5, pp. 747-752.

KENNARD, J., 2007 "Rehabilitation in Mental Health: A Context for Health Professionals", *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, v. 14, n. 12, pp. 527-531.

KHALED, M.A., MCCUTCHEON, M.J., REDDY, S., PEARMAN, P.L., HUNTER, G.R., WEINSIER, R.L., 1988, "Electrical Impedance in Assessing Human Body

- Composition: The BIA Method”, *American Journal of Clinical Nutrition*, v. 47, n. 5, pp. 789-792.
- KINDERMAN, W., SIMON, M., KEUL, J., 1979, “The Significance of the Aerobic-Anaerobic Transition for the Determination of Work Load Intensities During Endurance Training”, *European Journal of Applied Physiology*, v. 42, pp. 25-34.
- KISNER, C., COLBY L. A., 2007, *Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques*, 5 ed., Philadelphia, F. A. Davis Company.
- KISS, M.A.P.D., 2002, *Avaliação em Esporte e em Condições Físicas Especiais*, 1ed., São Paulo, Rocca.
- KLASSEN, P., MAZARIEGOS, M., DEURENBERG, P., SOLOMONS, N.W., FURST, P., 2000, “Hydrational Status Assessed by Bioelectrical Impedance Spectroscopy and Dilution Methods in Patients With Classical Dengue Fever”, *Annals New York Academy Science*, v. 904, n. 1, pp. 163-170.
- KLISSOURAS, V., 1971, “Hereditability of Adaptative Variation”, *Journal of Applied Physiology*, v.31, n. 1, pp. 338-344.
- KLONOFF, D.C., 1997, “Noninvasive Blood Glucos Monitoring”, *Diabetes Care*, v. 20, n. 3, pp. 433-437.
- KOMINE, H., MATSUKAWA, K., TSUCHIMOCHI, H., NAKAMOTO, T., MURATA, J., 2008, “Sympathetic Cholinergic Nerve Contributes to Increased Muscle Blood Flow at the Onset of Voluntary Static Exercise in Conscious Cats”, *American Journal of Physiological-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, v. 295, n. 1, R1251-R1262.

- KUSHNER, R.F., SCHOELLER, D.A., 1986, "Estimation of total body water by bioelectrical impedance analysis" *American Journal of Clinical Nutrition*, v. 44, n. 1, pp. 417-424.
- LACTATE PLUS. Disponível em: <<<http://www.lactate.com>>. Acesso: 12 mar. 2008.
- LINDINGER, M.I., SPRIET, L.L., HULTMAN, E., PUTMAN, T., MCKELVIE, R.S., LANDS, L.C., JONES, N.L., HEIGENHAUSER, G.J.F., 1994, "Plasma Volume and Ion Regulation During Exercise After Low and High-Carbohydrate Diets", *American Journal of Physiology*, v. 266, n. 1, pp. R1896-1906.
- LINDINGER, M.I., HEIGENHAUSER, G.J., 1987, "Intracellular ion content of skeletal muscle measured by instrumental neutron activation analysis", *Journal of Applied Physiology*, v. 63, n. 1, pp. 426-433.
- LOWINSOHN, D., BERTOTTI, M., 2008, "A Biosensor Based on Immobilization of Lactate Oxidase in a PB-CTAB Film for FIA Determination of Lactate in Beer Samples", *Journal of Brazilian Chemical Society*, v. 19, n. 4, pp. 637-642.
- LUCIA, A., HOYOS, J., SANTALLA, A., PEREZ, M., CARVAJAL, A., CHICHARRO, J.L., 2002, "Lactic Acidosis, Potassium, and the Heart Rate Deflection Point in Professional Road Cyclists", *British Journal of Sports Medicine*, v. 36, n. 2, pp. 113-117.
- LUKASKI, H.C., 2000, "Assessing regional muscle mass with segmental measurements of bioelectrical impedance in obese women during weight loss". In: *Annals of the New York Academy of Sciences*, v. 904, n. 1, pp. 154-158., Nova York.
- MADER, A., 1991, "Evaluation of Endurance Performance of Marathon Runners and the Critical Analysis", *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, v. 31, n. 1, pp. 1-19.

- MADER, A., LIESEN, H., HECK, H., PHILIPPI, H., ROST, R., SCHARCH, P.A., 1976, “Zur Beurteilung der Sportartspezifischen Ausdauerleistungsfähigkeit. Sportarzt”, *Sportmed*, v. 27, n. 1, pp. 80-88.
- MALTRONINT. Disponível em:<<http://www.maltronint.com>>. Acesso em 12 mar. 2006.
- MARGARIA, R., EDWARDS, H., DILL, D., 1933, “The Possible Mechanisms of Contracting and Paying the Oxygen Debt and The Role of Lactic Acid in Muscular Contraction”, *American Journal of Physiology*, v. 106, n. 3, pp. 689-715.
- MCARDLE, W. D., KATCH, F. I., KATCH, V.L., 2008, *Sports and Exercise Nutrition*, 3 ed., Baltimore, Maryland, Lippincott Williams and Wilkins.
- MCLELLAN, T.M., JACOBS, I., 1993, “Reliability, Reproducibility and Validity of the Individual Anaerobic Threshold”, *European Journal of Applied Physiology*, v. 67, n. 2, pp. 125-131.
- MCNAUGHTON, L.R., THOMPSON, D., PHILIPS, G., BACKX, K., CRICKMORE., 2002, “ A Comparison of the Lactate Pro, Accusport, Analox GM7 and Kodak Ektachem Lactate Analyzers in Normal, Hot and Humid Conditions”, *International Journal of Sports Medicine*, v. 23, n. 2, pp. 130-135.
- PENDRA®. Disponível em:< <http://www.liebertonline.com>>. Acesso em 12 mar. 2008.
- MILES, D., GOTSHALL, R., 1989, “Impedance Cardiography: Noninvasive Assessment of Human Central Hemodynamics at Rest and During Exercise.” In: Pandolf K, (ed.). *Exercise and Sport Sciences Reviews*. Baltimore, Williams and Wilkins. pp. 231-263.

- MILLIGAN, C.L., WOOD, C.M., 1986, "Tissue Intracellular Acid-Base Status and The Fate of Lactate After Exhaustive Exercise in the Rainbow Trout", *Journal of Experimental Biology*, v. 123, n. 1, pp. 123-144.
- MOLL, W, GROS, G., 2008, "Combined Glycolytic Production of Lactate(-) and ATP(4-) Derived Protons (= Dissociated Lactic Acid) is The Only Cause of Metabolic Acidosis of Exercise--A Note on the OH(-) Absorbing Function of Lactate (1-) Production", *Journal of Applied Physiology*, v. 105, n. 1, p. 365.
- MICROTRONICS. Disponível em:<<http://www.microtronics.com>>. Acesso em: 12 mar. de 2008.
- MONOD, H., SCHERRER, J., 1965, "The Work Capacity of a Sinergic Muscular Group", *Ergonomics*, Basingstoke, v. 8, n. 1, pp. 329-337.
- MOUGIOS, V., 2006, *Exercise Biochemistry*, Champaign, USA, Human Kinetics
- NAGESSER, A.S., VAN DER LAARSE, W.J., ELZINGA, G., 1992, "Metabolic Changes with Fatigue in Different Types of Single Muscle Fibres of *Xenopus Laevis*", *Journal of Physiology*, v. 448, pp. 511-523.
- NAHRSTAEDT, H., SCHAUER, T., SHALABY, R., HESSE, S., RAISCH, J.H., SCHAUER, T., SHALABY, R., HESSE, S., RAISCH, J., 2008, "Automatic Control of a Drop-Foot Stimulator Based on Angle Measurement Using Bioimpedance", *Artificial Organs*, v. 32, n. 8, pp. 649-654.
- NAKAMURA, F.Y., GANCEDO, M.R., ALBUQUERQUE DA SILVA, L., LIMA, J.R.P., KOKUBUN, E., 2005, "Utilização do Esforço Percebido na Determinação da Velocidade Crítica em Corrida Aquática", *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 11, n. 1, pp. 1-5.

- NEVES, C.E.B, SOUZA, M.N., 2000, “A Method for Bio-Electrical Impedance Analysis Based on a Step-Voltage Response”, *Physiological Measurements*, v.21, n. 1, pp. 395-408.
- NGUYEN, H.T., GHEVONDIAN, N., NGUYEN, S.T., JONES, T.W., 2007, “Detection of hypoglycemic episodes in children with type 1 diabetes using an optimal bayesian neural network algorithm” In: *29th Annual International Conference of the IEEE*, v.1, pp. 3140–3143, Aug.
- NICCOMO™. Disponível em:< <http://www.niccomo.com>>.Acesso em: 12 mar. 2008.
- OLIVEIRA, F.R., SILVA, A.E.L., NAKAMURA, F.Y., KISS, M.A.P.D., GEVAERD, M.S., 2006, “Testes de Pista para Avaliação da Capacidade Láctica de Corredores Velocistas de Alto Nível”, *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 12, n. 1, pp. 99-102.
- OLIVEIRA, F.R., GAGLIARD, J.F.L., KISS, M.A.P.D., 1994, “Proposta de Referência para Prescrição de Treinamento Aeróbio e Anaeróbio para Corredores de Média e Longa Duração”, *Revista Paulista de Educação Física*, v.8, n. 2, pp. 68-76.
- OLIVEIRA, F.R., ARAÚJO, A.S., KISS, M.A.P.D.M., 1999, “Prediction of 4 mmol.L⁻¹ from velocity of 170 bpm in track test.” In: *IV Annual Congress of European College of Sports Science*, p. 764, Roma, Jul.
- OLIVEIRA, FR., MATSUSHIGUE, K.A., GAGLIARDI, J.F.L., VAZQUEZ, F.J., KISS, M.A.P.D.M., 1994, “Estimativa da Velocidade de Concentração de Lactato de 3,5 mmol/l a Partir de Variáveis Submáximas em Esteira Rolante”, *Revista Paulista de Educação Física*, v. 8, n. 2, p.28-35.
- OLIVEIRA, F.P. e GIANELLA NETO, A., 2001, “Metabolismo de oxigênio no exercício”, In: *David, C.M. Ventilação mecânica*. Rio de Janeiro, Revinter.

- OLIVEIRA, F.R., KISS, M.A.P.D.M., 1996, “Predição da velocidade de referência de concentração de lactato de 4 mmol/l a partir da velocidade com frequência cardíaca de 170 bpm em pista.” In: *III Congresso de Iniciação Científica e I Simpósio de Pós - Graduação da Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo*, São Paulo, Set.
- OLIVEIRA, J.C., BALDISSERA, V., SIMÕES, H.G., AGUIAR, A.P., AZEVEDO, P.H.S.M., POIAN, P.A.F.O., PEREZ, P.E.A., 2006, “Identificação do Limiar de Lactato e Limiar Glicêmico em Exercícios Resistidos”, *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 12, n. 6, pp. 333-338.
- OMIYA, K., ITOH, H., HARADA, N., MAEDA, T., TAJIMA, A., OIKAWA, K., KOIKE, A., AIZAWA, T., FU, L.T., OSADA, N., 2004, “Relationship Between Double Product Break Point, Lactate Threshold, and Ventilatory Threshold in Cardiac Patients”, *European Journal of Applied Physiology*, v. 91, n. 2-3, pp. 224-249.
- ORGAN, L.W., BRADHAM, B., GORE, D.T., LOZIER, S.L., 1994, “Segmental Bioelectric Impedance Analysis: Theory and Application of a New Technique”, *Journal of Applied Physiology*, v. 77, n. 1, pp. 98-112.
- OZCELIK, O., KELESTIMUR, H., 2004, “Effects of Acute Hypoxia on the Determination of Anaerobic Threshold Using the Heart Rate-Work Rate Relationships During Incremental Exercise Tests”, *Physiology Research*, v. 53, n. 1, pp. 45-51.
- PANTALEÃO, D. e ALVARENGA, R.L., 2008, “Análise de Modelos de Periodização Para o Futebol”, *EF y Deportes: Revista Digital*, Ano 11, n. 119.

- PARDONO, E, SIMÕES, H.G. e CAMPBELL, C.S.G., 2005, “Efeitos de Variáveis Metodológicas sobre a Identificação do Lactato Mínimo”, *Revista Paulista de Educação Física*, São Paulo, v.19, n. 1, pp. 25-33.
- PENNEY, B.C., 1985, “Theory and Cardiac Applications of Electrical Impedance Measurements”, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, v.13, pp. 227-281.
- PIANOSI, P., GARROS, D., 1996, “Comparison of Impedance Cardiography with Indirect Fick (CO₂) Method of Measuring Cardiac Output in Healthy Children During Exercise”, *American Journal of Cardiology*, v.77, n. 9, pp. 745-749.
- PICCOLI, A., PASTORI, G., GUIZZO, M., REBESCHINI, M., NASO, A., CASCONI, C., 2005, “Equivalence of Information from Single Versus Multiple Frequency Bioimpedance Vector Analysis in Hemodialysis”, *Kidney International*, v. 67, n.1, pp. 301-313.
- PIETROBELLI, A., MORINI, P., BATTISTINI, N., CHIUMELLO, G., NUNEZ, C., HEYMSFIELD, S.B., 1998, “Appendicular Skeletal Muscle Mass: Prediction from Multiple Frequency Segmental Bioimpedance Analysis”, *European Journal of Clinical Nutrition*, v.52, n.7, pp. 507-511.
- PLOWMAN, A., SMITH, D.L., 2007, *Exercise Physiology for Health, Fitness, and Performance*, Baltimore, Maryland, Williams and Wilkins.
- POMPEU, F.A.M.S., ADERALDO, J.R., A.S., GOMES, CHAGAS, P.S., 2001, “Confiabilidade das Amostras de Sangue Venoso Arterializado (Brief Comments)”, *Revista Paulista de Educação Física*, v. 15, n. 2, pp. 195-200.
- POWERS, S.K., HOWLEY, E.T., 2006. *Exercise Physiology: Theory and Application to Fitness and Performance*, 6 ed., New York, McGraw-Hill.

- PROBST, H., 1989, "Test Par Intervalles Pour Footballeurs", *Revue Macolin*, v. 5, pp. 7-9.
- RAJA, M.K., MORAN, G., RAYMER, G.H., BARTIOLINI, M., MARSH, G., THOMPSON, R.T., 2003, "An In-Vivo Examination of Skeletal Muscle Water Energetics Post Exercise Using NMR Relaxometry, Multi-Frequency Bioimpedance Analysis and ^{31}P Spectroscopy", *Proceedings of Internal Society Magnetic Resonance Medicine*, v.11, n. 1, p.130.
- RAJA, M.K., RAYMER, G.H., MORAN, G.R., MARSH G., and THOMPSON, R.T., 2006, "Changes in tissue water content measured with multiple-frequency bioimpedance and metabolism measured with ^{31}P -MRS during progressive forearm exercise", *Journal of Applied Physiology*, v. 101, n. 4, pp. 1070-1075
- REINHARD, U., MULLER, P.H., SCHMULLING, R.M., 1979, "Determination of Anaerobic Threshold by the Ventilation Equivalent in Normal Individuals", *Respiration*, v. 38, n. 1, pp. 36-42.
- RIBEIRO, J.P., R.A. FIELDING, V. HUGHES, A. BLACK, M.A. BOCHESI, H.G. KNUTTGEN, 1985, "Heart Rate Break Point May Coincide With the Anaerobic and not the Aerobic Threshold", *International Journal of Sports and Medicine*, v. 6, n. 4, pp. 220-224.
- RILEY, M., MAEHARA, K., PÓRSZÁSZ, J., ENGELEN, M.P., BARTSTOW, T.J., TANAKA, H., WASSERMAN, K., 1997, "Association Between the Anaerobic Threshold and the Break-Point in the Double Product/Work Rate Relationship", *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.75, n.1, pp.14-21.

- ROBERGS, R., GHIASVAND, F. and PARKER, D., 2004, "Biochemistry of Exercise-Induced Metabolic Acidosis", *American Journal of Physiology Regulatory Integrative Comparative Physiology*, v. 287, n. 3, pp. 502-R516.
- RODRIGUES, M.N., VANFRAECHEM, J.H.P., FARINATTI, P.T.V., 2007, "Estimativa Não-Invasiva do Débito Cardíaco Durante o Exercício a Partir de Impedância Cardiográfica e Consumo de Oxigênio em Idosos", *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 88, n. 1, pp. 79-84.
- SABATIER, M.J., STONER, L., MAHONEY, E.T., BLACK, C., ELDER, C., DUDLEY, G.A., MCCULL, Y. K., 2006, "Electrically Stimulated Resistance Training in SCI Individuals Increases Muscle Fatigue Resistance But Not Femoral Artery Size or Blood Flow", *Spinal Cord*, v.44, n.4, pp. 227-233.
- SACKNER, M., HOFFMAN, R., KRIEGER, B., SHAUKAT, M., STROH, D., SACKNER, J., 1991, "Noninvasive Measurement of Changes in Stroke Volume; Comparisons to Impedance Cardiograph", *Chest*, v. 99, n. 4, pp. 896-903.
- SANTOS, E.L., GIANNELLA, NETO, A., 2004, "Comparison of Computerized Methods for Detecting the Ventilatory Thresholds", *European Journal of Applied Physiology*, v. 93, n. 3, pp. 315-324.
- SCHUETZ, W, TRAEGER, K, ANHAEUPL, T, SCHAND, S, RAGER, C, VOGT, J, et al., 1995, "Adjustment of Metabolism, Catecholamines and B-Adrenoceptors to 90 Min of Cycle Ergometry", *European Journal of Applied Physiology*, v.70, n. 1, pp. 81-87.
- SCOUT PLUS. Disponível em:<<http://www.lactate.com>>.Acesso em: 12 mar. 2008.
- SECHER, N.H., SEIFERT, T., VAN LIESHOUT, J.J., 2008, "Cerebral Blood Flow and Metabolism During Exercise: Implications for Fatigue", *Journal of Applied Physiology*, v.104, n.1, pp. 306-314.

- SEGAL, K.R., GUTIN, B., NYMAN, A.M., PI-SUNYER, F.X., 1985, "Thermic Effect of Food at Rest, During Exercise, and After Exercise in Lean and Obese Men of Similar Body Weight", *Jornal of Clinical Investigation*, v. 76, n.3, pp.1107-12.
- SHIRTCLIFF, E.A., GRANGER, D.A., SCHWARTZ, E., CURRAN, M.J., 2001, "Use of Salivary Biomarkers in Biobehavioral Research: Cotton-Based Sample Collection Methods can Interfere With Salivary Immunoassay Results," *Psychoneuroendocrinology*, v. 26, n. 2, pp.165-173.
- SHIFFMAN, C.A., AARON, R., RUTKOVE, S.B., 2003, "Electrical Impedance of Muscle During Isometric Contraction", *Physiological Measurement*, v. 24, n.1, pp. 213-234.
- SIMÕES, H.G., CAMPBELL, C.S., KUSHNICK, M.R., NAKAMURA, A., KATSANOS, C.S., BALDISSERA, V., MOFFATT, R.J., 2003, "Blood Glucose Threshold and the Metabolic Responses to Incremental Exercise Tests With and Without Prior Lactic Acidosis Induction", *European Journal of Applied Physiology*, v. 89, n. 6, pp. 603-611.
- SIMON, J., YOUNG, J.L., GUTIN, B., BLOOD, D.K., CASE, R.B., 1983, "Lactate Accumulation Relative to the Anaerobic and Respiratory Compensation Thresholds", *Journal of Applied Physiology*, v. 54, n. 1, pp. 13-17.
- SJÖDIN, B., JACOBS, I., 1981, "Onset of Blood Lactate Accumulation and Marathon Running Performance", *International Journal of Sports Medicine*, v. 2, n. 1, pp. 23-36.
- SJOGAARD, G., SALTIN, B., 1982, "Extra- And Intracellular Water Spaces in Muscles of Man at Rest and With Dynamic Exercise", *American Journal of Physiology*, v. 243, n. 3, pp. R271-280.

- SKINNER, J.S., MCLELLAN, T.M., 1980, "The Transition from Aerobic to Anaerobic Metabolism", *Research Quarterly for Exercise and Sports*, v. 51, n.1, pp. 234-248.
- SOLA, A., PALACIOS, L., LÓPEZ-MARTÍ, J., IVORRA, A., NOGUERA, N., GÓMEZ, R., VILLA, R., AGUILÓ, J., HOTTER, G., 2003, "Multiparametric Monitoring of Ischemia-Reperfusion in Rat Kidney: Effect of Ischemic Preconditioning", *Transplantation*, v.75, n. 1, pp. 744-749.
- STAHN, A., TERBLANCHE, E., GRUNERT, S., STROBEL, G., 2006, "Estimation of Maximal Oxygen Uptake by Bioelectrical Impedance Analysis", *European Journal Applied Physiology*, v.96, n. 3, pp. 265–273.
- STEGMANN, H., KINDERMANN, W., SCHNABEL, A., 1981, "Lactate Kinetics and Individual Anaerobic Threshold", *International Journal of Sports Medicine*, v. 2, n. 1, pp. 160-165.
- STRINGER, W.W., HANSEN, J.E., WASSERMAN, K., 1997, "Cardiac Output Estimated Noninvasively From Oxygen Uptake During Exercise", *Journal of Applied Physiology*, v.82, n. 1, pp. 908-912.
- TANAKA, H., KIYONAGA, A., TERAOKA, Y., IDE, K., YAMAUCHI, M., TANAKA, M., SHINDO, M., 1997, "Double Product Response is Accelerated Above the Blood Lactate Threshold", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.29, n. 4, pp. 503-508.
- TANAKA, H., SHINDO, M., 1985, "Running velocity at blood lactate threshold of boys aged 6- 15 years compared with untrained and trained young males" *International Journal of Sports Medicine*, v. 6, n.1, pp. 90- 94.

- TEGTBUR, U., BUSSE, M.W., BRAUMANN, K.M., 1993, "Estimation of an Individual Equilibrium Between Lactate Production and Catabolism During Exercise", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 25, n. 5, pp. 620-627.
- THODEN, J.S., 1991, "Testing Aerobic Power." In: Wenger, H.A., Macdougall, J.D., Green, H.J. *Physiological Testing of the High-Performance Athlete*, Champaign, Human Kinetics, pp. 107-174
- THOMAS, R.B., EARLE R.W., 2008, *Essentials of Strength Training and Conditioning*. 3 ed., Champaign, Human Kinetics Publishers.
- THOMAS, B.J., WARD, L.C., CORNISH, B.H., 1998, "Bioimpedance Spectrometry in the Determination of Body Water Compartments: Accuracy and Clinical Significance", *Applied Radiation Isotopic*, v. 49, n. 5-6, pp. 447-455.
- USHER-SMITH, J.A, SKEPPER, J.N, FRASER, J.A., HUANG, C.L.H., 2006, "Effect of Repetitive Stimulation on Cell Volume and its Relationship to Membrane Potential in Amphibian Skeletal Muscle", *Pflugers Arch - European Journal of Physiology*, v. 452, n. 2, pp. 231-239.
- VACHON, J.A., BASSETT, D.R., CLARKE, S., 1999, "Validity of the Heart Rate Deflection Point as a Predictor of Lactate Threshold During Running", *Journal of Applied Physiology*, v. 87, n. 1, pp. 452-459.
- VANFRAECHEM, J., 1979, "Stroke Volume and Systolic Time Interval Adjustments During Bicycle Exercise", *Journal of Applied Physiology*, v. 46, n. 1, pp. 588-592.
- WASSERMAN, K, MCLLORY, M.B., 1964, "Detecting the Threshold of Anaerobic Metabolism in Cardiac Patients During Exercise", *American Journal of Cardiology*, v. 14, n. 1, pp. 844-852.

- WEINZIMER, S.A., 2004, "Analysis: PENDRA: the Once and Future Noninvasive Continuous Glucose Monitoring Device", *Diabetes Technology and Therapeutic*, v. 1, n. 1, pp. 442-444.
- WELTMAN, A., SEIP, R., BOGARDUS, A.J., SNEAD, D., DOWLING, E., LEVINE, S., WELTMAN, J., ROGOL, A., 1989, "Generalized Prediction of V02 and Velocity at Lactate Threshold (LT), Fixed Blood Lactate Concentrations (FBLC) and Peak From 3200 Meter Time Trial Performance in Women", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 21, n. 1, pp. S23.
- WELTMAN, A., SNEAD, D., SEIP, R., SCHURRER, R., LEVINE, S., RUTT, R., REILLY, T., WELTMAN, J., ROGOL, A., 1987, "Prediction of Lactate Threshold and Fixed Blood Lactate Concentrations from 3200-M Running Performance in Male Runners", *International Journal of Sports Medicine*, v. 8, n.1, pp. 401-406.
- WELTMAN, A., REAGAN, J.D., 1983, "Prior Exhaustive Exercise and Subsequent, Maximal Constant Load Exercise Performance", *International Journal of Sports Medicine*, v. 4, n. 1, pp. 184-189.
- WELTMAN A; WELTMAN J Y; WOMACK C J; DAVIS S E; BLUMER J L; GAESSER, G. A.; HARTMAN, M. L., 1997, "Exercise training decreases the growth hormone (GH) response to acute constant-load exercise", *Medicine and science in sports and exercise*, v. 29, n. 5, pp. 669-676.
- WESTERBLAD, H., LEE, J.A., LANNERGREN, J., ALLEN, D.G., 1991, "Cellular Mechanisms of Fatigue in Skeletal Muscle", *American Journal of Physiology*, v. 261, n. 1, pp. C195-209.

- WIGGLESWORTH, J.K., LAMERE, V.J., ROWLAND, N.D., MILLER, L., 1996, "Examination of the Reliability and Validity of a New Blood Lactate Analyzer", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 28, n. 5, pp. s10.
- WILMORE J.H., COSTILL D., KENNEY, L.W., 2007, *Physiology of Sport and Exercise*, 4 ed., Champaign, USA, Human Kinetics Publishers.
- WOLTJER, H., BOGAARD, H., DE VRIES, P.M., 1996, "The Intra- and Interobserver Variability of Impedance Cardiography in Patients at Rest and During Exercise", *Physiological Measurement*, v. 17, n. 1, pp. 171-178.
- WOLTJER, H.H., BOGAARD, H.J., SCHEFFER, G.J., VAN DER SPOEL, H.I., HUYBREGTS, M., DE VRIES, P., 1996, "Standardization of Non-Invasive Impedance Cardiography for Assessment of Stroke Volume: Comparison With Thermodilution", *British Journal Anaesthesiology*, v.77, n. 1, pp. 748-752.
- YEH, M.P., GARDNER, R.M., ADAMS, T.D., YANOWITZ, F.G. AND CRAPO, R.O., 1983, "Anaerobic Threshold: Problems of Determination and Validation", *Journal of Applied Physiology*, v. 55, n. 4, pp. 1178-1186.
- YELLOW SPRING. Disponível em:<http://www.ysilifesciences.com>>.Acesso em: 12 mar. de 2008.
- YOKOI, K., LUKASKI, H.C., UTHUS, E.O., NIELSEN, F.H., 2001, "Use of Bioimpedance Spectroscopy to Estimate Body Water Distribution in Rats Fed High Dietary Sulfur Amino Acids", *Journal of Nutrition Applied*, v. 131, n. 4, pp. 1302-1308.
- YSA 1500. Disponível em:<<http://www.ysilifesciences.com>>.Acesso em: 12 mar. 2008.