



DETERMINAÇÃO NÃO INVASIVA DO LIMIAR DE LACTATO POR
ESPECTROSCOPIA DE BIOIMPEDÂNCIA DA MUSCULATURA DO MEMBRO
INFERIOR EM TESTE PROGRESSIVO COM REMO ERGÔMETRO

Bruno Jotta daCosta

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

Orientadores: Marcio Nogueira deSouza

Alexandre Visintainer Pino

Rio de Janeiro

Outubro de 2016

DETERMINAÇÃO NÃO INVASIVA DO LIMIAR DE LACTATO POR
ESPECTROSCOPIA DE BIOIMPEDÂNCIA DA MUSCULATURA DO MEMBRO
INFERIOR EM TESTE PROGRESSIVO COM REMO ERGÔMETRO

Bruno Jotta daCosta

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.

Examinada por:

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Pedro Paulo da Silva Soares, D.Sc.

Prof. Pedro Lopes de Melo, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ BRASIL

OUTUBRO DE 2016

Costa, Bruno Jotta da

Determinação Não Invasiva do Limiar de Lactato por Espectroscopia de Bioimpedância da Musculatura do Membro Inferior em Teste Progressivo com Remo Ergômetro/ Bruno Jotta da Costa. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016.

XIV, 97p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Marcio Nogueira deSouza, Alexandre Visintainer Pino.

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Engenharia Biomédica, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 81-91.

1. Limiar de Lactato. 2. Espectroscopia de Bioimpedância. 3. Musculatura Membro Inferior. I. Souza, Marcio Nogueira de et al.. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradecimentos

Um agradecimento especial ao amigo André Brand Bezerra Coutinho pela ajuda no desenvolvimento do trabalho e por ter acreditado no mesmo! Que esse trabalho seja mais uma etapa conquistada do objetivo maior de compreender as possibilidades da utilização da bioimpedância elétrica no estudo de aspectos relacionados ao exercício físico. Tenha certeza que estaremos juntos nessa nobre missão, meu jovem!

Agradeço ao meu orientador Marcio Nogueira de Souza pela orientação no desenvolvimento do trabalho, assim como pela ajuda e conselhos ao longo dos anos sobre as dificuldades encontradas. Seu trabalho é inspirador e exemplar. Muito obrigado por tudo!

Agradeço ao meu orientador Alexandre Visintainer Pino pela orientação e ensinamentos ao longo do curso. Seu trabalho me faz acreditar que não existem limites para aquele que se dedica com afinco na busca de um objetivo, me inspirando e encorajando a buscar os recursos para o alcance da excelência profissional. Muito obrigado!

Agradeço a meus Pais, Marcia Maria Jotta Marques e Edmar Evangelista da Costa e meu padrasto Luiz Carlos Julio Marques por terem me possibilitado chegar até aqui através de seu apoio incondicional e incentivo.

Agradeço ao amigo Thiago Carvalho pela ajuda na coleta de dados em tantas madrugadas na garagem de Remo e na EEFD. Muito obrigado!

Agradeço a Fernanda Neves Bernardo pela ajuda e apoio em momentos difíceis dessa dura jornada, jamais esquecerei tudo que passamos juntos! Muito obrigado!

Agradeço a todos os amigos do LIB, João, Dani, Anderson, Denise, Henrique, Nunes, Salvino e Daniel pelos maravilhosos anos de convívio, troca de experiências e ajuda. Foi uma honra fazer parte dessa geração em nosso laboratório.

Agradeço aos meus amigos de trabalho do CPS pelo estímulo e apoio durante as ausências, devido a alguma tarefa relacionada ao desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço a FAPERJ, CAPES e CNPq pelo apoio financeiro a mim e ao meu Programa, sem o qual este trabalho não poderia ter sido realizado.

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

DETERMINAÇÃO NÃO INVASIVA DO LIMIAR DE LACTATO POR
ESPECTROSCOPIA DE BIOIMPEDÂNCIA DA MUSCULATURA DO MEMBRO
INFERIOR EM TESTE PROGRESSIVO COM REMO ERGÔMETRO

Bruno Jotta daCosta

Outubro/2016

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Programa: Engenharia Biomédica

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um método de estimar de forma não invasiva o limiar de lactato (LL) através de parâmetros de Espectroscopia de Bioimpedância Elétrica (BIS) coletados na musculatura de membro inferior num teste de esforço progressivo em remoergômetro. O método de espectroscopia utilizado foi aquele associado à resposta de corrente para uma excitação por degrau de tensão, sendo que um modelo elétrico de cinco elementos foi usado para a interpretação da resposta de corrente e cômputo dos parâmetros de BIS. O método proposto foi avaliado por meio da comparação de suas estimativas de LL (LL_{Bis}) com estimativas obtidas por dois métodos invasivos classicamente usados no remo olímpico, o método Dmax (LL_{Dmax}) e por concentração fixa de 4mmol/L (LL_4); numa amostra composta por 21 remadores, 18 do sexo masculino e 3 do sexo feminino (idade: $20,3 \pm 1,4$ anos; altura: $182,8 \pm 9,2$ cm; massa corporal total: $79,5 \pm 11,8$ kg; tempo de treino: $6,1 \pm 2,2$ anos). Foram obtidas correlações estatisticamente significativas ($p < 0,05$) entre LL_{Bis} e Dmax, assim como entre LL_{Bis} e LL_4 , com valores de 0,86 e 0,77; respectivamente. Os resultados indicam a viabilidade no uso de LL_{Bis} na avaliação do limiar de lactato em remadores.

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

DETERMINATION OF NON- INVASIVE LACTATE THRESHOLD FOR LOWER LIMB MUSCLE BIOIMPEDANCE SPECTROSCOPY IN PROGRESSIVE TEST WITH ROWING ERGOMETER

Bruno Jotta daCosta

October/2016

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino.

Programa: Engenharia Biomédica

The aim of this study was to develop a noninvasive estimate of lactate threshold (LT) through bioelectrical impedance spectroscopy (BIS) parameters collected in the lower limb muscles in a graded exercise test on ergometer rowing. The spectroscopy method used was that one associated with the current response to a step-voltage excitation, and an electric model of five elements was used for interpreting the current response and calculation of BIS parameters. The proposed method was evaluated by comparing its estimates of LT (LL_{Bis}) with estimates obtained by two invasive methods classically used in Olympic Rowing, D_{max} method ($LL_{D_{max}}$) and fixed concentration of 4 mmol / L (LL_4); in a sample of 21 rowers, 18 males and 3 females (age: 20.3 ± 1.4 years; height: 182.8 ± 9.2 cm, total body mass: 79.5 ± 11.8 kg; training time: 6.1 ± 2.2 years). Significant correlations were obtained ($p < 0.05$) between LL_{Bis} and D_{max} , and between LL_{Bis} and LL_4 , with values of 0.86 and 0.77; respectively. The results favor the use of LL_{Bis} for the assessment of the lactate threshold in rowers.

Sumário

Introdução.....	1
1.1. O Problema	1
1.2. Objetivo	4
1.3. Objetivos específicos	4
2 Fundamentação Teórica.....	5
2.1. Bioenergética e Esforço Progressivo	5
2.2. Lactato e Fisiologia Muscular	7
2.3. Limiares de esforço com base na concentração sanguínea – Lactacidemia ...	11
2.3.1. Método OPLA (Onset of Plasma Lactate Accumulation).....	11
2.3.2. Métodos OBLA e Concentrações fixas.....	11
2.3.3. Método Limiar Anaeróbico Individual	12
2.3.4. Método D_{Max}	13
2.3.6. Método Transformada Log-log.....	15
2.3.7. Método <i>Slope</i>	16
2.4. Limiares de esforço com base nas Trocas gasosas - Ergoespirometria.....	16
2.4.2. O método da Razão de trocas respiratórias (R)	17
2.4.3. O método dos Equivalentes Ventilatório de oxigênio e gás carbônico($\dot{V}_E/\dot{V}O_2$ e $\dot{V}_E/\dot{V}CO_2$).....	18
2.5. Fundamentos de Bioimpedância Elétrica	18
2.5.1. Propriedades elétricas do tecido biológico	18
2.5.2. Impedância Elétrica.....	19
2.5.3. Análise de Bioimpedância Elétrica	22
2.5.4. Configuração de Eletrodos e Bioimpedância	25
2.5.6. Relaxação dielétrica e distribuição dos tempos de relaxação.....	28

2.5.7.	A técnica BIS-STEP.....	30
3	Revisão de Literatura.....	32
3.1.	Lactato sanguíneo e diferentes padrões de movimento ou ergômetro.....	32
3.2.	Limiar de Lactato 4 mmol/L e Limiar de Lactato Dmax.....	35
3.3.	Limiares não invasivos de esforço	38
4	Materiais e Métodos	43
4.1.	Casuística	43
4.2.	Protocolo Experimental	43
4.3.	Medidas de BIS	46
4.4.	Medidas de Lactacidemia	48
4.5.	Tratamento Estatístico	50
5	Resultados.....	51
5.1.	Antropométricas da Amostra	51
5.2.	Resultados da Análise de BIS e Lactacidemia.....	51
6	Discussão	67
6.1.	Cinética dos dados de BIS	67
6.2.	Estimativa LL_{BIS}	74
6.3.	Comparação com os métodos invasivos	74
6.4.	Comparação com outros métodos não invasivos	75
7	Conclusão	78
	Produção Científica associada curso de doutorado.....	80
8	Referências bibliográficas	82
	Apêndice 1 - Termo de consentimento livre esclarecido	96
	Apêndice 2 – Banco de dados utilizado	102
	Apêndice 3 – Comparação dos Limiares	104

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Métodos OPLA, LAer de 2 mM (limiar de concentração fixa) e OBLA (DENADAI, 1995).....	13
Figura 2.2 - Método LAI, cuja potência de ocorrência pode ser identificada pela sigla IAT (SILVA <i>et al.</i> , 2005).....	14
Figura 2.3 - Representação do método D-Máx, com utilização de variável podendo ser de natureza respiratória ou metabólito sanguíneo (CHENG <i>et al.</i> , 1992).....	15
Figura 2.4 - Representação do método D-Máx original e sua versão modificada (BISHOP <i>et al.</i> , 1998).....	15
Figura 2.5 - Representação do método transformada Log-log com intercepto entre as retas sendo considerado como limiar. Observa-se ainda uma regressão linear (linha pontilhada) e a indicação para comparação do limiar observado quando somente o lactato é colocado em escala log (BEAVER <i>et al.</i> , 1985).....	16
Figura 2.6 - Método V-slope utilizado para identificação do LA, descrito pela sigla AT (BEAVER <i>et al.</i> , 1986).....	18
Figura 2.7 - Representação da impedância no plano complexo.....	22
Figura 2.8 - Comportamento das curvas de permissividade e condutividade de partículas de poliestireno em relação à frequência de excitação.....	23
Figura 2.10 - Gráfico de bode para um resistor $R = 100 \Omega$ e um Capacitor $C = 1\mu F$ numa faixa de frequência de estimulação 100-500 Hz.....	24
Figura 2.11 - Exemplo de medição de bioimpedância com os eletrodos injetores de corrente (IC) e captadores de tensão (CC).....	26
Figura 2.12 - Comportamento temporal de relaxação dielétrica após excitação por degrau de campo elétrico.....	28
Figura 2.13 - Relação entre frequência e permissividade em escala logarítmica.....	29

Figura 2.14 - Esquema de medição bipolar.....	32
Figura 2.15 - Resposta de corrente ao degrau de tensão e distribuição do tempo de relaxação associada.....	32
Figura 2.16 - Exemplo de modelo elétrico usado pela técnica BIS-STEP (NEVES E SOUZA, 2000).....	34
Figura 4.1 - Eletrodos utilizados na aquisição dos dados de BIS.....	48
Figura 4.2 - Disposição e fixação dos eletrodos e fios próximos à interface.....	49
Figura 4.3 - Modelo elétrico adotado com parte circundado correspondente ao meio intracelular.....	50
Figura 5.1 - Cinéticas individuais do parâmetro R_i em relação à potência de todos os voluntários.....	55
Figura 5.2 - Cinéticas individuais do parâmetro R_i em relação à potência.....	56
Figura 5.3 - Exemplo de cinéticas individuais do parâmetro R_e em relação à progressão da potência desempenhada.....	56
Figura 5.4 - Exemplo de cinéticas individuais dos parâmetros R_o e R_{inf} em relação à progressão da potência desempenhada no teste.....	57
Figura 5.5 - Exemplo de cinéticas individuais dos parâmetros C_m , C_o e C_e em relação à progressão da potência desempenhada no teste	58
Figura 5.6 - Cinética das variações relativas (VR) dos parâmetros R_e , R_o , C_o , R_i , C_m e C_e em relação às potências de esforço normalizadas.....	59
Figura 5.7 - Cinética da derivada (Deriv) das variações relativas (VR) dos parâmetros R_e , R_o , C_o , R_i , C_m e C_e , em relação às potências de esforço normalizadas.....	60
Figura 5.8 - Cinética da segunda derivada (Deriv 2) das variações relativas (VR) dos parâmetros R_e , R_o , C_o , R_i , C_m e C_e , em relação às potências de esforço normalizadas.....	61

Figura 5.9 - Cinética de C_e , primeira derivada de C_e e segunda derivadas de C_e e detecção dos limiares LL_{Bis} , Limiares LL_4 e LL_{Dmax} na cinética de lactato.....	62
Figura 5.10 - Box plots das estimativas LL_4 , LL_{Dmax} e LL_{Bis}	62
Figura 5.11 - Scatter plot das estimativas LL_{Dmax} e LL_{Bis}	63
Figura 5.12 - Scatter plot das estimativas LL_{Bis} e LL_4	63
Figura 5.13 - Scatter plot das estimativas LL_{Dmax} e LL_4	64
Figura 5.14 - Análise de Bland Altman das estimativas LL_{Dmax} e LL_{Bis}	64
Figura 5.15 - Análise de Bland Altman das estimativas LL_4 e LL_{Bis}	65
Figura 5.16 - Análise de Bland Altman das estimativas LL_4 e LL_{Dmax}	65
Figura 5.17 - Scatter plot das variáveis $Lactato_{Exp}$ e $Lactato_{Teo}$	66

Introdução

1.1. O Problema

A cidade do Rio de Janeiro sediou o trigésimo terceiro jogos olímpicos da modernidade com a participação maciça de atletas e expectadores de diferentes nações do mundo, refletindo a grande inserção da cultura esportiva em nossa sociedade nos dias atuais. Desempenhos esportivos de elevado nível e recordes foram observados como resultado de um período preparatório de treinamento denominado ciclo olímpico. O sucesso no alcance desses expressivos resultados não pode ser atribuído único e exclusivamente aos atletas, mas sim a um grupo de profissionais composto por técnicos, fisiologistas, preparadores físicos, médicos e fisioterapeutas. Muito embora esse grupo seja composto por diferentes profissionais, todos tem o exercício físico como elemento comum e principal em seu trabalho, baseando-se em evidências científicas e arcabouço teórico sobre aspectos biomecânicos e fisiológicos.

Tanto o status de agente promotor da saúde e terapêutico em diferentes patologias atribuído ao exercício físico, como a atuação dos diversos profissionais responsáveis pelo planejamento do ciclo olímpico, refletem o grande número de pesquisas realizadas sobre aspectos relacionados ao exercício físico que possibilitem um melhor desempenho esportivo ou da mesma forma a mais perfeita promoção e manutenção da saúde.

Nesse contexto, a determinação da intensidade adequada na realização de um exercício é de grande valor para o sucesso do mesmo na promoção da saúde e evolução do desempenho esportivo (WASSERMAN *et al.*, 1984; BROOKS *et al.*, 1985; MACARDLE *et al.*, 2007). A seleção criteriosa e adequada da intensidade de esforço é um dos parâmetros usados na prescrição de exercício para melhorar o condicionamento de um indivíduo com fins de promoção da saúde ou de desempenho esportivo (BENTLEY *et al.*, 2007).

Testes de esforço progressivo são comumente empregados na avaliação deste tipo de condicionamento físico de atletas, sendo o limiar de lactato (LL), definido como a intensidade de exercício onde ocorre um aumento abrupto na concentração sanguínea

de lactato (BROOKS *et al.*, 1985), sendo um dos índices utilizados na prescrição do treinamento (BILLAT *et al.*, 1996; BENTLEY *et al.*, 2007).

Outro conceito relacionado ao desempenho físico e a cinética das concentrações de lactato sanguíneo durante um teste progressivo é a chamada máxima fase estável de lactato no sangue (Maximal lactate steady state – MLSS), definida como a maior intensidade de esforço que pode ser mantida por um tempo sem aumento da concentração sanguínea de lactato (BILLAT *et al.*, 2003). Essa intensidade submáxima de esforço é entendida como a maior intensidade de exercício que pode ser desempenhada em condições de metabolismo predominantemente aeróbico (BENEKE *et al.*, 2003). A determinação da MLSS depende da realização de um teste de esforço progressivo e uma série de outros testes em intensidade constante realizados em dias separados (BENEKE *et al.*, 2003).

Os conceitos do LL e do MLSS têm sido considerados como possuidores do mesmo arcabouço teórico em suas fundamentações, proporcionando um uso equivalente dos mesmos na determinação da melhor intensidade de treinamento (FAUDE *et al.*, 2009). Um aspecto prático é que a intensidade relacionada ao MLSS se encontra dentro da faixa de intensidades desempenhadas em um teste de esforço progressivo. Além disso, seu aspecto conceitual sugere a obtenção da mesma informação com a realização de um único teste de esforço progressivo mediante a determinação do LL (FAUDE *et al.*, 2009).

Muito embora o conceito do LL tenha se desenvolvido em testes utilizando corrida, e posteriormente em testes em bicicleta, esportes que exigem a utilização de um maior número de músculos ativos, como o remo, têm também utilizado o LL na determinação da carga individual de treinamento (COSGROVE *et al.*, 1999; LI *et al.*, 2014). Dentre a variedade de técnicas e métodos existentes para a detecção do LL a partir dos valores de concentração sanguínea de lactato durante o teste progressivo, o método D-Max (LL_{Dmax}) e o método associado a uma concentração fixa de 4mmol/L (LL_4) têm sido os mais utilizados no remo (BAPTISTA *et al.*, 2005). Adicionalmente, o emprego dos valores de potência e consumo de oxigênio referentes à concentração sanguínea de 4mmol/L de lactato têm sido reportados na identificação de talento, determinação da carga de treinamento e avaliação das adaptações decorrentes ao longo

da temporada esportiva, inclusive durante ciclos olímpicos no remo esportivo (VERMULST *et al.*, 1991; COSGROVE *et al.*, 1999).

A influência do padrão de movimento nas concentrações sanguíneas de lactato durante o esforço tem sido investigada, considerando a proporção corporal da musculatura utilizada (BENEKE *et al.*, 1996; BENEKE *et al.*, 2000). Os resultados revelam uma relação inversa entre os valores de concentração de lactato numa determinada intensidade de esforço e a proporção de músculos empregada, ao se comparar movimentos de pedalar, correr e remar (BENEKE *et al.*, 1996; BENEKE *et al.*, 2000). Esse aspecto implica em uma relação diferenciada entre a concentração sanguínea de lactato e potência produzida por unidade muscular empregada no movimento (BENEKE *et al.*, 2000). Uma possível explicação é que as musculaturas de membro superior e inferior possuem percentuais de tipo de fibra muscular diferente (DAHMANE *et al.*, 2005), implicando em um metabolismo glicolítico diferenciado (BROOKS *et al.*, 1985). Essa característica se torna particularmente relevante no desempenho esportivo de remadores, uma vez que o sinergismo entre o membro superior e inferior tem sido considerado crucial para um bom de desempenho (SHAHARUDIN *et al.*, 2014).

Apesar de sua popularidade, e independente do padrão de movimento testado, a determinação do LL possui um caráter invasivo relacionado à coleta seriada de sangue para a determinação das concentrações de lactato (ENDORGAN *et al.*, 2010). Assim, técnicas não invasivas alternativas, como as associadas à eletromiografia (EMG) e à espectroscopia de impedância bioelétrica (BIS), têm sido investigadas para se estimar o LL (LUCIA *et al.*, 1999; ALVARENGA e SOUZA., 2009).

A despeito da perspectiva promissora de BIS na avaliação da estimativa LL, não se tem conhecimento de estudos anteriores que investigaram o uso deste método não invasivo na estimação do LL durante testes progressivos de esforço que envolvam padrões de movimento com uma maior proporção dos músculos do corpo em atividade, como os associados ao remo ou a corrida.

O desenvolvimento de uma estimativa do LL com os dados de BIS eliminaria o desconforto causado pela coleta de várias amostras sanguíneas em atletas submetidos rotineiramente a testes para obtenção deste limiar, possibilitando um número maior de testes ao longo da temporada. Além disso, a identificação de parâmetros associados ao

estado metabólico da musculatura do membro inferior pode ajudar na preparação física, agregando mais informação ao dimensionamento do treinamento dedicado ao condicionamento específico dessa musculatura. Isso possibilitaria avaliar as adaptações dessa musculatura ao treinamento de força e circuitos, utilizando resultados de testes de esforço devido ao monitoramento da musculatura do membro inferior através da BIS.

O desenvolvimento de uma técnica nãoinvasiva alternativa para a determinação do LL possibilitaria também a realização de testes em larga escala de atletas de diferentes classes, normalmente avessos aos experimentos devido ao seu caráter invasivo ou aspectos ideológicos e até mesmo simplesmente não avaliados por suas instituições esportivas devido ao custo financeiro e caráter não reutilizável das tiras reagentes para mensuração da concentração de lactato sanguíneo.

1.2. **Objetivo**

O objetivo geral deste estudo foi desenvolver um método não-invasivo para a estimativa do LL em remadores, com base em dados de BIS oriundos da musculatura do membro inferior durante um teste de esforço progressivo em remoergômetro.

1.3. **Objetivos específicos**

- Desenvolver um protocolo de medição de dados de BIS provenientes da musculatura do membro inferior durante um teste de esforço progressivo em remoergômetro.
- Utilizar um modelo elétrico para a interpretação dos dados de BIS e investigar a cinética dos parâmetros do modelo durante os testes progressivos, procurando associar tal comportamento a aspectos fisiológicos pertinentes a progressão do esforço no movimento de remar.
- Investigar o melhor parâmetro, ou conjunto de parâmetros, que possa ser usado na determinação não invasiva do LL.
- Desenvolver método que possa fornecer as estimativas de LL com base no melhor parâmetro, ou conjunto de parâmetros, de BIS, comparando tais estimativas com aquelas obtidas de forma invasiva por alguns métodos tradicionalmente utilizadas no remo, como LL_4 e LL_{Dmax} .

2 Fundamentação Teórica

2.1. Bioenergética e Esforço Progressivo

O termo bioenergética pode ser definido como estudo do fluxo e das transformações de energia dentro de um sistema orgânico vivo (MACARDLE *et al.*, 2007; FOSS *et al.*, 2000). No âmbito do exercício físico, o termo bioenergética é utilizado como referência ao estudo dos sistemas energéticos responsáveis por fornecer a energia química proveniente dos macronutrientes ao músculo para realização do trabalho mecânico relacionado à contração muscular (MACARDLE *et al.*, 2007; FOSS *et al.*, 2000).

Testes máximos de esforço progressivo são comumente empregados em investigações científicas com objetivo de monitorar a atuação dos sistemas metabólicos de geração de energia. A predominância da geração de energia durante o exercício depende principalmente da intensidade do mesmo e de sua duração (SPURWAY, 1992). Desse modo, a condição de esforço progressivo proporciona um transiente metabólico pelos sistemas: ATP-CP, Glicolítico, seja aeróbico ou anaeróbico, e Oxidativo.

O sistema ATP-CP possui a função de restabelecer a molécula Adenosina Trifosfato (ATP) que se encontra previamente armazenada no músculo, sendo então usada para a liberação de energia química e geração da contração muscular. Esse sistema é responsável pela predominância na geração de energia nos primeiros 15 segundos de movimento. Nesses primeiros segundos de contração muscular, ocorrem as primeiras alterações nas concentrações intra e extracelular dos íons principais (K^+ , Na^+ , Cl^- , Ca^{2+} , $H_2PO_4^-$ e H^+) relacionados à homeostasia muscular e geração de fadiga (CAIRNS; LINDINGER, 2008). Essas modificações nas concentrações iônicas no citosol exercem uma função reguladora na cinética dos sistemas bioenergéticos, algumas vezes atuando como um estímulo a um determinado sistema e por outra como fator inibidor dessa atividade metabólica (WESTERBLAD *et al.*, 2002; (KORZENIEWSKI E LIGUZINSKI, 2004).

Conforme o exercício perdura um segundo sistema energético se torna predominante devido à necessidade de restabelecer a molécula de ATP inicialmente

consumida. Esse sistema é denominado glicolítico e é responsável pela demanda energética dos 90 segundos iniciais do exercício. Esse sistema se caracteriza por um conjunto de 10 reações químicas principais controladas enzimaticamente, tendo como produto final o piruvato. Entretanto, a formação do piruvato depende da intensidade de esforço (GLADDEN *et al.*, 2004). Durante o esforço intenso a sexta reação da glicólise, através da ação das coenzimas NAD^+ e FAD^+ , transporta dois pares de H^+ para um sistema denominado cadeia transportadora de elétrons, caracterizando uma interação entre os sistemas bioenergéticos.

A cadeia transportadora de elétrons faz parte do sistema Oxidativo e ocorre dentro da mitocôndria, onde os átomos de hidrogênio se ligam ao oxigênio, liberando energia para formação de moléculas de ATP. Essa interação específica com aproveitamento de metabólitos entre os sistemas glicolítico e oxidativo é denominada por alguns autores como ritmo estável da glicólise. Tal denominação representa um ritmo de produção dos íons H^+ compatível com a capacidade de absorção destes pela cadeia transportadora de elétrons (MACARDLE *et al.*, 2007).

Em esforço intenso, a indisponibilidade cadeia transportadora de elétrons na oxidação dos átomos de hidrogênio faz com que os mesmos se liguem ao piruvato, formando o composto lactato.

A geração do piruvato ou do lactato como produtos finais da glicólise denomina a mesma como aeróbica ou anaeróbica. Essa dualidade proporcionou ao lactato a clássica condição de metabólito representativo do metabolismo anaeróbico (MACEDO *et al.*, 2009). Entretanto, esse papel tem sido revisto devido à interação do lactato com diferentes sistemas e funções associadas à geração de energia via sistema oxidativo (MACEDO *et al.*, 2009; JACOBS *et al.*, 2013; KANE, 2015).

O sistema oxidativo é composto por dois ciclos de reações principais, são eles o Ciclo de Krebs, ou Ciclo do Ácido Cítrico, e a já mencionada cadeia transportadora de elétrons. Ambos os ciclos funcionam sob a disponibilidade de oxigênio e ocorrem dentro das mitocôndrias. O sistema oxidativo é responsável pela maior parte da geração de energia em períodos superiores a 90 segundos (MACARDLE *et al.*, 2007).

Com base no exposto, embora seja possível descrever os sistemas energéticos em função do tempo de atuação dos mesmos, esse tempo está relacionado, na realidade

a predominância da energia gerada. Isso ocorre devido à sobreposição desses sistemas na geração de energia durante diferentes intensidades de esforço, marcada pela interação dos mesmos. No entanto, embora haja uma sobreposição desses sistemas pode-se considerar que para uma determinada intensidade tenhamos um sistema bioenergético predominante na geração de energia, e que com a progressão do esforço haja um deslocamento dessa predominância no sentido de aeróbico para anaeróbico.

2.2. Lactato e Fisiologia Muscular

Em 1808 Berzelius identificou a presença do ácido láctico no músculo de animais mortos em caça e a atribuiu ao trabalho desempenhado pelo músculo. Um grande número de estudos sucedeu a descoberta de Berzelius durante os anos seguintes; sendo que, em 1907, o trabalho de Fletcher e Hopkins (1907) é visto por alguns autores como o marco inicial de um período denominado a era do ácido láctico (GLADDEN, 2004).

No século XX a identificação do declínio exponencial do consumo de oxigênio (VO_2) após a interrupção do esforço (KROGH e LINDHARD, 1920), permitiu anos mais tarde o estabelecimento da teoria do Débito de Oxigênio (HILL *et al.*, 1924). Esse clássico estudo estabeleceu outros paradigmas, como à relação do VO_2 com a intensidade de esforço e também a associação da produção de lactato e hipóxia muscular. Esses achados foram confirmados por Margaria e colaboradores (1933) com a interpretação do consumo de oxigênio após esforço como um aumento do metabolismo relacionado à oxidação do lactato e restabelecimento do ATP (MARGARIA *et al.*, 1933).

Nos anos seguintes um elevado número de estudos tentou elucidar a hipótese clássica de associação da hipóxia muscular com a produção de lactato no músculo. A mensuração de parâmetros respiratórios, como o VO_2 , e sanguíneos, como o lactato, durante o esforço proporcionou um intenso período de descobertas (HUCKABEE, 1958).

Hollman e colaboradores (1966) apud (HOLLMAN, 2001), com base na resposta ventilatória ao exercício progressivo, sugeriram o conceito de ponto de ótima eficiência ventilatória através da identificação do aumento do equivalente ventilatório

de oxigênio (VE/VO_2). De acordo com os autores, ocorria um aumento concomitante nas concentrações de lactato sanguíneo com o aumento do VE/VO_2 , o que seria correspondente ao limite superior da geração de predominância de energia por meios aeróbicos (HOLLMAN, 2001). Anos mais tarde, também através da análise das trocas gasosas durante o esforço, os experimentos de Wasserman e Mcllroy (1964) estabeleceram o conceito de Limiar Anaeróbico (LA) que seria uma intensidade onde se estabeleceria a acidose metabólica provocada por um aumento da concentração de lactato no sangue (WASSERMAN e MCLLROY, 1964). Além disso, esses autores estabeleceram que a transição entre o metabolismo oxidativo e glicolítico – aeróbico e aneróbico – ocorria em duas fases. A primeira foi denominada limiar de lactato (LL) e representaria a indisponibilidade do oxigênio necessário ao metabolismo, fazendo com que ocorresse a redução do ácido pirúvico e, conseqüentemente, a formação do ácido láctico. Em analogia a essas alterações bioquímicas, ocorreria, então, o aumento do VE/VO_2 , o que seria denominado de limiar ventilatório (LV). Já a segunda corresponderia à falha no tamponamento do lactato e o estabelecimento de uma acidose metabólica denominado Limiar de acidose láctica (LAT), também referenciado como segundo LV ou ponto de compensação respiratória (CR).

Da mesma forma que o primeiro limiar, considerou-se que o aumento da ventilação levasse a uma variação superior a produção do CO_2 fruto do tamponamento do ácido láctico. Sendo assim, a esse segundo limiar ventilatório, representativo de um limiar metabólico, foi dado o nome de compensação respiratória. Esses achados estabeleceram uma tentativa de associação entre os limiares metabólicos sanguíneos e os ventilatórios que se estendeu durante vários anos. Embora cada limiar possua sua particularidade relacionada ao método utilizado, ambos abordam o mesmo evento fisiológico, sendo reportados como equivalentes por alguns autores (WYATT *et al.*, 1999). Entretanto, mecanismos como a utilização do lactato por músculos ativos ou em repouso – Lactate shuttle – (GLADDEN *et al.*, 2004) trazem a ideia de que o lactato é apenas um dos muitos mecanismos responsáveis pela acidez metabólica (GLADDEN *et al.*, 2004) e o atraso na difusão da concentração do lactato muscular para o sangue são fatores que dificultam a interpretação literal de que os limiares ventilatórios são equivalentes aos limiares metabólicos sanguíneos (SANTOS, 2004).

Desse modo, a análise de trocas gasosas durante o esforço, técnica chamada ergoespirometria, permaneceu como técnica que possibilitava a identificação da transição metabólica aeróbica-anaeróbica, sendo que as interpretações com relação às concentrações de lactato sanguíneo devem ser realizadas com cautela.

Com o advento do método enzimático para identificação das concentrações sanguíneas de lactato na década de 1960, até então mais difíceis de serem obtidas, ocorreu uma popularização no uso estudo do lactato durante o exercício. Nesse contexto, passou-se a utilizar as concentrações de lactato sanguíneo como método de acessar capacidade cardiorrespiratória e determinação da intensidade de esforço a ser prescrita, permitindo então desenvolvimento de diferentes conceitos de limiar de lactato (FAUDE *et al.*, 2009).

Embora possamos constatar um grande número de métodos para estimar o limiar de lactato com base em concentrações sanguíneas, esse elevado número de conceitos gerou equívocos com relação à suas interpretações e foi tema de intensos debates com relação a significado fisiológico do LL, principalmente com relação a indisponibilidade de oxigênio como estímulo a maior produção de lactato.

Richardson e colaboradores (1998) através da utilização espectroscopia por ressonância magnética (H-RMS), na avaliação do quadríceps durante o esforço progressivo, observaram aumento da produção de lactato sem reduções do fornecimento de oxigênio para o músculo. Desse modo, a clássica hipótese de que a indisponibilidade do oxigênio seria a fonte primária para aumento na produção de lactato, nos dias atuais é pode ser considerada refutada. Tal fato se deve à interpretação de que com o decréscimo dos valores de PO₂ intramuscular proveniente do aumento da intensidade do exercício, um dos estímulos à geração da fosforização oxidativa seria o alto nível de dissociação da molécula de adenosina trifosfato ([ADP][Pi]/[ATP]). No entanto, o alto nível desse quociente é um poderoso estímulo à geração da glicólise e a consequente formação do lactato (KORZENIEWSKI E LIGUZINSKI, 2004). Nesse contexto, conforme mencionado por Gladden (2004) em artigo de revisão, outros fatores como a remoção do lactato, recrutamento de fibras musculares do tipo II, nível de atividade da enzima lactato-desidrogenase, entre outros, regulam a produção de lactato, além da disponibilidade oxigênio.

A complexidade dentre os fatores que influenciam os níveis de lactato sanguíneos durante o exercício juntamente com o desenvolvimento tecnológico, parece ter motivado uma série de investigações em relação ao conceito de Lactate shuttle (BROOKS *et al.*, 2009). Esses estudos, utilizando modelos animais e humanos, contribuíram para visão do lactato como um metabólito oxidável e precursor para gliconeogênese. Corroboram com essa visão fatores como a alto fluxo evasivo de lactato das células e a lentidão do seu transiente circulatório durante o exercício (BROOKS *et al.*, 2009).

Inicialmente considerado entre células musculares, o conceito de Lactate shuttle foi expandido, ponderando também mecanismos intracelulares de oxidação do lactato. A base para tal inferência é a oxidação do lactato na matriz mitocondrial da mesma célula em que é produzido (BROOKS *et al.*, 2009, KANE *et al.*, 2015). Nesse contexto, a evidência da presença de transportadores monocarboxílicos (MCT), responsáveis pelo transporte do lactato pelas membranas celulares, e da enzima lactato desidrogenase (LDH) na matriz mitocondrial contribuíram para o estabelecimento do que se pode denominar como intracelular *Lactate shuttle* (BROOKS *et al.*, 2009; KANE *et al.*, 2015).

Os mecanismos de Lactate shuttle no interior da célula, assim como entre células diferentes, têm sido observados em diferentes tecidos, como músculo cardíaco e neurônios (BROOKS *et al.*, 2009; KANE *et al.*, 2015). Além disso, esses mecanismos se tornam mais ativos durante o exercício em comparação ao repouso, sendo também afetados positivamente pela exposição crônica ao exercício por meio do treinamento físico (BROOKS *et al.*, 2009, BERGMAN *et al.*, 1999).

Além do shuttle entre o citosol e a mitocôndria, outros tipos de shuttle intracelulares têm sido hipotetizados entre o citosol e peroxissomos na oxidação de ácidos graxos neste último (BROOKS *et al.*, 2009). Esses fatores contribuem na caracterização do lactato como um metabólito relacionado ao metabolismo de diferentes organelas e como um fator regulador de diferentes sistemas bioenergéticos (BROOKS *et al.*, 2009).

2.3. Limiares de esforço com base na concentração sanguínea – Lactacidemia

A concentração sanguínea de lactato sofre variações durante o esforço progressivo, fazendo com que sua cinética seja interpretada sobre diferentes aspectos. Tal cinética apresenta uma variação mínima em intensidades baixas de esforço. No entanto, conforme esta aumenta, ocorre um forte aumento na produção de lactato que se reflete na elevação das concentrações sanguíneas do mesmo.

Devido a um grande número de técnicas para determinação do limiar de lactato sanguíneo e respiratório, esta seção do presente documento irá abordar somente as técnicas mais relevantes e que representem bem o pressuposto fisiológico dos limiares de esforço com relação à identificação do transiente entre a predominância dos metabolismos aeróbico e anaeróbico. Dessa forma, pretende-se descrever técnicas que representem os padrões de utilização com relação a limiares sanguíneos e ventilatórios nos dias atuais.

2.3.1. Método OPLA (Onset of Plasma Lactate Accumulation)

O método OPLA consiste na identificação da intensidade anterior ao aumento exponencial do lactato durante o esforço progressivo (FARREL, *et al.*, 1979) através de inspeção visual ou intercepto de duas retas obtidas por regressão linear. Diferente da utilização de um único teste de esforço progressivo, os protocolos para determinação da OPLA empregavam séries de esforço em diferentes intensidades nas condições de steady state (FARREL *et al.*, 1979). Uma adaptação da terminologia do OPLA é a identificação do limiar com base na elevação de 1 mmol/L no lactato sanguíneo em relação a seus valores de base.

2.3.2. Métodos OBLA e Concentrações fixas

O método OBLA – *Onset blood lactate accumulation* - se baseia em concentrações fixas de lactato entre 1,5 e 5 mmol/L para identificação da intensidade de esforço correspondente a máxima fase estável do lactato (MSSL), definida como a carga mais alta de exercício, que ao ser mantida, leva ao equilíbrio entre a produção e eliminação de lactato (SVEDAHL *et al.* 2003, FAUDE *et al.* 2009). Trata-se de uma das

técnicas de limiar sanguíneo mais utilizada na prática (DENADAI, 2012). Uma variação da técnica de concentração fixa está na utilização específica do valor de 2 mmol/L para identificar a intensidade de esforço correspondente ao que se denomina Limiar Aeróbico (LAer), que corresponderia à intensidade mínima para prescrição de treino com objetivos de melhorar a capacidade aeróbica.

Outra variação de grande utilização diz respeito ao valor de concentração fixa de 4 mmol/L (LL4), sendo inclusive considerada equivalente ao MLSS (HECK *et al.*, 1985). A utilização do LL4 se baseia na observação de atletas de endurance capazes de tolerar determinadas intensidades por um longo período de tempo, uma interpretação conceitual da MLSS.

Na figura 2.1 pode-se observar a determinação do OBLA e OPLA.

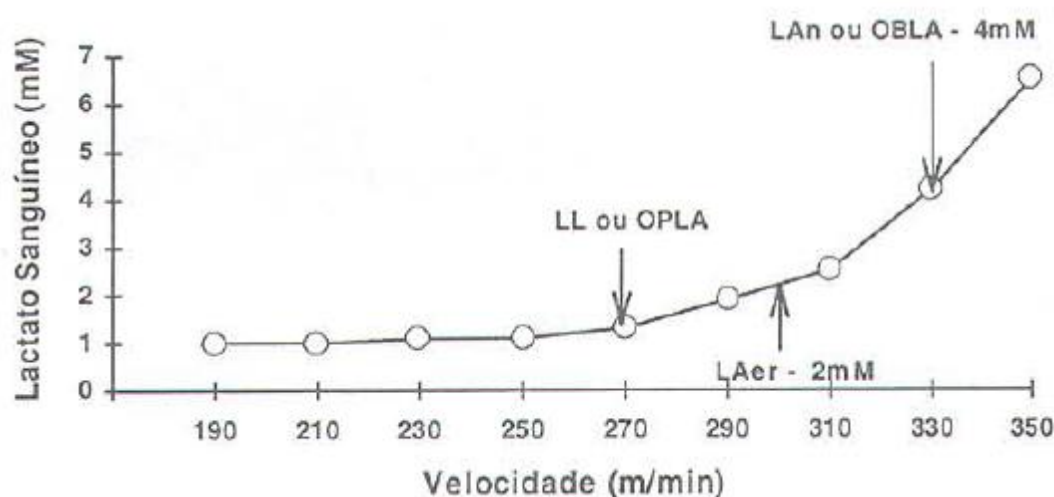


Figura 2.1 - Métodos OPLA, LAer de 2 mM (limiar de concentração fixa) e OBLA (DENADAI, 1995).

2.3.3. Método Limiar Anaeróbico Individual

Podendo ser considerado como proposição alternativa em relação aos limiares de concentração fixa, o limiar Anaeróbico Individual (LAI) é uma técnica que utiliza a concentração do lactato durante a recuperação e durante o esforço na identificação do limiar (STEGMANN, 1981). O conceito do LAI foi proposto, levando em consideração a influência da difusão e eliminação do lactato em sua cinética durante o esforço progressivo. Uma vez que as concentrações de lactato no sangue se elevam após a interrupção do esforço e tendem a cair minutos depois, devido os mecanismos de

remoção de lactato, identifica-se a concentração equivalente ao valor de lactato mais alto apresentado durante o esforço. Uma vez identificado esse ponto, se estabelece a partir do mesmo uma reta tangente à curva de lactato. (STEGMANN, 1981). O ponto em que esta reta toca a curva de lactato é considerado, então, como Limiar Anaeróbico Individual (LAI).

Tal qual o OBLA, o LAI é uma técnica que visa estimar a MSSL, o que justifica sua aceitação e ampla utilização. O LAI pode ser identificado na figura 2.2, extraída do trabalho de Silva e colaboradores (2005), pela sigla IAT. Adicionalmente, embora não seja o objetivo do presente trabalho, pode se identificar outra curva na figura correspondente à concentração sanguínea de glicose (SILVA *et al.* 2005).

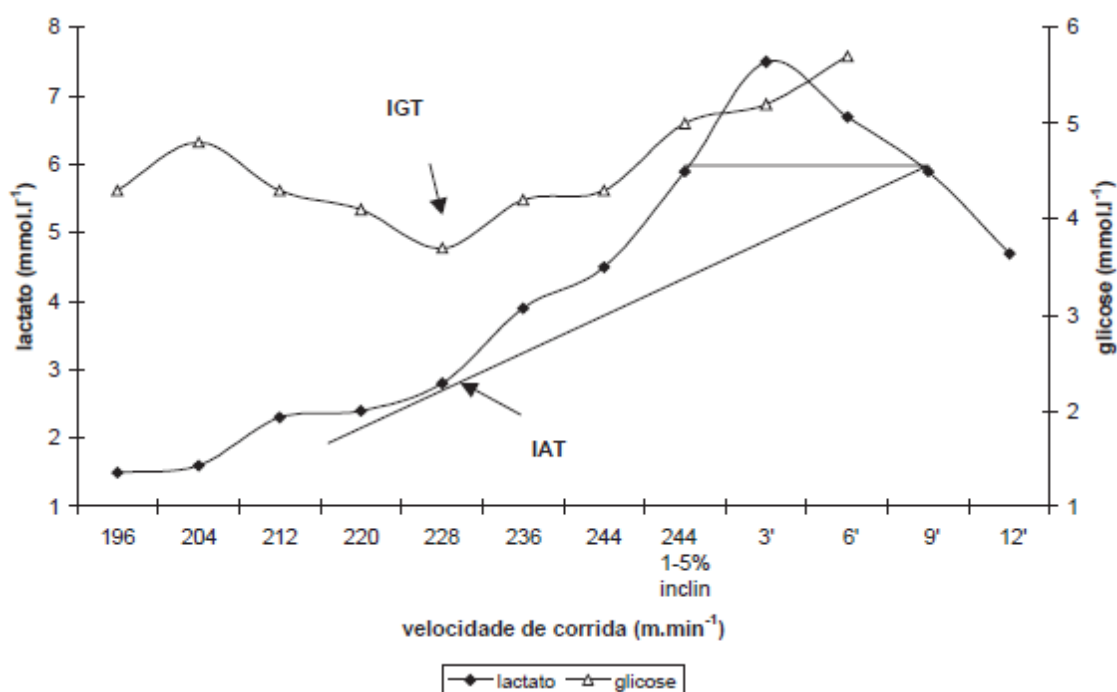


Figura 2.2 - Método LAI, cuja potência de ocorrência pode ser identificada pela sigla IAT (SILVA *et al.*, 2005).

2.3.4. Método D_{Max}

Podendo ser interpretado como mais um método para determinação do LL individualizado, o método D-Max foi proposto como uma técnica possível de ser utilizada na estimação de limiares sanguíneos e ventilatórios. Ajusta-se, por mínimos

quadrados, um polinômio cúbico à cinética dos valores de lactato em relação à intensidade do esforço, representados pela potência ou $\dot{V}O_2$ (CHENG *et al.*, 1992). Depois disso, traça-se uma reta ligando o primeiro e último ponto de lactato da cinética. A intensidade de esforço correspondente a maior distância perpendicular entre a reta e a curva da cinética de lactato é então considerada como limiar D_{Max} (CHENG *et al.*, 1992). Na figura 2.3 se pode visualizar o método D_{Max} , onde as abcissas correspondem ao $\dot{V}O_2$ e as ordenadas à variável generalizada.

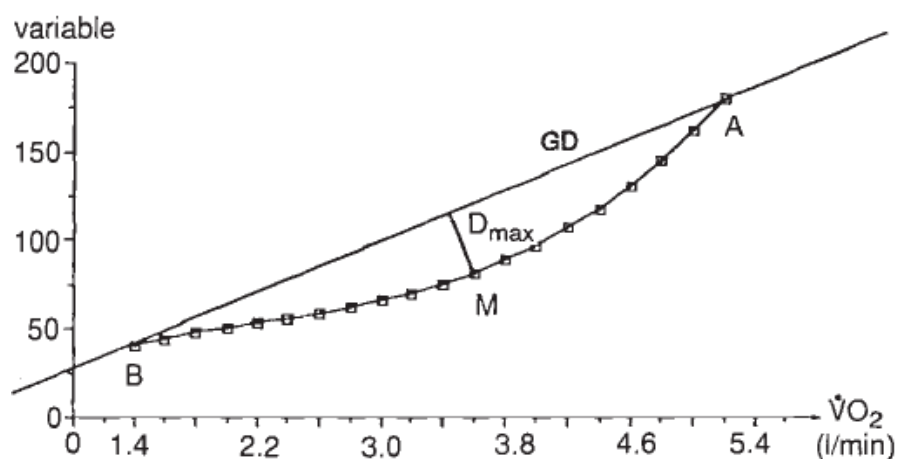


Figura 2.3 - Representação do método D-Max, com utilização de variável podendo ser de natureza respiratória ou metabólito sanguíneo (CHENG *et al.*, 1992).

2.3.5. Método D_{Max} modificado

O método D_{Max} modificado, assim como o original, se baseia na determinação do LL pela maior distância perpendicular de uma reta conectando os valores iniciais e finais da cinética de lactato em relação ao esforço. No entanto, em sua versão modificada ao invés de usar o primeiro ponto da cinética, utiliza-se o primeiro valor superior 1 mmol/L em relação aos níveis basais para o estabelecimento de uma reta interligada ao valor final da cinética de lactato (BISHOP *et al.*, 1998). O método original e o modificado são representados na figura 2.4.

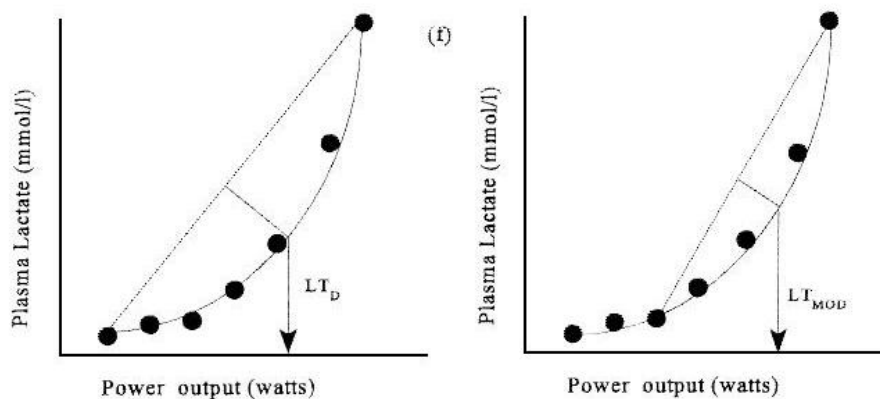


Figura 2.4 - Representação do método D-Máx original e sua versão modificada (BISHOP *et al.*, 1998).

2.3.6. Método Transformada Log-log

O método da transformada log-log, consiste na utilização dos valores de $\dot{V}O_2$ e de lactato em base logarítmica, seguido do ajuste de duas retas de regressão por mínimos quadrados, para as quais o intercepto determina o limiar (BEAVER *et al.*, 1985). Devido a sua natureza matemática, é possível estabelecer relações com os valores de lactato e $\dot{V}O_2$ na tentativa de estimar o primeiro até mesmo em intensidades superiores à máxima observada no teste. Na figura 2.5 se pode observar a detecção pelo referido método.

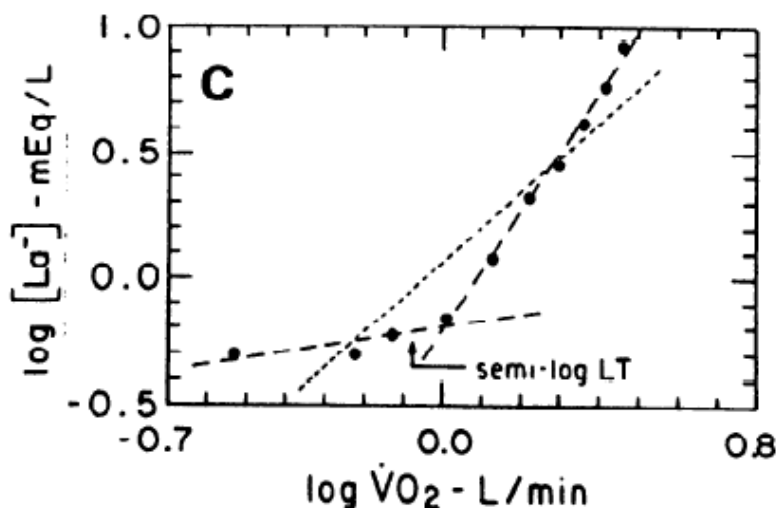


Figura 2.5 - Representação do método transformada Log-log com intercepto entre as retas sendo considerado como limiar. Observa-se ainda uma regressão linear (linha pontilhada) e a indicação para comparação do limiar observado quando somente o lactato é colocado em escala log (BEAVER *et al.*, 1985).

2.3.7. Método *Slope*

O método *Slope* se baseia na utilização de um modelo exponencial para predição da concentração de lactato em função do consumo de oxigênio durante o esforço progressivo. O pressuposto matemático para determinação do LL é a mudança na derivada de primeira ordem dessas duas variáveis, tendo o valor unitário como critério identificador (HUGHSON *et al.*, 1987).

2.4. Limiares de esforço com base nas Trocas gasosas - Ergoespirometria

Os limiares de esforço detectados através das trocas gasosas são ferramentas de ampla utilização, sobretudo no meio clínico (FAUDE *et al.* 2009). Nesse âmbito, especificamente, a identificação dos limiares ventilatório e de compensação respiratória ocorre principalmente através de um método de inspeção visual. Com relação a isso, alguns autores têm sugerido que o método de inspeção visual é muito dependente do avaliador que o executa, podendo comprometer sua objetividade (GLADDEN *et al.*, 1985). Como alternativa à inspeção visual contata-se utilização de métodos automáticos para determinação dos limiares ventilatórios (SANTOS e GIANNELLA-NETO, 2004). Esses métodos são coerentes e se baseiam no comportamento da variável metabólica escolhida para determinação. Além disso, possuem resultados semelhantes em comparação à detecção por inspeção visual realizada por avaliadores experientes (SANTOS e GIANNELLA-NETO, 2004).

Devido ao grande número de técnicas para determinação dos limiares ventilatórios, os tópicos a seguir tratam somente das técnicas mencionadas neste trabalho. Vale ressaltar que as técnicas escolhidas podem ser consideradas como pertencentes ao grupo das técnicas comumente empregadas na ergoespirometria.

2.4.1. O Método *V-Slope*

O clássico método proposto por Beaver e colaboradores (1986) consiste na identificação do LA com base no ajuste de duas retas obtidas por regressão em um gráfico com os valores de consumo de oxigênio (VO_2) e gás carbônico expirado

($\dot{V}CO_2$). Assim, identifica-se uma desproporção entre as variáveis com base em duas retas ajustadas, evidenciando um aspecto em “V” que faz jus ao nome da técnica. Na figura 8 observa-se a detecção com o método *V-slope*.

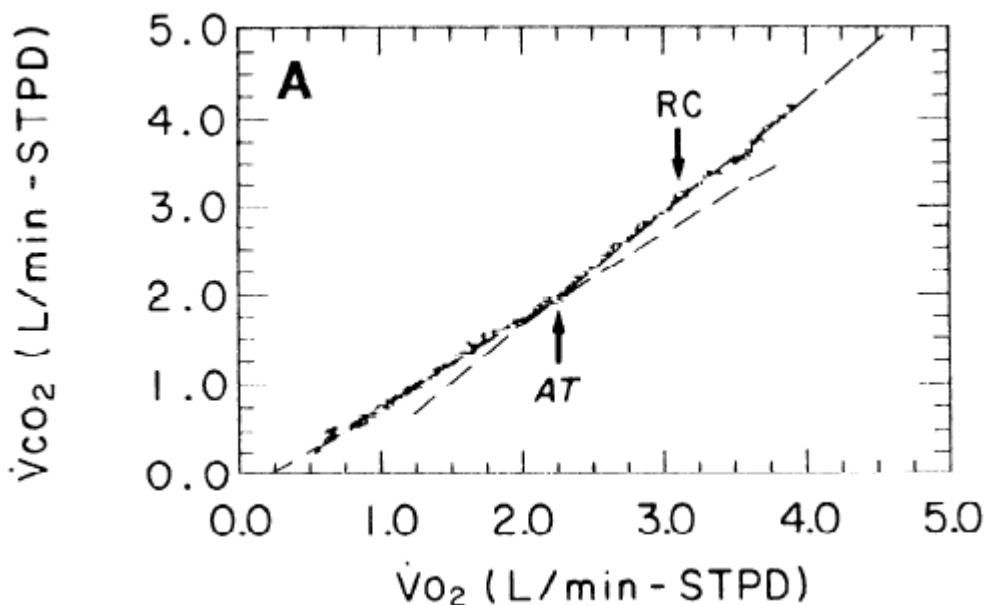


Figura 2.6 - Método *V-slope* utilizado para identificação do LA, descrito pela sigla AT (BEAVER *et al.*, 1986).

2.4.2. O método da Razão de trocas respiratórias (R)

O método R é computado com base nos valores do quociente entre $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}O_2$, sendo considerado como representativo da razão de trocas respiratórias no meio celular (RQ). Os valores de RQ são influenciados pelo substrato energético utilizado e, por consequência, representantes do sistema metabólico energético predominante. A detecção do LV através do R ocorre quando seus valores se mantêm superiores a uma unidade durante a progressão do esforço (CAIOZZO *et al.*, 1982). Constata-se ainda seu emprego em métodos automáticos de identificação do limiar ventilatório devido a seu critério objetivo e prático (DICKSTEIN *et al.*, 1990; SANTOS E GIANELLA-NETO, 2004).

2.4.3. O método dos Equivalentes Ventilatório de oxigênio e gás carbônico($\dot{V}_E/\dot{V}O_2$ e $\dot{V}_E/\dot{V}CO_2$)

Durante o esforço progressivo até o LV, preconiza-se que ocorra um crescimento numa taxa constante do \dot{V}_E , $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$. Entretanto, com a produção do ácido láctico ocorre um aumento na taxa de variação do CO_2 e da \dot{V}_E , o que levará a um aumento do $\dot{V}_E/\dot{V}O_2$ e manutenção dos valores de $\dot{V}_E/\dot{V}CO_2$, servindo de critério para identificação do LV. Com a falha nos mecanismos de tamponamento, ocorre a compensação respiratória identificada pelo aumento na taxa de crescimento de \dot{V}_E sem aumento adicional na taxa de $\dot{V}CO_2$, gerando então um aumento. Desse modo, em analogia a identificação do LV com base na inspeção dos equivalentes ventilatórios tem-se o aumento do $\dot{V}_E/\dot{V}CO_2$ como identificador do segundo LV (WASSERMAN *et al.*, 2005).

2.5. Fundamentos de Bioimpedância Elétrica

2.5.1. Propriedades elétricas do tecido biológico

As propriedades elétricas de um tecido biológico podem estar relacionadas aos conceitos de bioimpedância ou de bioeletricidade. O primeiro diz respeito a propriedades passivas de oposição desse material ou tecido biológico ao fluxo de corrente elétrica de origem externa ou exógena. Bioeletricidade por sua vez se relaciona com a capacidade do tecido gerar corrente elétrica, como por exemplo, o tecido muscular cardíaco, onde a corrente tem como origem o próprio organismo, sendo então considerada como endógena (GRIMNES E MARTINSEN, 2008).

Outra dualidade sobre as propriedades elétricas dos tecidos biológicos é que os mesmos podem ser considerados como volumes condutores ou dielétricos, dependendo da frequência a qual são submetidos. Em frequências inferiores a 10 kHz a maioria dos tecidos se comporta como condutor eletrolítico, nos quais a corrente tende a seguir um caminho de menor oposição. No entanto, em frequências superiores 50 kHz as

propriedades dielétricas do tecido biológico se tornam dominantes. Esse comportamento capacitivo ocorre em função da presença de membranas celulares estruturadas com uma bicamada lipídica com proteínas inseridas. Essas membranas circundam a célula como um todo e também as organelas presentes no citoplasma da mesma. Em frequências maiores na ordem de 18 GHz as propriedades elétricas do tecido se tornam semelhantes à água pura (GRIMNES & MARTINSEN, 2008).

Um aspecto fundamental para o entendimento das propriedades elétricas do tecido biológico é a aliança entre os fenômenos químicos e físicos que ocorrem no mesmo (BARSOUKOV E MACDONALD, 2005). Essa característica possibilita interpretar aspectos químico-fisiológicos em relação às células e a solução eletrolítica que compõe o tecido, considerados como bloco de construção deste último (GRIMNES E MARTINSEN, 2008). Desse modo, pode-se descrever fenômenos químicos associados à fisiologia de uma determinada célula interpretando as propriedades elétricas da mesma quando submetida a um campo elétrico exógeno (BARSOUKOV E MACDONALD, 2005). Essa descrição das propriedades elétricas de um material constituinte de um tecido biológico vivo, ou não, é denominada como análise de bioimpedância elétrica (BIA).

A complexidade da estrutura celular implica na associação de elementos resistivos e capacitivos, considerados como elementos chave para a compreensão das propriedades elétricas do tecido biológico (DEAN *et al.*, 2008). A integridade das membranas celulares, o volume intracelular e a condutividade do mesmo são fatores que associados a variações dos elementos capacitivos e resistivos, proporcionando então modificações no espectro impedância de um tecido ou meio biológico (DEAN *et al.*, 2008). Nesse contexto, tamanha complexidade e diversidade de fatores parecem justificar o interesse e a evolução sobre o conhecimento acerca das propriedades elétricas dos tecidos biológicos, resultado de aproximadamente 110 anos de investigações científicas (GABRIEL *et al.*, 1996).

2.5.2. Impedância Elétrica

O termo impedância elétrica (Z) pode ser definido como a reação oferecida por um corpo ou sistema ao fluxo de corrente elétrica (i) gerada como consequência da

aplicação de uma tensão (v) (GUSSOW, 2007). Considerando uma fonte de tensão alternada e o sistema como linear, observa-se um sinal de tensão e de corrente com a mesma frequência. Nesse caso, é possível representar a impedância do sistema através de números complexos (figura 2.7), uma vez que essa representação leva em conta as características de magnitude e fase, simultaneamente (IVORRA, 2002).

O componente real da impedância é quantificado em ohms (Ω), representando o componente resistivo. O componente imaginário por sua vez se relaciona a capacidade de acúmulo de carga quantificada em Farad (F), representando um componente capacitivo (C) ou indutivo (L), sob a mesma condição de exposição a um campo elétrico. A reatância capacitiva (X_C), ou indutiva (X_L), compõe o segundo componente de oposição associado à parte imaginária da impedância, para os quais a magnitude é dependente da frequência (f) do sinal de excitação, conforme pode ser visto nas equações 2.1 e 2.2:

$$|X_C| = \frac{1}{2\pi f C} \quad (2.1)$$

$$|X_L| = 2\pi f L \quad (2.2)$$

Pode-se, então, representar a impedância através da soma vetorial desses dois componentes, sendo um real (resistência R) e um imaginário (reatância X) (equação 2.3).

$$Z = \frac{v}{i} = R + jX \quad \text{ou} \quad Z = |Z|e^{j\phi} \quad (2.3)$$

onde Z é impedância, R é a resistência ou $\text{Re}(Z)$, X é a reatância ou $\text{Im}(Z)$, $|Z|$ é o módulo da impedância e ϕ é o ângulo de fase.

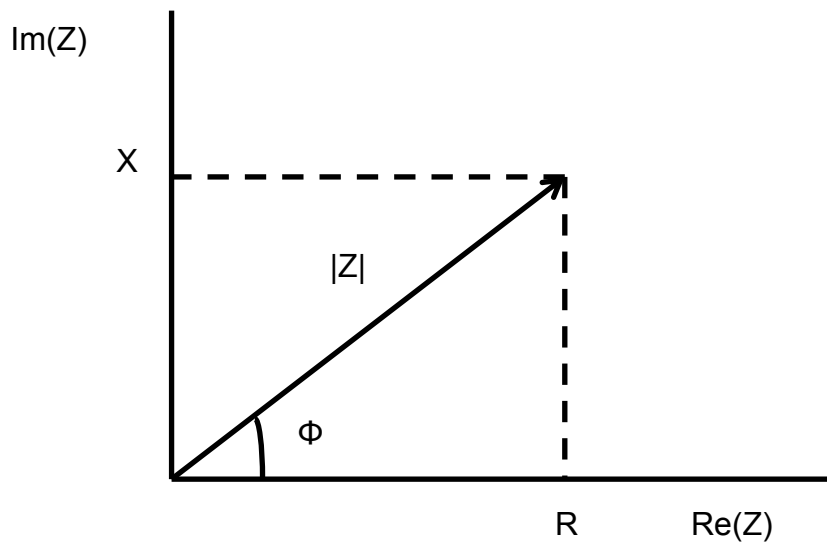


Figura 2.7 - Representação da impedância no plano complexo.

Parâmetros de impedância são sempre influenciados pela propriedade elétrica do material e pela sua morfologia e dimensões geométricas. Nesse contexto, variáveis terminadas em “cia” apresentam esse compromisso com o aspecto dimensional do biometrial, enquanto variáveis que terminam em “dade” representam as propriedades elétricas do material sem qualquer influência do aspecto dimensional.

A condutividade (σ) (S/cm) pode ser definida como a propriedade que quantifica a facilidade de um material em permitir a fluxo de corrente sem depender das dimensões deste mesmo material (IVORRA, 2002). Em reciprocidade à condutividade, temos a propriedade chamada resistividade (ρ) ($\Omega \cdot \text{cm}$) que seria a habilidade de um determinado material em se opor à corrente sem depender de suas dimensões.

A permissividade (ϵ) é a propriedade um material que representa a habilidade de armazenar energia elétrica, tendo como unidade (F/cm), e que igualmente não dependente de sua morfologia (GRIMNES & MARTINSEN, 2008).

No entanto, quando certas condições dimensionais são conhecidas, as propriedades anteriormente mencionadas podem ser usadas para se calcular a parte real ou a parte imaginária da impedância oferecida por um material. Por exemplo, quando a comprimento do material é maior que as dimensões da secção transversal, é possível calcular a sua resistência pela equação 2.4.

$$R = \rho \frac{l}{A_{st}} \quad (2.4)$$

onde, l é o comprimento do material e A_{st} representa a área de secção transversa.

A equação 2.4 sintetiza a dependência do volume condutor com relação a mudanças dimensionais e características inerentes do material que compõem esse volume condutor, representadas por sua resistividade. No entanto, na maioria dos casos, os tecidos biológicos se estruturam em diferentes camadas teciduais, implicando em resistividades distintas dentro de um mesmo volume condutor.

Outro aspecto é que embora os parâmetros a pouco mencionados não sofram influência da morfologia do biomaterial analisado, os mesmos têm sua magnitude dependente da frequência de estimulação (figura 2.8).

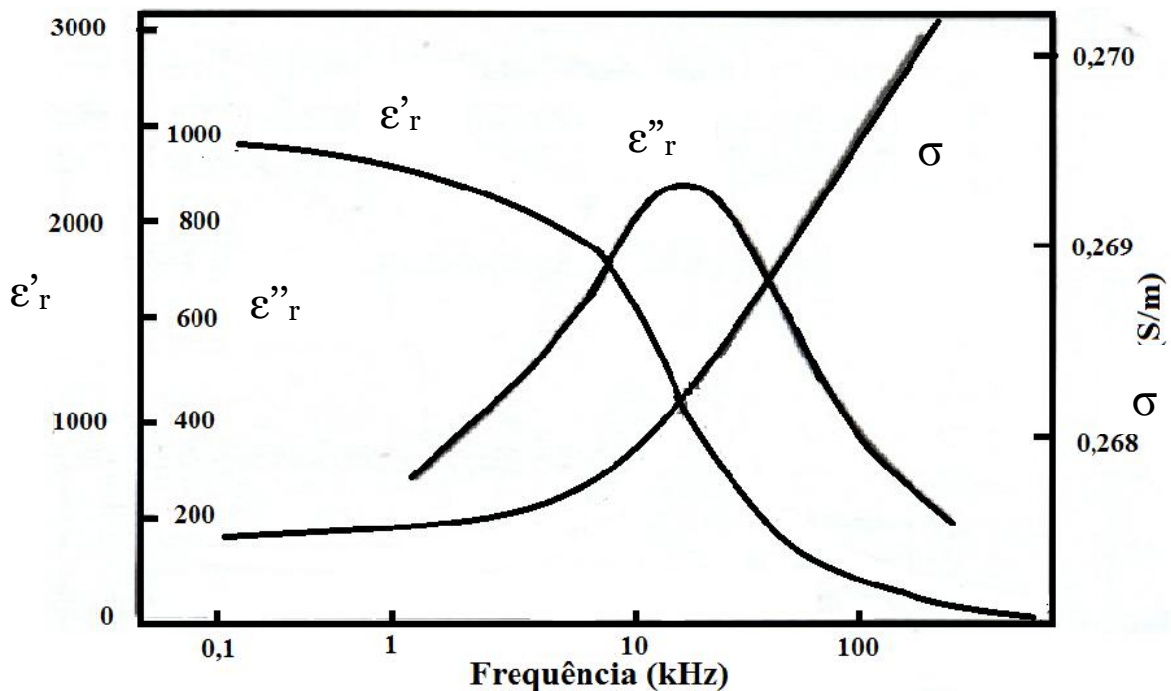


Figura 2.8 - Comportamento das curvas de permissividade e condutividade de partículas de poliestireno em relação à frequência de excitação, onde ϵ'_r representa a permissividade em alta frequência e ϵ''_r a permissividade em baixa frequência. (ISTO ESTÁ ERRADO) Chefe, checado e a principio está de acordo com o livro do Martinsen, verifique a página 63

2.5.3. Análise de Bioimpedância Elétrica

Como já mencionado, bioimpedância é o termo que se refere à impedância elétrica de tecidos biológicos. Diferente do que acontece com os metais, onde a corrente elétrica ocorre por circulação de elétrons livres, nos tecidos biológicos, a circulação de corrente está relacionada à mobilidade de componentes iônicos. Apesar da distinção inicial entre esses dois tipos de corrente, as mesmas leis fundamentais e princípios da análise de sistemas lineares são considerados para ambas. Essa característica possibilita uma interpretação dos dados de bioimpedância com relação ao sistema ou condição fisiológica analisada (BARSOUKOV E MACDONALD, 2005).

Os princípios anteriormente mencionados são empregados na técnica denominada análise de bioimpedância elétrica (BIA). Os diferentes tecidos que compõem um sistema biológico apresentam características elétricas distintas e devido a sua organização estrutural heterogênea estabelece diferentes interfaces entre si. Assim, uma vez que se aplica uma tensão (v) de baixa frequência (até dezenas de Hz) a um sistema biológico, flui pelo mesmo uma corrente (i) que encontrará nas membranas celulares lipídicas um comportamento semelhante ao do material dielétrico de um capacitor, fazendo com que tal membrana ofereça uma grande oposição à passagem da corrente devido a um alto valor de reatância X_c . A magnitude máxima de reatância capacitiva de um sistema está associada a uma frequência específica, denominada frequência característica (figura 2.9).

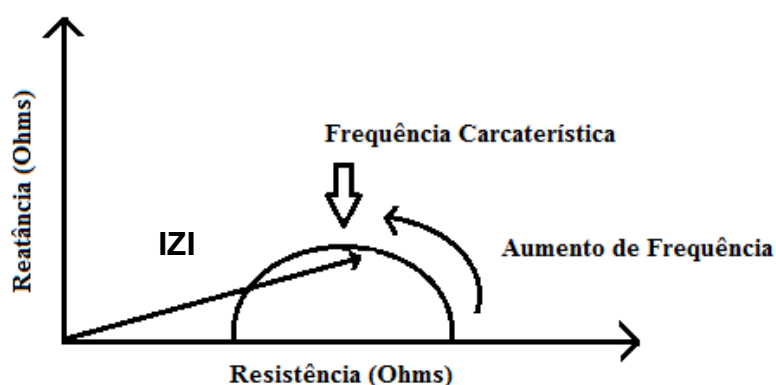


Figura2.9 - Representação gráfica da impedância em função do aumento da frequência

Quando na análise de bioimpedância (BIA) é empregado um sinal de excitação senoidal, dotado de apenas uma frequência (Figura 2.10 superior), a análise é

denominada monofrequencial. A frequência comumente utilizada nesse tipo de análise é de 50 kHz, por permitir inferências sobre os componentes intra e extracelular, entretanto sem possibilitar a distinção entre os mesmos (KYLE *et al*, 2004).

Em analogia, a utilização de um sinal de excitação caracterizado por componentes senoidais de várias frequências (Figura 2.10 superior), dá origem à análise denominada multifrequencial ou varredura multifrequencial, possibilitando inferências com relação aos componentes intra e extracelular (KYLE *et al*, 2004).

Um terceiro método de análise de bioimpedância tem como característica a utilização de um sinal de excitação que possua uma ampla banda de frequências, sendo denominado como Espectroscopia de Bioimpedância Elétrica (BIS). Diferente dos métodos mono e multifrequencial esse método normalmente não utiliza excitação por componente senoidal, mas sim um sinal banda larga no domínio do tempo como forma de excitação (Figura 2.10 inferior). Diferente do que ocorre nos dois métodos anteriores, onde a dependência da impedância com a frequência é caracterizada somente em alguns pontos, no caso da BIS é possível se obter um espectro “contínuo” da impedância mediante aplicação da transformada de Fourier da resposta do sistema e da excitação.

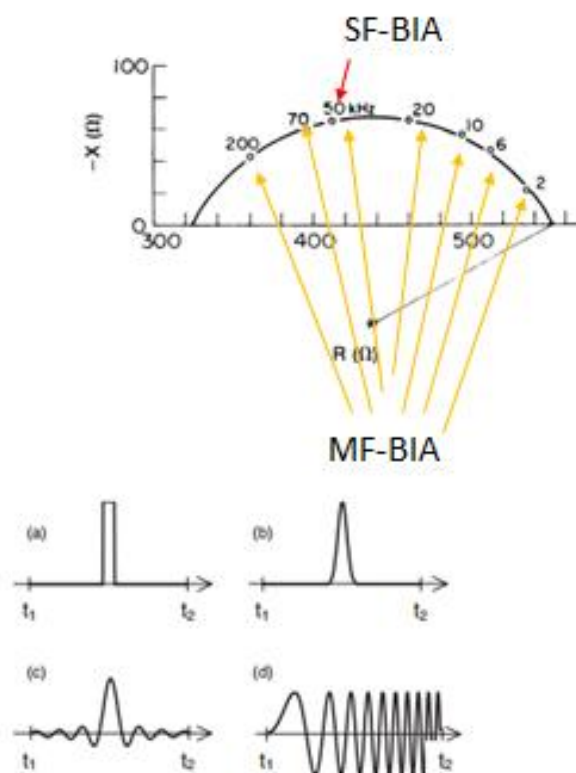


Figura 2.10 - Ilustração que mostra na parte superior o conceito dos analisadores monofrequenciais (quando somente um frequência é utilizada, normalmente 50kHz) e multifrequencias (quando uma série de sinais senoidais são aplicados para se obter uma melhor avaliação da variação da impedância com a frequência). Na parte inferior são mostrados alguns sinais banda larga utilizados na chamada espectroscopia de bioimpedância.

2.5.4. Configuração de Eletrodos e Bioimpedância

O papel desempenhado pelos eletrodos nos analisadores de bioimpedância constitui um importante aspecto no funcionamento dos mesmos. Em geral os eletrodos desempenham dois tipos de função: Injetores de corrente (IC) e captadores de tensão (CC), podendo ser usados em dois tipos de sistemas: bipolar (um só par de eletrodos para injeção e captação) e tetrapolar (dois pares de eletrodos, sendo um IC e outro CC) (GRIMNES E MARTINSEN, 2008). Na figura 2.11 pode-se observar um exemplo do sistema tetrapolar de medição de bioimpedância, com os eletrodos CC na cor vermelha e os IC na cor preta.

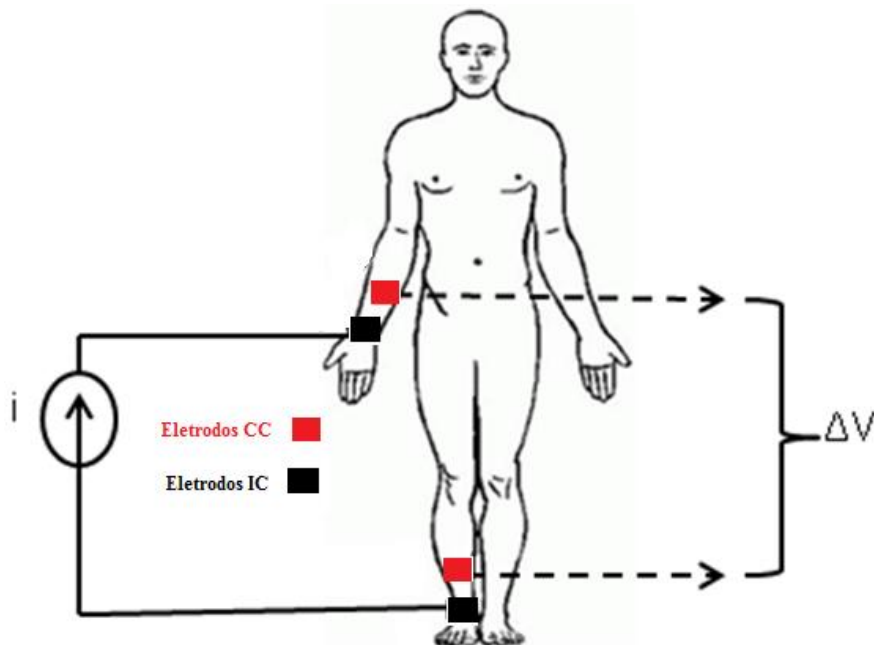


Figura2.11 – Exemplo de medição de bioimpedância com os eletrodos injetores de corrente (IC) e captadores de tensão (CC).

Por definição, os ICs são responsáveis pela estimulação, podendo ser tal estimulação um sinal de corrente ou voltagem. Por sua vez, os CC desempenham o papel de registrar o sinal gerado pela bioimpedância. Na configuração tetrapolar os dois eletrodos IC realizam a excitação, enquanto outros dois CC captam a resposta em relação a esta excitação. Nesse contexto, o parâmetro que caracteriza a impedância no meio compreendido entre os dois eletrodos CC é resultado da transferência entre os pares IC e CC. Em relação ao emprego da configuração bipolar os dois eletrodos desempenham as funções de IC e CC, possibilitando uma avaliação de impedância do volume condutor compreendido entre os dois eletrodos utilizados. Muito embora haja essa diferença conceitual, a mesma não possui relevância ao se considerar o princípio da reciprocidade, garantindo valores de impedância e transimpedância iguais (GRIMNES E MARTINSEN, 2008). Outro aspecto com relação ao sistema em configuração tetrapolar é o fato deste ser utilizado pela maioria dos analisadores disponíveis no mercado, uma vez que essa configuração é considerada menos influenciável pela impedância dos eletrodos. Contudo, o sistema tetrapolar é mais susceptível ao efeito denominado campo de sensibilidade (GRIMNES E MARTINSEN, 2008), podendo levar a interpretações errôneas do comportamento da bioimpedância no que concerne a variação de condutividade de volumes condutores não homogêneos.

2.5.5. Polarização, Relaxação e dispersão Dielétrica

Um dielétrico se caracteriza pela capacidade de acúmulo de carga por meio da orientação de dipolos elétricos, e é quantificado por sua permissividade. Quando esse dielétrico é exposto a um campo elétrico, ocorre uma perturbação, denominada polarização, nas moléculas polares desse material (KUANG e NELSON, 1998).

As moléculas polares presentes no material dielétrico tendem a se polarizar quando expostas a um campo elétrico estático. No entanto, em um campo elétrico oscilatório o alinhamento dos dipolos não está sempre em fase com o campo aplicado. Quando a frequência desse campo é baixa a polarização possui tempo suficiente para o alinhamento de todas as cargas presentes, resultando num processo de polarização máxima. No entanto, se a frequência do campo aumenta, a polarização, e por consequência a permissividade, tendem a diminuir. Essa dependência temporal relacionada ao processo de polarização é caracterizada pelo conceito de relaxação

dielétrica, caracterizado pelo chamado tempo de relaxação. Na Figura 2.12 pode-se observar o fenômeno de relaxação dielétrica após estimulação por um degrau de campo elétrico, com aumento da densidade de carga do valor D_∞ para D_0 (ACHO QUE É AO CONTRÁRIO) (GRIMNES E MARTINSEN, 2008). Chefe, checado e a principio está de acordo com o livro do Martinsen, verifique a página 72

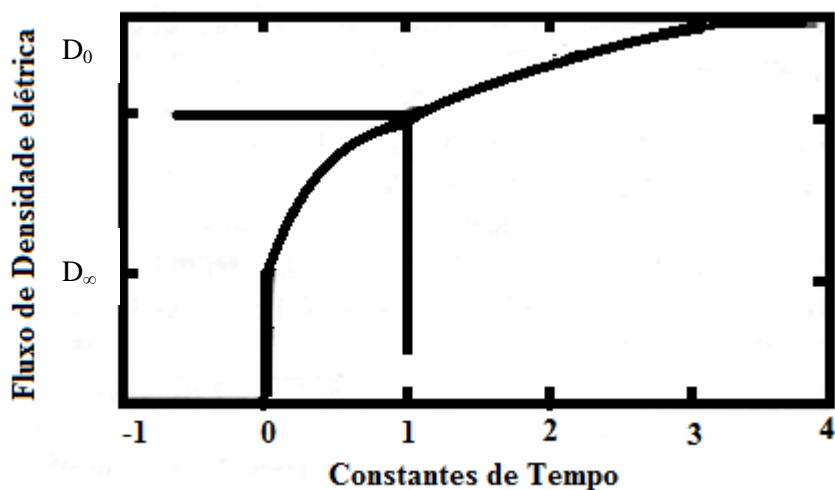


Figura2.12 - Comportamento temporal de relaxação dielétrica após excitação por degrau de campo elétrico (adaptado de)

O conceito de dispersão representa o fenômeno de relaxação no domínio da frequência, relacionando os valores de permissividade e condutividade em função da frequência de excitação. Nesse contexto, pode-se descrever três zonas de dispersão denominadas α , β e γ . Essas três zonas de dispersão são ilustradas na figura 2.13, por meio da relação da permissividade e a frequência de excitação.

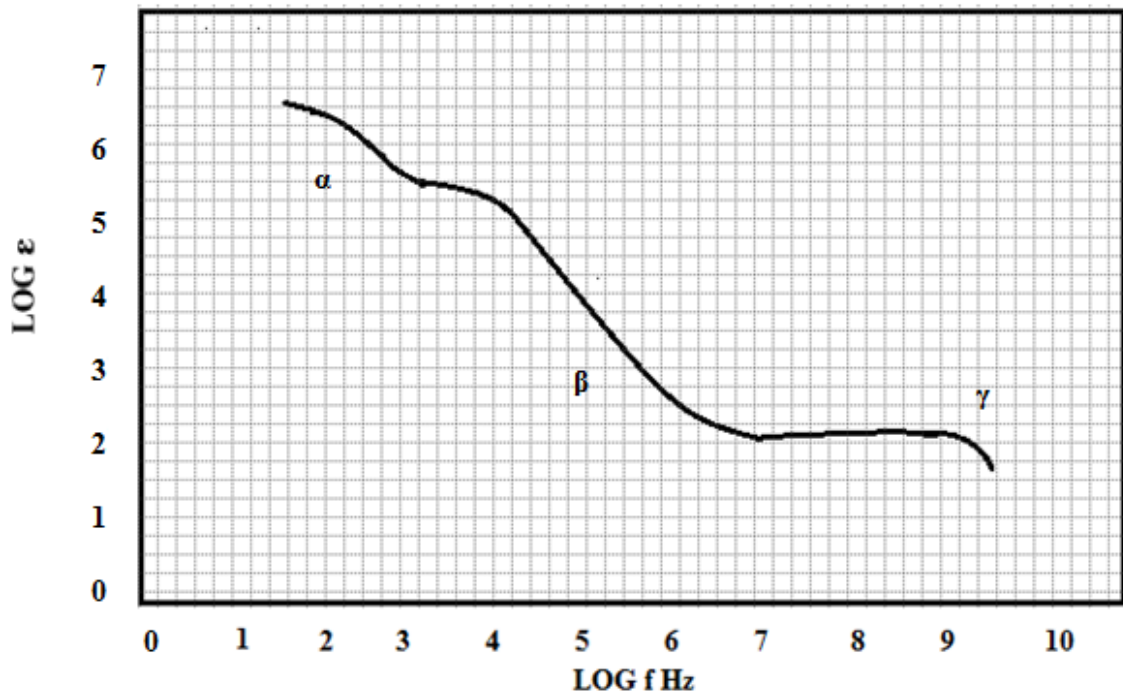


Figura2.13 - Relação entre frequência e permissividade em escala logarítmica

As zonas de dispersão estão associadas à dependência das propriedades elétricas do tecido biológico em relação à frequência de excitação. A zona β é banda de frequência normalmente utilizada na análise de bioimpedância, possibilitando inferências nos componentes extra e intracelular, assim como as características dielétricas das membranas celulares e das organelas (GRIMNES E MARTINSEN, 2008).

2.5.6. Relaxação dielétrica e distribuição dos tempos de relaxação

Como já mencionado, o processo de relaxação dielétrica é caracterizado pelo chamado tempo de relaxação (τ), estando associado ao modelo básico utilizado para descrever a teoria de relaxação proposto por Debye e colaboradores em 1929 (apud GRIMNES E MARTINSEN, 2008) num experimento em que as moléculas foram mimetizadas por esferas com a mesma dimensão. Nessa proposição o tempo de relaxação é diretamente relacionado à viscosidade da solução eletrolítica e o raio da molécula e inversamente a temperatura (equação 2.4).

$$\tau = \frac{8\pi\eta a^3}{2kT} \quad (2.4)$$

onde η representa viscosidade da solução; a é o raio da esfera; k é a constante de Boltzmann; T é a temperatura absoluta.

Conforme mencionado, a teoria de relaxação elétrica foi descrita por Debye (1949) num clássico experimento realizado com esferas de mesma dimensão e composição, e considerando a presença de um único tempo de relaxação. No entanto, em tecidos biológicos são raras as vezes que se observa um único tempo de relaxação (KUANG e NELSON, 1998). No geral esses tecidos possuem várias camadas dotadas de características dielétricas diferentes, o que contribui para ocorrência e sobreposição de mais de um tempo de relaxação. Esse aspecto levou a uma tentativa de expansão do modelo original proposto por Debye, onde a escolha da distribuição adequada dos tempos de relaxação possibilita uma melhor parametrização do biomaterial analisado.

Nesse contexto, Macdonald e Barsoukov (1956) propõe que a resposta de um sistema a uma excitação por um degrau de tensão pode ser usada para se obter a distribuição do tempo de relaxação $G(\tau)$, conforme equação 2.9.

$$G(\tau) = \frac{1}{2\pi\tau} \int_{-\infty}^{\infty} A(iy) e^{iy/\tau} dy \quad (2.9)$$

onde $A(t)$ é a resposta ao degrau de tensão e $G(\tau)$ é uma função de densidade de probabilidade da distribuição dos tempos de relaxação.

Uma distribuição muito utilizada para descreve a dependência da permissividade com a frequência foi a proposta por Cole e Cole (1941), que modificaram a expressão de Debye, adaptando a mesma para a constante dielétrica ou permissividade, e onde o parâmetro α está associado à distribuição do tempo de relaxação (equação 2.10). Essa proposta teve como base a tentativa de descrever a ocorrência de arcos semicirculares deprimidos observados nos gráficos de ϵ' (parte real da permissividade) e ϵ'' (parte imaginária da permissividade) para uma variedade de dados experimentais com diferentes valores de α .

$$\epsilon = \epsilon_{\infty} + \frac{\epsilon_s + \epsilon_{\infty}}{1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha}} \quad (2.10)$$

onde ϵ é a permissividade complexa, ϵ_{∞} é a constante dielétrica ou permissividade em alta frequência, ϵ_s é a constante dielétrica ou permissividade em baixa frequência, τ é o

tempo de relaxação e ω é a frequência e α é o parâmetro ajustável que informa sobre a distribuição dos tempos de relaxação.

2.5.7. A técnica BIS-STEP

Proposta por Neves e Souza (2000), a técnica de espectroscopia de bioimpedância denominada BIS-STEP se baseia na corrente gerada em resposta à aplicação de um degrau de tensão (500 mV) ao sistema biológico, podendo ser considerada equivalente a uma análise multifrequencial de 1 a 500 kHz em virtude das propriedades espectrais da excitação em degrau gerada. BIS-STEP é uma técnica que utiliza um arranjo bipolar de eletrodos (figura 2.15), diferentes de outros analisadores mais convencionais de bioimpedância que utilizam o arranjo tetrapolar. Outro aspecto relacionado a essa forma de excitação, é que em comparação às técnicas comumente utilizadas que empregam varredura senoidal, o BIS-STEP utiliza apenas um sinal de excitação para caracterização do meio analisado.

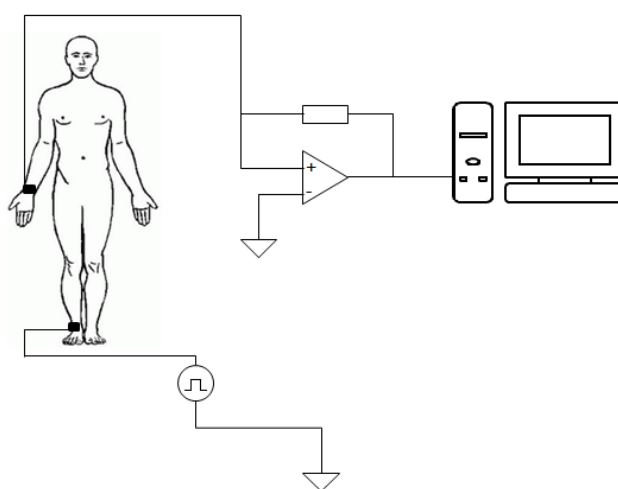


Figura2.15 - Esquema de medição bipolar (NEVES e SOUZA, 2000).

Além disso, conforme explicitado anteriormente, devido à natureza da excitação por degrau de tensão utilizada pelo método BIS-STEP pode-se relacionar a resposta de corrente do tecido biológico com a distribuição dos tempos de relaxação do mesmo (figura 2.16).

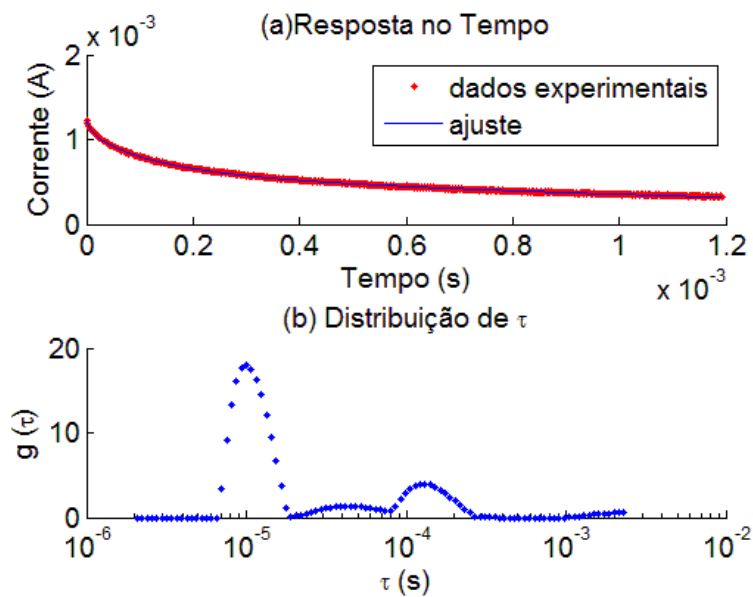


Figura2.16 - Resposta de corrente ao degrau de tensão e distribuição do tempo de relaxação associada.

Para a interpretação dos dados de bioimpedância, a resposta de corrente obtida como consequência da excitação em degrau de tensão deve ser associada a um modelo elétrico para que os parâmetros do modelo possam ser obtidos através de um procedimento de minimização multiparamétrica. Um exemplo de modelo elétrico utilizado para este procedimento é aquele apresentado na figura 2.17, onde os valores de R_i representam a resistência intracelular; R_e a resistência extracelular; C_m a capacitância de membrana; R_b e C_e modelam a impedância dos eletrodos.

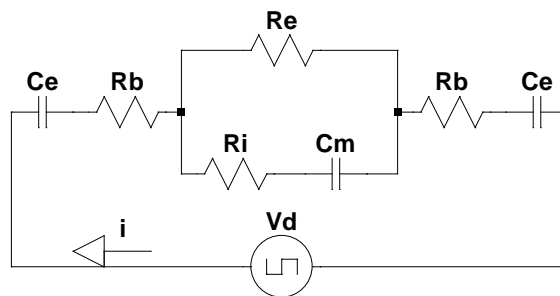


Figura2.17 - Exemplo de modelo elétrico usado pela técnica BIS-STEP (NEVES; SOUZA, 2000), sendo C_e - capacitância do eletrodo; R_b - resistência do eletrodo, R_e - resistência extracelular; R_i - resistência intracelular; C_m - capacitância da membrana celular, i - corrente; V_d - degrau de tensão.

3 Revisão de Literatura

3.1. Lactato sanguíneo e diferentes padrões de movimento ou ergômetro

Diferenças entre parâmetros metabólicos, como taxa de oxidação de carboidratos e gorduras (EGAN *et al.*, 2016), níveis de lactato sanguíneo (BENEKE *et al.*, 1996; CARTER *et al.*, 2000; BENEKE *et al.*, 2001), consumo energético (ZENI *et al.*, 1996; MOYNA *et al.*, 2001) e cinética do consumo de oxigênio (BILLAT *et al.*, 1998) durante o exercício têm sido reportadas pela literatura na comparação de diferentes ergômetros ou padrões de movimento como pedalar, correr, remar ou patinar (BENEKE *et al.*, 1996; CARTER *et al.*, 2000; BENEKE *et al.*, 2001). Devido à interpretação fisiológica dessas variáveis, pode-se considerar que esses resultados refletem uma vasta investigação sobre a influência do padrão de movimento com relação a descritores do metabolismo aeróbico e anaeróbico (BENEKE *et al.*, 1996; BENEKE *et al.*, 1996; CARTER *et al.*, 2000; BENEKE *et al.*, 2001; EGAN *et al.*, 2015). Essas diferenças têm sido associadas a fatores como a experiência de treino no ergômetro e aspectos relacionados a proporção de massa muscular empregada no movimento (BENEKE *et al.*, 1996; CARTER *et al.*, 2000; BENEKE *et al.*, 2001). Nesse contexto, a utilização de parâmetros metabólicos obtidos em testes e a parametrização e monitoramento da intensidade de esforço com base nos mesmos pode ser considerada ergômetro dependente (BENEKE *et al.*, 1996; CARTER *et al.*, 2000; BENEKE *et al.*, 2001; LI *et al.*, 2013; EGAN *et al.*, 2015; HECKSTEDEN *et al.*, 2015).

Zeni e colaboradores (1996) investigaram o consumo energético e as concentrações de lactato sanguíneo em 3 níveis de percepção de esforço em 7 diferentes ergômetros – Bicicleta com resistência ao ar, simulador de ski, esteira rolante, simulador de escada, remoergômetro e bicicleta convencional. Os resultados obtidos indicam diferenças no consumo energético para os níveis de percepção de esforço 13 e 15, correspondentes aos níveis “intenso” e “muito intenso” de intensidade de esforço. O maior gasto calórico foi observado na esteira rolante em comparação aos demais ergômetros analisados. Não se observou diferença com relação ao remoergômetro, simulador de ski e simulador de escadas; embora o gasto energético nesses ergômetros

tenha sido superior em relação as bicicletas convencionais e por resistência do ar. Além disso, os autores reportam diferenças na concentração de lactato sanguíneo para maior nível de percepção de esforço dos ergômetros remo e simulador de ski em relação aos outros analisados. Uma possível explicação para esses achados está nas diferenças da massa muscular empregada nos diferentes movimentos. Desse modo, movimentos com maior proporção de massa muscular ativam proporcionam um aumento na demanda metabólica para uma determinada intensidade de esforço percebida. Essa possibilidade é particularmente relevante ao se considerar as recomendações para prescrição de exercício com fins de promoção de saúde, normalmente realizadas nos níveis de percepção de esforço com maior divergência entre os ergômetros.

Em um desenho experimental semelhante ao acima mencionado, Moyna e colaboradores (2001) descrevem diferentes níveis de consumo energético com relação a um grupo de 6 ergômetros comparados. Os maiores valores reportados são para os ergômetros com maior proporção de massa muscular empregada, descrita em ordem decrescente nos ergômetros esteira rolante, simulador de ski, simulador de escadas, remo e bicicleta. Entretanto, diferente de Zeni e colaboradores (1996), esses resultados se estenderam aos três níveis de percepção de esforço testados, sendo também atribuídos as diferentes demandas metabólicas relacionadas à massa muscular ativa.

Comparações entre os ergômetros esteira rolante e bicicleta possuem um caráter especial em função de boa parte dos métodos de avaliação dos limiares de transição de predominância metabólica terem sido desenvolvidos nesses aparelhos (LI *et al.*, 2014). Em um desses estudos, o componente lento do consumo de oxigênio foi comparado nos ergômetros esteira e bicicleta em uma amostra composta por triatletas (BILLAT *et al.*, 1998). O componente lento é associado a máxima fase estável de lactato (MLSS), correspondente a maior concentração estável de lactato possível de ser mantida numa determinada intensidade. Os resultados revelam menores valores de consumo de oxigênio relacionado ao componente lento no exercício desempenhado na esteira. Em suporte aos resultados, são mencionadas diferenças nos regimes de recrutamento dos tipos de fibra muscular e maior componente isométrico presente no movimento de pedalar.

Também parte desse escopo e suportando esses resultados previamente reportados, diferenças no consumo de oxigênio máximo e no correspondente ao LL, têm

sido observados menores valores destes dois últimos no ergômetro bicicleta em relação a esteira rolante (CARTER *et al.*, 2000). Como justificativa para os achados é citado um maior recrutamento de fibras de contração rápida associado ao movimento de pedalar, mais uma vez em conformidade com achados prévios.

Com objetivo de verificar a influência do padrão de movimento nos valores de lactato referentes ao MLSS, Beneke e colaboradores (1996) compararam remadores, patinadores e ciclistas. Seus resultados revelam diferenças na concentração de lactato e potência atribuídas ao MLSS nos padrões de movimento testados. Em suporte aos resultados observados, os autores mencionam a influência da massa muscular empregada sobre a concentração de lactato, a qual a taxa de produção e depuração é relacionada à musculatura mais ativa e também a menos ativa ou em repouso (BROOKS *et al.*, 2009; KANE *et al.*, 2015). Outro aspecto considerado é a dependência do LL em relação ao padrão de movimento devido à interpretação fisiológica equivalente do mesmo e o MLSS (FAUDE *et al.*, 2009). Nesse contexto, os resultados suportam valores maiores nas concentrações de lactato e potência equivalente no movimento de pedalar em relação aos demais testados.

Em outro trabalho do mesmo autor, a MLSS é investigada nos ergômetros remo e bicicleta (BENEKE *et al.*, 2001). Os indivíduos testados possuíam tempo de treinamento regular de dois anos nos ergômetros avaliados. Em concordância com seus achados prévios, menores valores de MLSS são descritos com relação ao remo ergômetro. Essa característica possibilitou a eliminação de uma possível influência dos níveis de coordenação intra e intermuscular associados à experiência prévia nos ergômetros. Também em conformidade, os resultados são atribuídos à influência da proporção de massa muscular ativa nas concentrações de lactato, considerando seus mecanismos de produção e oxidação como substrato energético (BROOKS *et al.*, 2009; KANE *et al.*, 2015). Desse modo, as diferenças na MLSS são atribuídas somente ao padrão de movimento diferenciado, sem interferência de aspectos relacionados à experiência motora prévia nesses padrões de movimento.

As diferenças com relação ao padrão de movimento e os valores de LL e MLSS corroboram estudos de validação desses últimos em esportes como canoagem e patinação, visando seu uso específico na determinação da carga e monitoramento no treinamento desses esportes (LI *et al.*, 2013; HECKSTEDEN *et al.*, 2015). Hecksteden e

colaboradores (2015) compararam a taxa de oxidação dos substratos carboidratos e gorduras nos ergômetros bicicleta e remo. A taxa de oxidação de carboidratos tende a aumentar com a progressão do esforço, enquanto a de gorduras tende a diminuir; indicando uma transição na predominância do metabolismo de aeróbico para anaeróbico (BROOKS e MERCIER, 1994). Os resultados indicam maiores valores de oxidação de carboidrato e menores valores de gordura no ergômetro bicicleta. Seus achados são justificados pela influência da menor massa muscular empregada sobre os níveis de catecolaminas produzidos, resultando numa menor lipólise no movimento de pedalar. Esses resultados se apresentam em concordância com outros previamente reportados que indicam uma transição precoce da predominância do metabolismo aeróbico para anaeróbico em movimentos com menor proporção relativa de massas muscular ativa (BENEKE *et al.*, 1996; CARTER *et al.*, 2000; BENEKE *et al.*, 2001) Em adição, os autores também especulam que a mesma intensidade de exercício desempenhada apresenta menor demanda energética por unidade de musculo empregada durante o padrão de movimento da remada.

Com base no acima discutido pode-se considerar que diferentes padrões de movimento implicam em respostas também diferentes a cerca de parâmetros sistêmicos tradicionalmente utilizados para quantificar a intensidade de esforço e o sistema energético predominante na geração de energia. Esse contexto parece apresentar uma relevância particular em parâmetros relacionados a concentração sanguínea de lactato avaliada nos movimentos de pedalar e remar (BENEKE *et al.*, 1996; BENEKE *et al.*, 2001).

3.2. Limiar de Lactato 4 mmol/L e Limiar de Lactato Dmax

Valores de concentrações sanguíneas e potência referentes aos conceitos LL e MLSS têm sido utilizados para diferentes fins como a avaliação da aptidão cardiorrespiratória, determinação da transição metabólica predominante, monitoramento da intensidade do treino e predição do desempenho em diferentes esportes (HECK *et al.*, 1985; VERMULST *et al.*, 1991; COSGROVE *et al.*, 1999; FAUDE *et al.*, 2009; HAUSER *et al.*, 2014). O emprego semelhante desses índices se deve a sua equivalência fisiológica (BENEKE *et al.*, 2003; FAUDE *et al.*, 2009; ARRATIBEL IMAZ *et al.*, 2015).

Conforme supramencionado, a intensidade correspondente ao MLSS é uma das intensidades presentes na faixa de potências avaliadas durante um teste progressivo para determinação do LL (ARRATIBEL IMAZ *et al.*, 2015). Esse aspecto, associado à necessidade de realizar múltiplos testes de carga constante em dias sucessivos para determinação do MLSS, contribuiu para sua determinação por testes progressivos de esforço realizados em um único dia, aliando praticidade (BENEKE *et al.*, 2003; FAUDE *et al.*, 2009; ARRATIBEL IMAZ *et al.*, 2015). No entanto, diferentes autores reportam discordâncias e concordâncias entre os variados tipos de LL e a MLSS em diferentes ergômetros (FAUDE *et al.*, 2009; LI *et al.*, 2013; HAUSER *et al.*, 2014; ARRATIBEL IMAZ *et al.*, 2015). De forma semelhante, observa-se uma ampla gama de trabalhos que compararam diferentes métodos para determinação do LL, mas que apresentam, na sua absoluta maioria, diferenças entre os métodos, impossibilitando seu uso de forma equivalente (DAVIS *et al.*, 2007; ERDOGAN *et al.*, 2010; HAUSER *et al.*, 2014; ARRATIBEL IMAZ *et al.*, 2015; CAMARGO ALVES *et al.*, 2016).

Dentre os limiares estudados os métodos $LL_{D_{max}}$ e LL_4 são considerados relevantes por serem associados ao bom desempenho em competições (COSGROVE *et al.*, 1999) e serem descritos como possuidores de boa reprodutibilidade, viabilidade prática e ampla utilização no âmbito desportivo (BENEKE *et al.*, 1995; ZHOU E WESTON, 1997; BENEKE *et al.*, 2003; ERDOGAN *et al.*, 2010; ARRATIBEL IMAZ *et al.*, 2015). No entanto, estudos que compararam as duas técnicas reportam diferenças significativas entre os mesmos, marcadas por uma tendência de maiores valores para o LL_4 (Baptista *et al.*, 2005; ERDOGAN *et al.*, 2010; ARRATIBEL IMAZ *et al.*, 2015).

Baptista e colaboradores (2004) compararam os métodos $LL_{D_{max}}$ e LL_4 em remadores de diferentes de categorias (pesado e leve de ambos os sexos), motivados pela ideia de que o LL_4 , embora seja usado amplamente nesse esporte não leva em conta as variações individuais da cinética do atleta devido ao uso de concentrações fixas, argumento esse defendido por outros autores (BENEKE *et al.*, 1995). Seus resultados indicam diferenças a cerca das potências, concentrações sanguíneas e frequência cardíaca, tanto para categoria pesado como leve, na comparação das duas técnicas, com valores maiores para o LL_4 em todas as comparações realizadas. A título de exemplo, observa-se diferenças na ordem de 20 W na comparação do $LL_{D_{max}}$ e LL_4 . Esses resultados têm sido suportados por outros trabalhos que comparam esses dois limiares

no remo ergômetro e bicicleta (Baptista et al., 2005; ERDOGAN *et al.*, 2010; ARRATIBEL IMAZ *et al.*, 2015). Apesar disso observa-se uma ampla utilização dessas duas técnicas no âmbito esportivo.

No trabalho de Bishop (1998), a potência média relacionada ao melhor desempenho em 1 hora de ciclismo em uma amostra composta por 20 triatletas foi comparada às potências equivalentes aos limiares $LL_{D_{max}}$, LL_4 , D-Max modificado e transformada Log-log. Seus resultados indicam valores semelhantes entre todos os métodos e a potência relacionada ao desempenho para todos os LLs testados, com exceção do método transformada Log-log. Além disso, a maior concordância entre essas potências foi registrada para o $LL_{D_{max}}$ em relação a todas outras, com diferenças de apenas 5 W.

Em outro estudo comparando os valores de potência correspondentes ao D-Max em testes progressivos e MLSS, determinada por testes de carga fixa conforme definição do método, observa-se resultados concordantes entre essas duas variáveis (ARRATIBEL IMAZ *et al.*, 2015). Ressalta-se que assim como outros estudos mencionados, o desenho experimental comparou diferentes tipos de LL, inclusive o LL_4 , que se mostrou diferente de todos os outros LLs e também do MLSS. No entanto, uma particularidade com relação a concordância entre MLSS e D-Max é que a mesma não ocorreu com os valores de concentração sanguínea, os quais foram reportados como diferentes.

Muito embora o LL_4 apresente uma divergência com relação a diferentes LTs, indicando tendência de superestimação, observa-se uma grande utilização desse LL para determinação da carga de treinamento no remo, como por exemplo seu uso pela tradicional escola alemã desse esporte (VERMULST *et al.*, 1991; COSGROVE *et al.*, 1999; Baptista et al., 2005). Essa grande utilização decorre do fato das potências atribuídas a concentração sanguínea de 4mmol/L serem consideradas como melhor descritor desempenho em competições de remo (COSGROVE *et al.*, 1999). Além disso o LL_4 tem sido descrito como melhor parâmetro na avaliação da evolução do condicionamento por efeito de um macrociclo de treinamento e melhor parâmetro para individualização da carga e planejamento desse treinamento em remadores olímpicos (HARTMANN *et al.*, 1990; VERMULST *et al.*, 1991). Um dos fatores motivadores para essa ampla aceitação do LL_4 se baseia no pressuposto de que o exercício executado

na carga correspondente ao MLSS provoca uma concentração sanguínea de 4 mmol/L (BILLAT *et al.*, 2003). Suportando essa inferência valores concordantes entre o MLSS e LL₄ têm sido reportados em protocolos com bicicleta (HAUSER *et al.*, 2014) e esteira (HECK *et al.*, 1985; JONES e DOUST *et al.*, 1998). Por outro lado, alguns trabalhos reportem discordância entre os mesmos (LI *et al.*, 2013; ARRATIBEL IMAZ *et al.*, 2015).

Aspectos metodológicos têm sido argumentados como causa da grande variedade de resultados encontrados na comparação dos diferentes tipos de LL e a MLSS determinada por cargas constantes (FAUDE *et al.*, 2009). No entanto, a utilização das técnicas LL₄ e D-Max como estimadores do MLSS não pode ser desestimulada (HAUSER *et al.*, 2014; FAUDE *et al.*, 2009), principalmente devido à condição de igualdade na interpretação fisiológica desses índices (FAUDE *et al.*, 2009). Além disso, a grande reprodutibilidade dessas duas técnicas (ZHOU e WESTON, 1996), juntamente com sua alta correlação com o desempenho (BISHOP *et al.*, 1998; FAUDE *et al.*, 2009) parecem ser fatores que justificam seu amplo emprego.

Com base no exposto, pode-se estabelecer que embora as técnicas D-Max e LL₄ sejam descritas como não concordantes, possuem uma ampla utilização no esporte remo, a qual é fundamentada em evidências científicas aliadas a aspectos práticos de viabilidade cotidiana em centros esportivos (VERMULST *et al.*, 1991; COSGROVE *et al.*, 1999; Baptista *et al.*, 2005). Essa especificidade com relação ao remo reside na grande valorização do componente aeróbico da aptidão cardiorrespiratória como fator determinante no desempenho competitivo desse esporte (BILLAT *et al.*, 2003).

3.3. Limiares não invasivos de esforço

Observa-se na literatura algumas técnicas não-invasivas empregadas no estudo do exercício físico e que utilizam sensores sobre o músculo durante sua atividade. Essas técnicas possuem em comum o fato de sensores infravermelhos (KUZNETSOV *et al.*, 2015), eletrodos (LUCIA *et al.*, 1999; ALVARENGA e SOUZA, 2009) e acelerômetros (ZUNIGA *et al.*, 2010) não oferecerem desconforto ao indivíduo avaliado durante sua utilização (CANDOTTI *et al.*, 2008). Em contrapartida, os métodos tradicionalmente usados na estimativa do LL têm em comum o caráter invasivo da amostragem

sanguínea. Esse contexto, parece justificar o desenvolvimento e a utilização de técnicas como eletromiografia (EMG), espectroscopia por infravermelho (NIRS) e espectroscopia por bioimpedância elétrica (BIS) na estimativa do LL.

O primeiro trabalho a reportar o emprego da EMG na estimativa de limiares de transição metabólica foi o realizado por Moritani e colaboradores (1993). Os autores avaliaram o sinal de EMG no volume lateral do quadríceps com eletrodos de superfície durante várias intensidades de esforço constante, randomizadas em cicloergômetro. A amostra foi composta por estudantes que realizaram um protocolo de familiarização. Os autores mencionam a utilização de uma distância de inter-eletrodos específica de 4 cm com objetivo de aumentar o volume muscular avaliado. O critério para a determinação do índice de fadiga por EMG (EMG-FT) foi o slope do sinal integrado de EMG durante o exercício na maior carga testada (243 W). Avaliação do consumo de oxigênio por ergoespirometria foi utilizada para determinação do LV. Os resultados encontrados indicam um coeficiente de correlação linear de 0,92 entre os valores de consumo de oxigênio correspondentes ao LV e EMG-FT. A ocorrência do slope no sinal de EMG foi atribuída ao aumento na taxa de recrutamento e frequência da taxa de potenciais de ação das unidades motoras para compensar o déficit de contratilidade proveniente da fadiga dessas últimas.

Em outro estudo Lucia e colaboradores (1999), avaliando ciclistas de elite, compararam os sinais de EMG ao LL e LV em um protocolo de esforço progressivo. Os músculos avaliados foram o vasto lateral e reto femoral. O limiar por EMG foi determinado pelo ajuste inicial de duas retas de regressão à cinética dos dados de EMG em relação à potência, onde o ponto de interseção dessas duas retas foi utilizado como critério. Adicionalmente, realizou-se uma extrapolação dos dados, permitindo o ajuste de uma terceira reta, cujo ponto de interseção foi utilizado como critério para um segundo limiar por EMG. O LL foi calculado com base no aumento abrupto e por concentração fixa de 4mmol/L ou LL₄. Na comparação dos dados de LV e LL com os limiares por EMG não foram observadas diferenças significativas entre o LL e primeiro limiar por EMG, ocorrendo o mesmo entre o LV e LL. Além disso, os autores reportaram também alto grau de concordância entre LL₄ e o segundo limiar por EMG. No entanto, cerca de 10% da amostra não corresponderam ao critério para determinação do primeiro limiar por EMG.

Candotti e colaboradores (2008) também avaliaram o grau de concordância entre EMG e LT num grupo de ciclista recreacionais. Os músculos avaliados também foram o reto femoral e vasto lateral. O critério empregado na determinação do limiar através do sinal de EMG foi o mesmo utilizado na determinação do primeiro limiar por EMG no trabalho de Lucia e colaboradores (1999). O LL foi computado com base no método transformada log log. Os resultados indicam alto grau de concordância entre o limiar obtido por EMG e LL.

Maestu e colaboradores (2006) investigaram as metodologias para determinação do limiar por EMG empregadas por Moritani e colaboradores (1993) e Lucia e colaboradores (1999) num protocolo em remoergômetro utilizando as distâncias percorridas de 500, 1000 e 2000 metros como referência para determinação da intensidade de esforço. A amostra foi composta por remadores participantes do campeonato nacional e os dados de EMG foram obtidos no músculo vasto lateral. Esses dados foram comparados à detecção dos limiares ventilatórios por ergoespirometria. Os resultados reportados indicam a ausência de diferenças significativas na comparação do limiar de EMG com base nos critérios de Moritani e colaboradores (1993) e o segundo limiar ventilatório.

Resultados semelhantes aos acima mencionados confirmam a viabilidade para utilização do EMG na detecção do LL e do LV (MAESTU *et al.*, 2006; HUG *et al.*, 2003; KANG *et al.*, 2014). No entanto, em relação ao LL todos os trabalhos utilizam ciclo ergômetro, limitando um pouco a extrapolação de seus achados.

Grassi e colaboradores (1999) investigaram a relação entre NIRS e concentrações sanguíneas de lactato em desenho experimental com teste progressivo em cicloergometro. A NIRS possibilita a avaliação da relação entre as concentrações de hemoglobina ligada ao oxigênio (Oxi-Hb) e a dissociada do mesmo (D-Hb) no músculo. A amostra foi composta por 5 montanhista experientes e a NIRS foi avaliada no músculo vasto lateral. Os resultados revelam um decréscimo do delta entre Oxi-Hb e D-Hb em torno de 60% do esforço máximo, indicando um aumento desta última. Essa intensidade de esforço a qual ocorreu o decréscimo do delta Oxi-Hb e D-Hb foi altamente correlacionada com a concentração de 2mmol/L, considerada como uma variação da técnica OBLA para determinação do LL. Os resultados foram creditados à interpretação da redução da oxigenação dos músculos e facilidade da dissociação do

oxigênio em relação à hemoglobina por indução de acidose associada a ocorrência do LL.

Em outro trabalho com o emprego de NIRS, Karatzanos e colaboradores (2010) investigaram a possibilidade de se estimar o LV em protocolo de esforço progressivo utilizando esteira rolante. O musculo avaliado foi o gastrocnemio e os limiares com base em NIRS foram computados pela redução dos valores de percentuais de saturação (StO₂) e a utilização da técnica D-max normalmente utilizada na análise do LL. Os autores reportam dois padrões cinéticos de StO₂, descritos como padrão U e padrão lin, sendo o primeiro marcado por uma redução inicial, aumento, estabilização e uma redução gradual. O padrão lin foi marcado por uma estabilização e redução abrupta. Os resultados reportam alto grau de concordância entre a intensidade relacionada a redução da StO₂ e LV. No entanto, o mesmo grau de concordância não ocorreu com relação ao limiar calculado pelo método D-max aplicado aos dados de NIRS e LV.

Kuznetsov (2015) avaliaram a possibilidade de se estimar o LL pelo uso em conjunto das técnicas de EMG e NIRS em teste de esforço progressivo em cicloergometro e um teste empregando extensão do joelho em um ergômetro modificado. A base para tal proposição seria a hipótese de associação entre a oxigenação do musculo e o aumento do recrutamento e taxa de disparo de potenciais de ação das unidades motoras. Os resultados observados indicam um coeficiente de correlação linear na ordem de 0,78 para o teste em ciclo ergômetro e ausência de resultados com relação ao teste de extensão do joelho, devido a impossibilidade de se observar variações de lactato mediante o exercício envolvendo um pequeno volume muscular.

Com base nos trabalhos apresentados, pode-se especular que a utilização da NIRS na detecção do LL como promissora.

Alvarenga & Souza (2008) utilizaram a técnica BIS-STEP baseada na resposta de corrente a um degrau de tensão na estimativa do LL. O protocolo experimental consistiu de um teste de esforço progressivo em cicloergometro de membro inferior, com mensuração pareada de bioimpedância elétrica e lactato sanguíneo. O segmento corporal avaliado por bioimpedância foi a coxa em posições padronizadas e entre os estágios progressivos do teste. A resposta de corrente ao degrau de tensão foi modelada por um circuito elétrico considerado representativo do segmento corporal estudado,

sendo investigada a sensibilidade dos parâmetros do modelo elétrico com relação à cinética de lactato sanguíneo. A partir destes resultados parciais, os parâmetros com maior sensibilidade foram escolhidos para a realização de uma regressão linear que fornecesse como saída a estimativa do limiar de lactato. Foi observada uma correlação linear de 0,96 entre as estimativas produzidas pelo método tradicional de lactacidemia, utilizando o LL4 e pela técnica BIS-STEP. No que diz respeito aos resultados com relação a BIS, os autores relatam uma redução da mesma durante a evolução do esforço no teste. Seus achados indicam a possibilidade de avaliação do desenvolvimento de fadiga sistêmica relacionada à variação dos níveis de lactacidemia.

A técnica BIS-STEP tem sido utilizada em estudos sobre outros aspectos relacionados à atividade metabólica muscular, como por exemplo, na investigação da força isométrica produzida em diferentes ângulos articulares (COUTINHO *et al.*, 2012) e fadiga muscular (JOTTA *et al.*, 2012; COUTINHO *et al.*, 2016). Esses resultados indicam um potencial da técnica BIS-STEP para avaliação da fadiga muscular, semelhante a outras técnicas não invasivas, como EMG, também utilizadas com esse propósito (PETROFSKY E LIND, 1981; CHESLER *et al.*, 1997).

4 Materiais e Métodos

Uma vez que o presente trabalho tem por objetivo gerar uma estimativa do LL com base em parâmetros de BIS, os procedimentos experimentais empregados serão expostos sequencialmente, divididos em 6 subseções: casuística; protocolo experimental; medidas de bis; medidas de lactacidemia; análise e processamento dos dados e tratamento estatístico.

4.1. Casuística

Participaram desse estudo 21 indivíduos, 18 do sexo masculino e 3 do sexo feminino (idade: $20,3 \pm 1,4$ anos e tempo de treino: $6,1 \pm 2,2$ anos). Todos os voluntários eram atletas profissionais de remo e se encontravam em plena temporada desportiva. Os testes foram realizados dentro do escopo do planejamento da Comissão Técnica do Departamento de Remo do Clube de Remo do Flamengo (CRF). Todos os sujeitos foram informados com relação aos procedimentos adotados no estudo e preencheram o termo de consentimento livre e esclarecido, tendo sido o protocolo experimental submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho sob o nº 1.343.260.

4.2. Protocolo Experimental

Para a coleta dos dados foi realizado um teste de esforço progressivo em caráter máximo, com interrupção voluntária em remo ergômetro (Concept, EUA). O teste progressivo foi composto por estágios de cinco minutos, com diminuição progressiva do tempo de passagem de 500 metros a cada estágio. O tempo foi pré-estabelecido (Tabela 4.1) de acordo com a categoria de peso em conformidade com os padrões adotados pela comissão técnica do clube e conforme previamente registrado pela literatura em protocolos de esforço progressivo por incremento de carga fixa (BENEKE *et al.*, 2001). Foram utilizados intervalos de dois minutos entre os estágios. Ao final de cada estágio de cinco minutos foram coletados os dados de BIS pareados com coletas de amostras

sanguíneas e, consequentes medições de lactato sanguíneo. A punção sanguínea foi realizada na extremidade do dedo indicador do voluntário, desprezando-se as duas primeiras gotas e analisando-se somente a terceira. A avaliação da concentração de lactato sanguíneo foi realizada através do analisador portátil Accutrend Plus (Roche Diagnostics, Suíça), cujo desempenho tem sido avaliado como concordante com analisadores considerados padrão ouro (BALDARI *et al.*, 2009)

Os dados de BIS foram adquiridos com o membro inferior em posição padronizada com o joelho em extensão. Os voluntários foram instruídos a não contrair a musculatura para aquisição dos dados de BIS, mantendo-se em recuperação passiva. A FC foi aferida a cada minuto do estágio de esforço. Além dos dados de BIS, FC e de lactacidemia foram registrados ao final de cada teste, em função do estágio desempenhado: voga (média), potência (média), tempo de passagem de 500 m (média).

Tabela 4.1 - Tempo de passagem para 500 m para cada estágio (Est. nº) de esforço progressivo por gênero e pesos leve (PLE) e peso livre (PLI) estímulo estabelecidos com base nas categorias para ambos os gêneros

Categoria	Est. 1	Est. 2	Est. 3	Est. 4	Est. 5	Est. 6
Feminino						
PLE	2'31	2'24	2'17	2'10	2'03	1'56
Feminino						
PLI	2'30	2'22	2'14	2'06	1'58	1'50
Masculino						
PLE	2'11	2'04	2'07	1'57	1'50	1'36
Masculino						
PLI	2'10	2'02	1'54	1'46	1'38	1'30

Est. nº é o estágio de do teste de esforço e seu número respectivo; PLE é categoria peso leve; PLI é categoria peso livre.

O teste foi interrompido mediante a sinalização do alcance do nível máximo de esforço pelo voluntário. Caso o atleta tenha se sentido capaz de continuar o esforço ao final do sexto estágio, era realizado um sétimo estágio com o tempo de passagem de 1'22. Esse procedimento garante o caráter progressivo do teste de esforço e caracterização do mesmo como um teste de esforço máximo. Após a interrupção do teste foi realizado o período de recuperação, em velocidades livres cada vez menores até que os valores de frequência cardíaca retornassem aos níveis basais pré-teste.

A preparação para o teste de esforço progressivo se iniciou com a remoção da camada de *stratum corneum* através de abrasão com gaze e soro fisiológico para a colocação de eletrodos. Estes procedimentos foram realizados na parte anterior da coxa, objetivando a colocação de eletrodos para aquisição dos dados de BIS. Foram utilizados 2 eletrodos metálicos com 12 cm² de área (Figura 3.1) com gel eletrolítico condutivo (Mercur, Brasil) com objetivo de minimizar o efeito de impedância do eletrodo e melhorar a precisão das medidas de BIS em consenso com recomendações recentes para o bom registro dos dados (BARTELS *et al.*, 2015).



Figura 4.1 - Eletrodos utilizados na aquisição dos dados de BIS

Os eletrodos foram colocados a 20% da distância entre o bordo superior da patela e a espinha ilíaca anterior superior, deslocado lateralmente 5 cm da borda lateral da patela no membro dominante inferior direito. A distância entre os eletrodos foi de 9 cm centro a centro, uma vez que o método utilizado foi bipolar e respeitou-se as recomendações de não exceder a distância de 15 cm entre eletrodos (RUTKOVE *et al.*, 2005). De modo a garantir a integridade da interface na aquisição de dados, ao constatar elevado nível de sudorese nos estágios mais intensos do teste, utilizou-se um papel

toalha para eliminar o excesso de suor na coxa do avaliado na região dos eletrodos. Os eletrodos e fios próximos à interface foram fixados na coxa com fita elástica de algodão (Kinesiotaping, EUA), diminuindo as chances de artefatos de movimento e garantindo a estabilidade das propriedades da interface eletrodo-pele. O arranjo de eletrodos e fixação dos fios próximos a interface pode ser visualizado na Figura 4.2.



Figura 4.2 – Foto ilustrando a disposição e fixação dos eletrodos e fios.

4.3. Medidas de BIS

As medidas de BIS foram realizadas pelo método BIS-STEP previamente explicitado. A utilização desse método implicou na busca por um modelo elétrico capaz de representar a impedância do músculo. Tal modelo foi utilizado para se extrair uma expectativa teórica em relação aos dados experimentais. Nesse contexto, a caracterização do componente intracelular não só por elementos resistivos, mas também por elementos capacitivos têm sido sugerida (SHIFFMAN E RUTKOVE, 2008). Com base nessas recomendações e objetivando uma boa interpretação com relação aos aspectos associados ao metabolismo do músculo durante o exercício optou-se pela adoção do modelo apresentado na Figura 4.3, onde o meio intracelular foi representado por três elementos: capacitância de organela celular (C_o), resistência de organela (R_o) e a resistência do meio intracelular R_i . O resto do modelo diz respeito ao modelo de bioimpedância comumente utilizado na técnica BIS-STEP e previamente mencionado na seção 2.5.7.

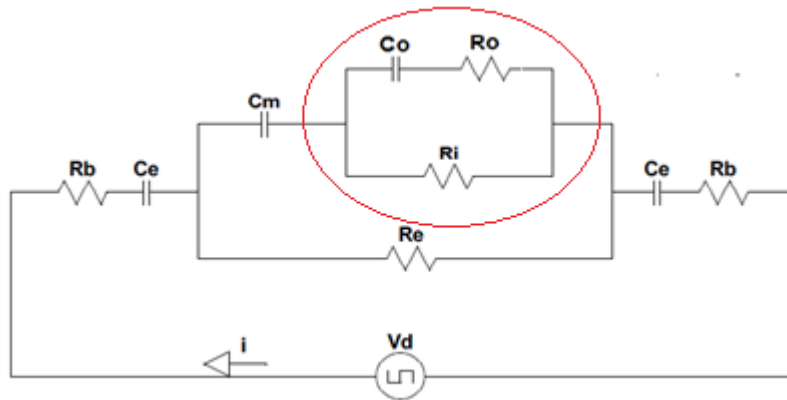


Figura 4.3 - Modelo elétrico adotado para a interpretação da resposta de corrente ao degrau de tensão, mostrando na parte circundada a parte correspondente ao meio intracelular, representada pelos componentes Co, Ro e Ri.

Com base na resposta de corrente adquirida foram extraídos os parâmetros do modelo elétrico através de processo de minimização do erro médio quadrático entre os dados experimentais e a expectativa teórica obtida pelo modelo. Os parâmetros extraídos do modelo elétrico (figura 3.3) foram: capacitância de eletrodo (Ce), resistência extracelular (Re), capacitância de membrana (Cm), resistência intracelular (Ri), resistência de organela (Ro) e capacitância de organela (Co). O parâmetro resistivo referente à impedância de eletrodo (Rb) foi computado com base na resistividade e dimensões do eletrodo metálico, não sendo otimizado pela rotina de minimização de erro. Ressalta-se que devido à grande dimensão dos eletrodos, Rb possui ordem de grandeza inferior a dos outros elementos do modelo utilizado, reduzindo a influência do mesmo a cerca do resultado obtidos nos outros parâmetros de BIS. Além dos parâmetros acima mencionados computou-se a resistência equivalente em frequências infinitas (Rinf) do modelo adotado.

A resposta em corrente ao degrau de tensão de magnitude vd no domínio de Laplace pode ser escrita como

$$I(s) = i_p \frac{s^2 + As + B}{s^3 + Cs^2 + Ds + D} \quad (4.1)$$

em que

$$i_p = \frac{V_d}{R_b + \left(\frac{R_e R_i R_o}{R_i R_o + (R_i + R_o) R_e} \right)} \quad (4.2)$$

$$A = \frac{[(R_e + R_i)C_m + (R_i + R_o)C_o]}{[(R_i - R_o) + (R_i + R_o)R_e]C_m C_o}, \quad (4.3)$$

$$B = \frac{1}{[R_i R_o + (R_i + R_o)R_e]C_m C_o}, \quad (4.4)$$

$$C = \frac{(R_e + R_i)R_b C_m C_e + (R_i + R_o)R_b C_o C_e + [R_i R_o + (R_i + R_o)R_e]C_m C_o + (R_i + R_o)R_e C_o C_e + R_e R_i C_m C_e}{\{[R_i R_o + (R_i + R_o)R_e]R_b + R_e R_i R_o\}C_m C_o C_e}, \quad (4.5)$$

e

$$D = \frac{(R_e + R_i)C_m + (R_i + R_o)C_o + (R_e + R_b)C_e}{\{[R_i R_o + (R_i + R_o)R_e]R_b + R_e R_i R_o\}C_m C_o C_e}. \quad (4.6)$$

A equação (1) pode ser expandida em frações parciais como

$$I(s) = i_p \left[\frac{k_1}{(s-p_1)} + \frac{k_2}{(s-p_2)} + \frac{k_3}{(s-p_3)} \right], \quad (4.7)$$

onde p_1 , p_2 , e p_3 são as raízes do denominador da equação, ou seja, polos de $I(s)$, e k_1 , k_2 , e k_3 são os resíduos.

A partir da transformada inversa de Laplace da equação 7, a resposta de corrente no domínio do tempo pode ser escrita conforme a equação (8).

$$i(t) = i_p [k_1 e^{p_1 t} + k_2 e^{p_2 t} + k_3 e^{p_3 t}]. \quad (4.8)$$

Segundo o modelo do circuito elétrico da Figura 3.3, a expectativa da resistência equivalente em frequências muito elevadas (R_{inf}) é dada pela equação (9).

$$R_{inf} = \frac{R_i R_o + R_e R_o + R_i R_e}{R_e R_i R_o} + 2R_b \quad (4.9)$$

4.4. Medidas de Lactacidemia

A determinação do LL foi realizada com base no método de concentração fixa de 4 mmol/L (LL₄) e no método de cinética individual denominado Dmax (LL_{Dmax}),

ambos consagrados pela literatura em relação ao seu uso no remo (COSGROVE *et al.*, 1999; FORSYTH *et al.*, 2012).

A ampla utilização do método LL_4 se deve ao fato da potência atribuída ao mesmo ser considerada um bom preditor de desempenho, em função do alto grau de correlação entre esta e o tempo de prova (COSGROVE *et al.*, 1999). Com base nessa proposição, a potência associada a concentração de 4 mM tem sido recomendada para prescrição do treinamento e, em associação com o VO_2 , utilizada como indicador de bom desempenho individual do remador (HARTMANN *et al.*, 1990).

Por outro lado, o método Dmax, se caracteriza inicialmente pelo estabelecimento de uma reta entre o ponto inicial e final da cinética de lactato. A partir disso é identificada a potência correspondente a maior distância ortogonal da reta à curva que descreve a cinética individual de lactato do atleta (CHENG *et al.*, 1992). A característica do método Dmax de estimar uma potência correspondente ao LL através da cinética individual, em contrapartida a métodos que utilizam uma concentração fixa, possibilita que o mesmo atleta seja avaliado ao longo da temporada com menor influência de condições pré-testes não padronizadas, como por exemplo, a ingestão diferenciada de carboidratos no dia que antecede o teste. Essa característica fundamenta a viabilidade reportada pela literatura de uso do Dmax no remo (FORSYTH *et al.*, 2012).

Foram desenvolvidos algoritmo em MATLAB 7 (Mathworks, EUA) para a determinação automática do LL_4 e LL_{Dmax} . Ressalta-se que o algoritmo para detecção do LL_{Dmax} não adotou nenhuma hipótese sobre a curva teórica a ser ajustada aos dados das concentrações de lactato, sendo, portanto, mais geral que outros apresentados na literatura que se baseiam no ajuste de funções exponenciais ou funções cúbicas. Esse fato é particularmente relevante, uma vez que a utilização de um polinômio ou função exponencial para ajuste dos dados tem sido estudada na determinação desse limiar, podendo ser considerada como influente na determinação do mesmo (MACHADO *et al.*, 2011).

A aquisição de dados de BIS foi realizada por um programa desenvolvido em LabVIEW 8.2 (National Instruments, EUA). A resposta de corrente ao degrau de tensão foi adquirida a uma taxa de 1,25 MHz por uma placa AD (NI USB-6251, National Instruments, EUA). Os parâmetros oriundos do modelo elétrico adotado foram computados por uma rotina desenvolvida em MATLAB 7 (Mathworks, EUA).

Uma vez que cada atleta apresenta diferentes valores de LL_{Dmax} e LL_4 , a fim de permitir uma melhor exploração inicial das cinéticas de cada parâmetro de BIS realizou-se um procedimento de normalização das potências dividindo-se as potências registradas no teste pela potência correspondente ao limiar LL_{Dmax} . Essa normalização resultou em um gráfico no qual as potências atribuídas aos limiares de lactato correspondem sempre ao valor unitário no eixo das abcissas.

Como os valores dos parâmetros de bioimpedância (C_e , R_e , C_m , R_i , R_o e C_o) são sujeitos dependentes, ao invés de se investigar a cinética dos valores optou-se por avaliar a cinética das variações relativas (VR) desses parâmetros em relação aos seus valores basais, ou seja, aqueles relativos ao começo do teste progressivo.

Além de se investigar as cinéticas das variações dos parâmetros de BIS, observou-se também a cinética da primeira e segunda derivadas das cinéticas dos parâmetros em relação à progressão do esforço em termos das potências normalizadas. Dessa forma a cinética das variações relativas dos parâmetros de BIS, assim como suas derivadas primeira e segunda foram exploradas, procurando-se identificar mudanças que fossem comuns aos voluntários e que pudessem ser utilizadas na estimativa não invasiva do LL por bioimpedância.

4.5. Tratamento Estatístico

Realizou-se uma análise estatística exploratória das estimativas de LL por lactacidemia e das desenvolvidas com base no método BIS (LL_{BIS}) através das medianas e seus respectivos quartis utilizando Box plots. Calculou-se também o coeficiente de correção linear entre a estimativa LL_{BIS} e os LL_s estudados, assim como entre os dois métodos clássicos invasivos.

A concordância entre as estimativas LL_{BIS} e os métodos LL_{Dmax} e LL_4 foram avaliadas por meio da análise de *Bland-Altman* (BLAND e ALTMAN, 1986).

5 Resultados

5.1. Antropométricas da Amostra

Os dados descrevendo as características antropométricas da amostra e idade dos atletas em média e desvio padrão são apresentados na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Características antropométricas da amostra estudada

Amostra	Média	±DP
Idade (anos)	20	2
MC (kg)	79,5	11,8
Estatura (cm)	182,8	9,2

MC é massa corporal; DP significa desvio padrão.

5.2. Resultados da Análise de BIS e Lactacidemia

A cinética dos parâmetros de BIS apresentou uma variação considerável em relação aos valores basais e padrões de variação, sendo essa variabilidade maior para alguns parâmetros e menor para outros. Um exemplo é a cinética de Ri (figura 5.1), onde se pode observar algumas cinéticas diferentes das demais, assim como valores basais com diferentes ordens de grandeza e valores iniciais de potência menores para as três atletas do gênero feminino avaliadas. Além disso, o fato da potência correspondente ao LL ser diferente para cada atleta testado dificultou a interpretação da cinética do parâmetro com relação à fisiologia associada a ocorrência do LL com a cinética dos voluntários num mesmo gráfico.

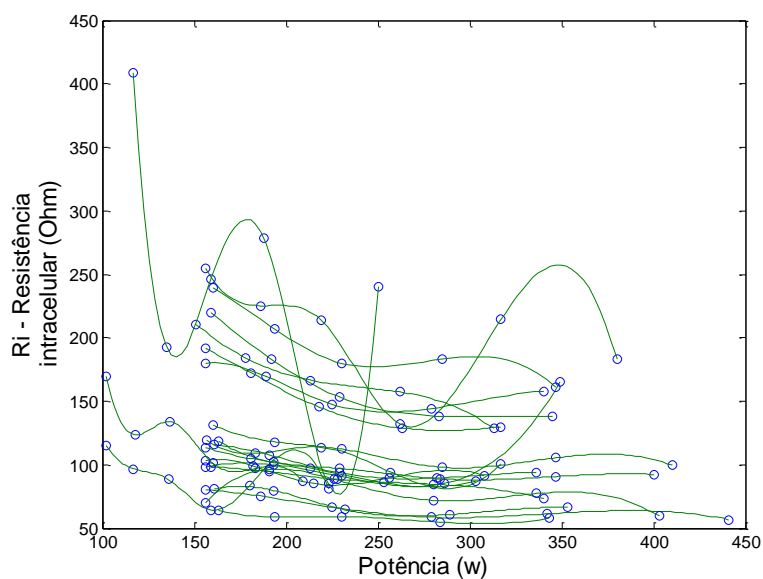


Figura5.1 – Cinética do parâmetro Ri dos voluntários testados

Um grupo de 9 atletas foi utilizado para se exemplificar as cinéticas dos parâmetros de BIS consideradas “típicas”. Os parâmetros resistivos Ri e Re, inicialmente sem o processo de normalização das potências de esforço, onde o primeiro exibe uma redução em relação a carga inicial, alternando flexões ascendentes e descendentes após o segundo estágio de esforço, enquanto o segundo exibe padrão contrário com aumentos e alternâncias de variações positivas e negativas (figuras 5.2. e 5.3).

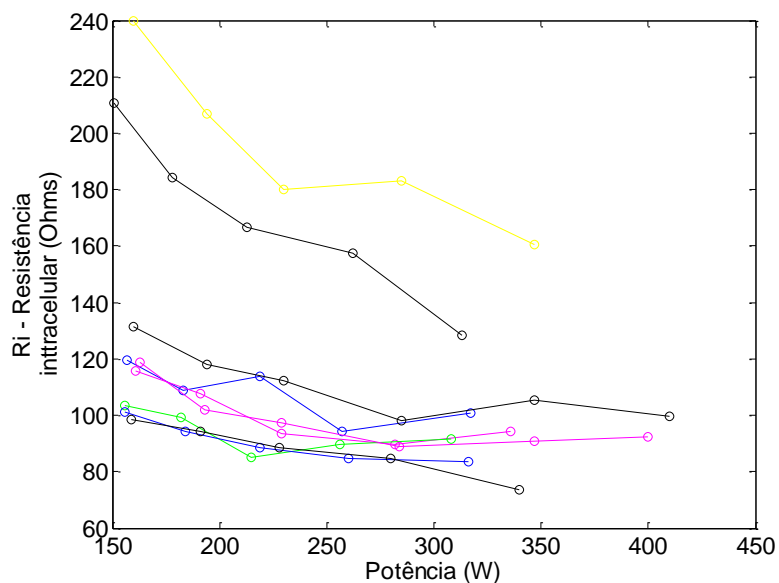


Figura 5.2 - Cinéticas individuais da resistência intracelular (Ri) em relação à potência

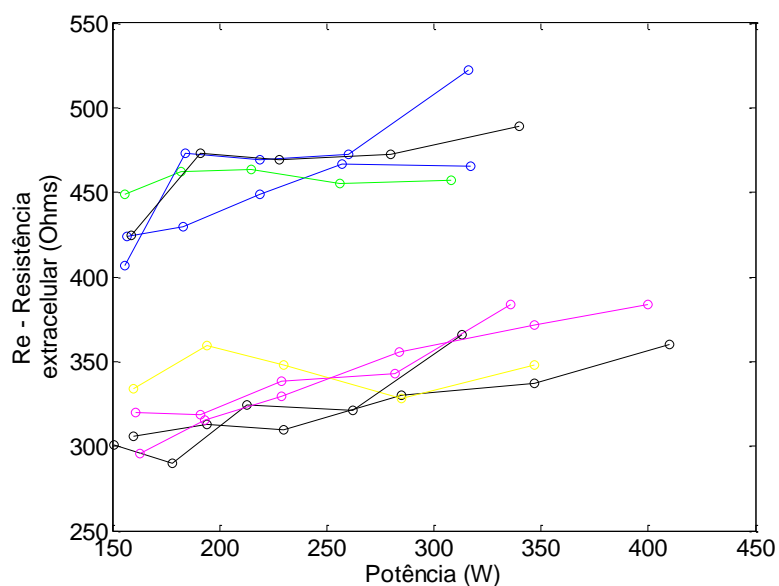


Figura 5.3 - Exemplo de cinéticas individuais do parâmetro Re em relação à progressão da potência desempenhada no teste para 9 voluntários

De modo análogo, as cinéticas de R_o e R_{inf} e dos parâmetros capacitivos C_m , C_o e C_e , podem ser vistas nas Figuras 5.4 e 5.5, respectivamente. Pode-se constatar uma variação de diferentes padrões individuais em R_o , enquanto R_{inf} exibe um padrão de redução. Com relação a C_m , C_o e C_e , os dois primeiros parecem se modificar pouco

com a potência desempenhada enquanto o terceiro apresenta maior variabilidade em cada sujeito testado e um padrão de crescimento.

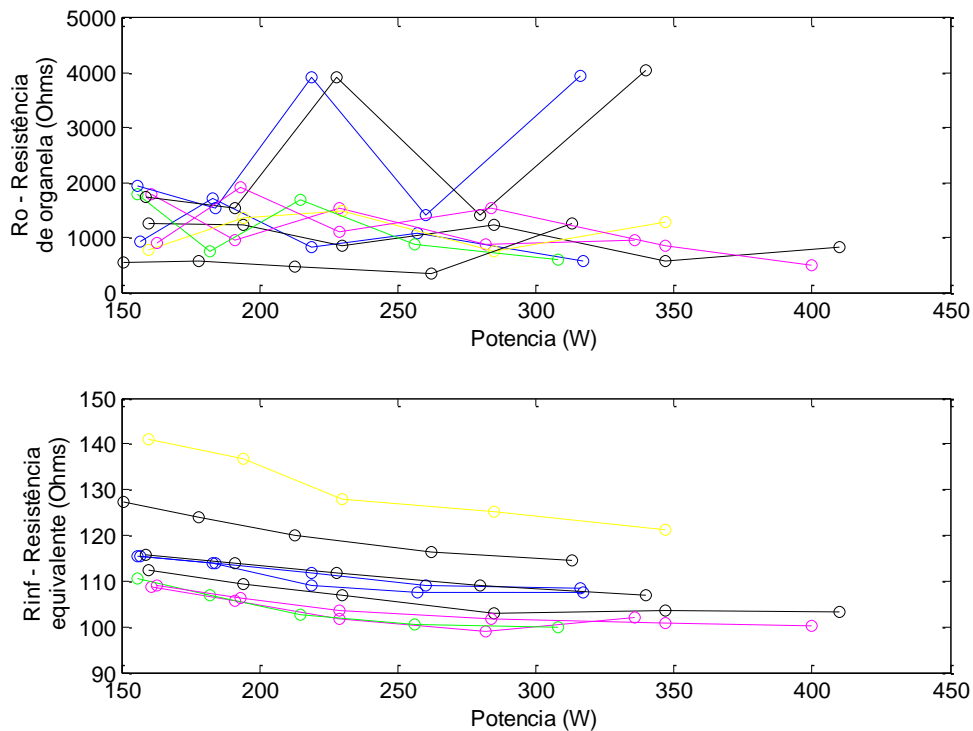


Figura5.4 - Exemplo de cinéticas individuais dos parâmetros Ro e Rinf em relação à progressão da potência desempenhada no teste para 9 voluntários

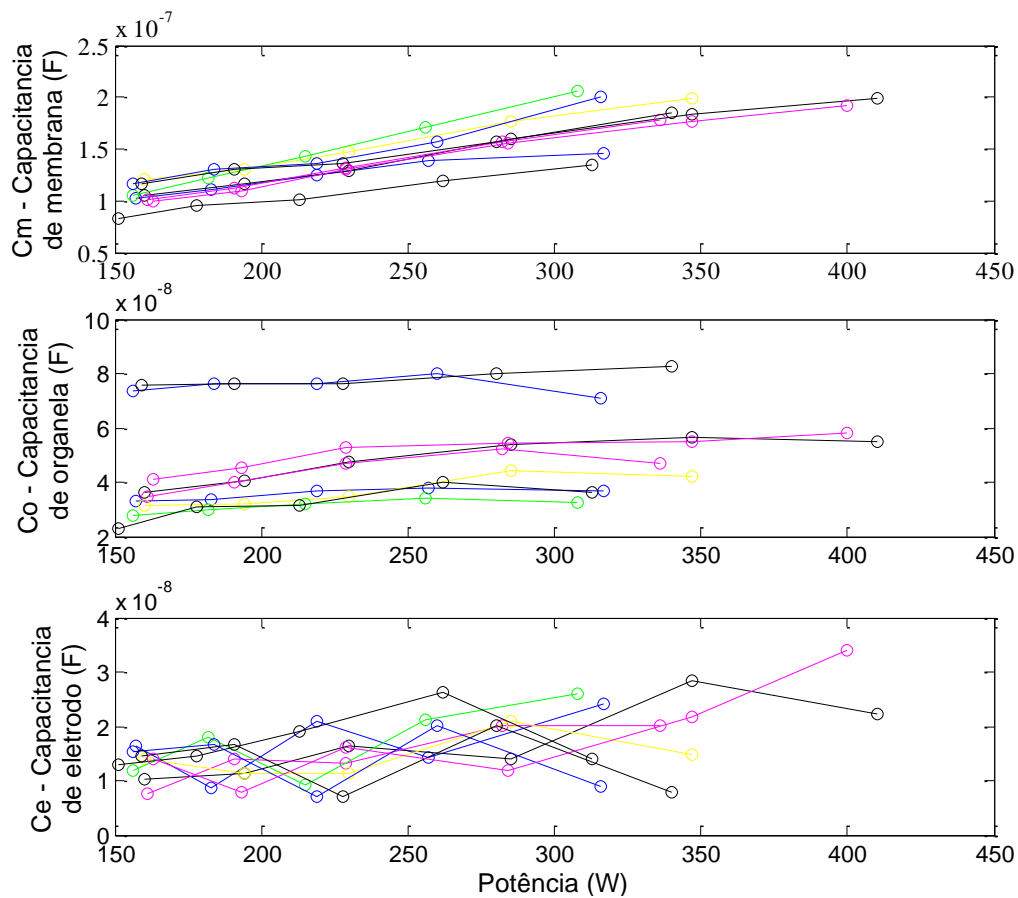


Figura 5.5 - Exemplo de cinéticas individuais dos parâmetros Cm, Co e Ce em relação à progressão da potência desempenhada no teste para 9 voluntários

De um modo geral a exploração visual das cinéticas dos parâmetros de BIS permitiu observar um decréscimo nos valores de R_i e R_{inf} , e um aumento nos valores de R_e , C_e , C_o e C_m em relação ao esforço. O fato de cada voluntário possuir uma potência diferente correspondente ao LL impossibilita a interpretação dos dados com relação a este último. Desse modo, as cinéticas desses parâmetros foram novamente exploradas, utilizando o processo de normalização (Figura 5.6). Além disso, juntamente com as cinéticas das variações relativas exploraram-se as derivadas primeira (figura 5.7) e segunda (figura 5.8) das mesmas. Ressalta-se novamente que o valor correspondente ao LL_{Dmax} foi utilizado para a normalização das potências de esforço, assumindo valor unitário nos gráficos (Figuras 5.6, 5.7, 5.8).

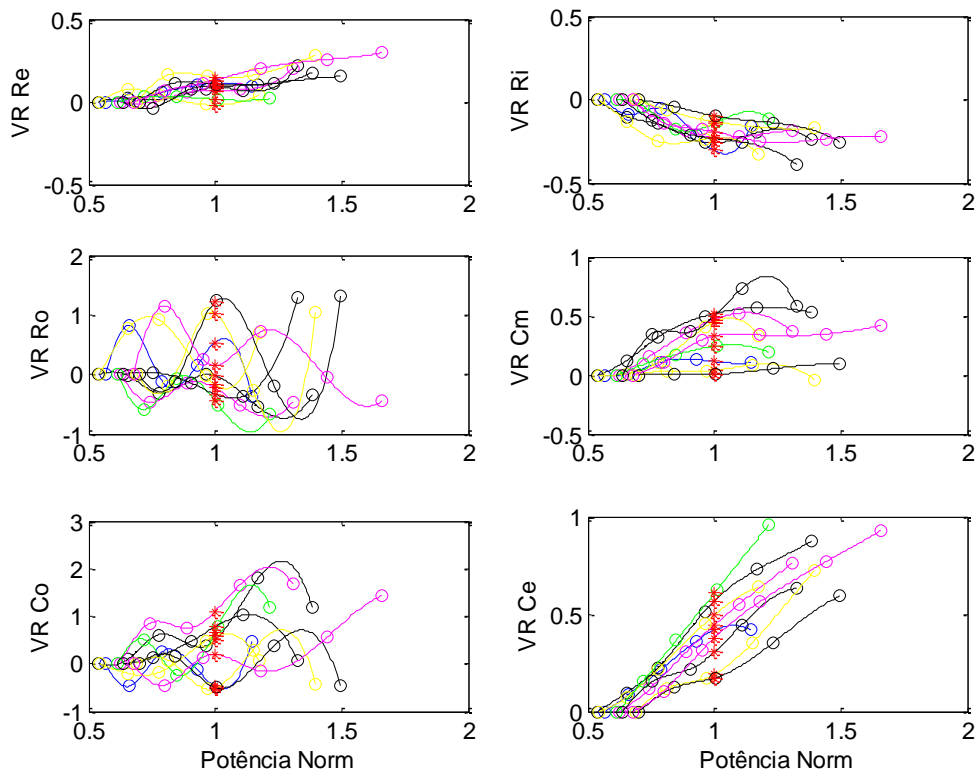


Figura 5.6 - Cinética das variações relativas (VR) dos parâmetros Re, Ro, Co, Ri, Cm e Ce, em relação às potências de esforço normalizadas pelo valor de LL_{Dmax} (Asterisco vermelho)

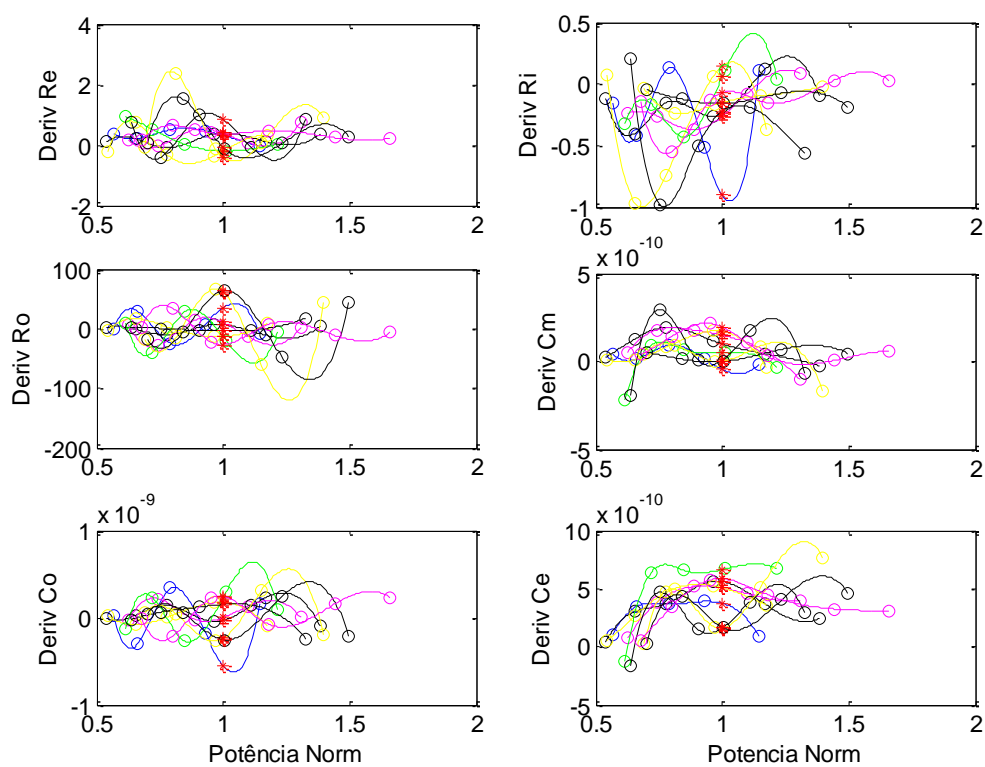


Figura 5.7 - Cinética da derivada (Deriv) dos parâmetros Re, Ro, Co, Ri, Cm e Ce, em relação às potências de esforço normalizadas pelo valor de LL_{Dmax} (Asterisco vermelho)

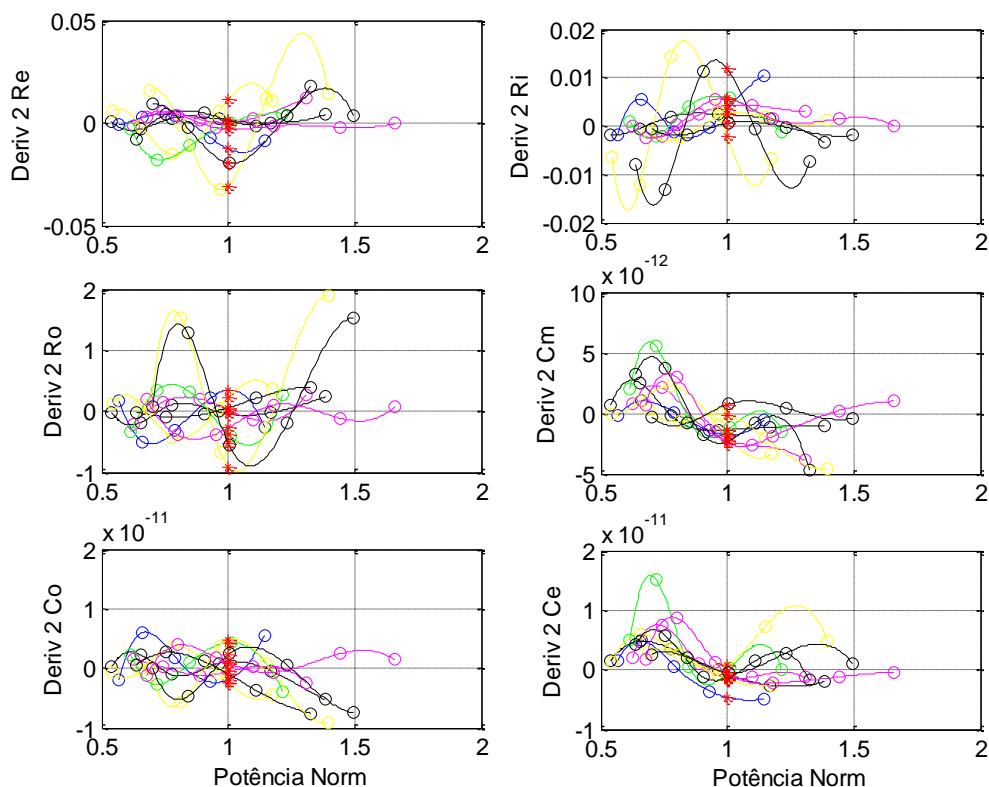


Figura 5.8 - Cinética da segunda derivada (Deriv 2) das variações relativas (VR) dos parâmetros Re, Ro, Co, Ri, Cm e Ce, em relação às potências de esforço normalizadas pelo valor de LL_{Dmax} (Asterisco vermelho)

Com base nas cinéticas individuais dos parâmetros de BIS normalizados, pode-se observar padrões de aumento e decréscimo das variações relativas, os quais não eram tão evidentes antes do processo de normalização. Nesse contexto, é possível evidenciar com clareza uma cinética crescente para as variáveis Ce, Cm, Re e uma decrescente com relação a Ri.

Dentre os parâmetros de BIS investigados, Re, Ri e Ce apresentaram uma cinética mais consistente, apresentando inclusive passagem por zero de suas segundas derivadas para potências atribuída ao LL.

Elencou-se o parâmetro Ce para a geração de LL_{Bis} , usando como critério para sua determinação o cruzamento por zero segunda derivada da variação relativa de Ce e homogeneidade entre os sinais. Na figura 5.8 pode-se verificar a similaridade na morfologia dos sinais no momento do cruzamento por zero. A título de exemplo, a

Figura 5.9 ilustra para um dos voluntários a determinação do LL_4 e LL_{Dmax} com base na cinética de lactato, assim como a estimativa LL_{Bis} .

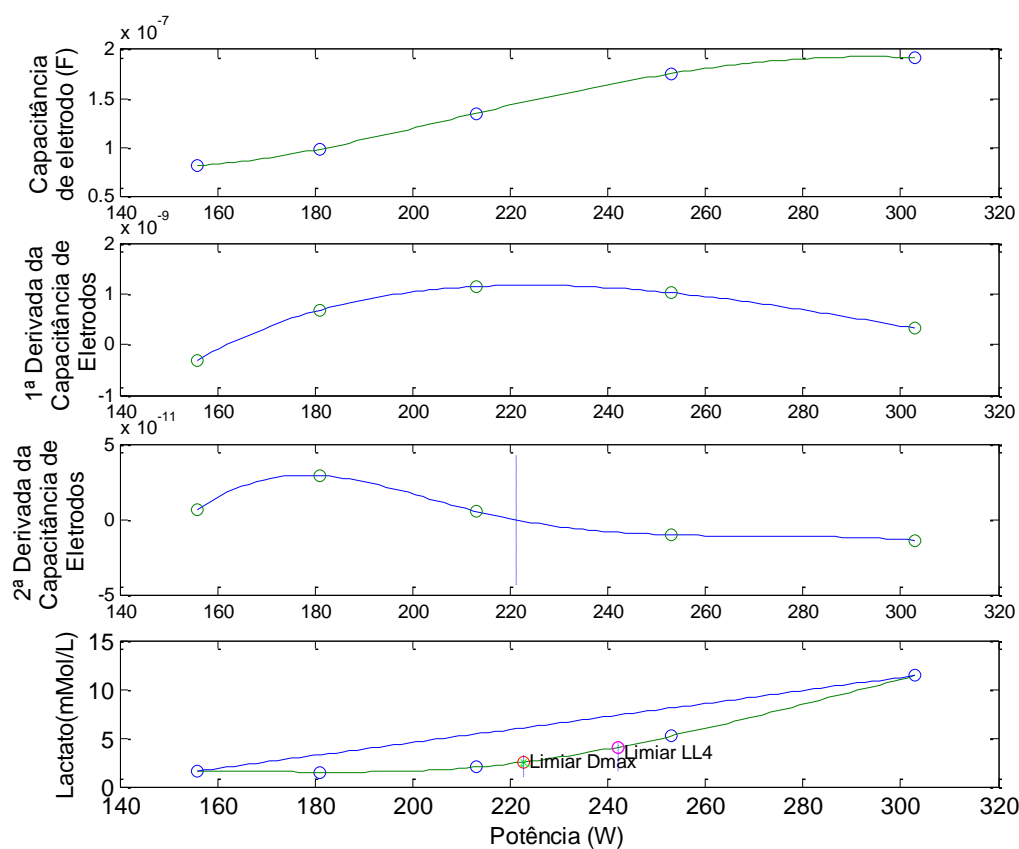


Figura 5.9 - Cinética de Ce, primeira derivada de Ce e segunda derivadas de Ce. A linha pontilhada marca o LL_{Bis} ; Limiares LL_4 e LL_{Dmax} na cinética de lactato

A mediana e os respectivos quartis das estimativas LL_{Bis} , LT_4 e LL_{Dmax} podem ser observadas através de seus respectivos *Boxplots* (Figura 5.9).

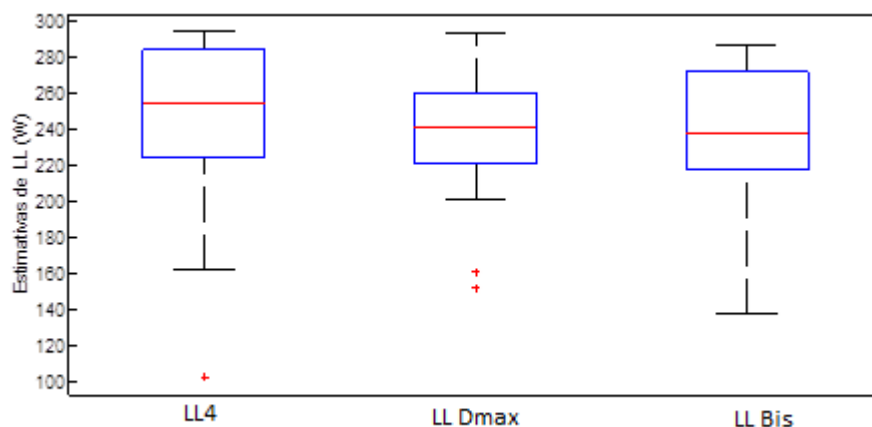


Figura 5.10 - *Box plots* das estimativas LL_4 , LL_{Dmax} e LL_{Bis}

O *scatter plot* entre as estimativas LL_{Bis} e LL_{Dmax} pode ser observado na Figura 5.11, onde o coeficiente de correlação linear foi de 0,86 ($p < 0,0005$). De modo análogo, a Figura 5.10 ilustra o *scatter plot* entre as estimativas LL_{Bis} e LL_4 , onde o coeficiente de correlação observado foi de 0,77 ($p < 0,0005$).

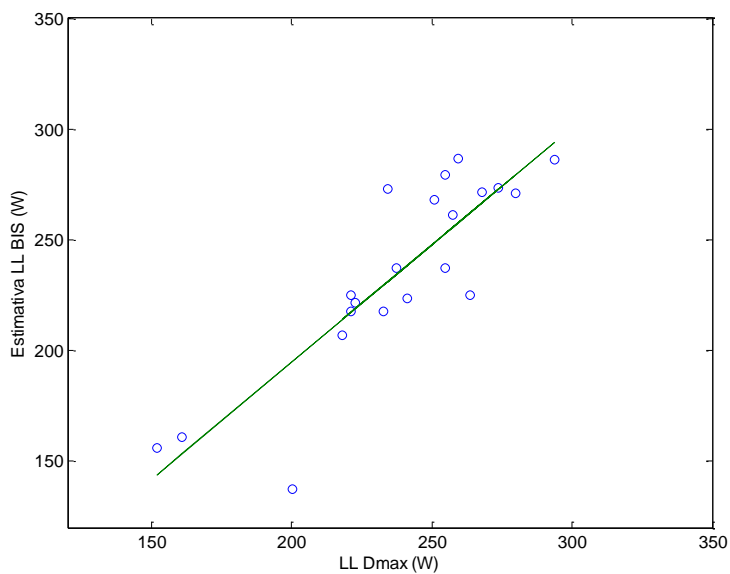


Figura 5.11 - *Scatter plot* das estimativas LL_{Dmax} e LL_{Bis}

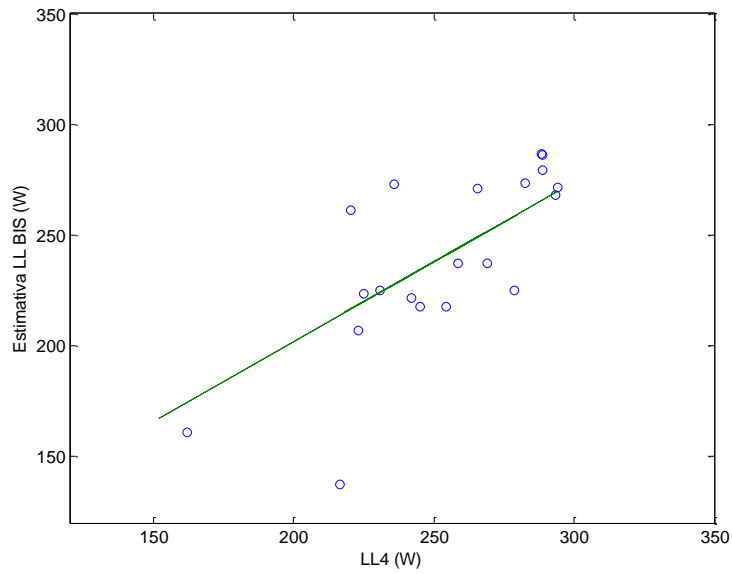


Figura 5.12 - *Scatter plot* das estimativas LL_4 e LL_{Bis}

A título de comparação entre os métodos clássicos, a Figura 5.13 ilustra o *scatter plot* entre as estimativas LL_{Dmax} e LL_4 , onde o coeficiente de correlação observado foi de 0,88 ($p < 0,0005$).

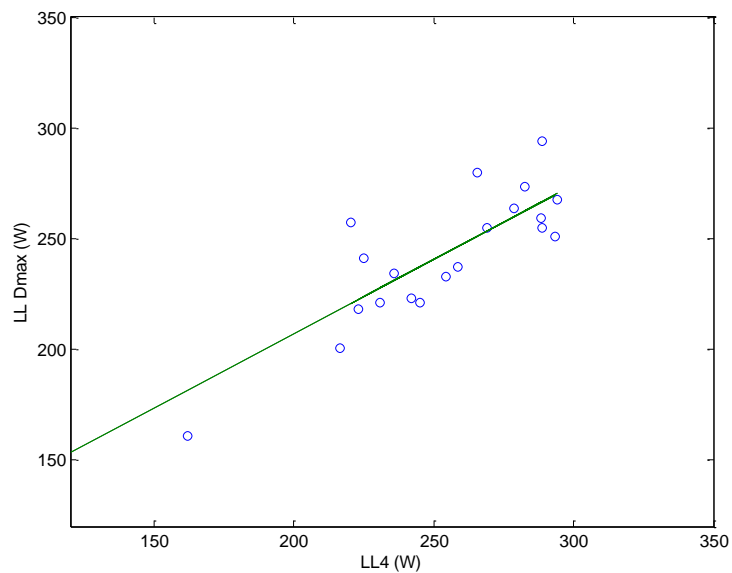


Figura 5.13 - *Scatter plot* das estimativas LL_4 e LL_{Dmax}

A concordância entre as estimativas LL_{Dmax} e LL_{Bis} , avaliado pela análise de *Bland-Altman* (Figura 5.14), pode ser considerada boa, uma vez que apresenta uma diferença média de 2,9 W.

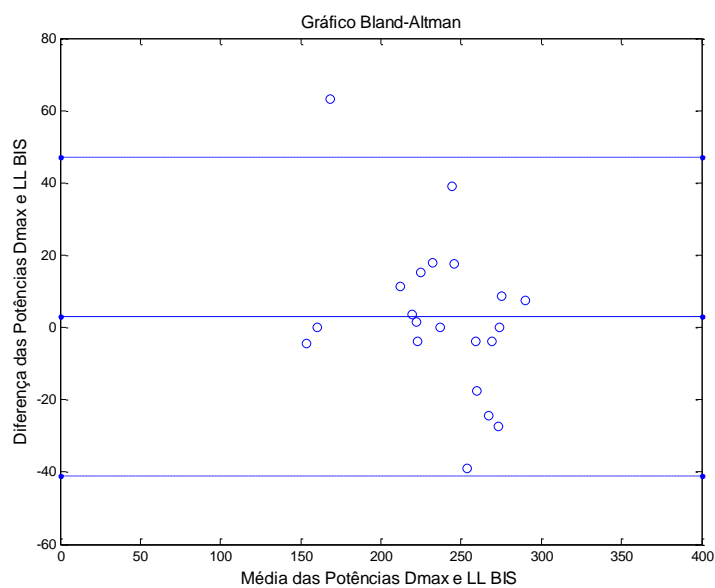


Figura 5.14 - Análise de *Bland-Altman* das estimativas LL_{Dmax} e LL_{Bis}

Por outro lado, a concordância entre as estimativas LL_4 e LL_{Bis} , avaliado pela análise de Bland-Altman (Figura 5.15), pode ser considerada um pouco pior, apresentando uma diferença média de 10,8 W.

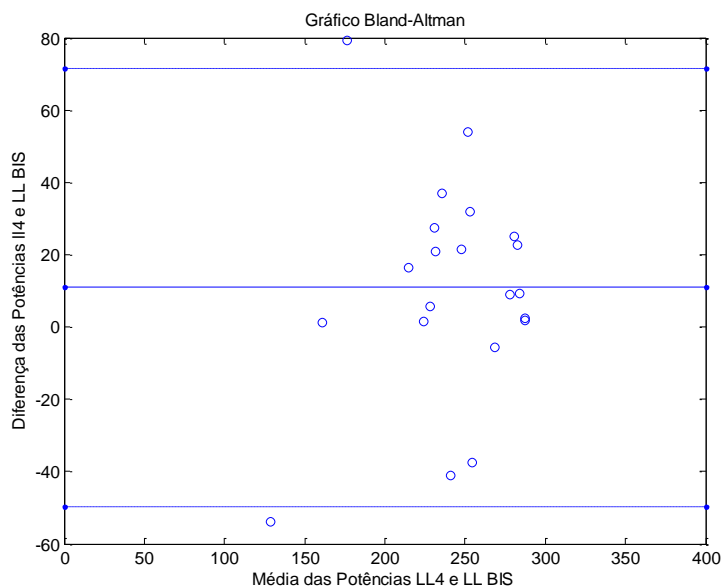


Figura 5.15 - Análise de *Bland-Altman* das estimativas LL_4 e LL_{Bis}

A Figura 5.16 ilustra o gráfico de Bland-Altman entre as estimativas LL_{Dmax} e LL_4 , mostrando uma diferença média de 7,9 W.

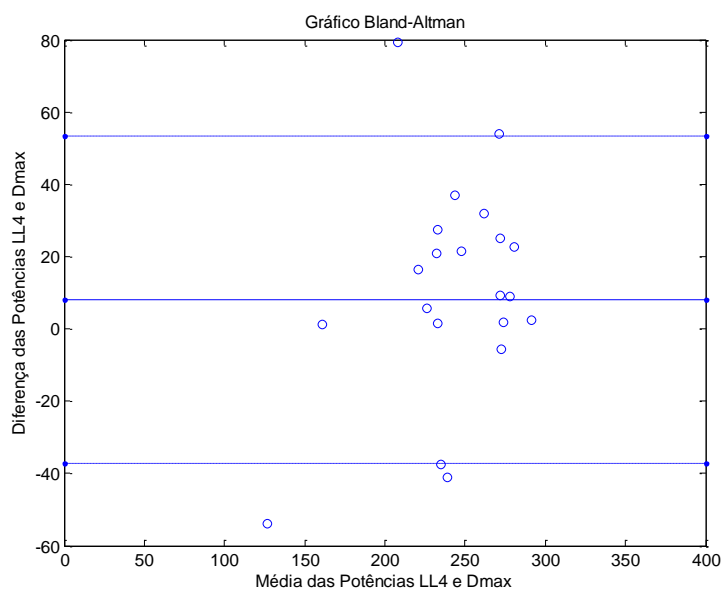


Figura 5.16 - Análise de *Bland-Altman* das estimativas LL_4 e LL_{Dmax}

De modo a se quantificar a uma estimativa de erro dos limiares LL_4 e LL_{Dmax} em relação ao LL_{Bis} calculou-se o valor absoluto do erro relativo (VAER) entre esses limiares. A média desse do valor absoluto do erro relativo para cada atleta avaliado pode se vista na tabela 5.2 onde pode se constatar menor erro entre LL_{Dmax} e LL_{Bis} com valor de 6,3 enquanto o erro entre LL_4 e LL_{Bis} foi 11,2.

Tabela 5.2 – VAER entre LL_{Bis} e os limiares LL_4 e LL_{Dmax} para cada voluntário e valor médio da amostra

Voluntário	LL_4 (W)	LL_{DMax} (W)	LL_{Bis} (W)	VAER entre LL_{Bis} e LL_4 (%)	VAER entre LL_{Bis} e LL_{Dmax} (%)
1	224,9	241,0	223,3	0,7	7,4
2	235,7	234,1	273,1	15,9	16,7
3	288,8	293,8	286,3	0,9	2,6
4	268,8	254,7	237,0	11,8	6,9
5	288,5	259,4	286,6	0,6	10,5
6	282,7	273,7	273,7	3,2	0,0
7	288,6	254,8	279,2	3,3	9,6
8	220,3	257,4	261,3	18,6	1,5
9	294,1	267,7	271,4	7,7	1,4
10	278,7	263,8	224,8	19,3	14,8
11	254,3	232,8	217,4	14,5	6,6
12	223,0	218,1	206,6	7,3	5,3
13	265,4	279,8	271,2	2,2	3,1
14	230,8	221,1	225,0	2,5	1,8
15	244,9	221,2	217,5	11,2	1,7
16	102,0	151,7	156,0	53,0	2,8
17	161,9	160,7	160,7	0,8	0,0
18	216,4	200,3	137,2	36,6	31,5
19	293,2	250,8	268,3	8,5	7,0
20	258,8	237,2	237,2	8,3	0,0
21	242,1	222,8	221,3	8,6	0,7
Média	245,9	237,9	235,0	11,2	6,3

VAER é o valor absoluto do erro relativo.

Considerando a boa concordância entre a estimativa LL_{Bis} e os limiares LL_{Dmax} e LL_4 foi desenvolvida uma equação (5.1) de predição da concentração de lactato sanguíneo em função do recíproco do parâmetro C_e .

$$\text{Concentração lactato} = -6,6246 \frac{1}{C_e^3} + 10,9921 \frac{1}{C_e^2} + 4,9018 \frac{1}{C_e} + 2,2073 \quad (5.1)$$

O coeficiente de correlação linear entre a estimativa da concentração de lactato sanguíneo (LactatoTeo) gerada pela equação de predição desenvolvida e a concentração

de lactato mensurada nos experimentos (LactatoExp) foi de 0,70 ($p < 0,05$) e erro médio quadrático de 0,88mmol/L, sendo o *scatter plot* ilustrado na Figura 5.17.

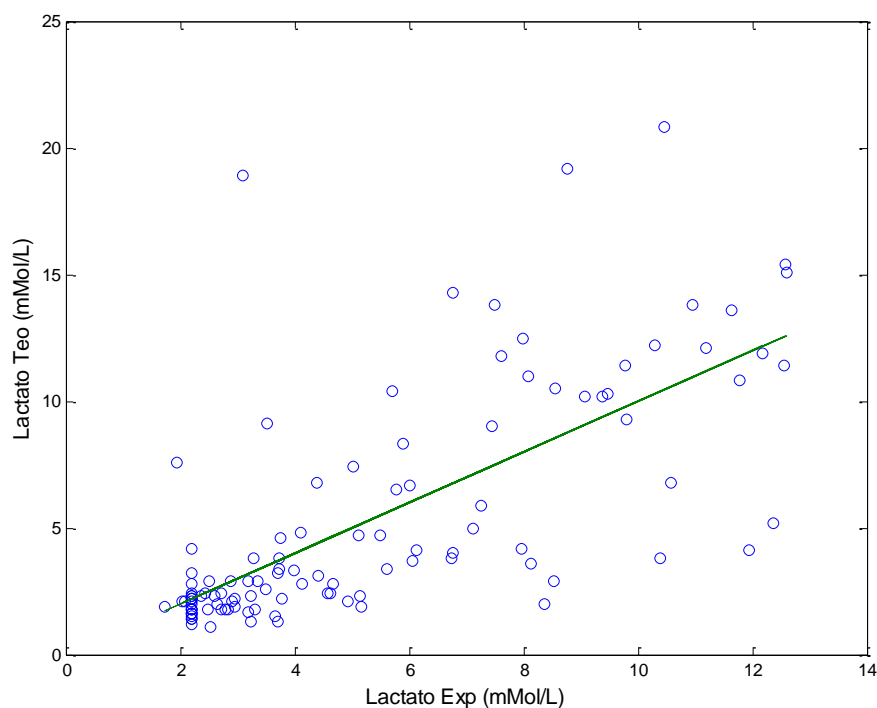


Figura 5.17 - *Scatter plot* das variáveis Lactato_{Exp} e Lactato_{Teo}

Observa-se na figura 5.17 um bom nível de concordância entre a estimativa gerada e o valor real da concentração de lactato mensurado até valores de 4 mmol/L, motivando o computo do coeficiente de correlação linear, utilizando valores menores de lactato até 5 mmol/L (Figura 5.18). O coeficiente de correlação linear dessa segunda análise foi 0,67 e o erro médio quadrático da foi de 0,78 mmol/L confirmando menor erro na predição com menores valores de lactato.

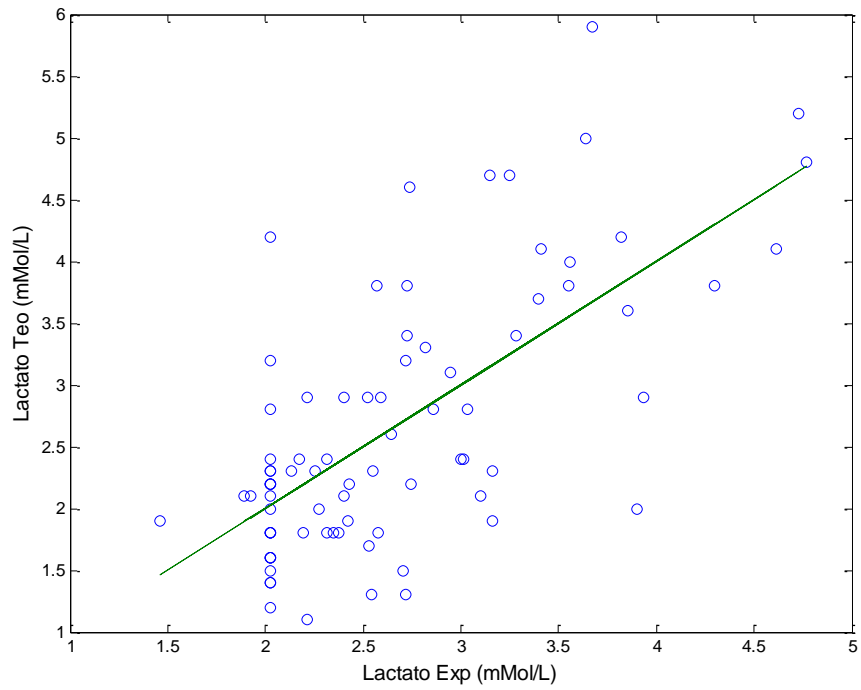


Figura 5.18 - *Scatter plot* das variáveis $Lactato_{Exp}$ e $Lactato_{Teo}$ utilizando valores até 5 mmol/L.

6 Discussão

6.1. Cinética dos dados de BIS

Os parâmetros de BIS que apresentaram uma cinética mais homogênea em relação à potência foram Ri, Re e Ce, sendo este último utilizado para estimativa de LL, conforme exposto em capítulo anterior.

Acredita-se que a redução de Ri esteja associada às alterações na resistividade do citosol muscular, devido à modificação na sua concentração iônica. Tais alterações de concentração, aliadas à condutividade molar particular de cada íon no meio biológico, relacionada a predominância dos sistemas glicolíticos ou oxidativos na geração de energia, seriam as causas do comportamento observado.

A hipótese acima pode ser considerada em relação ao padrão crescente observado em Re, devido à repercussão das modificações iônicas de um meio em relação ao outro.

Uma série de reações de oxi-redução faz parte do escopo do sistema glicolítico e da interação de seus metabólitos com o sistema oxidativo. A atuação das coenzimas NAD e FAD sobre os íons H⁺ resultantes da glicólise proporciona um fluxo destes do citosol para o espaço intermembranoso na mitocôndria (MACARDLE *et al.*, 2007). Esse fluxo tem seu volume aumentado em função de maior demanda energética, devido o aumento da intensidade de esforço. Nesse contexto, a alta condutividade molar de alguns íons como o H⁺ (GRIMNES E MARTINSEN, 2008) permite inferir que o citosol e as mitocôndrias musculares estão sujeitas a alterações de impedância elétrica durante o esforço progressivo e que estas estão associadas aos sistemas energéticos. Essa hipótese é reforçada por estudos (GLADDEN, 2004) que observam alterações de pH muscular durante a fadiga, por definição relacionado ao potencial de ionização, se modificando em função da concentração iônica.

A influência da concentração iônica sobre o pH dos meios extra e intracelular muscular é definida pela diferença nas concentrações entre cátions e ânions, denominada Strong Ion difference (SID) = $([Na^+] + [K^+] + [Ca^{2+}]) - ([Cl^-] + [La^-])$ (KOWALCHUK *et al.*, 1988). Reduções em relação à condição de repouso nos valores

de SID e pH intracelular têm sido reportadas após exercício físico de alta intensidade (KOWALCHUK et al., 1988). Esses resultados com relação a SID intramuscular têm sido atribuídos a redução na $[K^+]$ e aumento da $[La^-]$ (KOWALCHUK *et al.*, 1988). Por sua vez, os efeitos da redução do pH têm sido associados a inibição da liberação do Ca^{2+} pelo retículo sarcoplasmático, um clássico mecanismo de geração de fadiga (GLADDEN, 2004). Constata-se uma grande importância atribuída aos íons que compõem o SID em outros mecanismos fisiológicos associados a geração de fadiga, como a perda da excitabilidade da célula muscular devido a falha na homeostase da bomba de Na^+ e K^+ (CAIRNS e LINDINGER, 2008). Nesse contexto, condições de fadiga estão associadas a diferentes concentrações iônicas no meio extra e intracelular e por consequência a repercussão das mesmas nos níveis de pH.

Sezdi e colaboradores (2006) investigaram a possibilidade de utilização de BIS na avaliação da qualidade de amostras sanguíneas, associada à variação de concentrações de iônicas e pH extracelulares, além da permeabilidade da membrana celular e concentrações intracelulares de ATP. O resultado observado foi de reduções nas $[Na^+]$, $[Cl^-]$ e aumentos de $[K^+]$ em níveis extracelulares, concomitantes com aumento de parâmetros de BIS como R_e e C_m e redução de R_i . Observou-se também a reduções de pH e nas concentrações de $[ATP]$. Muito embora esse estudo não tenha empregado nenhum tipo de exercício, reduções nas $[Na^+]$, $[Cl^-]$ e aumentos de $[K^+]$ em níveis extracelulares constituem alterações presentes durante o processo de geração da fadiga muscular (CAIRNS & LINDINGER, 2008).

Outro aspecto interessante é a analogia dos aumentos da $[K^+]$ observadas por Sezdi e colaboradores (2006) com relação à condição de esforço progressivo. Diferentes autores descrevem um aumento da $[K^+]$ sanguíneas em torno de 21% em relação ao repouso, concomitantes com o aumento da intensidade de esforço (LOGHLIN *et al.*, 1994; SALVADORI *et al.*, 2003; TENAN *et al.*, 2011; DARABI *et al.*, 2009). Esse resultado tem sido associado a falha na homeostase da bomba de Na^+ e K^+ durante o esforço em condições de fadiga (LINDINGER, 1995; SALVADORI *et al.*, 2003; TENAN *et al.*, 2011). Por conta disso, tem sido atribuída ao K^+ a condição de indicador de fadiga localizada (LINDINGER, 1995).

No esforço intenso, observa-se um aumento das concentrações de Ca^{2+} , Cl^- , $H_2PO_4^-$ e Na^+ e redução de K^+ no meio intracelular muscular em relação ao repouso

(ALLEN & WESTERBLAD, 2001; CAIRNS e LINDINGER, 2008). Cairns e Lindinger (2008) investigaram a interação de diferentes íons na geração da fadiga. Esse trabalho descreve com base na literatura a concentração iônica de grande parte dos íons a pouco mencionados nos compartimentos intracelulares, interstício e sanguíneo, esse último avaliado pelo plasma sanguíneo venoso. Muito embora seja sabido da importância desses íons em relação à homeostase da atividade muscular, alguns deles como Cl^- e Ca^{2+} não possuem registro de suas concentrações nos compartimentos intersticial e intracelular (CAIRNS e LINDINGER, 2008). As concentrações dos íons K^+ , Na^+ , H_2PO_4^+ , La^- e Cl^- em repouso e exercício no meio intracelular e sangue reportadas pela literatura são descritas na Tabela 6.1 (SJOGAARD e SALTIN, 1982; BOUSHEL *et al.*, 1998; CAIRNS e LINDINGER, 2008)

Tabela 6.1 - Variações nas concentrações dos principais íons presentes no plasma venoso (PV) e meio intracelular (IC) nas condições de repouso e exercício intenso

Compartimento	$[\text{K}^+]^3$ (mM/L)	$[\text{Na}^+]^3$ (mM/L)	$[\text{H}_2\text{PO}_4^+]^2$ (mM/L)	$[\text{La}^-]^1$ (mM/L)	$[\text{Cl}^-]^3$ (mM/L)
PV Repouso	4,1	140	0,15	1,2	104,5
PV Exercício	5,8	149	0,22	11,3	105
IC Repouso	159	9	130	5,7	19
IC Exercício	131	20	166	30,6	27

PV significa o plasma venoso; IC significa meio intracelular, ¹SJOGAARD e SALTIN, 1982; ²BOUSHEL *et al.*, 1998; ³CAIRNS e LINDINGER, 2008.

A influência desses íons na variação da condutividade do meio eletrolítico depende da sua condutividade molar (Λ_0) (RIBEIRO *et al.*, 2005; GRIMNES E MARTINSEN, 2008). Em particular alguns desses íons têm sido considerados como mais relevantes em relação as alterações de condutividade no meio extracelular como o Cl^- e Na^+ , enquanto H_2PO_4^+ e K^+ seriam os mais importantes para o meio intracelular (GRIMNES E MARTINSEN, 2008). A Tabela 6.2 mostra os valores de Λ_0 para os principais cátions e ânions presentes nos meios intra e extracelulares.

Tabela 6.2 - Valores de condutividade molar (Λ_0) para os íons, divididos em cátions e ânions, considerados mais relevantes na condutividade dos meios intra e extracelular (RIBEIRO et al., 2005; GRIMNES E MARTINSEN, 2008).

Cátions	Λ_0 (Scm ² /mol)	Λ_0 (Scm ² /mol)	Λ_0 (Scm ² /mol)
Na ⁺	50,0	La ⁻	38,7
K ⁺	74,0	H ₂ PO ₄ ⁺	45,0
		Cl ⁻	76,0

Com base nos valores de concentração e condutividade molar pode-se utilizar a equação 6.1 (GRIMNES E MARTINSEN, 2008) para realizar inferências sobre a variação da condutividade dos meios eletrolíticos associados ao sanguíneo, intersticial e intracelular da condição de repouso e para a de exercício.

$$\sigma = \Lambda c \quad (\text{equação 6.1})$$

onde σ é a condutividade do meio eletrolítico; Λ é igual a condutividade molar e c é a concentração do íons considerado.

A Tabela 6.3 apresenta as inferências sobre as a variação percentual da condutividade dos meios eletrolíticos associados ao sanguíneo e intracelular da condição de repouso e para a de exercício.

Tabela 6.3 - Variações na condutividade molar em relação aos meios intracelular e plasma venoso (S/m)

Condição	Estimativa da condutividade no plasma venoso	Estimativa da condutividade no meio intracelular
Repouso	2.52	1,85
Exercício	2.61	1,99

A inferência sobre as variações de condutividades descritas na Tabela 6.3 estão em concordância parcial com os resultados obtidos. Por exemplo, acredita-se que o aumento da condutividade do meio intracelular explique o comportamento majoritariamente decrescente observado para o parâmetro R_i .

As estimativas de condutividade do plasma sanguíneo são discordantes do padrão cinético de crescimento dos valores de R_e observado. Uma possível explicação é que a impossibilidade de estimar a condutividade do meio intersticial devido à escassez de valores de concentração de alguns íons tenha levado a essa discordância, uma vez que a concentração iônica do compartimento sanguíneo é especulada como não representativa do meio intersticial, devido as possíveis diferenças em relação a suas concentrações iônicas (CAIRNS e LINDINGER, 2008).

Por outro lado, conforme mencionado, aumentos de R_e são descritos em associação com aumento de K^+ no meio extracelular de hemácias em amostras sanguíneas (SEZDI *et al.*, 2006). Considerando as condições baixa de ATP e aumento da $[La^-]$ provenientes do intenso metabolismo glicolítico presente no armazenamento de amostras sanguíneas, pode-se especular inicialmente que processo semelhante tenha ocorrido durante o exercício progressivo, induzindo um aumento do parâmetro R_e .

A contradição dos valores de condutividade estimados no presente trabalho e os resultados obtidos com relação a R_e pode estar associada à particularidade do meio extracelular referente às células musculares, diferente de células hematócitas em amostras sanguíneas. Desse modo, é possível que concentrações iônicas do sangue e nem do interstício separadamente possam ser diretamente relacionadas a R_e , implicando na necessidade de se estimar a condutividade desses dois meios em conjunto para

compreensão do padrão cinético do mesmo quando relacionado a interpretação de fisiologia muscular em esforço progressivo.

O parâmetro R_o mostrou uma cinética variada nos voluntários, não sendo possível interpretar com clareza os mecanismos fisiológicos associados ao mesmo e justificando sua não utilização na estimativa de LL por dados de BIS. A grande interação do metabolismo mitocondrial acerca do sistema glicolítico de produção de energia relacionada ao o conceito de Lactate shuttle (BROOKS *et al.*, 2009, KANE *et al.*, 2015) pode ter contribuído para uma variação da concentração iônica constante durante o esforço progressivo fazendo com que a cinética do mesmo não apresentasse um padrão definido. Entretanto, essa especulação deve ser feita com cautela devido a escassez na literatura de emprego de modelo semelhante na condição de esforço progressivo e transição metabólica da predominância do metabolismo energético.

Tem sido reportado um aumento do volume líquido no músculo, em relação ao estado de repouso de 8 a 15%, sendo esse aumento predominante no meio intracelular (12% do valor de repouso) (MCKENNA, 1992; YANASIGAWA E KURIHARA, 2015). Sabe-se, no entanto, que as alterações volumétricas no músculo são influenciadas pelo tipo de contração, intensidade da mesma, temperatura, mudanças na arquitetura e atmosfera iônica (YANASIGAWA E KURIHARA, 2015; SJOGAARD *et al.*, 1985). Por esse motivo fica difícil estimar o quanto a progressão de intensidade a cada estágio poderia influenciar as medidas de bioimpedância, uma vez que estas foram realizadas após cada estágio de esforço progressivo. Além disso, registros de impedância elétrica longitudinais ao segmento corporal, tais quais as medições realizadas neste trabalho, tem se mostrado inalterados após a realização de exercício de alto volume como provas meia maratona (ELLEBY *et al.*, 1990).

Com base no acima discutido especula-se que o padrão decrescente na média dos valores de R_i em função do aumento do esforço está relacionado às modificações nas concentrações iônicas presentes no exercício progressivo e ao estabelecimento da predominância do metabolismo anaeróbico no interior da célula muscular.

Com relação a R_e considera-se a falta de uma estimativa de resistividade do meio intersticial como fator limitador na interpretação da cinética do mesmo através da hipótese de alterações de resistividade em função das variações de concentração iônica associadas as condições de repouso e exercício.

Os valores do parâmetro C_e também apresentaram um padrão crescente em relação a progressão da intensidade de esforço, sendo elencados como padrão para o desenvolvimento de uma estimativa de LL por dados de BIS devido a sua cinética mais homogênea nos voluntários testados conforme mencionado anteriormente.

A capacitância de eletrodo do modelo utilizado para analisar a resposta de corrente ao degrau de tensão diz respeito ao efeito capacitivo da região de interface eletrodo-eletrólito (KUANG e NELSON, 1998). Esse fenômeno de formação dielétrica tem sido descrito como dependente da concentração iônica e da voltagem aplicada, onde os íons alcançariam uma condição de equilíbrio, uma vez que não se encontram somente na região de interface, mas sim distribuídos ao longo do volume condutor (KUANG e NELSON, 1998). Em aplicações onde as variações de concentração dos íons na solução são consideradas desprezíveis, a capacitância de eletrodo pode ser considerada constante. No entanto, se a condição experimental está associada a uma mudança expressiva das concentrações iônicas no meio eletrolítico, o modelo proposto por Gouy Chapman (equação 2) pode ser utilizado para mostra que haverá mudança na capacitância de eletrodo (KUANG E NELSON, 1998).

$$C_{\text{área}} = \frac{\epsilon_0 \epsilon_s}{\lambda_d} \quad (\text{equação 6.2})$$

onde ϵ_s é a constante dielétrica da solução eletrolítica; ϵ_0 permissividade do espaço livre e λ_d é o comprimento de onda de *Debye*, que pode ser expresso por (KUANG e NELSON, 1998).

$$\lambda_d = \sqrt{\frac{\epsilon_0 \epsilon_s k T}{2 z^2 q^2 n_0}} \quad (\text{equação 6.3})$$

sendo k = constante de Boltzman; T = temperatura absoluta; z = valência do íon considerado; q = carga elétrica e n_0 = concentração molar iônica.

Conforme pode ser visto pelas equações 6.2 e 6.3, capacitância de eletrodo variará proporcionalmente à raiz quadrática da concentração iônica. Logo, pode-se hipotetizar que elevações na concentração de íons livres, tais como K^+ e La^- , no sangue com a progressão do esforço tenham levado a capacitância de eletrodo. Essa hipótese

justificaria parcialmente o padrão crescente observado no parâmetro C_e em relação à progressão do esforço.

6.2. Estimativa LL_{Bis}

A cinética de parâmetros de BIS foi explorada para estimar o LL com base na interpretação de que a predominância na geração de energia se modificasse ao longo da progressão do esforço, modificando também a resistividade do músculo ou sangue e por consequência proporcionando uma mudança no padrão cinético avaliado. Nesse contexto, a passagem por zero na segunda derivada de C_e pode representar o início do aumento abrupto na concentração de íons como K^+ e La^- no sangue, conforme descrito no presente trabalho. Corroborando essa hipótese pode-se considerar o fato da cinética da $[K^+]$ sanguíneo apresentar uma marcante mudança de inflexão em relação a progressão do esforço quando da passagem pelo LL. Neste sentido, alguns trabalhos (MCLOUGHLIN *et al.*, 1994; DARABI *et al.*, 2009) têm registrado cinéticas de $[K^+]$ e $[La^-]$ similares e inflexões do primeiro quase coincidentes com a ocorrência do LV.

Outro aspecto é que técnicas como ergoespirometria também se utilizam de inspeção da cinética de variáveis respiratórias, identificando inflexões nas mesmas que são atribuídas a ocorrência do LV (WASSERMAN *et al.*, 2005). Um exemplo é a técnica dos equivalentes ventilatórios onde o LV é atribuído a uma mudança positiva na derivada do equivalente ventilatório de oxigênio em função da progressão do esforço.

Com base no acima exposto, considera-se a utilização da detecção da passagem por zero da segunda derivada como um critério válido para estimativa do LL. Além disso, outros métodos que buscam a mesma informação utilizam mudanças na derivada em relação a progressão do esforço como descritores adequados para representar a variação de parâmetros fisiológicos, como é o caso da determinação do LV.

6.3. Comparação com os métodos invasivos

Os resultados obtidos no presente trabalho indicam um nível elevado de concordância entre LL_{Bis} e os limiares LL_{Dmax} e LL_4 . A maior concordância do LL_{Bis} , entretanto, foi observada na comparação com LL_{Dmax} , onde o coeficiente de

correlação linear entre as estimativas foi de 0,83, ao passo que o coeficiente entre LL_{Bis} e LL_4 foi de 0,77.

Alguns trabalhos têm reportado o LL_{Dmax} como um dos mais concordantes com outros métodos para determinação do LL (ARRATIBEL IMAZ *et al.*, 2015). No entanto, valores maiores para o limiar LL_4 em comparação ao LL_{Dmax} têm sido reportados em testes realizados em bicicleta (ARRATIBEL IMAZ *et al.*, 2015) e remo ergômetro (Baptista *et al.*, 2005; ERDOGAN *et al.*, 2010). Um exemplo é o trabalho de Arratibel Imaz e colaboradores (2015), que ao comparar esses dois índices pela análise de Bland-Altman, reportam uma diferença de 42,3 W entre os mesmos.

O coeficiente de correlação linear entre LL_4 e LL_{Dmax} observado no presente trabalho foi de 0,88; apresentando a mesma ordem de grandeza dos coeficientes de correlação observados entre o LL_{Bis} e esses dois limiares. Nesse contexto, pode-se considerar que a estimativa LL_{Bis} é viável para ser utilizada no remo, considerando que o nível de concordância da mesma em relação a limiares tradicionalmente usados é da mesma ordem de grandeza dos observados na comparação entre estes métodos tradicionais.

6.4. Comparação com outros métodos não invasivos

Os métodos não invasivos com base nas técnicas de EMG e NIRS para determinação do LL ou do LV têm em comum a investigação de suas cinéticas em relação ao esforço desempenhado para o estabelecimento de um critério a ser usado nessa determinação (LUCIA *et al.*, 1999; CANDOTTI *et al.*, 2008; KUZNETSOV *et al.*, 2015). Além disso, em concordância com os procedimentos adotados no presente trabalho, alguns desses estudos com métodos não invasivos reportam diferentes padrões na cinética de seus dados, identificando os mais homogêneos em relação a amostra testada para a investigação sobre a estimativa de LL ou LV (LUCIA *et al.*, 1999; KARATZANOS *et al.*, 2010; PITT *et al.*, 2015). Essa variabilidade no padrão da cinética dos sinais de EMG e NIRS é descrita como um fator que dificulta a obtenção da estimativa de LL ou LV em todos os indivíduos que compõe a amostra, podendo ser caracterizada como um problema comum aos métodos invasivos; muito embora possa se constatar um grau de concordância aceitável para maioria dos estudos.

Kuznetsov e colaboradores (2015) reportam um coeficiente de correlação linear de 0,78 em relação a estimativa gerada pela análise conjunta dos sinais de EMG e NIRS e os valores de LL4 em testes de esforço realizados em bicicleta.

Em outro trabalho utilizando dados de NIRS na estimativa do LV em testes com esteira rolante, KARATZANOS e colaboradores (2010), utilizando dois padrões cinéticos diferentes para estimativa do LV, reportam coeficientes de correlação linear na ordem de 0,86 e 0,84 entre as estimativas geradas por cada padrão cinético observado e o LV.

De modo análogo ao realizado no presente trabalho, observa-se também nestes estudos a utilização de métodos classicamente utilizados na determinação do LL, como por exemplo, o D-max para se avaliar a cinética dos sinais de EMG e NIRS (KARATZANOS *et al.*, 2010; RIFFE *et al.*, 2016). Além disso, quando o objetivo é estimar o LL, diferentes estudos comparam também suas estimativas com o LL determinado por concentração fixa de 4 mmol/L (LUCIA *et al.*, 1999, Alvarenga e Souza, 2009).

O único trabalho que utilizou o remo ergômetro foi de Maestu e colaboradores (2006), onde o protocolo não foi de esforço progressivo, mas sim com base em uma distância a ser percorrida, previamente estipulada (500, 1000 e 2000 metros realizados em dias diferentes). Os autores reportam um coeficiente de correlação linear na ordem de 0,83 entre o limiar com base no sinal de EMG oriundo do músculo vasto lateral e LV.

Com base nesses achados, pode-se considerar que os coeficientes de correlação linear (0,83 e 0,77) observados no estudo a comparação do LLBis e os dois tipos de LL avaliados no presente estudo se encontram dentro da mesma ordem de grandeza que tem sido reportada pela literatura, apontando novamente para a viabilidade de uso do LLBis.

Considerando a correlação linear de 0,96 observada por Alvarenga e Souza (2008) entre a estimativa também gerada com base nos dados de BIS e o LL em testes com utilização de bicicleta, é possível que essa maior concordância esteja relacionada ao percentual de musculatura ativa no movimento de pedalar, justificando o menor grau de correlação observado no presente trabalho que avaliou a musculatura do membro inferior em remo ergômetro. Embora deva se considerar as diferenças entre as duas

técnicas, a mesma ordem de grandeza do coeficiente de correlação linear obtido por Maestu e colaboradores (2006) através dos sinais de EMG na estimativa do LV corroboram com os resultados encontrados pelo presente estudo.

7 Conclusão

A realização do presente trabalho confirma a possibilidade de se estabelecer um protocolo para coleta de dados de BIS provenientes da musculatura de membro inferior durante um teste de esforço progressivo em remo ergômetro.

A investigação da relação do padrão das cinéticas dos parâmetros de BIS com os aspectos fisiológicos se mostrou relevante, indicando que uma parte dos mesmos pode ser interpretada em conformidade com as alterações metabólicas presentes no esforço e em ocorrência do LL. No entanto, estudos adicionais são recomendados uma vez que não foi possível estabelecer essa relação entre a fisiologia e alguns outros parâmetros do modelo utilizado, como R_o , C_m e C_o .

Os resultados deste estudo confirmam a viabilidade de se estimar o LL por meio de parâmetros do BIS associados a uma proporção menor dos músculos ativos durante o exercício. Os resultados mostraram que tais estimativas são equivalentes às obtidas por métodos clássicos invasivos bem estabelecidos no campo de esporte, ou seja, amostras de sangue obtidas em série durante os testes e aplicação do método D_{max} aos dados de concentração de lactato, assim como por concentração fixa em 4mol/L.

A principal vantagem do método proposto é o seu aspecto não-invasivo, que pode reduzir problemas associados à assepsia, contaminação e relutância de alguns atletas por causa da questão religiosa associada a coleta de sangue. Este aspecto permitiria a aplicação da avaliação fisiológica dos atletas em maior frequência durante uma temporada esportiva, ajudando a prescrição de exercícios a aumentar o desempenho atlético.

A predição de valores da concentração de lactato sanguíneo diretamente por meio equação que usa valores da capacitância de eletrodo se mostrou uma perspectiva interessante para desenvolvimentos futuros, incluindo aí o projeto de um dispositivo que pudesse ser usado diretamente pelo atleta durante a realização do teste de esforço (dispositivo *wearable*); embora se tenha observado uma menor concordância destas estimativas com medidas invasivas para valores superiores a 4 mmol/L. Tal aspecto

possui relevância dada a grande utilização de medições de concentrações de lactato em esportes como remo. Com tal dispositivo seria possível avaliar a intensidade de treinos abaixo do LL, os quais são empregados para aumento do componente aeróbico considerado de suma importância no remo, sem necessidade de se mensurar de forma invasiva o lactato ao final do treino. Além disso, o referido dispositivo também permitiria o monitoramento do retorno das concentrações de lactato aos valores basais, utilizado como critério de recuperação ao esforço.

Produção Científica associada curso de doutorado

1. Artigo submetido ao periódico *Review of Scientific Instrumentation*

Título: Lactate threshold by muscle electrical impedance in professional rowers

Autores: Bruno Jotta, André Coutinho, Alexandre Visintainer Pino, and Marcio Nogueira de Souza

Nº Submissão: A161692

2. COUTINHO, A B B ; JOTTA, B ; CARVALHO, T. S. ; PINO, A V ; Souza, M N . An Alternative Electrical Impedance Myography Technique for Assessment of Local Muscular Fatigue. In: II Latin American BioImpedance Conference - II CLABIO, 2015, Montevideo. IFMBE Proceedings. Singapore: Springer, 2015. v. 54. p. 24-27.

3. JOTTA, B; COUTINHO, A B B ; CARVALHO, T. S. ; PINO, Alexandre Visintainer ; SOUZA, Marcio Nogueira de . Relação entre Bioimpedância Elétrica r limiares Ventilatórios de Esforço. In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014, Uberlândia. Anais XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Rio de Janeiro: SBEB, 2014. v. 1.

4. COUTINHO, A. B. B. ; JOTTA, B ; Souza, M. N. ; PINO, A V . Bioimpedância em Alteração de Morfologia do Músculo Bíceps Braquial em Grupo de Homens e Mulheres. In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014, Uberlândia, MG. Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Rio de Janeiro: SBEB, 2014. v. 1. p. 817-820.

5. CARVALHO, T. S. ; FONSECA, A. ; COUTINHO, A B B ; JOTTA, B ; Pino, Alexandre Visintainer ; Souza, M. N. . Comparison of bipolar and tetrapolar techniques in bioimpedance measurement. In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia

Biomédica, 2014, Uberlândia, MG. Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Rio de Janeiro: SBEB, 2014. v. 1. p. 2053-2056.

6. JOTTA, B; COUTINHO, A B B ; Pino, A. V. ; SOUZA, Marcio Nogueira de . Miografia por Impedância Elétrica Relacionada à Fadiga Causada por Contrações Isométricas Sustentadas. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas. Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012. v. 1.

7. COUNTINHO, A. B. B. ; Jotta, B. ; Pino A.V. ; SOUZA, M. N. . Behaviour of the electrical impedance myography in isometric constraction of biceps brachii at different elbow joint angles. In: 1st Latin-American Conference on Bioimpedance, 2012, Joinville - SC. CD de Anais da 1st Latin-American Conference on Bioimpedance. Joiville - SC: IEEE, 2012. v. 1. p. 1-5.

8. COUNTINHO, A. B. B. ; Jotta, B. ; Pino A.V. ; SOUZA, M. N. . Alteração da Miografia por Impedância Elétrica do Músculo Bíceps Braquial em Diferentes Ângulos do Cotovelo Analisadas por Duas Técnicas de Medida. In: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas - PE. CD de Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Recife: SBEB, 2012. v. 1. p. 1442-1446.

8 Referências bibliográficas

ALVARENGA, R. L.; SOUZA, M. N. Lactate Thresholds by Bioelectrical Impedance Spectroscopy. **Journal of Exercise Physiology Online**, v. 12, n. 5, 2009.

ARRATIBEL-IMAZ, I.; CALLEJA-GONZÁLEZ, J.; EMPARANZA, J. I.; et al. Lack of concordance amongst measurements of individual anaerobic threshold and maximal lactate steady state on a cycle ergometer. **The Physician and sportsmedicine**, v. 44, n. 1, p. 34–45, 2016.

BALDARI, C., BONAVOLONTÀ, V., EMERENZIANI G. P.; et al. Accuracy, reliability, linearity of Accutrend and Lactate Pro versus EBIO plus analyzer. **European journal of applied physiology**, v. 107, n. 1, p. 105-111, 2009.

BAPTISTA, R. R.; OLIVEIRA, L. G. DE; FIGUEIREDO, G. B. DE; et al. Lactate threshold in rowers: comparison between two methods of determination. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 11, n. 4, p. 247–250, 2005.

BARSOUKOV, E.; MACDONALD, J. R. **Impedance spectroscopy: theory, experiment, and applications**. John Wiley & Sons., 2005.

BARTELS, E. M.; SØRENSEN, E. R. EK; HARRISON, A. P. Multi-frequency bioimpedance in human muscle assessment. **Physiological reports**, v. 3, n. 4, p. e12354, 2015.

BÁSICA, E. **Milton Gussow; Coleção Schaum**. Makron Books, 2ª Edição, 2007.

BEAVER, W. L.; WASSERMAN, K.; WHIPP, B. J. Improved detection of lactate threshold during exercise using a log-log transformation. **Journal of Applied Physiology**, v. 59, n. 6, p. 1936–1940, 1985.

BEAVER, W. L.; WASSERMAN, K.; WHIPP, B. J. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. **Journal of Applied Physiology**, v. 60, n. 6, p. 2020–2027, 1986.

BENEKE, R. Anaerobic threshold, individual anaerobic threshold, and maximal lactate steady state in rowing. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 27, n. 6, p. 863–867, 1995.

BENEKE, R.; VON DUVILLARD, S. P. Determination of maximal lactate steady state response in selected sports events: **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 28, n. 2, p. 241–246. doi: 10.1097/00005768-199602000-00013, 1996.

BENEKE, R.; HUTLER, M.; LEITHAUSER, R. M. Maximal lactate-steady-state independent of performance. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 32, n. 6, p. 1135–1139, 2000.

BENEKE, R.; LEITHÄUSER, R. M.; HÜTLER, M. Dependence of the maximal lactate steady state on the motor pattern of exercise. **British Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 3, p. 192–196, 2001.

BENTLEY, D. J.; NEWELL, J.; BISHOP, D. Incremental exercise test design and analysis. **Sports medicine**, v. 37, n. 7, p. 575–586, 2007.

BERGMAN, B. C.; HORNING, M. A.; CASAZZA, G. A.; et al. Endurance training increases gluconeogenesis during rest and exercise in men. **American Journal of Physiology-Endocrinology And Metabolism**, v. 278, n. 2, p. E244–E251, 2000.

BERGMAN, B. C.; WOLFEL, E. E.; BUTTERFIELD, G. E.; et al. Active muscle and whole body lactate kinetics after endurance training in men. **Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 5, p. 1684–1696, 1999.

BILLAT, L. V. Use of blood lactate measurements for prediction of exercise performance and for control of training. **Sports medicine**, v. 22, n. 3, p. 157–175, 1996.

BILLAT, V. L.; RICHARD, R.; BINSSE, V. M.; KORALSZTEIN, J. P.; HAOUZI, P. The $\dot{V}O_2$ slow component for severe exercise depends on type of exercise and is not correlated with time to fatigue. **Journal of Applied Physiology**, v. 85, n. 6, p. 2118–2124, 1998.

BILLAT, V. L.; SIRVENT, P.; PY, G.; KORALSZTEIN, J.-P.; MERCIER, J. The concept of maximal lactate steady state. **Sports Medicine**, v. 33, n. 6, p. 407–426, 2003.

BISHOP, D.; JENKINS, D. G.; MACKINNON, L. T. The relationship between plasma lactate parameters, W_{peak} and 1-h cycling performance in women. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 30, n. 8, p. 1270–1275, 1998.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **The lancet**, v. 327, n. 8476, p. 307–310, 1986.

BOUSHEL, R.; MADSEN, P.; NIELSEN, H. B.; QUISTORFF, B.; SECHER, N. H. Contribution of pH, diprotonated phosphate and potassium for the reflex increase in blood pressure during handgrip. **Acta physiologica scandinavica**, v. 164, p. 269–276, 1998.

BROOKS, G. A. Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 17, n. 1, p. 22–34, 1985.

BROOKS, G. A. Cell–cell and intracellular lactate shuttles. **The Journal of Physiology**, v. 587, n. 23, p. 5591–5600. doi: 10.1113/jphysiol.2009.178350, 2009.

BROOKS, G. A.; MERCIER, J. Balance of carbohydrate and lipid utilization during exercise: the “crossover” concept. **Journal of Applied Physiology**, v. 76, n. 6, p. 2253–2261, 1994.

CAIRNS, S. P.; LINDINGER, M. I. Do multiple ionic interactions contribute to skeletal muscle fatigue? **The Journal of physiology**, v. 586, n. 17, p. 4039–4054, 2008.

CAMARGO ALVES, J. C.; SEGABINAZI PESERICO, C.; NOGUEIRA, G. A.; MACHADO, F. A. The influence of the regression model and final speed criteria on the reliability of lactate threshold determined by the Dmax method in endurance-trained runners. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, , n. ja, 2016.

CANDOTTI, C. T.; LOSS, J. F.; MELO, M. DE O.; et al. Comparing the lactate and EMG thresholds of recreational cyclists during incremental pedaling exercise. **Canadian journal of physiology and pharmacology**, v. 86, n. 5, p. 272–278, 2008.

CARTER, H.; JONES, A. M.; BARSTOW, T. J.; et al. Oxygen uptake kinetics in treadmill running and cycle ergometry: a comparison. **Journal of Applied Physiology**, v. 89, n. 3, p. 899–907, 2000.

CHENG, B.; KUIPERS, H.; SNYDER, A. C.; et al. A new approach for the determination of ventilatory and lactate thresholds. **International journal of sports medicine**, v. 13, n. 7, p. 518–522, 1992.

CHESLER, N. C.; DURFEE, W. K. Surface EMG as a fatigue indicator during FES-induced isometric muscle contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 7, n. 1, p. 27–37, 1997.

COSGROVE, M. J.; WILSON, J.; WATT, D.; GRANT, S. F. The relationship between selected physiological variables of rowers and rowing performance as determined by a 2000 m ergometer test. **Journal of Sports Sciences**, v. 17, n. 11, p. 845–852, 1999.

COUTINHO, A. B. B.; JOTTA, B.; CARVALHO, T. S.; PINO, A. V.; SOUZA, M. N. An Alternative Electrical Impedance Myography Technique for Assessment of Local Muscular Fatigue. II Latin American Conference on Bioimpedance. **Anais...** . p.24–27. Springer. 2016.

COUTINHO, A. B. B.; JOTTA, B.; PINO, A. V.; SOUZA, M. N. Behaviour of the electrical impedance myography in isometric contraction of biceps brachii at different elbow joint angles. *Journal of Physics: Conference Series*. **Anais...** . v. 407, p.12017. IOP Publishing. 2012

DAHMANE, R.; DJORDJEVIĆ, S.; ŠIMUNIČ, B.; VALENČIČ, V. Spatial fiber type distribution in normal human muscle: histochemical and tensiomyographical evaluation. **Journal of biomechanics**, v. 38, n. 12, p. 2451–2459, 2005.

DARABI, S.; DEHGHAN, M. H.; REFAHI, S.; KIANI, E.; OTHERS. Ventilation, potassium and lactate during incremental exercise in men athletes. **Res J Biol Sci**, v. 4, p. 427–429, 2009.

DAVIS, J. A.; ROZENEK, R.; DECICCO, D. M.; CARIZZI, M. T.; PHAM, P. H. Comparison of three methods for detection of the lactate threshold. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 27, n. 6, p. 381–384. doi: 10.1111/j.1475-097X.2007.00762.x, 2007.

ERDOGAN, A.; CETIN, C.; KARATOSUN, H.; BAYDAR, M. L. Non-invasive indices for the estimation of the anaerobic threshold of oarsmen. **Journal of International Medical Research**, v. 38, n. 3, p. 901–915, 2010.

FAUDE, O.; KINDERMANN, W.; MEYER, T. Lactate threshold concepts. **Sports medicine**, v. 39, n. 6, p. 469–490, 2009.

FORSYTH, J. J.; MANN, C.; FELIX, J. Toe and earlobe capillary blood sampling for lactate threshold determination in rowing. **International journal of sports physiology and performance**, v. 7, n. 1, p. 19–25, 2012.

FOSS, M. L.; KETHEYIAN, S. J.; TARANTO, G. **Fox: bases fisiológicas do exercício e do esporte**. Guanabara Koogan, 2000.

GLADDEN, L. B. Lactate metabolism: a new paradigm for the third millennium. **The Journal of Physiology**, v. 558, n. 1, p. 5–30. doi: 10.1113/jphysiol.2003.058701, 2004.

GLADDEN, L. B.; YATES, J. W.; STREMEL, R. W.; STAMFORD, B. A. Gas exchange and lactate anaerobic thresholds: inter- and intraevaluator agreement. **Journal of Applied Physiology**, v. 58, n. 6, p. 2082–2089, 1985.

GRUNDY, S. M.; BLACKBURN, G.; HIGGINS, M.; et al. Physical activity in the prevention and treatment of obesity and its comorbidities: **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 31, n. Supplement 1, p. S502. doi: 10.1097/00005768-199911001-00003, 1999.

HARTMANN, U.; MADER, A.; HOLLMANN, W. Heart rate and lactate during endurance training programs in rowing and its relation to the duration of exercise by top elite rowers. **FISA Coach**, v. 1, n. 1, p. 1–4, 1990.

HECK, H.; MADER, A.; HESS, G.; et al. Justification of the 4-mmol/l lactate threshold. **International journal of sports medicine**, v. 6, n. 3, p. 117–130, 1985.

HOLLMANN, W. 42 Years Ago — Development of the Concepts of Ventilatory and Lactate Threshold. **Sports Medicine**, v. 31, n. 5, p. 315–320. doi: 10.2165/00007256-200131050-00002, 2012.

HUCKABEE, W. E. RELATIONSHIPS OF PYRUVATE AND LACTATE DURING ANAEROBIC METABOLISM. I. EFFECTS OF INFUSION OF PYRUVATE OR GLUCOSE AND OF HYPERVENTILATION¹. **Journal of Clinical Investigation**, v. 37, n. 2, p. 244–254, 1958.

HUGHSON, R. L.; WEISIGER, K. H.; SWANSON, G. D. Blood lactate concentration increases as a continuous function in progressive exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 62, n. 5, p. 1975–1981, 1987.

JACOBS, R. A.; MEINILD, A.-K.; NORDSBORG, N. B.; LUNDBY, C. Lactate oxidation in human skeletal muscle mitochondria. **American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism**, v. 304, n. 7, p. E686–E694, 2013.

JOTTA, B.; COUTINHO, A. B. B.; PINO, A. V.; SOUZA, M. N. Miografia por impedância elétrica relacionada à fadiga causada por contrações isométricas sustentadas. **Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, v. 1, p. 1387–1390, 2012

KANE, D. A. Lactate oxidation at the mitochondria: a lactate-malate-aspartate shuttle at work. **Glycolysis at 75: Is it Time to Tweak the First Elucidated Metabolic Pathway in History?**, p. 40, 2015.

KANG, S. –.; KIM, J.; KWON, M.; EOM, H. Objectivity and validity of EMG method in estimating anaerobic threshold. **International journal of sports medicine**, v. 35, n. 9, p. 737–742, 2014.

KARATZANOS, E.; PARADISIS, G.; ZACHAROGIANNIS, E.; TZIORTZIS, S.; NANAS, S. Assessment of ventilatory threshold using near-infrared spectroscopy on the gastrocnemius muscle during treadmill running. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 40, n. 2, p. 206–211, 2010.

KORZENIEWSKI, B.; LIGUZINSKI, P. Theoretical studies on the regulation of anaerobic glycolysis and its influence on oxidative phosphorylation in skeletal muscle. **Biophysical chemistry**, v. 110, n. 1, p. 147–169, 2004.

KOWALCHUK, J. M.; HEIGENHAUSER, G. J.; LINDINGER, M. I.; SUTTON, J. R.; JONES, N. L. Factors influencing hydrogen ion concentration in muscle after intense exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 65, n. 5, p. 2080–2089, 1988.

KRISKA, A. M.; EDELSTEIN, S. L.; HAMMAN, R. F.; et al. Physical Activity in Individuals at Risk for Diabetes: Diabetes Prevention Program. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 38, n. 5, p. 826–832. doi: 10.1249/01.mss.0000218138.91812.f9, 2006.

KROGH, A.; LINDHARD, J. The changes in respiration at the transition from work to rest. **The Journal of Physiology**, v. 53, n. 6, p. 431–439, 1920.

KUANG, W.; NELSON, S. O. LOW-FREQUENCY DIELECTRIC PROPERTIES OF BIOLOGICAL TISSUES: A REVIEW WITH SOME NEW INSIGHTS. **Transactions of the ASAE**, v. 41, n. 1, p. 173, 1998.

KUZNETSOV, S. Y.; POPOV, D. V.; BOROVIK, A. S.; VINOGRADOVA, O. L. Determination of aerobic–anaerobic transition in the working muscle using EMG and near-infrared spectroscopy data. **Human Physiology**, v. 41, n. 5, p. 548–552. doi: 10.1134/S0362119715050096, 2015.

KYLE, U. G.; BOSAEUS, I.; DE LORENZO, A. D.; et al. Bioelectrical impedance analysis—part I: review of principles and methods. **Clinical nutrition**, v. 23, n. 5, p. 1226–1243, 2004.

LI, Y.; NIESSEN, M.; CHEN, X.; HARTMANN, U. Maximal lactate steady state in kayaking. **International journal of sports medicine**, v. 35, n. 11, p. 939–942, 2014.

LINDINGER, M. I.; SJØGAARD, G. Potassium regulation during exercise and recovery. **Sports Medicine**, v. 11, n. 6, p. 382–401, 1991.

LINDINGER, M. I.; SPRIET, L. L.; HULTMAN, E.; et al. Plasma volume and ion regulation during exercise after low-and high-carbohydrate diets. **American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology**, v. 266, n. 6, p. R1896–R1906, 1994.

LUCÍA, A.; SÁNCHEZ, O.; CARVAJAL, A.; CHICHARRO, J. L. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. **British journal of sports medicine**, v. 33, n. 3, p. 178–185, 1999.

MACDONALD, J. R.; BRACHMAN, M. K. Linear-system integral transform relations. **Reviews of modern physics**, v. 28, n. 4, p. 393, 1956.

MACEDO, D. V.; LAZARIM, F. L.; DA SILVA, F. O. C.; TESSUTI, L. S.; HOHL, R. Is lactate production related to muscular fatigue? A pedagogical proposition using empirical facts. **Advances in physiology education**, v. 33, n. 4, p. 302–307, 2009.

MACHADO, F. A.; HIGINO, W. P.; PESERICO, P. S.; et al. Comparação entre os ajustes de curva exponencial e polinomial na determinação do limiar de lactato pelo método Dmax. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 33, n. 4, 2011.

MÄESTU, J.; CICCHELLA, A.; PURGE, P.; et al. Electromyographic and neuromuscular fatigue thresholds as concepts of fatigue. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 20, n. 4, p. 824–828, 2006.

MARGARIA, R.; CERRETELLI, P.; MANGILI, F. Balance and kinetics of anaerobic energy release during strenuous exercise in man. **Journal of applied physiology**, v. 19, n. 4, p. 623–628, 1964.

MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. **Fisiologia do Exercício–Desempenho Humano, Nutrição e Energia; 6 o ed.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

MCKENNA, M. J. The roles of ionic processes in muscular fatigue during intense exercise. **Sports Medicine**, v. 13, n. 2, p. 134–145, 1992.

MCLOUGHLIN, P.; POPHAM, P.; LINTON, R. A.; BRUCE, R. C.; BAND, D. M. Exercise-induced changes in plasma potassium and the ventilatory threshold in man. **The Journal of physiology**, v. 479, n. Pt 1, p. 139, 1994.

MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **Journal of Applied Physiology**, v. 74, n. 4, p. 1729–1734, 1993.

MOYNA, N. M.; ROBERTSON, R. J.; MECKES, C. L.; et al. Intermodal comparison of energy expenditure at exercise intensities corresponding to the perceptual preference range. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, n. 8, p. 1404–1410, 2001.

NEVES, C. E. B.; SOUZA, M. N. A method for bio-electrical impedance analysis based on a step-voltage response. **Physiological Measurement**, v. 21, n. 3, p. 395–408. doi: 10.1088/0967-3334/21/3/305, 2000.

PETROFSKY, J. S.; GLASER, R. M.; PHILLIPS, C. A.; LIND, A. R.; WILLIAMS, C. Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue. *Ergonomics*, v. 25, n. 3, p. 213–223, 1982.

PITT, B.; DOTAN, R.; MILLAR, J.; et al. The electromyographic threshold in boys and men. **European journal of applied physiology**, v. 115, n. 6, p. 1273–1281, 2015.

RIBEIRO, A. C.; LOBO, V. M.; LEAIST, D. G.; et al. Binary diffusion coefficients for aqueous solutions of lactic acid. **Journal of solution chemistry**, v. 34, n. 9, p. 1009–1016, 2005.

RIFFE, J. J.; STOUT, J. R.; FUKUDA, D. H.; et al. Dmax Method is a Valid Procedure to Estimate Physical Working Capacity at Fatigue Threshold. **Muscle & Nerve**, p. n/a–n/a. doi: 10.1002/mus.25255, 2016.

RUTKOVE, S. B.; PARTIDA, R. A.; ESPER, G. J.; AARON, R.; SHIFFMAN, C. A. Electrode position and size in electrical impedance myography. **Clinical neurophysiology**, v. 116, n. 2, p. 290–299, 2005.

SALVADORI, A.; FANARI, P.; GIACOMOTTI, E.; et al. Kinetics of catecholamines and potassium, and heart rate during exercise testing in obese subjects. **European journal of nutrition**, v. 42, n. 4, p. 181–187, 2003.

SANTOS, E. L.; GIANNELLA-NETO, A. Comparison of computerized methods for detecting the ventilatory thresholds. **European Journal of Applied Physiology**, v. 93, n. 3, p. 315–324. doi: 10.1007/s00421-004-1166-6, 2004.

SEZDI, M.; BAYIK, M.; ULGEN, Y. Storage effects on the Cole-Cole parameters of erythrocyte suspensions. **Physiological measurement**, v. 27, n. 7, p. 623, 2006.

SHIFFMAN, C. A.; KASHURI, H.; AARON, R. Electrical impedance myography at frequencies up to 2 MHz. **Physiological measurement**, v. 29, n. 6, p. S345, 2008.

SILVA, A. S. R. DA; SANTOS, F. N. C. DOS; SANTHIAGO, V.; GOBATTO, C. A. Comparação entre métodos invasivos e não invasivo de determinação da capacidade aeróbia em futebolistas profissionais. **Rev Bras Med Esporte**, v. 11, n. 4, p. 233–237, 2005.

SJOGAARD, G.; SALTIN, B. Extra-and intracellular water spaces in muscles of man at rest and with dynamic exercise. **American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology**, v. 243, n. 3, p. R271–R280, 1982.

SPURWAY, N. C. Aerobic exercise, anaerobic exercise and the lactate threshold. **British Medical Bulletin**, v. 48, n. 3, p. 569–591, 1992.

STEGMANN, H.; KINDERMANN, W.; SCHNABEL, A. Lactate kinetics and individual anaerobic threshold. **International journal of sports medicine**, v. 2, n. 3, p. 160–165, 1981.

SVEDAHL, K.; MACINTOSH, B. R. Anaerobic threshold: the concept and methods of measurement. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v. 28, n. 2, p. 299–323, 2003.

TENAN, M. S.; MCMURRAY, R. G.; BLACKBURN, B. T.; MCGRATH, M.; LEPPERT, K. The relationship between blood potassium, blood lactate, and electromyography signals related to fatigue in a progressive cycling exercise test. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n. 1, p. 25–32, 2011.

VERMULST, L. J. M.; VERVOORN, C.; BOELEN-QUIST, A. M.; et al. Analysis of seasonal training volume and working capacity in elite female rowers. **International journal of sports medicine**, v. 12, n. 6, p. 567–572, 1991.

WASSERMAN, K.; HANSEN, J. E.; SUE, D. Y.; CASABURI, R.; WHIPP, B. J. Prova de esforço: princípios e interpretação. **Rio de Janeiro, RJ: Revinter**, 2005.

WASSERMAN, K. The Anaerobic Threshold Measurement to Evaluate Exercise Performance. *American Review of Respiratory Disease*, v. 129, n. 2P2, p. S35–S40. doi: 10.1164/arrd.1984.129.2P2.S35, 1984

WASSERMAN, K.; MCILROY, M. B. Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. **The American journal of cardiology**, v. 14, n. 6, p. 844–852, 1964.

WESTERBLAD, H.; ALLEN, D. G.; LÄNNERGREN, J. Muscle Fatigue: Lactic Acid or Inorganic Phosphate the Major Cause? **Physiology**, v. 17, n. 1, p. 17–21, 2002.

WYATT, F. B. Comparison of lactate and ventilatory threshold to maximal oxygen consumption: a meta-analysis. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 13, n. 1, p. 67–71, 1999.

YANAGISAWA, O.; KURIHARA, T. Intramuscular water movement during and after isometric muscle contraction: evaluation at different exercise intensities. **Clinical physiology and functional imaging**. 2015.

ZENI, A. I.; HOFFMAN, M. D.; CLIFFORD, P. S. Energy expenditure with indoor exercise machines. **Jama**, v. 275, n. 18, p. 1424–1427, 1996.

ZHOU, S.; WESTON, S. B. Reliability of using the D-max method to define physiological responses to incremental exercise testing. **Physiological measurement**, v. 18, n. 2, p. 145, 1997.

ZUNIGA, J. M.; HOUSH, T. J.; CAMIC, C. L.; et al. A mechanomyographic fatigue threshold test for cycling. **International journal of sports medicine**, v. 31, n. 9, p. 636–643, 2010.

Apêndice 1 - Termo de consentimento livre esclarecido



COPPE / UFRJ - Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia

Universidade Federal do Rio de Janeiro

Programa de Engenharia Biomédica

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido n° _____

Título do Projeto: “Determinação Não-Invasiva do Limiar de Lactato por Espectroscopia de Bioimpedância em Teste Progressivo com Remo Ergômetro”.

Você está sendo convidado (a) para participar, como voluntário(a), da pesquisa intitulada “Determinação Não-Invasiva do Limiar de Lactato por Espectroscopia de Bioimpedância em Teste Progressivo com Remo Ergômetro”. A sua participação não é obrigatória e você poderá desistir de fazer parte da pesquisa a qualquer momento. A sua recusa ou a sua desistência não trarão nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a Instituição.

O que é Bioimpedância?

Bioimpedância é a propriedade que o corpo humano possui de oferecer uma resistência a uma corrente elétrica. A bioimpedância é utilizada para medir a quantidade de água no corpo, quantidade de gordura, detectar lesões musculares e determinar a carga ideal de exercício.

Por que estudar a variações de Bioimpedância durante o teste de esforço?

Os estudos com a Bioimpedância vêm se mostrando coerentes quando relacionados com a determinação de limiares metabólicos de esforço. Esses limiares identificam intensidades específicas de esforço relacionadas ao metabolismo do atleta, auxiliando na prescrição do treinamento. Um dos maiores exemplos de limiares

metabólicos de esforço é o limiar de lactato (LL), contudo esta última aplicação só foi validada em testes com utilização de bicicleta. Portanto, o desenvolvimento dessa aplicação pode ser considerado promissor por relacionar variações de bioimpedância a concentrações de lactato sanguíneo, permitindo eliminar o desconforto da punção sanguínea, num movimento de extrema relevância como é a corrida. Da mesma forma pretende-se investigar a relação da bioimpedância com o consumo de oxigênio.

Quais são os objetivos desta pesquisa.

Relacionar as variações de bioimpedância com as concentrações sanguíneas de lactato e o consumo de oxigênio. Propor um método não invasivo para determinar o limiar de lactato através dos parâmetros de bioimpedância. Relacionar as alterações da bioimpedância com as alterações ventilatórias de esforço, similares conceitualmente ao limiar de lactato, mas determinados por medidas de fluxo respiratório.

Como será sua participação nesta pesquisa se você desejar participar.

Primeiramente, haverá as medições do seu peso, altura e os voluntários da pesquisa serão instruídos quanto aos procedimentos do teste de esforço e as técnicas de medição de trocas respiratórias e de lactato sanguíneo pelo médico cardiologista. Em seguida os eletrodos serão posicionados na coxa para a avaliação de bioimpedância. Será colocado também um clipe nasal e um bocal para verificação das trocas gasosas (Ergoespirometria).

Será realizado um teste de esforço progressivo em caráter máximo, com interrupção voluntária. Após aquecimento prévio em torno de 3 minutos, o teste se inicia com um tempo de passagem pré-determinado para 500 metros. Após o cumprimento deste trecho finaliza-se o primeiro estágio do teste, que se sucede com estágios posteriores com redução do tempo de passagem. Os tempos de passagem para cada estágio são determinados em função da categoria competitiva do atleta. Entre cada estágio será realizado um intervalo de 2 minutos no qual serão avaliados o lactato sanguíneo e medidas de bioimpedância. A medida de lactato será realizada através de uma coleta sanguínea mediante a autorização e acordo prévio do voluntário na participação na pesquisa. Essa coleta sanguínea se inicia com um pequeno furo na

extremidade do dedo com lancetador descartável, após o furo será aplicada uma gota de sangue na fita reativa da análise, introduzindo a mesma no aparelho para mensuração do lactato. Ressalta-se a similaridade desse procedimento a mensuração de glicose sanguínea, normalmente realizada pelo portador de Diabetes Tipo II. Todo o material utilizado no procedimento de análise de lactato será descartado em descarpak adequado, sem armazenamento e possibilidade de reutilização. Após esse intervalo o voluntário da pesquisa apoiará os braços na barra lateral da esteira novamente, retornando a remar em intensidade superior ao último estágio desempenhado. O teste será interrompido mediante a sinalização do alcance do nível máximo de esforço pelo voluntário da pesquisa ao médico. Caso o atleta sintá-se capaz de continuar o esforço ao final do sexto estágio, é realizado um sétimo estágio com o tempo uma potência superior ao estágio anterior. Esse procedimento garante o caráter progressivo do teste de esforço e caracterização do mesmo como um teste de esforço máximo. Após a interrupção do teste será realizado o período de recuperação, em velocidades livres cada vez menores até que os valores frequência cardíaca e pressão arterial retornem aos níveis pré-teste.

Durante o experimento é extremamente importante relatar qualquer sinal de dor ou desconforto ao médico. Quando isto acontecer o experimento será interrompido imediatamente.

Qual o seu benefício em participar desta pesquisa.

O benefício direto da pesquisa é a determinação dos limiares de lactato, ventilatórios e consumo máximo de oxigênio, os quais possuem grande valor para prescrição do exercício, nesse caso específico o treinamento de corrida, seja este com objetivos de saúde ou desempenho. Além disso, o fato do teste ser acompanhado por um médico cardiologista possibilita uma avaliação médica de aspectos relacionados a saúde cardiorrespiratória.

Se você tiver dúvidas ou desejar obter informações sobre a pesquisa (inclusive resultados).

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso ao profissional responsável pela pesquisa para obter quaisquer esclarecimentos sobre a pesquisa e os respectivos

resultados da mesma. O pesquisador responsável (Bruno Jotta da Costa) pode ser encontrado; no endereço ou telefones, fax e email relacionados abaixo:

Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Centro de Tecnologia -
Bloco H sala 327, Cidade Universitária, Ilha do Fundão, Rio de Janeiro/RJ - CEP
21945-970. Tel: 21 2562-8629 Fax: 21 2562-8591 Cel: 21 993926701
Email: bjotta@yahoo.com.br

Como serão utilizadas suas informações pessoais nesta pesquisa.

As informações a serem obtidas durante o estudo ficarão restritas a fins científicos, podendo ser apresentadas ou publicadas em reuniões e/ou revistas científicas, tendo garantida sua privacidade e não havendo, sob hipótese alguma, divulgação de seus dados pessoais. Estas informações serão analisadas em conjunto com as informações obtidas de outros voluntários, não sendo divulgada a identificação de nenhum voluntário. Tanto os resultados quanto seus dados serão de competência somente dos pesquisadores envolvidos no projeto.

Você não terá recompensas financeiras com esta pesquisa.

Sua participação neste estudo não resultará em qualquer compensação financeira. Apenas despesas necessárias para a realização da pesquisa, como passagem e alimentação, serão custeadas.

Dano pessoal decorrente dos procedimentos da pesquisa.

Embora o teste progressivo de esforço faça parte do escopo de testes relacionados à preparação técnico desportiva do clube que você é atleta, ressalta-se que o mesmo é um procedimento considerado seguro e será acompanhado por um médico cardiologista, estando este profissional devidamente equipado para atuação mediante qualquer intercorrência. Os procedimentos, portanto, são seguros e não há motivos para acreditar que eles possam causar danos de qualquer ordem a você. Mesmo assim, em caso de algum dano ao voluntário de pesquisa devido ao experimento, o pesquisador

responsável se responsabiliza em prestar a assistência necessária, assim como custear os gastos necessários para recuperação integral do voluntário.

Documentação

Você receberá uma via deste termo e outra ficará em poder do pesquisador. Ao término da pesquisa uma cópia digital dos resultados individuais lhe serão endereçados via correio eletrônico.

Dúvida sobre a Ética da Pesquisa

Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) localizado no prédio do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF), Rua Rodolpho Paulo Rocco, n.o 255, Cidade Universitária, Ilha do Fundão, Rio de Janeiro/RJ, 1º andar, sala 01D-46, telefone 3938-2480, email–cep@hucff.ufrj.br, horário de funcionamento: De segunda a sexta-feira, das 8h às 15h. O comitê de ética em pesquisa é um órgão pelo qual projetos de pesquisa que utilizam voluntários humanos são avaliados sobre os preceitos éticos, fornecendo ou não parecer favorável para realização da referida pesquisa. Além disso, eles são responsáveis por fiscalizar qualquer ato do pesquisador que infrinja as questões éticas e o parecer favorável para realização pesquisa.

Consentimento de participação na pesquisa

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações sobre o estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim.

Eu discuti com o pesquisador Bruno Jotta da Costa, sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha

participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, sem penalidades ou prejuízos e sem a perda de atendimento nesta Instituição ou de qualquer benefício que eu possa ter adquirido. Eu receberei uma via desse Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e a outra ficará com o pesquisador responsável por essa pesquisa. Além disso, estou ciente de que eu (ou meu representante legal) e o pesquisador responsável deveremos rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última folha.

Nome do Voluntário da Pesquisa

Data: ____/____/____

Assinatura do Voluntário da Pesquisa

Nome do Pesquisador Responsável

Data: ____/____/____

Assinatura do Pesquisador Responsável

Apêndice 2 – Banco de dados utilizado

N° do teste	Estágio	Aquisição	Re	Ri	Ro	Rinf	Cm	Co	Ce	lactato	potencia	Voga	Temp. Pass.	Média FC
1	Repouso	0	364,75	143,43	809,79	141,24	2,6824E-08	1,253E-08	8,5108E-08	0	0	0	0,000	0
1	1	2	424,16	119,67	936,65	131,80	3,3293E-08	1,648E-08	1,0237E-07	1,8	157	20	2,100	134
1	2	4	429,86	108,86	1711,40	132,48	3,3637E-08	8,7046E-09	1,1138E-07	1,8	183	21	2,040	149
1	3	6	448,53	113,74	814,82	127,00	3,7013E-08	2,0915E-08	1,246E-07	3,8	219	24	1,560	161
1	4	8	466,64	94,20	1088,66	123,09	3,7654E-08	1,4351E-08	1,3944E-07	4,7	257	27	1,500	170
1	5	10	465,31	100,68	582,50	122,47	3,6794E-08	2,4205E-08	1,4526E-07	10,4	317	33	1,430	180
2	Repouso	0	199,20	193,44	290,16	123,28	3,9216E-08	1,2898E-08	8,5359E-08	0	0	0	0,000	0
2	1	2	219,42	191,40	266,84	123,89	3,8665E-08	1,5727E-08	8,8576E-08	1,6	156	19	2,107	150
2	2	4	338,56	172,29	511,87	142,21	2,938E-08	1,6478E-08	8,53E-08	2,1	181	18	2,045	161
2	3	6	368,89	145,35	754,14	141,23	3,101E-08	1,4898E-08	9,3566E-08	2,9	218	19	1,570	175
2	4	8	417,21	128,83	1479,82	140,06	3,4064E-08	1,244E-08	1,1429E-07	6,8	263	22	1,500	186
2	5	10	439,10	129,99	839,65	139,37	3,4493E-08	1,7217E-08	1,3435E-07	14,3	317	25	1,433	193
3	Repouso	0	288,82	149,98	906,27	139,02	3,2115E-08	1,197E-08	9,8548E-08	0	0	0	0,000	0
3	1	2	305,82	131,54	1248,15	135,67	3,6069E-08	1,0211E-08	1,059E-07	1,4	160	20	2,090	121
3	2	4	312,89	117,92	1227,27	130,06	4,0434E-08	1,1225E-08	1,1619E-07	1,8	194	20	2,010	131
3	3	6	309,47	112,42	862,49	125,27	4,7471E-08	1,6447E-08	1,2947E-07	2,2	230	23	1,530	135
3	4	8	329,95	97,96	1243,47	121,21	5,402E-08	1,4008E-08	1,6035E-07	3,8	285	25	1,460	150
3	5	10	337,02	105,52	567,04	120,38	5,6686E-08	2,8528E-08	1,8311E-07	10,2	347	29	1,400	170
3	6	12	360,11	99,75	816,27	121,29	5,5159E-08	2,2395E-08	1,9833E-07	20,8	410		1,360	185
4	Repouso	0	295,05	154,68	823,50	139,45	2,6009E-08	1,2805E-08	8,949E-08	0	0	0	0,000	0
4	1	2	320,12	115,58	1791,52	131,02	3,4458E-08	7,5401E-09	1,012E-07	1,2	161	17	2,090	121
4	2	4	318,80	107,79	953,77	124,27	3,9868E-08	1,4023E-08	1,1271E-07	2,1	191	17	2,020	134
4	3	6	338,61	93,68	1537,28	118,89	4,6679E-08	1,3184E-08	1,3246E-07	2,4	229	18	1,550	147
4	4	8	343,04	89,55	875,77	115,34	5,2486E-08	2,0018E-08	1,5682E-07	5	282	21	1,470	166
4	5	10	383,63	94,12	962,39	119,29	4,7078E-08	2,0217E-08	1,7804E-07	10,2	336	26	1,410	182
5	Repouso	0	252,41	69,46	2576,43	102,95	5,7982E-08	6,986E-09	9,7811E-08	0	0	0	0,000	0
5	1	2	252,36	63,78	1922,32	99,51	3,9151E-08	6,4118E-09	9,3361E-08	2,2	163	18	2,100	124
5	2	4	276,18	58,82	2846,07	96,40	4,4845E-08	1,1024E-08	9,6307E-08	2,3	194	20	2,020	134
5	3	6	277,91	59,07	1071,89	95,91	4,5073E-08	1,5636E-08	9,7437E-08	2,4	230	21	1,550	144
5	4	8	315,47	54,69	1481,13	95,17	4,6406E-08	9,7641E-09	1,088E-07	3,8	284	25	1,470	157
5	5	10	317,65	57,79	3604,50	96,84	4,1899E-08	1,0815E-08	1,1141E-07	9,1	343	28	1,400	169
6	Repouso	0	123,68	95,79	473,06	94,77	5,5447E-08	5,9384E-09	8,5273E-08	0	0	0	0,000	0
6	1	2	210,70	254,59	538,66	144,90	4,2742E-08	1,1684E-08	8,1712E-08	2,4	156	25	2,100	48
6	2	4	193,27	225,30	471,83	135,22	4,9052E-08	1,2985E-08	8,585E-08	1,8	186	27	2,030	81
6	3	6	435,32	213,99	2324,71	182,33	3,1787E-08	7,2069E-09	6,8776E-08	1,9	219	28	1,560	153
6	4	8	415,64	132,00	637,18	136,57	9,6005E-08	1,8466E-08	9,4154E-08	2,9	262	29	1,500	173
6	5	10	329,74	214,49	503,42	153,06	2,7046E-08	1,3564E-08	7,6419E-08	7,6	317	29	1,430	187
6	6	12	403,14	182,94	486,18	149,92	3,5806E-08	1,9441E-08	9,3199E-08	18,9	380	29	1,370	194
7	Repouso	0	228,79	181,66	285,51	124,75	7,8527E-08	2,2072E-08	1,336E-07	0	0	0	0,000	0
7	1	2	404,20	219,73	716,94	168,64	3,2759E-08	1,5491E-08	1,0263E-07	1,4	159	21	2,100	140
7	2	4	432,94	183,24	1832,26	170,29	2,9881E-08	8,0922E-09	1,0851E-07	1,1	192	22	2,020	154
7	3	6	429,49	153,30	3875,16	157,54	3,6933E-08	7,1881E-09	1,2469E-07	1,3	229	23	1,550	161
7	4	8	445,59	138,22	2738,33	150,44	4,1569E-08	8,9971E-09	1,685E-07	3,6	283	26	1,470	178
7	5	10	453,98	137,78	2401,31	150,03	4,2833E-08	1,0592E-08	1,9027E-07	12,2	345	28	1,400	193
8	Repouso	0	416,36	113,38	3472,47	136,78	6,3342E-08	6,4776E-09	1,0636E-07	0	0	0	0,000	0
8	1	2	426,42	98,25	2759,03	127,06	7,7613E-08	1,0432E-08	1,184E-07	2,3	156	21	2,090	127
8	2	4	430,05	100,06	2069,48	126,03	8,3061E-08	1,8896E-08	1,2865E-07	2,4	193	21	2,020	142
8	3	6	430,41	91,07	4855,94	121,13	9,16E-08	1,9333E-08	1,4453E-07	4,6	230	22	1,550	157
8	4	8	421,26	85,24	8949,05	120,22	9,4696E-08	3,5614E-09	1,6879E-07	6,5	286	24	1,460	169
8	5	10	450,43	164,99	2437,13	162,91	6,5495E-08	1,4229E-08	1,8735E-07	13,8	349	26	1,400	184
9	Repouso	0	369,01	227,33	1383,50	176,51	2,9871E-08	1,0033E-08	1,1231E-07	0	0	0	0,000	0
9	1	2	334,07	239,74	765,69	167,22	3,1651E-08	1,4049E-08	1,2123E-07	2,2	160	19	2,080	129
9	2	4	359,22	206,87	1355,91	168,48	3,2004E-08	1,125E-08	1,3036E-07	2,0	194	21	2,010	136
9	3	6	348,28	179,97	1472,16	158,85	3,488E-08	1,146E-08	1,4718E-07	3,2	230	24	1,540	151
9	4	8	328,32	183,25	740,60	149,50	4,4443E-08	2,0882E-08	1,7614E-07	3,7	285	26	1,470	166
9	5	10	347,93	160,64	1294,41	150,69	4,2304E-08	1,49E-08	1,9844E-07	11,0	347	33	1,400	180
10	Repouso	0	356,10	244,97	538,92	164,34	4,2693E-08	1,8005E-08	1,2648E-07	0	0	0	0,000	0
10	1	2	458,59	180,10	2443,23	172,62	3,4889E-08	7,6647E-09	1,3642E-07	1,6	156	18	2,100	140
10	2	4	444,76	169,57	1314,40	162,12	3,9002E-08	1,4211E-08	1,7205E-07	2,8	189	18	2,020	150
10	3	6	417,56	147,76	1505,24	151,62	4,5115E-08	1,449E-08	2,2904E-07	2,9	225	20	1,550	159
10	4	8	405,27	144,23	1239,78	147,00	4,7249E-08	1,9205E-08	2,8271E-07	4,1	279	23	1,470	173
10	5	10	409,09	157,88	1115,37	148,95	4,4573E-08	2,4096E-08	3,3562E-07	11,9	340	26	1,410	187
11	Repouso	0	301,77	154,19	131,21	107,40	6,1672E-08	3,1461E-08	1,2505E-07	0	0	0	0,000	0
11	1	2	448,74	103,51	1789,70	127,34	2,7497E-08	1,1906E-08	1,0506E-07	2,1	156	21	2,110	140
11	2	4	462,46	99,27	738,83	123,32	2,994E-08	1,8012E-08	1,2168E-07	1,3	182	21	2,040	151
11	3	6	463,19	85,06	1682,05	118,92	3,2202E-08	9,1707E-09	1,434E-07	2,3	215	23	1,570	162
11	4	8	454,99	89,53	879,68	117,19	3,4272E-08	2,1316E-08	1,7089E-07	4,2	256	26	1,500	170
11	5	10	456,86	91,59	592,63	117,59	3,2663E-08	2,6026E-08	2,0585E-07	12,1	308	29	1,440	176

N° do teste	Estágio	Aquisição	Re	Ri	Ro	Rinf	Cm	Co	Ce	lactato	potencia	Voga	Temp. Pass.	Média FC
12	Repouso	0	188,41	180,53	235,32	116,23	5,2184E-08	1,6E-08	1,0742E-07	0	0	0	0,000	0
12	1	2	301,03	210,76	551,02	151,19	2,3061E-08	1,2932E-08	8,2888E-08	2,0	151	18	2,120	128
12	2	4	290,13	184,17	569,43	142,49	3,11E-08	1,4665E-08	9,5573E-08	1,7	178	18	2,050	143
12	3	6	324,42	166,58	472,51	139,26	3,1435E-08	1,8969E-08	1,0085E-07	3,4	213	20	1,570	169
12	4	8	321,41	157,28	345,48	130,85	3,9964E-08	2,6144E-08	1,1992E-07	6,7	262	23	1,500	182
12	5	10	365,76	128,51	1258,06	136,80	3,651E-08	1,4003E-08	1,3507E-07	12,5	313	25	1,430	192
13	Repouso	0	529,98	80,02	4691,05	118,41	6,2162E-08	6,5194E-09	1,4251E-07	0	0	0	0,000	0
13	1	2	524,95	80,33	2599,66	117,75	6,4895E-08	1,1573E-08	1,4304E-07	3,2	156	18	2,100	118
13	2	4	523,40	75,33	1373,43	112,10	7,1598E-08	2,4694E-08	1,5289E-07	2,3	186	19	2,030	135
13	3	6	517,44	66,57	1825,63	107,05	7,8813E-08	1,7946E-08	1,7021E-07	2,6	225	20	1,550	145
13	4	8	492,35	58,63	5353,74	101,75	8,7883E-08	8,1037E-09	2,001E-07	4,7	279	21	1,470	159
13	5	10	474,98	61,34	1789,13	102,69	8,9877E-08	2,0968E-08	2,2582E-07	9	342	24	1,400	176
13	6	12	434,89	56,73	625,98	96,08	9,5237E-08	5,758E-08	2,4345E-07	19,2	441	31	1,320	195
14	Repouso	0	219,25	77,09	2816,14	105,90	7,3801E-08	2,4222E-09	1,2134E-07	0	0	0	0,000	0
14	1	2	300,58	80,77	4719,28	112,59	7,5222E-08	6,7211E-09	1,0731E-07	2,3	161	20	2,010	123
14	2	4	234,29	79,73	4071,20	108,46	7,1273E-08	1,8634E-09	1,3377E-07	3,3	193	23	1,540	133
14	3	6	406,47	64,55	3017,79	104,60	8,6467E-08	9,1182E-09	1,5644E-07	4,1	232	27	1,460	159
14	4	8	446,93	60,72	1802,85	101,72	8,3791E-08	1,9036E-08	1,9309E-07	11,4	289	27	1,390	181
14	5	10	452,08	66,51	757,78	103,78	7,8362E-08	3,9673E-08	2,4171E-07	15,4	353		1,550	192
15	Repouso	0	415,93	105,93	4651,90	132,26	6,7618E-08	7,1882E-09	1,1168E-07	0	0	0	0,000	0
15	1	2	424,26	98,36	1750,49	126,25	7,5986E-08	1,4465E-08	1,1577E-07	2,8	159	15	2,090	102
15	2	4	472,94	94,43	1542,54	124,88	7,6425E-08	1,6614E-08	1,2981E-07	2,2	191	16	2,020	136
15	3	6	468,94	88,56	3911,08	123,09	7,6441E-08	7,1836E-09	1,358E-07	2,9	228	17	1,550	144
15	4	8	472,30	84,67	1407,74	118,30	8,0053E-08	2,0004E-08	1,5676E-07	7,4	280	19	1,470	160
15	5	10	489,30	73,48	4057,68	112,89	8,2798E-08	7,7769E-09	1,8444E-07	11,8	340	22	1,400	176
16	Repouso	0	144,29	178,86	228,22	109,11	4,2776E-08	1,5407E-08	7,8481E-08		107	22	1,310	183
16	1	2	228,84	169,79	494,33	131,37	3,061E-08	1,4754E-08	6,6906E-08	4,2	102	16	2,100	133
16	2	4	320,79	123,36	1250,76	133,00	3,2859E-08	9,0698E-09	7,4472E-08	2,9	118	28	2,230	153
16	3	6	230,06	133,93	333,05	115,59	4,9054E-08	2,1624E-08	9,431E-08	3,4	137	19	2,160	159
16	4	8	381,08	101,18	1101,60	124,24	4,3524E-08	1,3345E-08	1,015E-07	4,0	160	21	2,090	172
16	5	10	414,56	96,91	719,22	120,75	4,4079E-08	2,0184E-08	1,2062E-07	9,3	183	25	2,020	182
16	6	12	442,12	86,90	1196,61	118,47	4,8407E-08	1,403E-08	1,3529E-07	13,6	209	29	1,580	188
17	Repouso	0	271,87	146,08	375,28	125,82	2,6477E-08	1,916E-08	5,8991E-08	0	0	0	0,000	0
17	1	2	335,08	115,51	751,46	127,08	5,661E-08	2,0675E-08	6,7207E-08	1,8	102	17	2,300	131
17	2	4	455,00	96,72	1360,54	125,20	6,1315E-08	1,3828E-08	7,8506E-08	1,8	117	18	2,240	139
17	3	6	389,29	88,47	1152,65	117,84	4,0565E-08	1,1075E-08	7,7913E-08	2,3	136	13	2,160	150
17	4	8	286,84	64,14	549,27	96,75	9,6215E-08	1,3478E-08	1,2532E-07	3,8	159	21	2,090	164
17	5	10	574,75	83,39	815,21	116,60	6,639E-08	2,4388E-08	1,2677E-07	6,8	180	24	1,030	175
17	6	12	472,16	80,65	1212,37	115,18	6,2036E-08	7,2336E-09	1,5223E-07	15,1	223	33	1,560	190
18	Repouso	0	124,88	158,42	462,70	110,65	6,3641E-08	3,9327E-09	9,823E-08	0	0	0	0,000	0
18	1	2	236,67	408,72	758,93	175,15	2,2084E-08	3,1814E-09	7,8521E-08	1,8	117	17	2,300	113
18	2	4	142,18	192,44	444,50	119,05	5,5257E-08	5,5045E-09	1,0732E-07	1,9	135	17	2,230	124
18	3	6	177,99	245,81	490,95	135,27	4,4388E-08	7,0373E-09	1,0554E-07	2,1	159	18	2,170	134
18	4	8	384,86	278,44	1006,29	188,72	3,0595E-08	1,1633E-08	1,0362E-07	2,8	188	18	2,090	149
18	5	10	140,13	85,04	193,68	91,14	2,1848E-07	3,4073E-08	2,3263E-07	4,8	223	21	2,030	159
18	6	12	451,61	240,50	797,63	180,88	4,0896E-08	1,8834E-08	1,6066E-07	10,8	250	26	1,560	176
19	Repouso	0	274,80	101,13	405,43	112,47	5,2011E-08	2,7878E-08	7,8903E-08	0	0	0	0,000	0
19	1	2	372,25	69,78	1520,99	106,57	5,1994E-08	9,8896E-09	9,0473E-08	2,2	156	17	2,100	131
19	2	4	367,47	96,54	2515,81	124,12	3,7393E-08	5,6671E-09	8,7889E-08	2,1	191	16	2,020	146
19	3	6	404,93	88,57	1553,14	119,38	4,2723E-08	9,6929E-09	1,0135E-07	1,9	226	19	1,550	155
19	4	8	457,78	71,76	765,75	107,37	4,6399E-08	2,0553E-08	1,1681E-07	3,1	280	21	1,470	168
19	5	10	463,06	77,28	302,10	104,23	4,9376E-08	4,6111E-08	1,3001E-07	8,3	336	25	1,400	184
19	6	12	486,37	59,37	3816,00	102,17	4,4439E-08	4,7039E-09	1,5202E-07	10,5	403	35	1,320	192
20	Repouso	0	268,88	142,51	722,27	132,12	3,4377E-08	1,4858E-08	9,0454E-08	0	0	0	0,000	0
20	1	2	295,86	118,60	890,12	127,31	4,084E-08	1,3997E-08	9,9454E-08	1,5	163	21	2,080	126
20	2	4	315,21	102,10	1918,95	124,13	4,5168E-08	7,7904E-09	1,0998E-07	1,8	193	21	2,020	146
20	3	6	329,69	97,22	1113,59	119,69	5,2954E-08	1,6028E-08	1,3074E-07	2,4	229	21	1,550	158
20	4	8	355,84	88,84	1528,46	117,92	5,464E-08	1,1881E-08	1,5541E-07	5,9	284	23	1,440	170
20	5	10	371,43	90,70	839,15	116,90	5,4983E-08	2,1773E-08	1,7594E-07	10,3	347	25	1,400	185
20	6	12	383,62	92,34	502,42	114,70	5,8058E-08	3,4112E-08	1,9192E-07	13,8	400	32	1,350	191
21	Repouso	0	224,86	278,08	691,07	155,36	6,7622E-08	9,3015E-09	1,2806E-07	0	0	0	0,000	0
21	1	2	374,36	113,56	1400,41	132,01	3,1213E-08	8,7038E-09	8,1028E-08	1,6	156	21	2,100	145
21	2	4	395,35	104,79	917,41	125,98	3,6903E-08	1,4406E-08	9,8079E-08	1,5	181	22	2,400	156
21	3	6	454,15	97,22	883,51	123,41	3,9801E-08	1,7635E-08	1,3469E-07	2,0	213	23	1,580	165
21	4	8	488,96	85,82	2431,87	120,79	3,9619E-08	7,9681E-09	1,755E-07	5,2	253	25	1,500	174
21	5	10	574,87	87,42	1205,67	121,37	3,4882E-08	1,472E-08	1,9149E-07	11,4	303	29	1,440	180

Apêndice 3 – Comparação dos Limiares

(ERA PARA EXPRESSAR O ERRO RELATIVO E NÃO A DIFERENÇA)

ONDE ISSO FOI MENCIONADO NO TEXTO?

Voluntário	LL₄ (W)	LL_{DMax} (W)	LL_{Bis} (W)	LL_{Bis} - LL₄ (W)	LL_{Bis} - LL_{Dmax} (W)
1	224,9	241,0	223,3	1,6	17,8
2	235,7	234,1	273,1	-37,4	-39,0
3	288,8	293,8	286,3	2,5	7,6
4	268,8	254,7	237,0	31,8	17,7
5	288,5	259,4	286,6	1,8	-27,3
6	282,7	273,7	273,7	9,1	0,0
7	288,6	254,8	279,2	9,4	-24,4
8	220,3	257,4	261,3	-40,9	-3,9
9	294,1	267,7	271,4	22,7	-3,8
10	278,7	263,8	224,8	53,9	39,0
11	254,3	232,8	217,4	36,8	15,4
12	223,0	218,1	206,6	16,4	11,5
13	265,4	279,8	271,2	-5,8	8,6
14	230,8	221,1	225,0	5,8	-3,9
15	244,9	221,2	217,5	27,4	3,7
16	102,0	151,7	156,0	-54,0	-4,3
17	161,9	160,7	160,7	1,2	0,0
18	216,4	200,3	137,2	79,3	63,1
19	293,2	250,8	268,3	24,9	-17,5
20	258,8	237,2	237,2	21,5	0,0
21	242,1	222,8	221,3	20,8	1,5
Média	245,9	237,9	235,0	10,9	2,9