UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA

EFEITO DA DURAÇÃO DO INTERVALO EM SALTOS VERTICAIS:
RELAÇÕES ENTRE TRABALHO REALIZADO E DURAÇÃO ATÉ A EXAUSTÃO

GLEBER PEREIRA

Rio Claro
Estado de São Paulo
Março de 2004

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA

EFEITO DA DURAÇÃO DO INTERVALO EM SALTOS VERTICAIS: RELAÇÕES ENTRE TRABALHO REALIZADO E DURAÇÃO ATÉ A EXAUSTÃO

GLEBER PEREIRA

Orientador: **Prof. Dr. EDUARDO KOKUBUN**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade - Área de Biodinâmica da Motricidade Humana.

Rio Claro
Estado de São Paulo
Março de 2004

"(...) assim, para conhecer bem a natureza dos povos,

é preciso ser príncipe, e,

para conhecer bem a natureza dos príncipes,

é preciso pertencer ao povo."

trecho do livro "*O Príncipe*", de Nicolau Maquiavel.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais Waldomiro e Teresa e irmãos Glauce e Glauco que sempre foram o meu alicerce.

Ao Prof. Dr. Eduardo Kokubun pelas orientações neste trabalho e na vida. A Clarice Sibuya pelas conversas e auxílios técnicos.

Aos amigos independentes dos locais de convívio China, Beto, Fúlvia, Paula, Rodrigo, Fábio, Adriana, Caio, Flávio, Bruno, Marcelo, “Tam”, Júlio e Fernanda.

A todos do LEM que me aturaram por um bom tempo, aos professores de graduação e pós-graduação, aos funcionários da biblioteca e outros departamentos.

O meu muito obrigado ao Prof. Paulo Barbosa de Freitas Júnior (“Paulão”) pelo companheirismo e auxílio técnico e ao Prof. Dr. José Ângelo Barela por ter cedido o equipamento e algumas de suas horas para sugestões, pois sem eles este trabalho não seria o mesmo.

Ao grande amigo Prof. Alexandre Gomes de Almeida que me acompanha desde o meu trabalho de conclusão de curso.

A Camila de Moraes, uma grande companheira, amiga... que esteve sempre próxima de mim em todas horas e que tenho um carinho especial.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi verificar se o modelo da potência crítica se ajusta para saltos verticais. Após a determinação da altura máxima de salto vertical, dez participantes realizaram saltos verticais, com movimento semelhante ao bloqueio no voleibol com contra-movimento, até a exaustão em três intervalos de tempo diferentes (entre 4 e 7 s). No 5º, 6º e 7º dias foram executados saltos verticais na intensidade correspondente ao intervalo crítico (Δtc) e 5% abaixo e acima. O teste era interrompido quando o participante não pôde mais alcançar uma altura pré-estabelecida por três vezes consecutivas, e em seguida medida a concentração de lactato sangüíneo, freqüência cardíaca, tempo até a exaustão e número de saltos verticais realizados. Uma plataforma de força foi utilizada para captar a força de reação do solo vertical, possibilitando posteriormente o cálculo do impulso concêntrico e da altura do salto vertical. Foi assumido que o trabalho externo total para elevar o centro de massa nos saltos verticais poderia ser expresso pela somatória dos impulsos concêntricos (ΣI) ou pelo número de saltos verticais multiplicados pela altura do salto vertical pré-fixada (ΣH). Os dados foram ajustados com os procedimentos de regressão linear e não linear para resolver as equações do modelo da potência crítica (PCrit) e determinar as estimativas da PCrit, da capacidade de trabalho anaeróbio e do Δtc para cada modelo matemático (não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo) e método (ΣI e ΣH). Os resultados indicaram que (a)as sessões utilizadas para determinar o Δtc foram exaustivas e similares; (b)houve relação entre trabalho externo realizado em saltos verticais medido pela plataforma de força e pelo número de saltos verticais em diferentes intervalos com a duração do exercício até a exaustão; (c)houve uma convergência dos valores do Δtc obtidos pelos dois métodos

de determinação e; (d)as respostas fisiológicas em saltos verticais realizados na intensidade do Δtc foram similares àquelas descritas para exercícios realizados de forma contínua na intensidade correspondente a PCrit. Portanto, com estes resultados concluiu-se que o modelo da potência crítica se ajusta para saltos verticais.

Palavras-chave: Modelo da potência crítica, salto vertical, intermitente, lactato sangüíneo, freqüência cardíaca, exaustão.

ABSTRACT

The aim of this study was to verify if the critical power (CP) model fits to vertical jump. The maximum jump height of ten subjects were determined. During following days, the subjects performed vertical jumps until exhaustion, simulating volleyball block with countermovement, with three different time intervals between jumps (between 4 and 7 seconds). In 5º, 6º and 7º days the subjects performed jumps at ?tc (critical interval) and 5% below and above it, until they could not reach pre-established height for three consecutive times. Blood lactate, heart rate, time to exhaustion and number of jump performed at the end of exercise were measured. The concentric impulse and jump height were measured by vertical ground reaction force at force platform. It was assumed that the total external work to elevate body center of mass, would be expressed as the somatory of the concentric impulses (ΣI) or the total jumps performed multiplied by the pre-established jump height (ΣH). The data were fitted to the three mathematics equations of the CP model (non-linear power-time, linear work-time and linear power-1/time). The results indicated that (a)the sessions used to determine Δtc were exhaustive and similar; (b)there was relationship between the total external work in vertical jump measured in both methods (force platform and number of vertical jump performed under different intervals) with the time to exhaustion; (c)the Δtc values estimated by the two methods were similar and; (d)the physiologic of responses to vertical jumps performed at Δtc intensity were similar to that observed in continuous exercise performed at CP intensity. Therefore, it was concluded that the critical power model fits to vertical jump.

Key-words: Critical power model, vertical jump, intermittent, blood lactate, heart rate, exhaustion.

LISTA DE FIGURAS

Página

Figura 1. (A) relação não linear potência-tempo (hiperbólico), (B) relação linear trabalho-tempo e (C) relação linear potência-1/tempo, apresentados gráfica e matematicamente..... 06

Figura 2. Dados reais das fases do CMJ na plataforma de força (adaptado de LINTHORNE, 2001)..... 17

Figura 3. Fases do CMJ referente à figura 2 (adaptado de LINTHORNE, 2001)..... 18

Figura 4. Modelo linear trabalho-tempo da potência crítica ajustado para saltos verticais..... 40

Figura 5. Esquematização das sessões experimentais..... 45

Figura 6. Esquematização dos procedimentos realizados na familiarização..... 47

Figura 7. Esquematização dos procedimentos realizados nas sessões para o cálculo do Δtc..... 49

Figura 8. Esquematização dos procedimentos realizados nas sessões de tolerância no Δtc..... 51

Figura 9. Média entre três batimentos cardíacos no 5º e 10º minuto e no instante final na intensidade correspondente ao intervalo crítico e 5% abaixo e acima..... 55

Figura 10. Médias ± desvios-padrão do pico de freqüência cardíaca no instante final nas intensidades de 4, 5 e 6 (S_4, S_5 e S_6) segundos e no intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{na}, S_{ab} e S_{ac})..... 56

Figura 11. Médias ± desvios-padrão do número de saltos verticais realizados nas intensidades de 4, 5 e 6 segundos (S_4, S_5 e S_6)..... 58

Figura 12. Médias ± desvios-padrão do trabalho realizado nas intensidades de 4, 5 e 6 segundos (S_4, S_5 e S_6)..... 59

Figura 13. Média de três impulsos concêntricos realizados em três instantes diferentes (inicial, intermediário e final) nas intensidades de 4, 5 e 6 segundos (S_4, S_5 e S_6) e no intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{na}, S_{ab} e S_{ac}).... 61

Figura 14. Média de três alturas de saltos verticais realizados em três instantes diferentes (inicial, intermediário e final) nas intensidades de 4, 5 e 6 segundos (S_4, S_5 e S_6) e no intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{na}, S_{ab} e S_{ac})..... 62

LISTA DE TABELAS

Página

Tabela 1. Médias ± desvios-padrão da concentração de lactato sangüíneo no repouso e imediatamente após o teste nas intensidades de 4, 5 e 6 (S_4, S_5 e S_6) segundos e no intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{na}, S_{ab} e S_{ac})..... 54

Tabela 2. Médias ± desvios-padrão do tempo até a exaustão (s) nas intensidades de 4, 5 e 6 segundos (S_4, S_5 e S_6)..... 57

Tabela 3. Médias ± desvios-padrão (DP) do tempo até a exaustão (s) na intensidade correspondente ao intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{na}, S_{ab} e S_{ac})..... 57

Tabela 4. Médias ± desvios-padrão do número de saltos verticais realizados na intensidade correspondente ao intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{ab}, S_{na} e S_{ac})..... 60

Tabela 5. Médias ± desvios-padrão, erros padrão de estimativa (epe) e coeficientes de determinação (R^2) de θ (N) e λ (N.s) para os modelos da potência crítica não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo obtidos através do método da somatória dos impulsos concêntricos nos saltos verticais..... 64

Tabela 6. Médias ± desvios-padrão, erros padrão de estimativa (epe) e coeficientes de determinação (R^2) de θ (N) e λ (N.s) para os modelos da potência crítica não

linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo obtidos através do método da somatória das alturas dos saltos verticais..... 65

Tabela 7. Número de participantes em cada faixa de erro padrão de estimativa de θ, para os modelos da potência crítica não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo obtidos através do método da somatória dos impulsos concêntricos nos saltos verticais... 66

Tabela 8. Número de participantes em cada faixa de erro padrão de estimativa de λ, para os modelos da potência crítica não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo obtidos através do método da somatória dos impulsos concêntricos nos saltos verticais... 67

Tabela 9. Número de participantes em cada faixa de erro padrão de estimativa de λ, para os modelos da potência crítica não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo obtidos através do método da somatória das alturas dos saltos verticais..... 68

Tabela 10. Médias ± desvios-padrão do intervalo crítico (s) para os modelos da potência crítica não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo obtidos através dos métodos de somatória dos impulsos concêntricos nos saltos verticais (ΣI) e da somatória das alturas dos saltos verticais (ΣH)..... 69

LISTA DE ABREVIATURAS

Página

CM Centro de massa..... 15

CMJ Salto com contra-movimento..... 14

CTAnaer Capacidade de trabalho anaeróbio..... 04

Δh Altura do salto..... 38

Δtc Intervalo crítico..... 42

DJ Drop jump..... 19

epe Erro padrão de estimativa..... 52

FC Freqüência cardíaca..... 27

FRSV Força de reação do solo vertical..... 15

[Lac] Concentração de lactato sangüíneo..... 38

λ Capacidade de trabalho anaeróbio para saltos verticais..... 40

LAn Limiar Anaeróbio..... 05

MAOD Máximo déficit acumulado de oxigênio..... 11

MSSL Máximo estado estável de lactato sangüíneo..... 08

OBLA Início do acúmulo de lactato sangüíneo..... 10

PCr Creatina fosfato..... 25

PCrit Potência crítica..... 01

S_{ab} Saltos verticais realizados na intensidade de 5% abaixo do intervalo crítico..... 50

S_{ac} Saltos verticais realizados na intensidade de 5% acima do intervalo crítico..... 50

ΣH Somatória das alturas dos saltos verticais..... 42

ΣI Somatória dos impulsos concêntricos..... 40

SJ Squat jump..... 16

S_{na} Saltos verticais realizados no intervalo crítico... 50

SSC Ciclo de alongamento-encurtamento..... 14

S_5 Saltos verticais realizados com cinco segundos de intervalo para a determinação do intervalo crítico. 48

S_6 Saltos verticais realizados com seis segundos de

	intervalo para a determinação do intervalo crítico.	48
S_7	Saltos verticais realizados com sete segundos de intervalo para a determinação do intervalo crítico.	48
θ	Potência crítica para saltos verticais.....	41
tlim	Tempo limite.....	40
VCrit	Velocidade crítica.....	07
$VCrit_c$	Velocidade crítica determinada de forma contínua...	29
$VCrit_i$	Velocidade crítica determinada de forma intermitente.....	29
VO_2	Consumo de oxigênio.....	08
VO_{2max}	Consumo máximo de oxigênio.....	09
VO_{2pico}	Pico de consumo de oxigênio.....	80

SUMÁRIO

Página

1. INTRODUÇÃO..... 01
2. REVISÃO DE LITERATURA..... 04
2.1. O modelo de potência crítica..... 04
2.1.1. PCrit e performance aeróbia..... 08
2.1.2. A capacidade de trabalho anaeróbio..... 11
2.2. Saltos verticais..... 14
2.2.1. Fadiga em saltos verticais..... 20
2.3. Exercícios intermitentes..... 24
2.3.1. Exercício intermitente e PCrit..... 28
3. JUSTIFICATIVA E OBJETIVOS..... 31
4. MATERIAIS E MÉTODOS..... 35
4.1. Amostra..... 35
4.2. Modelo de salto vertical..... 36
4.3. Variáveis estudadas..... 37
4.3.1. Altura do salto vertical..... 38
4.3.2. Número de saltos verticais e duração do exercício..... 38
4.3.3. Somatória dos impulsos concêntricos..... 38
4.3.4. Concentração de lactato sangüíneo ([Lac])..... 38
4.3.5. Freqüência cardíaca..... 39
4.4. Métodos de determinação do modelo da potência crítica..... 39
4.4.1. Somatória dos impulsos concêntricos 39
4.4.2. Somatória das alturas dos saltos verticais.... 42
4.4.3. Equações do modelo da potência crítica adaptadas para a determinação do intervalo crítico..... 43
4.5. Sessões experimentais..... 44
4.5.1. Familiarização..... 46
4.5.2. Sessões para o cálculo do Δtc..... 48
4.5.3. Sessões de tolerância no Δtc..... 50
4.6. Análise de dados..... 52

5. RESULTADOS..... 53
5.1. Concentrações de lactato sangüíneo..... 53
5.2. Freqüência cardíaca..... 55
5.3. Tempo até a exaustão em todas as intensidades..... 57
5.4. Número de saltos verticais e trabalho realizado.... 58
5.5. Impulso concêntrico e altura do salto vertical..... 61
5.6. Coeficientes de determinação, estimativas de q e l e seus respectivos erros padrão de estimativa determinados através da SI e SH..... 63
5.7. Estimativas do Dtc obtidas através da SI e SH..... 69
6. DISCUSSÃO..... 70
6.1. Sessões para o cálculo do Dtc..... 70
6.1.1. Concentração de lactato sangüíneo e freqüência cardíaca 71
6.1.2. Tempo até a exaustão, número de saltos verticais e trabalho realizado..... 72
6.2. Relação entre trabalho externo realizado em saltos verticais e duração do exercício..... 74
6.3. Convergência entre SI e SH..... 75
6.4. Significado fisiológico do Dtc..... 78
6.4.1. Concentração de lactato sangüíneo e freqüência cardíaca no Δtc..... 78
6.4.2. Duração do exercício e número de saltos verticais..... 81
6.4.3. Exaustão no Δtc..... 82
7. CONCLUSÕES..... 85
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 86
9. APÊNDICE..... 100
9.1. Apêndice A – Características individuais dos participantes..... 100
9.2. Apêndice B – Rotina do matlab..... 101
9.3. Apêndice C – Intervalos de todas as sessões realizadas pelos participantes..... 105

9.4. Apêndice D – Alturas máximas dos cinco saltos verticais (m) realizados antes e depois do experimento..... 105
9.5. Apêndice E – Concentrações de lactato sangüíneo (mM) em todas as intensidades no repouso e imediatamente após o teste..... 109
9.6. Apêndice F – Freqüência cardíaca (bpm) no instante final em todas as intensidades e no 5º e 10º minuto para S_{ab}, S_{na} *e* S_{ac}..... 112
9.7. Apêndice G – Médias ± desvios-padrão de três impulsos concêntricos (N.s) nos instantes inicial, intermediário e final em todas as intensidades..... 114
9.8. Apêndice H - Médias ± desvios-padrão da altura de três saltos verticais (m) nos instantes inicial, intermediário e final em todas as intensidades..... 117
9.9. Apêndice I – Estimativas de q *e* l *com seus respectivos erros padrão de estimativa e os coeficientes de determinação para os três modelos de potência crítica determinados através da SI e SH*..... 120
9.10. Apêndice J – Variabilidade das médias de l *em porcentagem da média pelos métodos SI e SH*..... 123
9.11. Apêndice K – Intervalo crítico (s) determinado pelos três modelos pelos métodos SI e SH..... 124
9.12. Apêndice L – Número de saltos verticais realizados em todas as intensidades..... 125
9.13. Apêndice M – Tempo limite (s) em todas as intensidades..... 125
9.14. Apêndice N – Trabalho realizado em todas as intensidades (somatória dos impulsos concêntricos, N.s)..... 126
9.15. Apêndice O – Variabilidade do erro padrão de estimativa em porcentagem da média de q *obtidas através da SI e SH*..... 127

9.16. Apêndice P – Porcentagem dos erros padrão de estimativa da média de l para SI e SH..... 129
9.17. Apêndice Q – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido..... 130
9.18. Apêndice R – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa..... 131

1. INTRODUÇÃO

A identificação da intensidade de exercício que demarca a transição do metabolismo aeróbio e anaeróbio é relevante para a fisiologia do exercício e treinamento esportivo. Métodos que permitem essa identificação, tais como os limiares de lactato (MORITANI et al., 1981), anaeróbio (WAKAYOSHI et al., 1993), ventilatório (MORITANI et al., 1981), eletromiográfico (DeVRIES et al., 1982), entre outros, têm sido o foco de muitos estudos nessas áreas.

Um trabalho de merecido destaque é o de Monod e Scherrer (1965), que introduziu o conceito da potência crítica (PCrit), no qual a realização de exercício na intensidade correspondente à PCrit, teoricamente poderia ser mantida por tempo indeterminado às custas do metabolismo aeróbio. Porém, o exercício realizado em intensidade acima da PCrit levaria a uma depleção da reserva anaeróbia e conseqüente fadiga.

A maioria dos estudos que testaram situações limítrofes de intensidade de exercício foi realizado em exercícios contínuos como a corrida (HUGHSON et al., 1984), cicloergômetro (MORITANI et al., 1981), natação (WAKAYOSHI et al., 1993) e caiaque (CLINGELEFFER et al., 1994), sendo que alguns autores avaliaram a duração do esforço e a estabilização de algumas variáveis fisiológicas que caracterizam a predominância do metabolismo aeróbio, tais como

lactato (KOKUBUN, 1996) e freqüência cardíaca (BRICKLEY et al., 2002).

Entretanto, os exercícios intermitentes são menos investigados que os contínuos. Isto se deve possivelmente às dificuldades metodológicas e teóricas envolvidas na interpretação do padrão de esforço e sua demanda fisiológica, pois há uma variedade de combinações de movimentos e intensidades que podem ser realizadas durante o exercício intermitente.

Sabe-se, que a escolha apropriada da intensidade e do regime de esforço e pausa do exercício intermitente está associada a um estado estável de lactato e um retardo na exaustão (CHRISTENSEN et al., 1960). Mas, esforços intensos com períodos de recuperação curtos acarretam acúmulo de lactato e conseqüente antecipação da exaustão (BALSOM et al., 1992).

Monod e Scherrer (1965) ao postularem o modelo da PCrit descreveram procedimentos para ajustá-lo a situações em que as contrações musculares estáticas são realizadas de forma intermitente. Recentemente alguns estudos conseguiram determinar a utilização da reserva anaeróbia através da PCrit para exercícios intermitentes dinâmicos (AFONSO et al., 2001; MERLIN et al., 2002; SILVA, 2000), e também verificar o ajuste do modelo (CALVE e KOKUBUN, 2002; ELENO, 2003; SILVA et al., 2001).

Algumas modalidades esportivas possuem um caráter intermitente com execução de saltos e esforços intensos, alternados com períodos de alívio, tais como o basquete e o voleibol. A identificação das zonas de transição metabólica, em particular no salto vertical, com a utilização do modelo de PCrit para estimar um intervalo ideal entre os saltos pode fornecer informações relevantes para o aprimoramento dos métodos de treinamento e para a compreensão dos fenômenos biológicos associados ao rendimento esportivo. Portanto,

pretendeu-se neste estudo verificar se o modelo da potência crítica se ajusta para saltos verticais.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. O Modelo da Potência Crítica

O modelo da PCrit foi proposto originalmente por Monod e Scherrer (1965), que sugeriram a existência de uma intensidade máxima de exercício que pode ser mantida por um longo tempo sem a ocorrência de fadiga. Este estudo foi realizado em grupos musculares isolados com movimentos monoarticulares. Os autores observaram uma relação hiperbólica entre a potência e o tempo de exercício até a exaustão, sendo a PCrit a assíntota desta relação.

A PCrit foi interpretada pelos autores como a maior intensidade de exercício que pode ser mantida pelo metabolismo aeróbio sem depleção das reservas anaeróbias. Além disso, Monod e Scherrer (1965) perceberam que a função hiperbólica poderia se tornar linear ao relacionar trabalho com o tempo, quando a PCrit seria representada pela inclinação da reta. Para eles, qualquer exercício realizado em intensidade acima da PCrit leva a uma diminuição na duração total de esforço devido a uma depleção progressiva das reservas anaeróbias. Essa reserva anaeróbia muscular foi denominada de capacidade de trabalho anaeróbio (CTAnaer), sendo representada pelo grau

de curvatura na função hiperbólica potência-tempo e pela intercepção da reta na função linear trabalho-tempo (figura 1.A e 1.B, respectivamente).

Existe ainda um terceiro modelo matemático proposto por Whipp et al. (1982), em que os parâmetros da relação potência-tempo foram reajustados para um segundo modelo linear entre potência e o inverso do tempo (potência-1/tempo). Para este modelo a Pcrit é representada pela intercepção da reta de regressão no eixo y e a CTAnaer pela inclinação da reta (figura 1.C).

Os achados de Monod e Scherrer (1965) foram estendidos para o ciclismo por Moritani et al. (1981), que validaram a PCrit como um índice aeróbio. Eles verificaram uma alta correlação entre PCrit e limiar anaeróbio (LAn), mensurado pelo método ventilatório, e uma diminuição da inclinação da reta de regressão da função trabalho-tempo à medida que a FIO_2 foi reduzida (20,93 , 12,0 e 9,0%). Mesmo com a redução da FIO_2 o ponto de intercepção-y não foi alterado, demonstrando assim a natureza anaeróbia da CTAnaer.

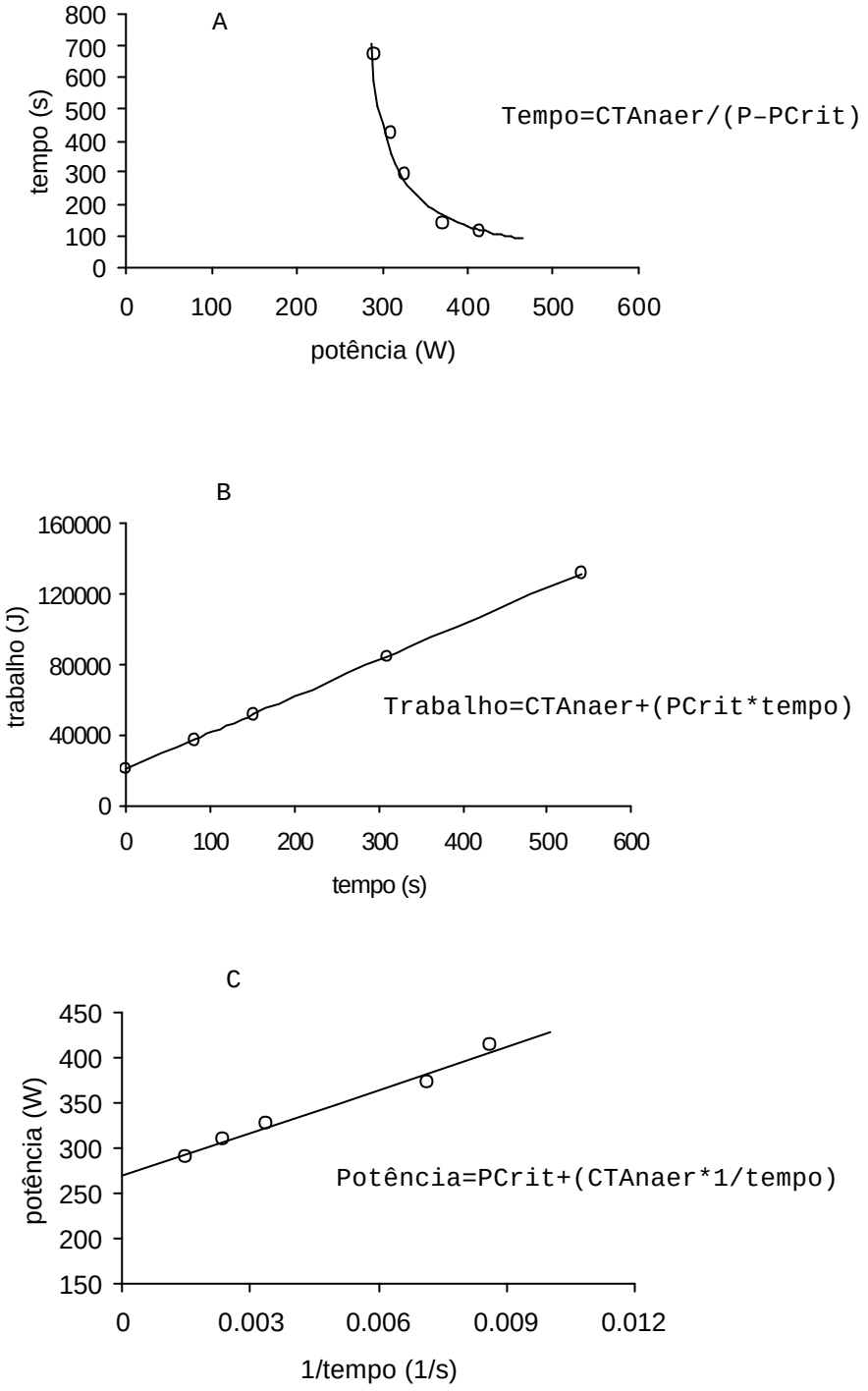

Figura 1: (A) relação não linear potência-tempo (hiperbólico), (B) relação linear trabalho-tempo e (C) relação linear potência-1/tempo, apresentados gráfica e matematicamente.

Posteriormente DeVries et al. (1982) testaram a hipótese de que a PCrit em cicloergômetro de pernas é relacionada com o início de fadiga (limiar de fadiga) estimado por aumentos na atividade eletromiográfica da porção lateral do quadríceps femoral dominante do participante. Observaram-se altas correlações da PCrit com o limiar de fadiga (r=0,87) e LAn detectado pelo método ventilatório (r=0,88) e também entre limiar de fadiga e LAn(r=0,90).

Desde então a PCrit e a CTAnaer vem sendo utilizadas em outras formas de exercício. Hughson et al. (1984) determinaram o ajuste do modelo hiperbólico para corrida em esteira, com seis velocidades preditivas (entre 19,2 e 22,4 km/h) e duração de 2 a 12 minutos.

Wakayoshi et al. (1993) verificaram que na natação a intensidade na velocidade crítica (VCrit), encontrada por apenas dois testes preditivos (200 e 400 m), corresponde à intensidade de exercício no máximo estado estável de lactato sangüíneo (MSSL). Ainda na natação, Kokubun (1996) observou: (a) uma correlação de 0,89 entre LAn e VCrit; (b)que o lactato se manteve estável a 100% da VCrit e; (c)tanto o LAn quanto a VCrit aumentaram significativamente com o treinamento.

Clingeleffer et al. (1994) determinaram a PCrit para atletas de caiaque, e analisaram a possibilidade de uma combinação de quaisquer dois intervalos para calcular a PCrit dos quatro intervalos de tempo previamente realizados (90, 240, 600 e 1200s). Os resultados demonstraram que qualquer combinação de intervalo de tempo pode ser utilizada para determinar a PCrit, exceto 90/240s.

Segundo Bishop et al. (1998) o modelo teórico subjacente ao conceito de potência crítica assume que o corpo humano, do ponto de vista bioenergético, é monocompartimental. Este compartimento é constituído por um estoque fixo de energia anaeróbia (CTAnaer) que pode ser reposto durante o exercício através da síntese aeróbia de ATP até a taxa máxima

conhecida como PCrit. Quando a intensidade do exercício (I) é menor ou igual a PCrit, de modo que a diferença entre elas se aproxima do valor zero, o exercício pode teoricamente continuar indefinidamente. Porém quando I excede a PCrit, a CTAnaer será depletada, havendo exaustão no momento que ela estiver esgotada. Embora esse modelo não leve em consideração a inércia aeróbia no período inicial do exercício, nos permite fazer predições quanto ao tempo de esforço sustentado em intensidades acima da PCrit.

Em suma, há vários estudos com PCrit em diferentes modalidades esportivas. Isso se deve à fácil aplicabilidade dos resultados no dia-a-dia dos treinadores, custos baixos e por ser uma técnica não invasiva, além da relação de seus parâmetros com conceitos fisiológicos bem reconhecidos e aceitos. Constitui-se assim, de modelo viável para mensurar as capacidades aeróbia e anaeróbia.

2.1.1. PCrit e performance aeróbia

Existem três domínios de intensidade de exercício que foram denominados por Gaesser e Poole (1996) como moderado, intenso e severo, levando-se em consideração o comportamento cinético do lactato sangüíneo e do consumo de oxigênio (VO_2).

O primeiro domínio, moderado, se refere à intensidades sustentadas sem a ocorrência de acidose lática, ou seja, abaixo do limiar de lactato, e tendo o VO_2 aumentando mono-exponencialmente nos primeiros 180 segundos de exercício retangular, atingindo estado estável após esse período (GAESSER e POOLE, 1996).

No domínio de exercício intenso há um excedente temporário de produção de lactato em relação à remoção, tendo a intensidade correspondente a esta maior produção como limite inferior. O limite superior é a carga referente ao MSSL, coincidindo com a PCrit. Em relação à cinética do VO_2, após 80-

110 segundos iniciais de carga retangular, um componente lento do consumo de oxigênio se sobrepõe ao componente inicial retardando a sua estabilização (GAESSER e POOLE, 1996).

O domínio de exercício severo (terceiro domínio) caracteriza-se pela não estabilização do lactato sangüíneo e aumento do consumo de oxigênio até o valor máximo (VO_{2max}). Ao contrário dos outros domínios, ambos os parâmetros aumentam inexoravelmente até a exaustão (GAESSER e POOLE, 1996).

Recentemente Hill et al. (2002), na tentativa de predizer uma intensidade de exercício que representasse o limite superior do domínio severo e, por conseguinte, a mais alta intensidade que o VO_{2max} poderia ser atingido, propuseram a existência de um quarto domínio de exercício. Esse domínio, denominado de extremo, está associado à ocorrência de exaustão antes do VO_{2max} ser alcançado.

De acordo com as caracterizações dos domínios de exercício, a PCrit representa o limite superior do domínio intenso e inferior do domínio severo quando há estabilização do lactato sangüíneo e VO_2 em valores inferiores aos máximos.

Para comprovar a relação da PCrit com o MSSL e VO_2 no cicloergômetro, Poole et al. (1988) verificaram que durante 24 minutos de exercício na PCrit, houve estabilização tanto do VO_2 quanto do lactato sangüíneo (79,4% do VO_{2max} e 5,6 mM). Contudo, na carga 5% acima da PCrit os participantes atingiram o VO_{2max} e o lactato sangüíneo chegou a 11,3 mM. Observaram uma diminuição do pH sangüíneo no início do exercício em ambas intensidades, mas estabilizando rapidamente na PCrit após 4 minutos de exercício, e continuando a declinar na intensidade acima da PCrit (POOLE et al., 1988). Detectaram ainda uma correlação significativa (r=0,73) entre VO_2 e lactato sangüíneo.

Para confirmar a hipótese de que a PCrit corresponde ao estado estável máximo do consumo de oxigênio, Hill e Smith

(1999) reportaram uma relação hiperbólica entre o tempo necessário para que o VO_{2max} fosse alcançado durante as cargas preditivas e a potência em cicloergômetro. Com isso, foi concluído que o VO_{2max} não pode ser atingido em intensidades iguais ou menores que a PCrit.

Moritani et al. (1981) observaram alta correlação entre a PCrit e VO_{2max} ou LAn, e DeVries et al. (1982) altas correlações da PCrit com o limiar de fadiga e o LAn. Entretanto, para DeVries et al. (1982) não era esperada uma diferença significativa na potência da PCrit (169,5W) com a potência no limiar de fadiga (190,5W) e no LAn (187,1W).

Alguns estudos reportaram correlações significativas da PCrit com o OBLA (*onset blood lactate accumulation*) e MSSL (HOUSH et al., 1991; PRINGLE e JONES, 2002) em exercícios no cicloergômetro, mas os valores de potência diferiram significativamente (230,0 [PCrit] vs 179,6 W [OBLA] e 242,0 [PCrit] vs 222,0 [MSSL] W, respectivamente).

No estudo de Dekerle et al. (2003) a Pcrit (278 W e 85,4% do VO_{2max}) não foi significativamente diferente do limiar de compensação respiratório (286 W e 85,3% do VO_{2max}). Entretanto, essas variáveis não foram correlacionadas, e foram significantemente maiores que a potência na MSSL (239 W e 74,3% do VO_{2max}).

Corroborando a idéia da PCrit ser um índice de performance aeróbia, Wakayoshi et al. (1993) verificaram um decréscimo significante do lactato ao longo de 4 “tiros” de 400 metros à 98% da VCrit na natação, uma estabilização na VCrit e aumento significante na velocidade de 2% acima da VCrit. Kokubun (1996) também não obteve diferença no lactato sangüíneo após o 1º, 3º e 5º “tiros” de 400 metros na VCrit da natação, mas esta estabilização não foi observada em intensidades acima da VCrit (102 e 104%).

Assim, os estudos demonstram que a PCrit é válida como índice de performance aeróbia. No entanto, as diferenças

nos valores de PCrit com outros índices necessitam ser esclarecidos. Diferenças metodológicas no modo de obtenção desses parâmetros devem ser consideradas, pois a PCrit é obtida através de testes com cargas retangulares, enquanto os testes de limiares anaeróbio, ventilatório e eletromiográfico são incrementais.

2.1.2. A Capacidade de Trabalho Anaeróbio

A capacidade anaeróbia é objeto de muitos estudos, principalmente devido à sua importância em exercícios que envolvem esforços intensos em períodos curtos (MEDBO e BURGERS, 1990). Segundo Medbo et al. (1988), a capacidade anaeróbia representa a quantidade máxima de ATP formado por processos anaeróbios, como a quebra de fosfocreatina e glicogênio obtendo acúmulo de lactato, que pode ser utilizada durante um exercício físico.

O teste indireto muito utilizado para mensurar a capacidade anaeróbia é o máximo déficit acumulado de oxigênio (MAOD), proposto por Medbo et al. (1988). Este teste consiste em estabelecer uma relação linear entre VO_2 e intensidade do exercício submáximo (10 sessões de 10 minutos a 35 a 95% do VO_{2max}), a partir da qual é estimado o custo energético de exercícios supramáximos. O MAOD é determinado como a diferença entre o custo energético a o volume total de oxigênio efetivamente consumido ao longo de um exercício exaustivo de 2 a 3 minutos (120 a 140% do VO_{2max}) (MEDBO et al.,1988).

Bangsbo et al. (1990) mensuraram a produção de energia anaeróbia através de alterações nas concentrações de ATP, fosfocreatina, inosina-monofosfato, liberação de lactato pelos músculos ativos e calculou o déficit de oxigênio através do consumo de oxigênio, comparando em seguida esses valores obtidos de maneira direta e indireta. Eles verificaram que a produção de energia anaeróbia durante exercício muito intenso,

estimada de maneira direta (91,6 mmol de ATP/kg de tecido muscular), se relacionou extremamente bem de forma quantitativa com o déficit de oxigênio (92,8 mmol de ATP/kg de tecido muscular), dando suporte ao déficit de oxigênio como uma medida de produção de energia anaeróbia.

Scott et al. (1991) verificaram que o MAOD é um indicador de capacidade anaeróbia além de distinguirem diferenças na contribuição de energia anaeróbia durante um teste supramáximo realizado em esteira com duração entre 2 e 3 minutos, para atletas velocistas (200 – 400m), meio-fundistas (800 – 1500m) e fundistas (3000 – 10000m) treinados e controles ativos.

Green (1995) sugeriu que a CTAnaer obtida pelo modelo de PCrit também seria uma medida válida para capacidade anaeróbia, tendo como vantagem um número bem menor de testes (cerca de 3) do que o MAOD (cerca de 11). Hill e Smith (1993) correlacionaram a CTAnaer calculada pelo grau de curvatura da função hiperbólica potência-tempo com o MAOD em homens e mulheres e observaram valores de $r=0,78$ ($p<0,01$) para homens e $r=0,55$ ($p=0,05$) para mulheres.

Hill e Smith (1994) classificaram os participantes em três grupos, de acordo com a variabilidade entre as estimativas de CTAnaer dos três modelos matemáticos (baixo, <5% com n=10; moderado, entre 5-10% com n=7; alto, >10% com n=7), e encontrou correlações entre CTAnaer e MAOD de 0,96-0,98, de 0,85-0,91 e 0,87-0,96 para os grupo com baixa, moderada e alta variabilidade. Contudo, o grupo com baixo erro padrão de estimativa da CTAnaer (<5%) obtiveram correlações entre 0,92 e 0,99.

Green et al. (1994) encontraram uma correlação de 0,73 entre a CTAnaer obtida pela intercepção-y e a capacidade anaeróbia estimada por mudanças nas concentrações de metabólitos no músculo vasto lateral, e concentração de lactato sangüíneo durante exercício intenso no cicloergômetro.

A CTAnaer mensurada pela PCrit e a capacidade anaeróbia pelo teste de *Wingate*, que consiste no esforço máximo de 30 segundos em bicicleta ergométrica com o objetivo de realizar a maior quantidade de trabalho possível (BAR-OR, 1987), foram correlacionados moderadamente (r=0,74) para 25 mulheres (GULLETT et al., 1988).

Vandewalle et al. (1989) observaram moderada correlação (r=0,69) entre CTAnaer e o trabalho total realizado no teste de *Wingate*. Com base nos resultados desse estudo, os autores consideraram a duração do teste de 30 segundos insuficiente para o esgotamento total da capacidade anaeróbia. Segundo Vandewalle et al. (1989), ao final do teste, a potência gerada ainda se encontrava o dobro daquela associada à máxima potência aeróbia. Eles concluíram que e a intercepção-y subestima a capacidade anaeróbia devido à inércia do metabolismo aeróbio.

Resultados contrários aos estudos de Gullett at al. (1988) e Vandewalle et al. (1989) foram encontrados por Bulbulian et al. (1996) que não verificaram correlação significante entre a CTAnaer e o trabalho total realizado no Wingate.

No entanto, Jenkins e Quigley (1991) realizaram 5 esforços máximos de 1 minuto com pausa passiva de 5 minutos no cicloergômetro (0,75 N/kg), e verificaram correlação do trabalho total realizado nos 5 esforços com a CTAnaer (r=0,74) e com o pH sangüíneo venoso pós-exercício (r=0,92). Isso denota que, quanto melhores as capacidades glicogenolítica e de tamponamento dos indivíduos, maiores são as chances de aumentar o trabalho total realizado em exercício intermitente intenso (JENKINS e QUIGLEY, 1991).

De acordo com as evidências demonstradas nos estudos citados, a CTAnaer mensurada pelo modelo de PCrit pode ser considerada como uma forma de inferir a capacidade anaeróbia.

2.2. Saltos verticais

A elevação do centro de massa no salto vertical é realizada através da aplicação de uma força sobre o solo, que responderá com uma força de reação no saltador de magnitude igual, mas em direção oposta (ENOKA, 1994).

As ações motoras no salto exigem contribuições de diferentes segmentos corporais atuando na elevação do centro de massa. Luhtanen e Komi (1978) analisaram a performance de sete diferentes modos de salto vertical e estimaram a contribuição dos segmentos corporais: extensão dos joelhos (56%), flexão plantar (22%), extensão do tronco (10%), balanço dos braços (extensão seguida de flexão do ombro 10%) e cabeça (2%).

Harman et al. (1990) obtiveram achados semelhantes aos de Luhtanen e Komi (1978) quando realizaram 4 combinações de saltos (com e sem balanço dos braços e com e sem contra-movimento), verificando uma contribuição média de 10% dos braços para ambas condições com e sem contra-movimento. Essa contribuição foi na velocidade de saída do solo aumentando a força de reação do solo vertical. Os autores explicaram o aumento do impulso pelo fato da aceleração dos braços para cima gerar uma força dos ombros para baixo atingindo o resto do corpo, e promovendo uma maior força de contração dos músculos quadríceps femoral e glúteos.

O modelo de salto vertical do estudo de Harman et al. (1990) (salto com contra-movimento) é o mais utilizado nas modalidades esportivas, como voleibol, basquetebol e futebol. O salto com contra-movimento (C*ountermovement Jump,* CMJ) consiste em efetuar um movimento para baixo antes de iniciar o movimento para cima. Essa combinação de movimentos para baixo (fase excêntrica) e para cima (fase concêntrica), caracteriza o ciclo alongamento-encurtamento do músculo (*Stretching-Shortening Cycle*, SSC) (KOMI, 1992).

As fases do CMJ na plataforma de força estão representadas graficamente nas figuras 2 e 3, e estão compreendidos entre as letras *a* e *h*. Os momentos de *a* até *h* são descritos de acordo com Linthorne (2001) como:

a: ponto *a* é o início do salto. O indivíduo se encontra de pé em posição estacionária e a altura do seu centro de massa (CM) se torna zero;

a-b: o indivíduo flexiona quadril, joelhos e tornozelos, não necessariamente nesta seqüência. A força resultante se torna negativa e o seu CM se move e acelera para baixo;

b: marca a máxima aceleração para baixo do CM;

b-c: o CM ainda se move para baixo. A força resultante e a aceleração do CM ainda são negativas;

c: a força de reação do solo vertical (FRSV) é igual ao peso corporal e a força resultante e a aceleração do CM são iguais a zero. A fase *a-c* é chamada algumas vezes de *unweighting*, porque a força de reação do solo é menor que o peso corporal;

c-d: a força resultante é positiva agora, mas o CM ainda se move para baixo;

d: é a menor posição do CM no CMJ (velocidade igual a zero), e a FRSV é quase máxima;

d-e: esta é a fase de impulsão (*pushoff*) em que o indivíduo se move para cima estendendo quadril, joelhos e tornozelos, chamada fase positiva (concêntrica);

e: a FRSV diminui se tornando igual ao peso corporal e a velocidade é máxima para cima;

e-f: a FRSV se torna menor que o peso corporal. A força resultante e a aceleração do CM se tornam negativas, mas o indivíduo ainda se move para cima;

f: o ponto *f* é o instante que o indivíduo perde o contato com o solo (*takeoff*). O CM está mais alto do que na posição inicial porque as articulações estão estendidas;

f-g: ascensão da fase de vôo;

g: o ponto *g* marca o pico de altura do CM no salto;

g-h: descendência da fase de vôo;

h: é o momento em que há o primeiro contato dos pés com o solo. A força de reação do solo apresenta um pico de impacto, em seguida se iguala ao peso corporal e o indivíduo se encontra na posição inicial para a execução do próximo salto.

No SSC a fase excêntrica influencia a performance da fase concêntrica subseqüente mais do que ações concêntricas isoladas (KOMI e NICOL, 2000). Isso é possível detectar em vários estudos que compararam a altura do CMJ (salto com SSC) com o salto no qual o indivíduo sai de uma posição agachada (*Squat Jump*, SJ) impossibilitando o contra-movimento (ASMUSSEN e PETERSEN, 1974; BOBBERT et al., 1996; BOSCO e KOMI, 1979; BOSCO et al., 1982; HARMAN et al., 1990).

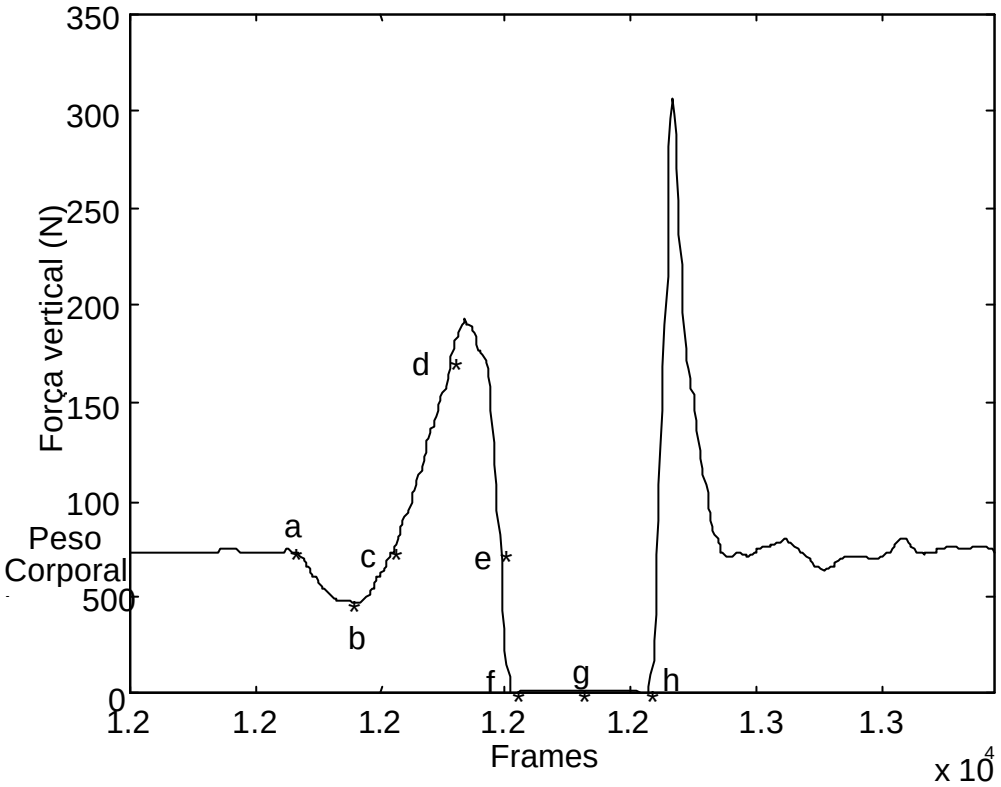

Figura 2: Dados reais das fases do CMJ na plataforma de força (adaptado de LINTHORNE, 2001).

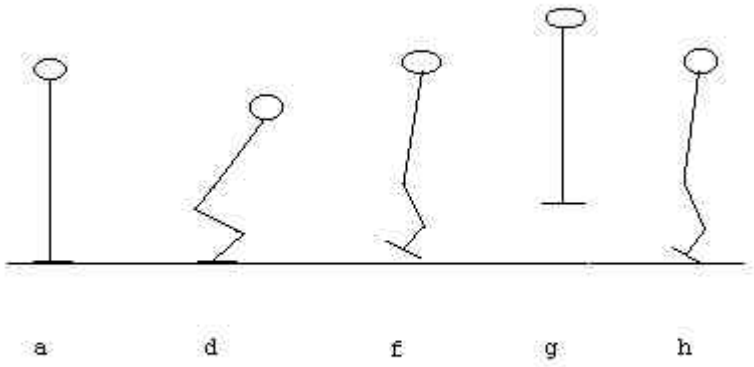

Figura 3: Fases do CMJ referente à figura 2 (adaptado de LINTHORNE, 2001).

Outro tipo de salto muito utilizado por técnicos para melhorar o SSC é o *Drop Jump* (DJ), no qual o salto é realizado imediatamente após a queda de uma plataforma, com a altura desta variando entre 20 e 110 centímetros (BOBBERT, 1990). O DJ é uma das técnicas mais utilizadas nas séries pliométricas, também conhecida como séries do ciclo alongamento-encurtamento (BOBBERT, 1990).

Asmussen e Petersen (1974) observaram a performance em saltos com SSC quando submeteram 19 participantes a saltos máximos de 3 tipos: CMJ, SJ e DJ, sendo que, o DJ foi realizado em alturas de 23,3, 40,4 e 69 cm. Os resultados demonstraram maior altura no CMJ e no DJ em altura intermediária (40,4 cm), que foi atribuída ao armazenamento de energia elástica no músculo em fase excêntrica e reutilização dessa energia como trabalho mecânico na fase concêntrica.

Bosco e Komi (1979) detectaram maior performance no CMJ e uma melhor correlação da altura do salto com a fase concêntrica do CMJ (r=0,78), quando comparado com a fase de desaceleração e abaixo do peso corporal (0,62 e 0,62). Além disso, os autores observaram correlações significativas, porém baixas, da altura no SJ, CMJ e impulso na fase concêntrica do CMJ com a porcentagem de fibras musculares de contração rápida (0,51, 0,48 e 0,51, respectivamente).

Uma maior porcentagem de determinado tipo de fibra muscular parece ser importante na altura do salto. Bosco et al. (1982) realizaram CMJ e SJ com variação angular pequena e grande, e os resultados demonstraram que os participantes com maior porcentagem de fibras rápidas no vasto lateral, armazenaram maior quantidade de energia elástica na fase excêntrica de saltos com alta velocidade e baixa variação angular. Em contrapartida, nos saltos com grande variação angular (maior duração do SSC), a quantidade de energia elástica armazenada foi semelhante para os dois tipos de

fibras musculares. No entanto, a utilização dessa energia armazenada foi maior no grupo de fibras lentas. A interpretação fisiológica desses resultados é que há diferenças no tempo de acoplamento das pontes cruzadas entre as fibras de contração rápida e lenta e, por isso, as fibras do tipo I podem reter esse acoplamento por um período de tempo maior e, conseqüentemente utilizar melhor a energia elástica em movimentos mais lentos.

O armazenamento de energia elástica não é a única razão para o SSC aumentar a performance. Segundo Bobbert et al. (1996) o motivo crucial é que os músculos obtêm um nível de força e estado ativo muito grande antes da fase concêntrica, devido ao tempo aumentado para a ativação muscular na fase excêntrica.

Komi e Nicol (2000) sugerem que o aumento da força depois da fase de alongamento tem importante influência reflexa também, pois nessa fase a atividade dos órgãos tendinosos de Golgi determinam qual o reflexo (facilitação ou inibição) que atuará na performance. Para os autores, as evidências são fortes devido a estudos que documentaram uma maior relação entre força desenvolvida e comprimento muscular (*stiffness*) quando os reflexos estão intactos.

Os estudos apresentados demonstram claramente a influência do SSC em saltos verticais, levando em consideração também o tipo de fibra e a velocidade de execução do movimento. Além disso, o motivo pelo qual o SSC influencia de maneira positiva na performance, deve ser pelo armazenamento de energia elástica e regulações reflexas.

2.2.1. Fadiga em saltos verticais

A incapacidade da musculatura em manter uma determinada potência é um problema complexo com múltiplos fatores envolvidos, entre eles a composição do tipo de fibra,

intensidade, tipo e duração da atividade muscular (FITTS, 1994).

A fadiga pode ser de origem central ou periférica. No caso de saltos verticais com SSC a fadiga pode ser tanto central quanto periférica, mas apresentando sinais diferentes tanto no exercício quanto na recuperação.

Gollhofer at al. (1987) utilizaram um aparelho (*sledge*) desenvolvido para o estudo de fadiga em exercícios com SSC de braço. O aparelho consistia de uma prancha que deslizava sobre trilhos com inclinação de 15º, onde o participante se deitava em decúbito ventral com a cabeça para baixo e realizava o impulso com ambos os braços em uma plataforma de força. Os resultados demonstraram que após a realização de 100 SSC submáximos com os músculos extensores do cotovelo, a fadiga foi caracterizada por um aumento no tempo de contato de ambas as fases (excêntrica e concêntrica), mas a influência foi mais pronunciada na fase concêntrica. Além disso, verificaram que repetidos amortecimentos de impacto seguidos por uma ação concêntrica podem ter atingido o sistema neuromuscular devido a mudanças na regulação do *stiffness*. Isso sugere que a transferência de energia da fase excêntrica para a concêntrica foi drasticamente reduzida. Assim, a utilização do SSC parece ser efetiva para avaliar a fadiga no sistema regulatório do *stiffness* muscular durante o exercício.

O aumento no tempo de contato da fase excêntrica e concêntrica também foi verificado por Viitasalo et al. (1993), além do aumento da atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral, vasto lateral e vasto medial ao realizar saltos consecutivos submáximos sobre barreiras (altura de 65 cm) com os dois pés, durante 45 segundos. Em adição, eles ainda observaram alterações biomecânicas na fase concêntrica do salto, como o ângulo do joelho na fase de perda de contato com o solo, variação angular do joelho, tempo de alcance do pico

de velocidade angular e diminuição na força de reação do solo vertical.

Devido à inevitável ocorrência de fadiga no SSC após algum tempo de utilização desse sistema, Hortobágyi et al. (1991) observaram as respostas compensatórias reflexas e voluntárias durante e logo após 50 DJ, na realização de CMJ, SJ e DJ máximos. Os resultados apresentaram um aumento na atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral e bíceps femoral do 5º para o 50º DJ, e para manter a performance no CMJ e DJ seguidos de 50 DJ, houve um aumento na sensibilidade do fuso muscular e/ou no período de latência das fibras musculares utilizadas, para compensar a perda da força voluntária, mensurada através da extensão do joelho em equipamento específico.

Com o objetivo de investigar se e como o sistema neuromuscular se (re)organiza no controle de movimentos multisegmentares quando diferentes grupos musculares são fadigados, Rodacki et al. (2002) realizaram com indivíduos saudáveis, CMJ máximos com e sem fadiga nos músculos extensores e flexores do joelho, a ~50% do peso corporal. Apenas a fadiga induzida nos músculos extensores do joelho interferiu na performance do salto vertical, não havendo mudanças nas características temporais do modelo de ativação muscular indicada pela eletromiografia. Os autores concluíram que a mesma estratégia de movimento foi seguida antes e depois da fadiga.

Para Fitts (1994), a origem primária da fadiga parece estar dentro da própria célula muscular e tem como possíveis causas distúrbios no processo de excitação-contração ou eventos metabólicos.

Green (1987) apresenta nove situações que podem estar relacionadas a processos de fadiga periférica na célula muscular, ressaltando ainda que vários destes compartimentos são dependentes da energia derivada da hidrólise de ATP para

conduzir suas tarefas. As situações são: (1) falência pré-sináptico; (2) inabilidade para desenvolver o potencial de ação; (3) falência do sarcolema em sustentar o potencial de ação; (4) perda da ligação de excitação entre túbulos T e retículo sarcoplasmático; (5) liberação diminuída de Ca^{++} do retículo sarcoplasmático; (6) afinidade reduzida da troponina ao Ca^{++}; (7) falência no ciclo de pontes cruzadas; (8) demora na dissociação das pontes cruzadas e (9) diminuição da recaptação de Ca^{++} pelo retículo sarcoplasmático.

Segundo Komi e Nicol (2000) a diminuição no reflexo de alongamento do SSC logo após o exercício parece ser de origem metabólica, pois já foi observado que a atividade do fuso muscular em mamíferos pode ser reduzida ou até suprimida devido ao baixo pH intracelular (FUKAMI, 1988). Entretanto, a demora na restauração do SSC está associada à dor muscular tardia, além da influência dos órgãos tendinosos de Golgi (KOMI e NICOL, 2000).

Em aparelho semelhante ao descrito por Gollhofer et al. (1987), porém adaptado para membros inferiores, Horita et al. (2003) verificaram o valor médio de concentração de lactato sangüíneo em 7,2 ± 0,8 mM após aproximadamente 3 minutos de saltos submáximos com SSC (92 ± 30 saltos). A performance no SJ diminuiu de maneira significativa imediatamente após a série de SSC, e recuperada dentro de 10 minutos. O DJ máximo manteve-se inferior ainda depois de 2 dias. Sendo assim, parece que a performance em ação muscular concêntrica isolada (SJ) é influenciada por fadiga metabólica aguda e o DJ pelos efeitos da dor muscular tardia, quando submetidos à fadiga em SSC.

Skurvydas et al. (2000) hipotetizaram que a duração da fadiga após a série intermitente seria diferente do contínuo. Na série intermitente a origem da fadiga seria a deterioração muscular causada pelo SSC enquanto que no contínuo ocorreria tanto a fadiga metabólica quanto a

deterioração muscular. Os testes consistiam em 100 DJ máximos com intervalo de 20 segundos entre cada salto, e após 8 semanas, 5 séries de 20 CMJ máximos com 10 segundos de intervalo entre cada série. Os autores observaram um aumento da fadiga neuromuscular após a série contínua maior do que o esperado devido ao aumento na concentração de lactato sangüíneo (7,6 ± 0,9 mM), mas após 24 horas a musculatura já havia se restituído, o que não aconteceu após a série intermitente.

Em resumo, a fadiga em saltos verticais com SSC pode ser de natureza tanto central quanto periférica. Além disso, o aumento da contribuição anaeróbia para a realização dos saltos verticais, quantificada pela concentração de lactato sangüíneo, influencia diretamente a performance dos saltos, que depende da duração dos períodos de recuperação.

2.3. Exercícios intermitentes

A realização de qualquer atividade física está relacionada, de maneira geral, à intensidade e duração do esforço. Sabe-se que as respostas fisiológicas aos esforços contínuos e intermitentes apresentam flagrantes distinções (CHRISTENSEN et al. 1960). Nos exercícios intermitentes o tempo de execução da atividade e a utilização de vias metabólicas específica dependem de uma adequada razão entre esforço e pausa.

Em 1960, Astrand et al. demonstraram que quanto maiores fossem as durações dos esforços e das pausas, maior era o acúmulo de lactato sangüíneo, bem como a sensação subjetiva de esforço.

Balsom et al. (1992) verificaram que mantendo a distância total do exercício (600 metros) e o intervalo de descanso (30 segundos), mas variando a distância da corrida

(15, 30 e 40 metros), houve acúmulo de lactato sangüíneo e aumento na duração dos últimos esforços, principalmente em 40 metros. A formação de lactato está relacionada à ativação da glicólise para a ressíntese de ATP, devido à depleção de fosfocreatina (PCr) (WOOTON e WILLIAMS, 1983).

A ressíntese de PCr é importante para a recuperação da potência durante exercícios máximos realizados intermitentemente (BOGDANIS et al., 1995; BOGDANIS et al., 1996a; GAITANOS et al., 1993; HARGREAVES et al., 1998).

A PCr pode ser reduzida a 17% do valor de repouso nos músculos exercitados após um teste de *Wingate* e, em menos de 4 minutos, pode ser ressintetizada a até 80% da concentração de repouso. Isto foi evidenciado com a constatação de que, em esforço subseqüente máximo de 10 segundos, após pausa de 4 minutos, a potência desenvolvida se correlacionou muito bem (r=0,84) com o percentual de PCr ressintetizada (BOGDANIS et al., 1995).

Em outro estudo, Bogdanis at al. (1996a) ainda relatam a importância da disponibilidade de PCr para o desenvolvimento de alta potência nos 10 segundos iniciais após atividade prévia.

Karlsson et al. (1975) observaram que a realização de esforço intenso e o acúmulo de lactato a ele associado implicam em uma diminuição do desempenho em tarefa subseqüente, mesmo quando a tarefa indutora da acidose é realizada por grupos musculares diferentes (por exemplo, membros superiores e inferiores).

Uma diminuição da performance em esforços máximos de 30 segundos no cicloergômetro, para Hargreaves et al. (1998), não está associada à redução de glicogênio muscular, mas sim, à diminuição de PCr, aumento na concentração de íons H^+ no sangue e função prejudicada do retículo sarcoplasmático.

Existe uma concordância quanto à relação entre fadiga e processos metabólicos como a relação demanda e produção

energética ou os produtos metabólicos finais (H^+, Pi e ADP). Assim, a relação entre acúmulo de lactato e fadiga é fortalecida pelo fato de existirem pelo menos dois mecanismos fisiológicos através dos quais o lactato poderia inibir a função muscular. Por um lado, um aumento na concentração de H^+ perturba o processo excitação-contração por reduzir a quantidade de Ca^{++} liberada pelo retículo sarcoplasmático e por interferir na capacidade de ligação Ca^{++}-troponina. Por outro lado, uma maior concentração de H^+ também inibe a atividade da fosfofrutoquinase, que é uma enzima chave implicada na glicólise anaeróbia. Essa inibição torna a glicólise mais lenta, reduzindo assim a disponibilidade de ATP, que constitui a fonte direta de energia para a contração muscular (GREEN, 1987).

No entanto, recentemente alguns estudos têm sugerido que a diminuição do pH intracelular não é o motivo principal da fadiga muscular. Westerblad et al. (1997) observaram que a influência do pH parece depender da temperatura analisada, e nas “temperaturas fisiológicas” não há influência na tensão gerada. Para Allen e Westerblad (2001) a fadiga muscular está associada ao acúmulo de fosfato inorgânico que se precipita com o Ca^{++} diminuindo a liberação do mesmo pelo retículo sarcoplasmático.

A recuperação ativa pode reduzir os efeitos deletérios do acúmulo de metabólitos intramusculares. Bogdanis et al. (1996b) verificaram que a potência média desenvolvida em um teste de *Wingate* realizado 4 minutos após outro teste de *Wingate* era superior quando a recuperação foi feita de forma ativa em aproximadamente 66% do VO_{2max}. Para eles, os benefícios da recuperação ativa podem ser explicados pelo fluxo sangüíneo aumentado nos músculos previamente ativos, o que facilitaria a restauração das alterações ocorridas nos metabólitos intramusculares.

No entanto, Franchini et al. (2001) demonstraram que o desempenho em tarefa intermitente de predominância anaeróbia (4 testes de *Wingate*) não melhora após uma diminuição significativa da concentração de lactato sangüíneo obtida pela recuperação ativa na velocidade de 70% do LAn (4,2 mM no 15º minuto), comparada à recuperação passiva (5,8 mM no 15º minuto). O acúmulo de lactato no sangue foi induzido por um combate de judô.

Uma vantagem da utilização de protocolos intermitentes é a realização de uma quantidade de trabalho anaeróbio bastante superior àquela que poderia ser realizada continuamente (ELENO, 2003; TABATA et al., 1997; SILVA, 2000), e também prolongar períodos de esforços em intensidades de competição ou ligeiramente acima (GULLSTRAND, 1996). Isso é possível porque, durante as pausas, a capacidade para realização de trabalho anaeróbio pode ser parcial ou totalmente restituída (BOGDANIS et al., 1996b; SILVA et al., 2001).

Outra vantagem da utilização de protocolos intermitentes é que a escolha apropriada da intensidade e da razão esforço/pausa está relacionada com a ocorrência de estado estável de lactato (ANNE, 1997; BROCHADO e KOKUBUN, 1997; PEREIRA et al., 2001) e freqüência cardíaca (FC) sem fadiga (MIRANDA e KOKUBUN, 2001; PEREIRA et al., 2001).

ANNE (1997) realizou séries de 20 corridas de 30 m a serem percorridos com durações de 6, 5 e 4,5 segundos, pausas de 25 segundos entre cada corrida e 1 minuto após 10 esforços. Os participantes foram capazes de realizar as séries de 6 e 5 segundos com tempo, FC e lactato sangüíneo estáveis ao longo dos esforços. Contudo, na série de 4,5 segundos houve significativa diminuição da velocidade média nos últimos 10 esforços, e aumento significativo da FC e lactato sangüíneo.

Em estudo semelhante, Miranda e Kokubun (2001) concluíram que, assim como no exercício contínuo, é possível

identificar uma intensidade de exercício intermitente de curta duração e esforços intensos, associada a estados estáveis de lactato sangüíneo e FC.

No voleibol, Matsushigue (1996) demonstrou que na realização de ataques sucessivos com intervalo de 8 s entre os esforços havia diminuição progressiva do alcance do jogador e acúmulo de lactato no sangue além de um aumento na FC. A fadiga nessa situação pode estar associada à depleção de PCr e acúmulo de lactato, podendo ser diminuída com o aumento na duração do intervalo.

Pereira (2001) ao utilizar um protocolo de 30 ataques no voleibol variando as intensidades (intervalos de 8, 14, 17 e 20 segundos), seguido por saltos verticais com “chamada” de ataque, verificou estabilização do lactato sangüíneo e manutenção do número de saltos verticais, quando comparados com saltos realizados sem esforço prévio para os intervalos de 17 e 20 segundos. Em contrapartida, nos intervalos de 8 e 14 segundos não houve estabilização de lactato e o número máximo de saltos verticais foi reduzido significativamente, sendo que a FC não estabilizou em nenhuma das quatro intensidades.

Resumindo, a razão esforço/pausa é um importante determinante da recuperação dos músculos ativos para o esforço subseqüente. Verifica-se que o exercício intermitente pode se prolongar concomitantemente à estabilização de lactato e FC como no exercício contínuo, podendo ser aplicado também para modalidades com saltos.

2.3.1. Exercício intermitente e PCrit

O exercício intermitente tem papel importante no treinamento das capacidades físicas em diversas modalidades esportivas. Também relacionado ao treinamento e a sua aplicabilidade, o modelo de PCrit vem sendo bastante explorado. No entanto, o ajuste do exercício intermitente ao

modelo de PCrit sugere uma outra oportunidade de avaliação e prescrição de intensidades de exercício para as modalidades intermitentes.

Kachouri et al. (1996) compararam os valores de VCrit obtidos através de corridas realizadas de maneira contínua e intermitente ($VCrit_c$ e $VCrit_i$), e questionaram como a VCrit poderia ser utilizada para prescrever número de repetições e intensidade em sessões de treinamento. Os testes foram em pista de 400 metros e velocidades a 95 e 105% do *Montreal Track Test*, realizado previamente, sendo que, a $VCrit_i$ foi calculada através da distância e do tempo de corrida acumulados, sem levar em consideração os períodos de recuperação. Os resultados não demonstraram diferenças entre $VCrit_c$ e $VCrit_i$ e ainda foram significativamente correlacionados.

De acordo com Kachouri et al. (1996), é difícil predizer o número máximo de repetições de um exercício intermitente de $Vcrit_c$ e $Vcrit_i$. Quando os participantes realizaram esforços intermitentes com a metade da duração do tempo limite (duração do exercício até a exautão - tlim) no exercício contínuo e pausas a uma intensidade confortável, o tlim foi aumentado em 3 vezes, e não em duas vezes como poderia ser esperado.

Certamente a intensidade de recuperação descrita por Kachouri et al. (1996) foi abaixo da PCrit, permitindo que parte da CTAnaer fosse reposta pois, segundo Nakamura (2001) a PCrit corresponde à mínima intensidade em que não há reposição da reserva anaeróbia, além de representar para Monod e Scherrer (1965) a máxima intensidade em que não há depleção da CTAnaer.

Silva (2000) quantificou a demanda anaeróbia do exercício intermitente no cicloergômetro através do modelo de PCrit. O experimento consistiu em determinar a PCrit e executar dois protocolos intermitentes com esforço e pausa de

30s-30s e 60s-60s em intensidades de 60 a 70% acima da PCrit individual.

Silva et al. (2001) verificaram a validade do modelo de VCrit estabelecendo o gasto e a reposição da capacidade de corrida anaeróbia no exercício intermitente, através de corrida com mudança de direção (“vai-vem” de 30 metros).

Em seu estudo, Eleno (2003) realizou 30 “tiros” de 15 segundos em cicloergômetro na intensidade do domínio severo, com pausas passivas de 15, 30, 45 e 60 segundos, seguidas de um esforço contínuo até a exaustão, garantindo a total depleção da reserva anaeróbia, e concluiu que o modelo de PCrit aplica-se bem ao exercício intermitente além de permitir descrever os efeitos dos esforços realizados.

Merlin et al. (2002) após determinarem a VCrit e CTAnaer em corridas de “vai-vem” de 20 metros, quantificaram a sobrecarga anaeróbia em partida de futebol de 35 minutos, com mais um teste de “vai-vem” em velocidade intermediária dos preditivos realizados.

No futebol de salão, Calve e Kokubun (2002) realizaram corridas descontínuas de “vai-vem” de 30 metros com e sem condução de bola, e verificaram que o modelo de potência crítica se ajusta melhor quando a intensidade do exercício é expressa em freqüência de passadas do que com a velocidade de deslocamento, além de prever o aumento na demanda energética em condução de bola.

Sucintamente, estudos aplicando o modelo da PCrit para exercícios intermitentes têm demonstrado bons ajustes, além de quantificar a demanda energética. No entanto, esses estudos foram realizados em cicloergômetro e corrida abrindo perspectivas para outros tipos de exercício.

3. JUSTIFICATIVA E OBJETIVOS

Em 1965, Monod e Scherrer já demonstravam uma preocupação em aplicar o modelo da potência crítica em atividades intermitentes. Tendo esse objetivo em vista, modelaram e compararam a relação entre força desenvolvida isometricamente de forma contínua e intermitente, em uma relação de esforço e pausa de 1:1. Com os resultados obtidos, os autores sugeriram que a magnitude da “reserva” de energia intramuscular, bem como sua taxa de restituição, determinavam a exaustão em exercícios intensos, fossem eles contínuos ou intermitentes.

Desde então, a dinâmica da utilização dos diferentes sistemas energéticos no exercício tem sido estudada utilizando-se a corrida, a natação, o caiaque ou o cicloergômetro. Nesses tipos de exercício a intensidade é expressa em unidades de velocidade ou de potência.

Em estudo realizado por Pereira et al. (2001) o salto vertical, cujo trabalho externo é representado pela energia mecânica necessária para elevar o centro de massa a uma altura fixa, a taxa de realização de trabalho, que expressa a intensidade do exercício, foi manipulada modificando-se a duração do intervalo entre os ataques de voleibol. Os resultados obtidos indicaram que mecanismos semelhantes àqueles descritos para exercícios de corrida, natação, no

caiaque ou no cicloergômetro podem ser válidos para movimentos que requerem muita força em alta velocidade de execução.

Durante a realização de saltos verticais, o executante aplica uma força contra o solo, e o impulso na fase concêntrica está associado à altura do salto (BOSCO e KOMI, 1979). Tanto o impulso concêntrico, medido por intermédio de uma plataforma de força, como a altura do salto poderiam ser utilizados para ajustar a intensidade do salto e relacioná-la com tempo até a exaustão conforme o modelo da potência crítica.

Se fixar a altura do salto vertical e variar a intensidade do exercício manipulando o intervalo entre os saltos, o valor da potência crítica em saltos consecutivos está associada a um intervalo ideal (intervalo crítico) na qual não há exaustão. Saltos realizados com intervalos menores ao ideal estão associados com respostas fisiológicas similares ao domínio severo. Por outro lado, intervalos maiores induzem respostas similares ao domínio intenso.

Portanto, o presente estudo foi elaborado com o objetivo primário de verificar se:

- o modelo da potência crítica se ajusta para saltos verticais.

Com isso, os objetivos secundários foram:

1. as sessões de saltos verticais utilizadas para calcular o intervalo crítico devem ser exaustivas e similares;
2. deve haver relação entre o trabalho externo realizado em saltos verticais medido pela plataforma de força e pelo número de saltos verticais realizados para diferentes intervalos com o tempo até a exaustão;
3. o intervalo crítico obtido pelo método de somatória dos impulsos concêntricos com o auxílio da plataforma de força e o estimado pelo método de

somatória das alturas dos saltos verticais determinado pelo número de saltos verticais realizados, devem ser similares;

4. saltos verticais realizados na intensidade correspondente ao intervalo crítico devem ter comportamento fisiológico semelhante aos descritos para exercícios realizados na potência crítica.

O teste experimental dos propósitos secundários descritos acima depende do preenchimento das seguintes condições experimentais:

- H_1: não há diferença nas concentrações de lactato sangüíneo e nos valores de freqüência ao final do exercício entre as sessões utilizadas para o cálculo do intervalo crítico;
- H_2: há diferença nos valores do número de saltos verticais realizados, trabalho externo total obtido pela somatória dos impulsos concêntricos em saltos verticais e duração total do exercício entre as sessões utilizadas para o cálculo do intervalo crítico;
- H_3: os valores dos coeficientes de determinação para os modelos da potência crítica não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo nos métodos de somatória dos impulsos concêntricos em saltos verticais e de somatória das alturas dos saltos verticais, devem ser próximos de um;
- H_4: não há diferença entre as estimativas de θ obtidas através da somatória dos impulsos concêntricos em saltos verticais e o estimado pelo método de somatória das alturas para os modelos da potência crítica não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo. O mesmo deve acontecer para as estimativas de λ;

- H_5: os erros padrão de estimativa em porcentagem de θ devem ser menores que 10% para os métodos de somatória dos impulsos concêntricos em saltos verticais e de somatória das alturas dos saltos verticais;
- H_6: há diferença dos valores do impulso concêntrico no salto vertical e a altura do salto vertical, ambos medidos através da plataforma de força, entre os instantes inicial e final nas sessões para o cálculo do intervalo crítico e para as sessões de tolerância no intervalo crítico;
- H_7: não há diferença entre as estimativas do intervalo crítico determinados pelos métodos de somatória dos impulsos concêntricos nos saltos verticais e pela somatória das alturas dos saltos verticais;
- H_8: não há diferença entre as médias de três batimentos cardíacos no 5º e 10º minuto para as sessões que foram realizadas na intensidade correspondente ao intervalo crítico e 5% abaixo;

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Amostra

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, UNESP, Rio Claro (Apêndice R) e realizado com 10 participantes do sexo masculino (idade 21,4 ± 2,4 anos, estatura 1,80 ± 0,1 m, massa corporal 77,9 ± 5,3 kg e IMC 24,0 ± 1,1 kg/m^2). Os participantes assinaram um termo de consentimento livre após terem sido esclarecidos dos procedimentos a que seriam submetidos (Apêndice Q). Além disso, averiguou-se não possuir nenhuma lesão de membros inferiores nos últimos 12 meses que pudesse interferir o desempenho nos testes e o IMC deveria variar entre 22,0 e 25,9 kg/m^2. Entre cada sessão houve um intervalo mínimo de dois e máximo de cinco dias, sendo que todos os participantes terminaram o experimento no máximo em 20 dias. Os participantes foram solicitados a não realizarem esforços máximos e saltos verticais na véspera e no dia dos testes, além de tentarem manter os hábitos alimentares inalterados ao longo do período de testes. Procurou-se realizar os testes sempre nos mesmos horários do dia.

Todos os participantes possuíam experiência mínima de três anos com o voleibol e praticavam a modalidade cerca de

duas vezes por semana de maneira recreativa, com exceção de um participante que praticava basquetebol e voleibol esporadicamente.

4.2. Modelo de salto vertical

O modelo de salto vertical realizado em todos os testes foi semelhante ao movimento de bloqueio do voleibol com contra-movimento. Os participantes iniciavam a flexão dos joelhos já com os cotovelos flexionados e as mãos à frente e na linha do ombro. Na fase concêntrica do movimento do salto havia uma flexão dos ombros e concomitante extensão dos cotovelos para que um elástico utilizado para demarcar uma altura pré-fixada fosse alcançado. O elástico foi posicionado horizontalmente acima da cabeça do participante preso a duas hastes de ferro com regulagem para altura, sendo que a posição do elástico em relação à cabeça (anterior ou posterior) foi de escolha individual.

O grau de flexão dos joelhos não foi controlado e a velocidade de execução do movimento foi espontânea, com os participantes instruídos para que a fase excêntrica durasse menos que a fase concêntrica. A flexão do quadril também não foi controlada, embora os participantes tenham sido instruídos para que não exagerassem neste movimento. Quando os participantes não realizavam movimentos de acordo com essas instruções eram alertados para a execução correta. Os participantes receberam incentivos verbais durante todas as sessões.

Uma plataforma de força da marca *Kistler*Ò (modelo 9286A) com freqüência de coleta de 1000 Hz foi utilizada para captar a FRSV no salto vertical. Os sinais da plataforma passaram por um amplificador da marca *Kistler*Ò (modelo 9865) seguindo para uma placa conversora A/D com a utilização do

programa *LabVIEWä* versão *5.1* e armazenado em um computador. Os dados foram posteriormente filtrados através de um filtro do tipo *Butterworth* digital passa baixo de segunda ordem e freqüência de corte de 30 Hz. O *drift* da plataforma de força foi considerado linear, pois os valores encontrados foram negligenciáveis.

Os dados da FRSV foram utilizados para o cálculo do impulso concêntrico no CMJ pelo método descrito por Bosco e Komi (1979). O impulso concêntrico foi determinado pela integração numérica através da função trapezoidal entre os pontos *c-f* (figura 2 do item 2.2.) descontando-se a área do peso corporal do participante entre os mesmos pontos e o valor da área *a-c.* Uma rotina para esta finalidade foi elaborada no programa *Matlab* versão *5.3* (apêndice B), sendo o impulso (I em N.s) a integrada (∫) da força (F em Newton) no tempo (t em segundos), demonstrado na equação [1].

$$I = \left(\int_c^f F.dt - \int_c^f mg.dt \right) - \int_a^c F.dt \qquad [1]$$

4.3. Variáveis estudadas

As variáveis analisadas neste estudo foram:

- Altura do salto;
- Número de saltos verticais e duração do exercício.
- Somatória dos impulsos concêntricos;
- Concentração de lactato sangüíneo;
- Freqüência cardíaca;

4.3.1. Altura do salto vertical

A altura do salto vertical (Δh) foi calculada em todos os saltos através do método impulso-momento, considerado como referência (BACA, 1999). Neste método foi calculado a integrada da força no tempo pela função trapezoidal entre os pontos *a-f* (figura 2 do item 2.2.), e subtraída a área do peso corporal do ponto *a-f*, com a utilização de uma rotina elaborada no programa *Matlab* versão *5.3* (apêndice B). O valor dessa subtração foi dividido pela massa do participante e encontrada a velocidade de perda de contato com o solo, sendo posteriormente elevado ao quadrado e dividido por duas vezes o valor da gravidade, como demonstrado na equação [2].

$$\Delta h = \left[\left(\int_a^f F.dt - \int_a^f mg.dt \right) / m \right]^2 / 2.g \qquad [2]$$

4.3.2. Número de saltos verticais e duração do exercício

Após cada sessão foram registrados o número de saltos verticais realizados e a duração do exercício em segundos.

4.3.3. Somatória dos impulsos concêntricos

O impulso concêntrico de cada salto vertical foi calculado e posteriormente somado, representando o trabalho total externo realizado durante todo o teste.

4.3.4. Concentração de lactato sangüíneo ([Lac])

Foram coletadas amostras de sangue do lóbulo da orelha dos participantes após assepsia da área, perfurados com

uma lanceta descartável e retirado 25µl de sangue com um capilar heparinizado e imediatamente diluído em 50µl de solução de fluoreto de sódio (1%), sendo congelados para uma análise posterior não excedendo 60 dias. As amostras de sangue foram analisadas para a determinação da concentração de lactato pelo método eletroquímico (Analisador de Lactato *YSI* 1500 *Sport*).

4.3.5. Freqüência cardíaca

Durante todas as sessões foi armazenada a FC em um freqüêncímetro da marca *Polar*$^{\hat{a}}$, modelo *S610i*, a cada 5 segundos e transferido para um computador através de uma interface infravermelha.

4.4. Métodos de determinação do modelo da potência crítica

4.4.1. Somatória dos impulsos concêntricos

Em uma série de "n" saltos o impulso total, considerando-se apenas a fase concêntrica do salto, pode ser obtido através da somatória dos impulsos em cada um dos saltos.

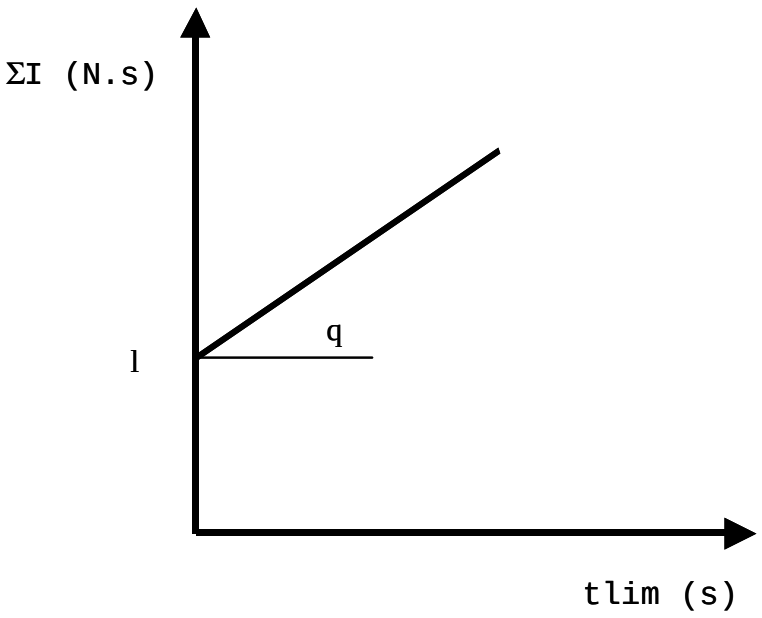

Figura 4: Modelo linear trabalho-tempo da potência crítica ajustado para saltos verticais.

Admitiu-se que a somatória dos impulsos concêntricos (SI) é equivalente ao trabalho no modelo linear trabalho-tempo da potência crítica, assim temos:

$$\sum I = \sum_{i=1}^{n} \int F.dt$$

[3]

Na ordenada da figura 4 temos a somatória dos impulsos concêntricos dos saltos verticais e na abscissa o tempo limite (tlim). Se o modelo da potência crítica for válido, a relação entre ΣI e tlim será linear, de modo que a inclinação corresponde à intensidade crítica (θ) e o intercepto-y (λ) à capacidade de trabalho anaeróbio.

O trabalho realizado para a elevação do centro de massa em cada salto deve ser o mesmo, pois a altura do elástico a ser alcançado foi pré-fixada. Assim, a intensidade do exercício depende exclusivamente do intervalo entre os saltos.

A equação da reta apresentada na figura 4 é:

$$\sum_{i=1}^{n} I = l + q.t\lim$$

[4]

onde θ é a média de impulsos que pode ser realizado em um determinado intervalo de tempo (Δt) sem exaustão. Como o impulso por salto é constante, θ varia em função número de saltos “n” realizados no intervalo Δt:

$$q = \frac{n.I}{\Delta t} \qquad [5]$$

logo:

$$\frac{q}{I} = \frac{n}{\Delta t} \qquad [6]$$

como θ corresponde à intensidade de saltos que permite realizar saltos indefinidamente, o intervalo entre um

salto e outro de modo a não ocorrer exaustão pode ser estimado considerando-se n = 1:

$$\Delta tc = \frac{I}{q} \qquad [7]$$

Δtc é o intervalo crítico, que representa o intervalo de tempo mínimo para realizar saltos por um tempo prolongado.

Para a potência assumiu-se que ela é proporcional a somatória dos impulsos concêntricos dividida pela duração dos saltos até a exaustão.

4.4.2. Somatória das alturas dos saltos verticais (ΣH)

Seguindo a idéia de que o impulso concêntrico representa o trabalho necessário para elevar o centro de massa a uma altura pré-fixada e que a somatória desses impulsos representa o trabalho total, multiplicou-se o número total de saltos verticais (ΣJ) pela variação vertical do centro de massa para alcançar o elástico (Δh), e esse valor substituiu a ΣI nas equações para o cálculo do Δtc.

O valor de Δh foi obtido pela diferença entre o alcance máximo parado na ponta dos pés e a altura máxima do salto vertical. Este valor foi diminuído em 5% e multiplicado pelo número de saltos verticais.

Quanto à potência determinou-se que ela é proporcional ao número total de saltos verticais multiplicado pela altura do salto vertical dividido pela duração dos saltos até a exaustão.

4.4.3. Equações do modelo da potência crítica adaptadas para a determinação do intervalo crítico

O tlim para estimar Δtc foi anotado sem considerar os três últimos saltos verticais. Os parâmetros estimados do modelo de potência crítica e seus respectivos erros padrão de estimativa, bem como os coeficientes de determinação para cada modelo nos dois métodos foram calculados com o auxílio do programa *STATISTICA* versão *5.0*, que conta com os procedimentos de regressão linear e não linear. As equações correspondentes a cada modelo adaptadas para a somatória dos impulsos concêntricos e somatória das alturas dos saltos verticais estão descritas abaixo:

Modelo não linear potência-tempo:

Somatória dos impulsos: $$t\lim = \frac{l}{\left(\frac{\sum_{i=1}^{n} I}{t\lim} - q \right)} \quad [8]$$

Somatória das alturas: $$t\lim = \frac{l}{\left(\frac{\sum_{i=1}^{n} J.\Delta h}{t\lim} - q \right)} \quad [9]$$

Modelo linear trabalho-tempo:

Somatória dos impulsos: $$\sum_{i=1}^{n} I = l + q.t\lim \quad [10]$$

Somatória das alturas: $$\sum_{i=1}^{n} J.\Delta h = l + q.t\lim \quad [11]$$

Modelo linear potência-1/tempo:

Somatória do impulsos: $$\frac{\sum_{i=1}^{n} I}{t\lim} = q + l.\left(\frac{1}{t\lim}\right)$$ [12]

Somatória das alturas: $$\frac{\sum_{i=1}^{n} J.\Delta h}{t\lim} = q + l.\left(\frac{1}{t\lim}\right)$$ [13]

sendo: I = impulso (N.s); tlim = tempo até a exaustão (s); ΣJ.?h = número total de saltos verticais realizados multiplicados pela altura do salto vertical necessária para alcançar o elástico; θ = potência crítica (N para a ΣI e m/s para a ΣH) e λ = capacidade de trabalho anaeróbio (N.s para a ΣI e m para a ΣH).

4.5. Sessões experimentais

Os testes foram realizados em sete dias, sendo que no primeiro dia houve uma sessão de familiarização com os procedimentos que seriam utilizados em testes posteriores e também algumas variáveis foram medidas. No segundo, terceiro e quarto dia foram realizadas sessões para o cálculo do Δtc e no quinto, sexto e sétimo dia sessões de tolerância na intensidade correspondente ao Δtc e abaixo e acima (figura 5).

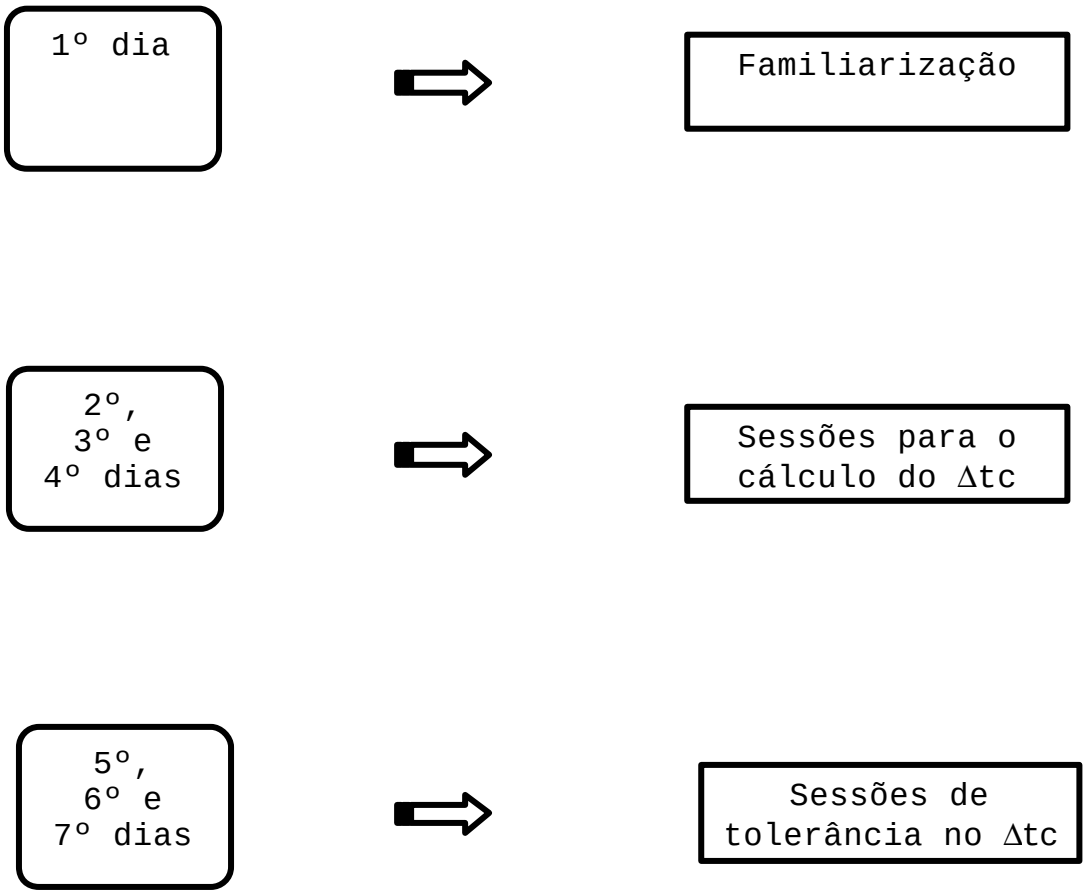

Figura 5: Esquematização das sessões experimentais.

4.5.1. Familiarização

Na familiarização foi medido o maior alcance de ambas as mãos ficando na ponta do pé, detectado por uma marca na parede. Em seguida os participantes realizaram um aquecimento no qual os mesmos pedalaram em um cicloergômetro da Monark® com frenagem mecânica, durante 5 minutos com carga de 0,25 kpm e velocidade de 30 km/h. Logo após o término do exercício no cicloergômetro foram permitidos cinco minutos de alongamento, com escolha individual de exercícios, cinco saltos verticais submáximos e cinco máximos na plataforma de força, com o padrão de movimento igual ao que seria realizado nas sessões posteriores. Depois de 1 minuto de repouso após o aquecimento os participantes foram instruídos a realizarem cinco saltos máximos com pausa passiva entre 40 e 60 segundos entre cada salto, para determinação da altura máxima no salto vertical.

A altura dos saltos verticais para as sessões posteriores foi pré-determinada em 95% da média da altura alcançada nos cinco saltos verticais máximos descritos anteriormente, que foi demarcada com um elástico preso a hastes com altura regulável. Foi considerada a altura do elástico sendo o alcance máximo na ponta dos pés acrescido em 95% da média da altura máxima do salto vertical medida pela plataforma de força. Em seguida executaram uma simulação com 40 saltos na plataforma de força tendo o elástico já na altura definitiva, objetivando apenas alcançá-lo, no intervalo de 8 segundos para os primeiros 20 saltos e intervalo de 4 segundos para os últimos 20 saltos, tendo em vista sessões de intensidades baixa e alta, a fim de que seriam aplicadas nas outras sessões experimentais. A esquematização dos procedimentos realizados na familiarização está apresentada na figura 6.

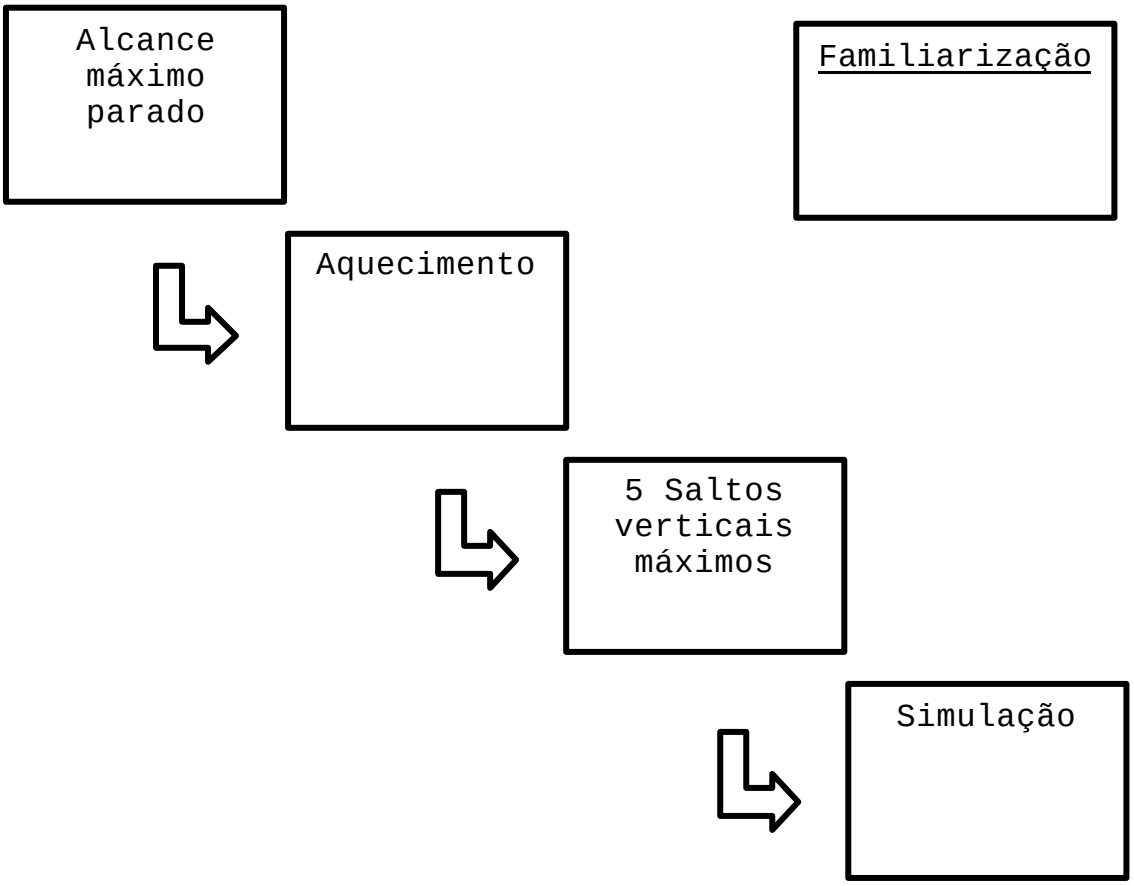

Figura 6: Esquematização dos procedimentos realizados na familiarização.

4.5.2. Sessões para o cálculo do Δtc

A partir da segunda sessão foram realizados três testes com intervalos variando de 4 a 7 segundos entre cada salto vertical, sendo que o intervalo poderia ser inteiro ou fracionado. A primeira sessão sempre foi iniciada no intervalo de 5 segundos e as demais aplicadas de forma individual, a fim de que a duração do exercício nas três sessões fosse entre 1 e 10 minutos. Nas próximas páginas serão utilizados os símbolos S_4, S_5 e S_6 representando os intervalos de todos os participantes, mesmo que eles não tenham realizado saltos na mesma freqüência.

Em S_4, S_5 e S_6 os participantes repetiam apenas o aquecimento realizado na familiarização e em seguida era feita a primeira coleta de sangue e colocado o freqüêncímetro. Após a coleta de sangue era dado um *reset* na plataforma de força, o indivíduo permanecia em pé e estacionário durante cinco segundos para que se registrasse o peso corporal, e a partir deste instante a cada sinal verbal “vai” realizavam saltos consecutivamente com os intervalos pré-definidos até a exaustão. A exaustão foi caracterizada por não alcançar o elástico três vezes consecutivo. Caracterizada a exaustão o freqüêncímetro era desligado e feita outra coleta de sangue e anotados o número de saltos e a duração do exercício.

Nos intervalos de valores inteiros foi utilizado um relógio da marca *Timex*Ò com *timer* contínuo, e para os intervalos fracionados foram elaboradas planilhas individuais com a somatória dos valores até a primeira casa decimal e quando o cronômetro atingia o valor da planilha o sinal para saltar era dado. Os participantes 1, 2, 3, 5 e 8 tiveram que repetir uma das sessões (S_4, S_5, S_5, S_6 e S_5, respectivamente) ou por falha na coleta ou pelo tlim ter ultrapassado valores de outras sessões. A execução e/ou repetição de S_4, S_5 e S_6 se

fez necessária para a correta determinação do Δtc, respeitando intervalo mínimo de dois dias entre cada sessão.

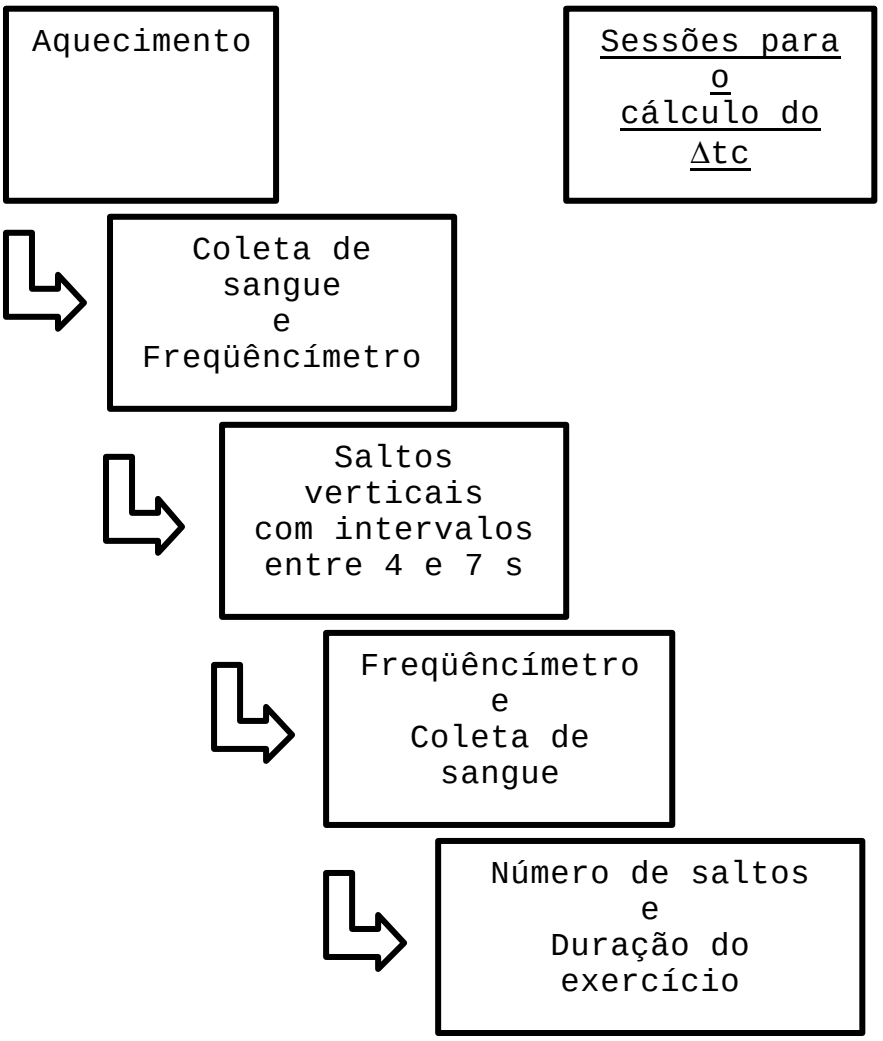

Figura 7: Esquematização dos procedimentos realizados nas sessões para o cálculo do Δtc.

4.5.3. Sessões de tolerância no Δtc

Com o propósito de verificar o significado do Δtc, sessões de saltos até a exaustão com intervalos igual, ligeiramente maior ou menor do que a Δtc foram realizadas.

Com os valores obtidos da plataforma de força em S_4, S_5 e S_6 foram calculados os intervalos críticos de cada participante pelo modelo hiperbólico e utilizado para as sessões no intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{na}, S_{ab} e S_{ac}). A PCrit descrita pelo modelo hiperbólico assume que o tempo é variável dependente e a potência sendo variável independente. Por isso estimou-se o intervalo entre os saltos verticais para estas sessões através do modelo hiperbólico. Todo o procedimento descrito no item anterior (aquecimento, freqüêncímetro, coleta de sangue, caracterização da exaustão, registro do número de saltos e duração do exercício) foi repetido nestas sessões.

S_{na}, S_{ab} e S_{ac} foram realizados de maneira aleatória, sendo que no último dia de teste a execução de cinco saltos máximos foi repetida como na familiarização para verificar se houve efeito do treinamento.

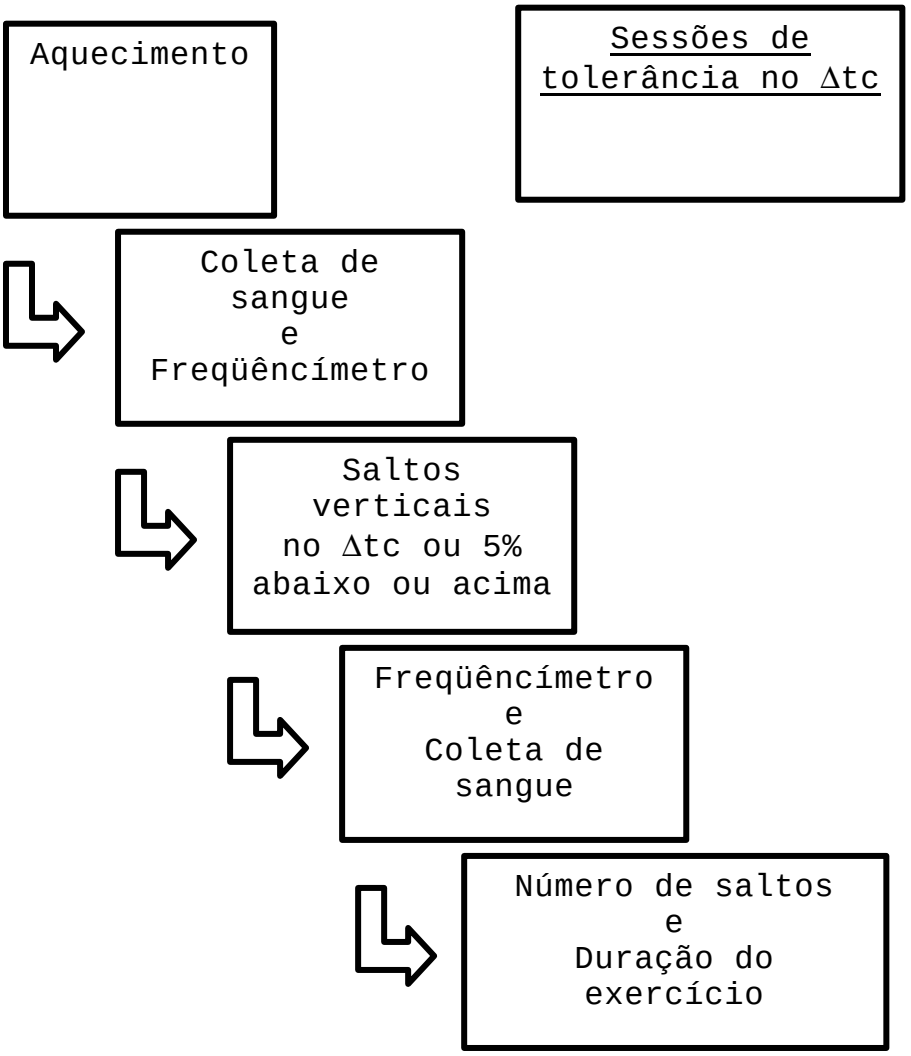

Figura 8: Esquematização dos procedimentos realizados nas sessões de tolerância no Δtc.

4.6. Análise de dados

Na comparação da altura máxima do salto vertical antes e depois do experimento foi utilizado o Teste *t* de *Student* para amostras repetidas.

Para as concentrações de lactato sangüíneo, freqüência cardíaca, impulso concêntrico no salto vertical, altura do salto vertical, número de saltos verticais, duração do exercício, trabalho realizado, θ, λ e Δtc foi realizada ANOVA para medidas repetidas através do programa *STATISTICA* versão *5.0* seguida pela análise de *post-hoc*, quando necessária, utilizando-se o teste de *Scheffé*.

No impulso concêntrico do salto vertical a na altura do salto vertical foi calculada uma média entre três saltos verticais para determinar os instantes inicial, intermediário e final.

Quanto a freqüência cardíaca em S_{na}, S_{ab} e S_{ac} no 5º e 10º minuto foram realizadas médias entre três batimentos cardíacos. A exceção foi para os valores de FC ao final de todas as sessões, que foram considerados a média entre três batimentos cardíacos (FC de pico e o valor anterior e posterior).

Foram calculados os erros padrão de estimativa (epe) de θ e λ e posteriormente expressos em porcentagem (HILL, 1993). Ainda em relação às estimativas dos parâmetros obtidos neste estudo, foi verificada a variação das médias de λ expressa em porcentagem da média, que representa a capacidade de trabalho anaeróbio para os três modelos (HILL e SMITH, 1994), conforme a equação [14].

$$\sqrt{\left\{\left[\sum\left(cta - cta_{mean}\right)^2\right]/3\right\}}$$

[14]

O nível de significância adotado em todas as análises foi de $P < 0,05$

5. RESULTADOS

5.1. Concentrações de lactato sangüíneo

As concentrações de lactato sangüíneo imediatamente após a exaustão (final) foram significativamente maiores em relação ao repouso em todas as intensidades (tabela 1).

As semelhanças dos valores de lactato sangüíneo no instante final para S_4, S_5 e S_6 indicam que os participantes obtiveram o mesmo grau de exaustão nesses intervalos.

As concentrações de lactato nas sessões de tolerância ao salto no ?tc (S_{ab}, S_{na} e S_{ac}) não foram significativamente diferentes. No entanto, a tabela 1 demonstra diferenças significativas das concentrações de lactato sangüíneo de S_4, S_5 e S_6 em relação a S_{ab}, S_{na} e S_{ac} no instante final.

Tabela 1. Médias ± desvios-padrão da concentração de lactato sangüíneo no repouso e imediatamente após o teste nas intensidades de 4, 5 e 6 segundos (S_4, S_5 e S_6) e no intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{na}, S_{ab} e S_{ac}).

	repouso	final
S_4	1,58 ± 0,60	5,47 ± 1,48*
S_5	1,84 ± 0,57	6,03 ± 1,29*
S_6	1,38 ± 0,45	5,70 ± 1,22*
S_{ab}	1,40 ± 0,42	3,29 ± 1,67*†
S_{na}	1,66 ± 0,63	3,51 ± 1,23*†
S_{ac}	1,48 ± 0,54	3,89 ± 1,48*†

*diferente significativamente do repouso
†diferente significativamente de S_4, S_5 e S_6

5.2. Freqüência cardíaca

Em S_{ab}, S_{na} e S_{ac} a freqüência cardíaca foi significativamente diferente nos três instantes (5º e 10º minuto e final), mas não diferiu entre as intensidades (figura 9), podendo-se concluir que não houve estabilização da freqüência em nenhuma das sessões de tolerância ao salto no ?tc. Comparando os valores de freqüência cardíaca de todas as intensidades no instante final, verificou-se que não houve diferença significativa (figura 10), sugerindo que a exaustão em saltos verticais ocorre em valores submáximos de FC.

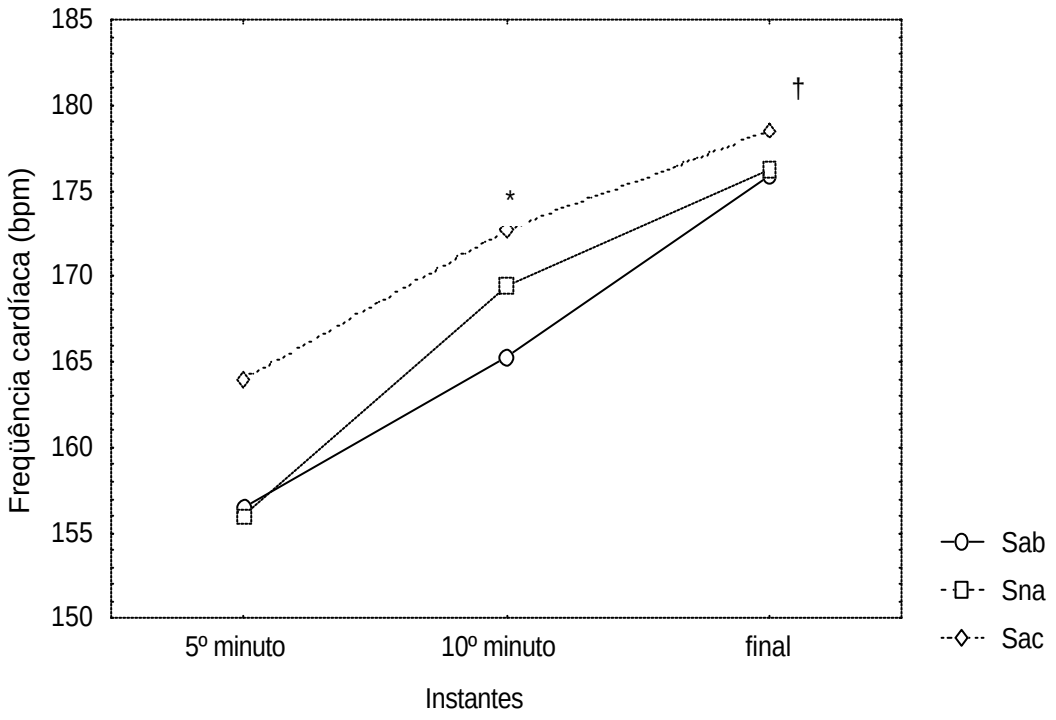

Figura 9: Média entre três batimentos cardíacos no 5º e 10º minuto e no instante final na intensidade correspondente ao intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{na}, S_{ab} e S_{ac}). (*diferentes significativamente em relação aos seus respectivos valores no 5º minuto; †diferentes significativamente em relação aos seus respectivos valores no 5º e 10º minuto).

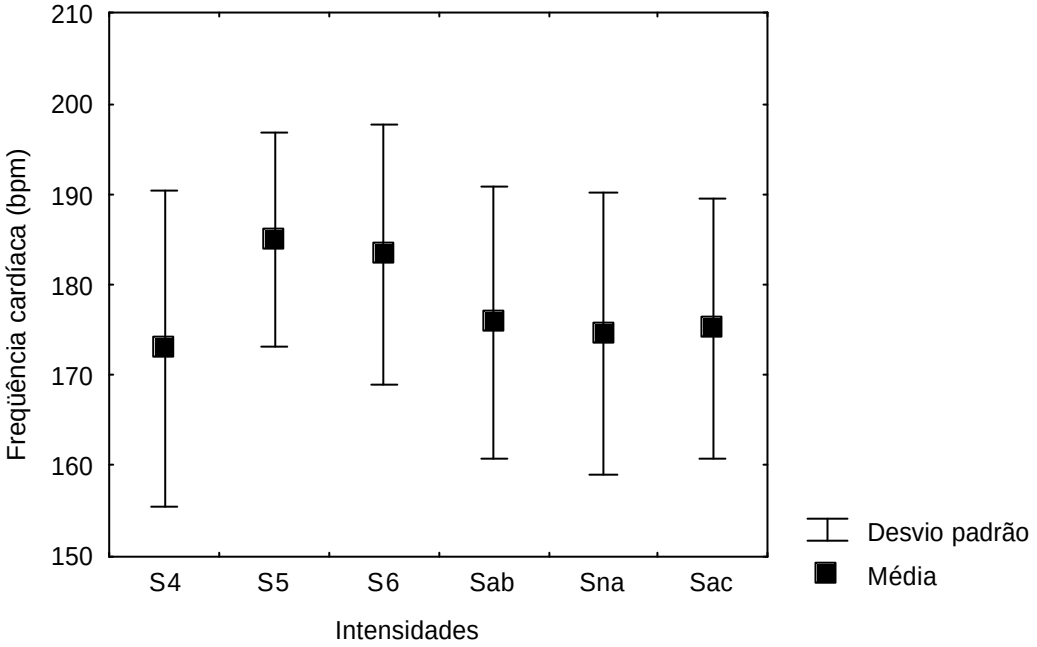

Figura 10: Médias ± desvios-padrão do pico de freqüência cardíaca no instante final nas intensidades de 4, 5 e 6 segundos (S_4, S_5 e S_6) e no intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{na}, S_{ab} e S_{ac}) (não houve diferença significativa).

5.3. Tempo até a exaustão em todas as intensidades

Os tempos até a exaustão em S_4, S_5 e S_6 foram significativamente diferentes (tabela 2). Em relação às sessões de tolerância ao salto no Δtc houve diferença significativa apenas entre S_{ab} e S_{ac} (tabela 3).

Tabela 2. Médias ± desvios-padrão (DP) do tempo até a exaustão (s) nas intensidades de 4, 5 e 6 segundos (S_4, S_5 e S_6).

	S_4	S_5	S_6
Média	171	346†	610*
DP	52	117	129

*diferente significativamente de S_5 e S_4
†diferente significativamente de S_4

Tabela 3. Médias ± desvios-padrão (DP) do tempo até a exaustão (s) na intensidade correspondente ao intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{na}, S_{ab} e S_{ac}).

	S_{ab}	S_{na}	S_{ac}
Média	1568*	1304	1028
DP	564	339	306

*diferente significativamente de S_{ac}

5.4. Número de saltos verticais e trabalho realizado

Tanto para o número de saltos (figura 11) quanto para o trabalho total realizado (somatória dos impulsos concêntricos, figura 12), houve diferença significativa entre as intensidades utilizadas para estimar θ e λ (S_4, S_5 e S_6).

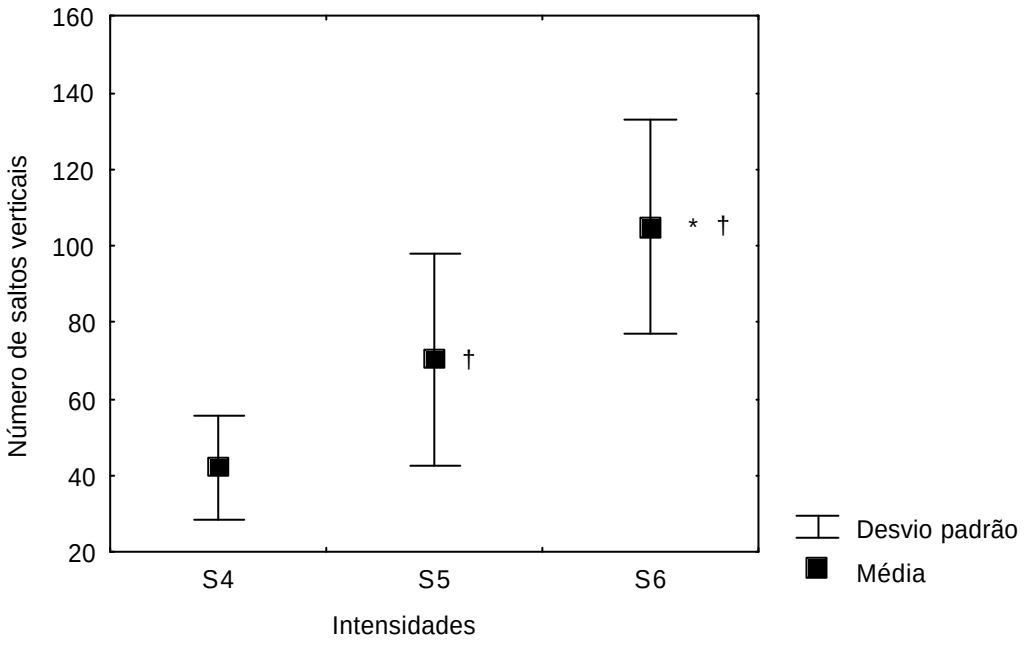

Figura 11: Médias ± desvios-padrão do número de saltos verticais realizados nas intensidades de 4, 5 e 6 segundos (S_4, S_5 e S_6) (*diferente significativamenteS_5;†diferente significativamente de S_4).

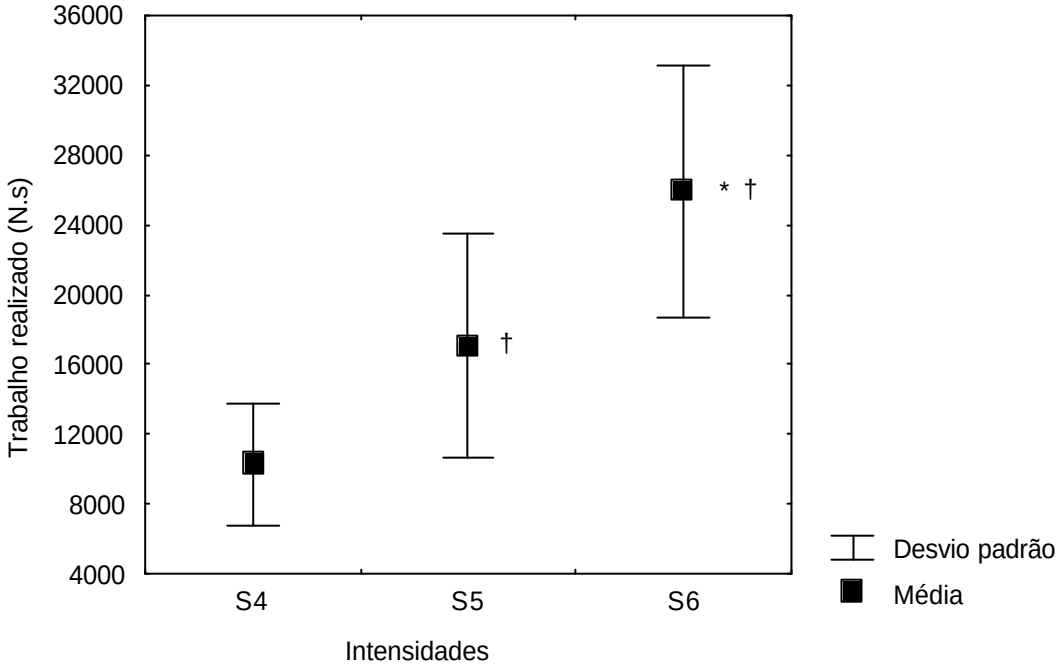

Figura 12: Médias ± desvios-padrão do trabalho realizado nas intensidades de 4, 5 e 6 segundos (S_4, S_5 e S_6) (*diferente significativamente S_5; †diferente significativamente de S_4).

O número de saltos verticais realizados na intensidade 5% acima do Δtc foi significativamente inferior a intensidade 5% abaixo do Δtc (tabela 4). O trabalho total realizado nestas sessões está apresentado apenas em valores individuais no apêndice N, pois houve perda de dados de alguns participantes e a análise estatística ficaria enfraquecida.

Tabela 4. Médias ± desvios-padrão (DP) do número de saltos verticais realizados na intensidade correspondente ao intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{na}, S_{ab} e S_{ac}).

	S_{ab}	S_{na}	S_{ac}
Média	197*	171	144
DP	88	51	59

*diferente significativamente de S_{ac}

5.5. Impulso concêntrico e altura do salto vertical

O teste *t* de *Student* para amostras repetidas entre a altura máxima do salto vertical no início e no final do experimento não demonstrou diferença, indicando que não houve efeito do treinamento para os participantes ao longo das sessões.

Os impulsos concêntricos nos instantes inicial e intermediário foram diferentes em relação ao instante final (figura 13). O mesmo não aconteceu com a altura dos saltos verticais (figura 14), havendo diferença significativa do instante inicial com o intermediário e o final, além da diferença entre os instantes intermediário e final.

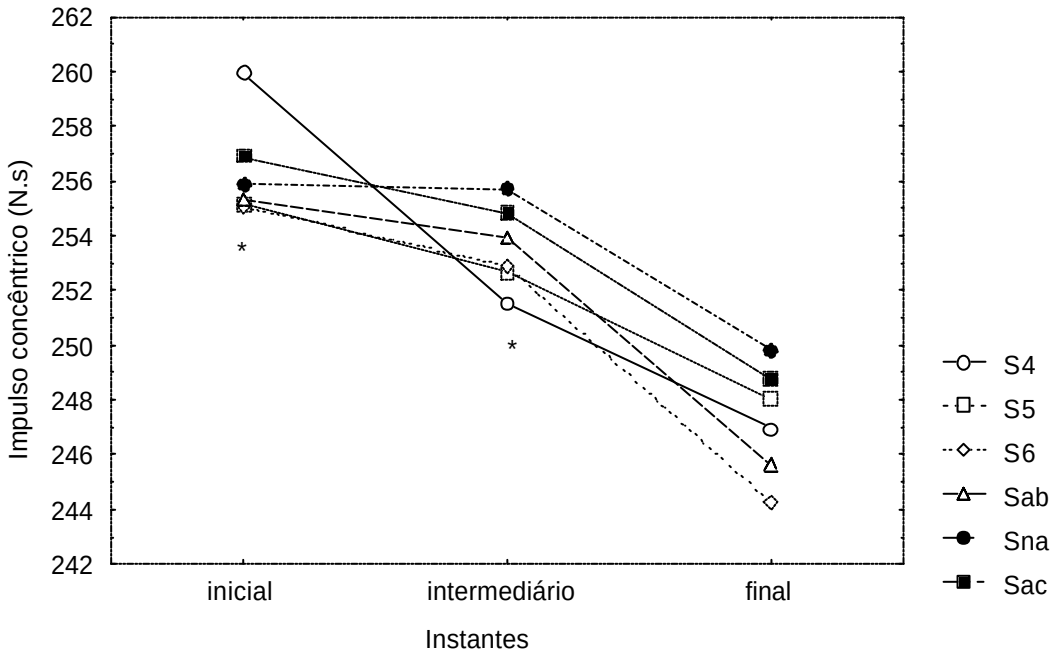

Figura 13: Média de três impulsos concêntricos realizados em três instantes diferentes (inicial, intermediário e final) nas intensidades de 4, 5 e 6 segundos (S_4, S_5 e S_6) e no intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{na}, S_{ab} e S_{ac}). (*diferença significativa de todas as intensidades em relação aos seus respectivos instantes finais).

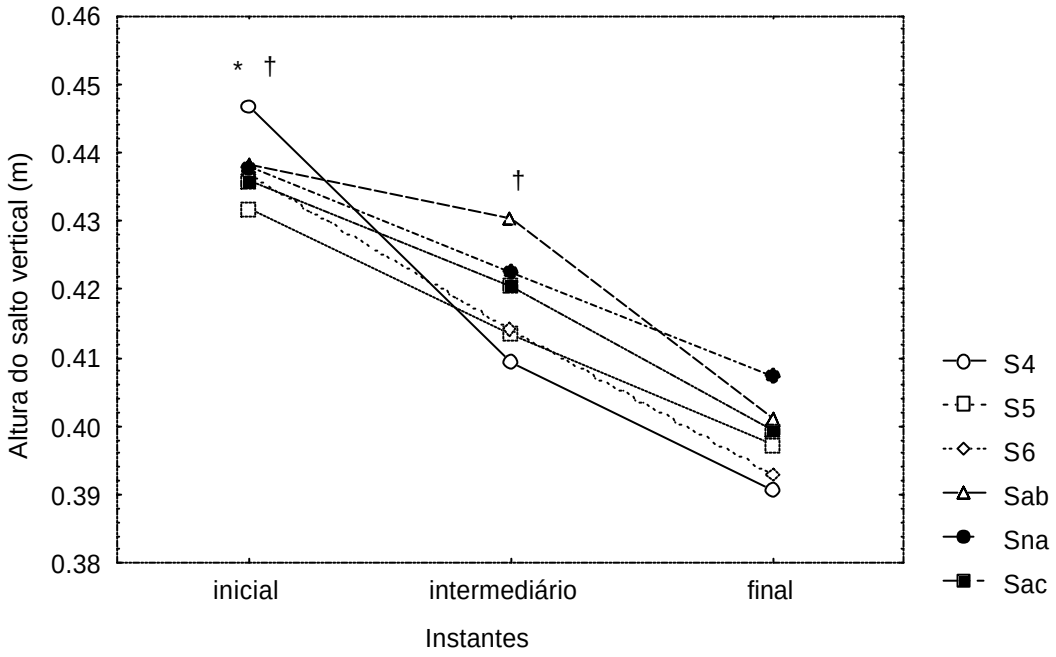

Figura 14: Média de três alturas de saltos verticais realizados em três instantes diferentes (inicial, intermediário e final) nas intensidades de 4, 5 e 6 segundos (S_4, S_5 e S_6) e no intervalo crítico e 5% abaixo e acima (S_{na}, S_{ab} e S_{ac}). (*diferença significativa de todas intensidades em relação aos seus respectivos instantes intermediários; †diferença significativa de todas as intensidades em relação aos seus respectivos instantes finais).

5.6. Coeficientes de determinação, estimativas de q e l e seus respectivos erros padrão de estimativa determinados através da SI e SH

As diferenças das estimativas dos parâmetros fornecidos pelos três modelos matemáticos tanto para a ΣI quanto para ΣH não foram diferentes significativamente (tabelas 5 e 6). De acordo com Hill (1993), as medidas apresentam maior validade quando não há diferenças estatísticas.

A maioria dos participantes obteve valores de epe em porcentagem de θ dentro da faixa considerada aceitável por Hill (1993) (<10%), quando calculado pela plataforma de força (tabela 7). Entretanto, todos os participantes obtiveram os valores de epe em porcentagem de θ dentro da faixa considerada ideal (<5%), quando calculado pelo número de saltos (apêndice O).

Tabela 5. Médias ± desvios-padrão, erros padrão de estimativa (epe) e coeficientes de determinação (R^2) de θ (N) e λ (N.s) para os modelos da potência crítica não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo obtidos através do método da somatória dos impulsos concêntricos nos saltos verticais.

	θ(N)	epe(N)	λ(N.s)	epe(N.s)	R^2
Modelo não linear potência-tempo	33,4 ± 6,7	1,2 ± 1,0	5201 ± 2042	819 ± 796	0,99 ± 0,03
Modelo linear trabalho-tempo	34,4 ± 7,1	2,2 ± 1,3	4700 ± 2215	976 ± 762	1,0 ± 0,0
Modelo linear potência-1/tempo	35,1 ± 7,5	2,4 ± 1,3	4470 ± 2527	647 ± 474	0,98 ± 0,02

não houve diferença significativa

Tabela 6. Médias ± desvios-padrão, erros padrão de estimativa (epe) e coeficientes de determinação (R^2) de θ (m/s) e λ (m) para os modelos da potência crítica não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo obtidos através do método da somatória das alturas dos saltos verticais.

	θ (m/s)	epe(m/s)	λ(m)	epe(m)	R^2
Modelo não linear potência-tempo	7,7 ± 1,4	0,003 ± 0,002	9,2 ± 3,3	1,75 ± 1,81	0,99 ± 0,03
Modelo linear trabalho-tempo	7,5 ± 1,4	0,004 ± 0,002	8,2 ± 3,6	1,59 ± 1,23	1,0 ± 0,0
Modelo linear potência-1/tempo	7,3 ± 1,6	0,004 ± 0,001	7,8 ± 4,0	1,02 ± 0,49	0,99 ± 0,02

não houve diferença significativa

Os elevados valores dos coeficientes de determinação encontrados nos três modelos matemáticos tanto através da ΣI quanto para a ΣH, refletem o ótimo ajuste de S_4, S_5 e S_6 e conseqüentemente a alta correlação entre o trabalho externo realizado e o tempo até a exaustão.

Tabela 7. Número de participantes em cada faixa de erro padrão de estimativa de θ, para os modelos da potência crítica não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo obtidos através do método da somatória dos impulsos concêntricos nos saltos verticais.

	Modelo não linear potência-tempo	Modelo linear trabalho-tempo	Modelo linear potência-1/tempo
< 5% de θ	5	4	3
entre 5% e 10% de θ	5	5	5
> 10% de θ	0	1	2

Com relação à λ verificou-se que a maioria dos participantes obteve valores de epe elevados, estando acima da faixa recomendada (<10%) por Hill (1993), para os dois métodos de determinação (apêndice P).

As tabelas 8 e 9 apresentam a distribuição dos participantes em cada faixa da variabilidade das médias de λ (Equação 14) para os três modelos matemáticos, na ΣI e ΣH, respectivamente. Percebe-se que a maioria dos participantes possui alta variabilidade (> 10%), sendo este valor considerado alto para garantir a validade da medida, segundo (Hill e Smith, 1994).

Tabela 8. Número de participantes em cada faixa da variabilidade das médias de λ, para os modelos da potência crítica não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo obtidos através do método da somatória dos impulsos concêntricos nos saltos verticais.

	Modelo não linear potência-tempo	Modelo linear trabalho-tempo	Modelo linear potência-1/tempo
< 5% de λ	3	1	1
entre 5% e 10% de λ	1	2	2
> 10% de λ	6	7	7

Tabela 9. Número de participantes em cada faixa da variabilidade das médias de λ, para os modelos da potência crítica não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo obtidos através do método da somatória das alturas dos saltos verticais.

	Modelo não linear potência-tempo	Modelo linear trabalho-tempo	Modelo linear potência-1/tempo
< 5% de λ	1	0	0
entre 5% e 10% de λ	2	2	3
> 10% de λ	7	8	7

5.7. Estimativas do Dtc obtidas através da SI e SH

As estimativas do Δtc foram comparadas entre os três modelos matemáticos e também pelos dois métodos (ΣI e ΣH), não sendo diferentes significativamente, demonstrando assim a possibilidade de calcular o intervalo crítico sem a utilização da plataforma de força (tabela 10).

Tabela 10. Médias ± desvios-padrão do intervalo crítico (s) para os modelos da potência crítica não linear potência-tempo, linear trabalho-tempo e linear potência-1/tempo obtidos através dos métodos de somatória dos impulsos concêntricos nos saltos verticais (ΣI) e da somatória das alturas dos saltos verticais (ΣH).

	ΣI	ΣH
Modelo não linear potência-tempo	7,6 ± 1,3	7,7 ± 1,4
Modelo linear trabalho-tempo	7,4 ± 1,3	7,5 ± 1,4
Modelo linear potência-1/tempo	7,3 ± 1,5	7,3 ± 1,6

não houve diferença significativa

6. DISCUSSÃO

O principal achado do presente estudo foi que o modelo da potência crítica se ajusta para saltos verticais, pois se verificou que (a)as sessões de saltos verticais utilizadas para calcular o intervalo crítico foram exaustivas e similares; (b)houve relação entre o trabalho externo realizado em saltos verticais medido pela plataforma de força e pelo número de saltos verticais realizados para diferentes intervalos com o tempo até a exaustão; (c)o intervalo crítico obtido pelo método de somatória dos impulsos e pela somatória das alturas dos saltos verticais foram similares e; (d)saltos verticais realizados na intensidade correspondente ao intervalo crítico parecem ter o comportamento fisiológico similar aos descritos para exercícios realizados na potência crítica. Sendo assim, essas considerações serão discutidas a seguir.

6.1. Sessões para o cálculo do Dtc

A utilização de S_4, S_5 e S_6 para calcular o Δtc só é adequada se elas foram exaustivas e induzirem o mesmo grau de exaustão. As variáveis utilizadas para essa análise foram as [Lac], FC, tlim, trabalho realizado e número de saltos

verticais, sendo que as [Lac] e FC deveriam ser semelhantes nas três intensidades e as outras três variáveis significativamente diferentes.

6.1.1. Concentração de lactato sangüíneo e freqüência cardíaca

Considerando as concentrações de lactato encontradas em S_4, S_5 e S_6 (entre 5,0 e 6,5 mM) pode-se afirmar que as sessões preditivas induziram a utilização do metabolismo anaeróbio. A falha em atingir a altura pré-estabelecida pode ser interpretada como um indício de esgotamento da reserva anaeróbia, já que não houve diferença significativa na concentração do lactato. Essa interpretação é compatível com a proposta originalmente formulada por Monod e Scherrer (1965).

Em saltos verticais realizados consecutivamente Strojnik e Komi (1998) obtiveram [Lac] após o encerramento do teste e número de saltos semelhante ao presente estudo (5,4 ± 1,4 mM e 37 ± 16 saltos). Horita et al. (1996) reportaram maiores [Lac], porém com maior média de número de saltos (12,5 ± 2,6 mM e 117 ± 70 saltos). No trabalho de Skurvydas et al. (2000), que apresenta alguma similaridade com os saltos utilizados no presente estudo houve maior valor médio de [Lac] após o exercício (7,6 ± 0,9 mM).

Nos estudos de Strojnik e Komi (1998) e Horita et al. (1996 e 2003), a indução da fadiga no SSC foi realizada utilizando-se um *sledge* que permitia a realização de saltos consecutivos a uma altura de 70% ou 90% do máximo. No trabalho de Skurvydas et al. (2000) a angulação dos joelhos na fase excêntrica foi controlada em 90º no DJ além das mãos se apoiarem na cintura. Esses procedimentos são diferentes dos utilizados no presente estudo, no qual não foi utilizado *sledge*, a altura dos saltos foi a 95% do máximo, a angulação

dos joelhos não foi controlada, o modelo de salto foi o CMJ e houve auxílio dos membros superiores. Portanto, comparações entre resultados merecem cautela.

Os valores de FC em S_4, S_5 e S_6 no término do exercício foram sempre submáximos e não diferiram significativamente, indicando que os participantes obtiveram o similar grau de exaustão. Não foi encontrado estudo que medisse a FC em saltos verticais, exceto dois trabalhos com ataque no voleibol (MATSUSHIGUE, 1996; PEREIRA, 2001), porém não exaustivos, de modo que comparações da FC com outros não foram realizadas.

Considerando que as [Lac] e FC foram semelhantes em todas as intensidades para o cálculo do Δtc, esses testes preditivos atenderam aos critérios para ajuste ao modelo da potência crítica, que pressupõe o mesmo grau de exaustão nas diferentes cargas. Logo, H_1 é aceita.

6.1.2. Tempo até a exaustão, número de saltos verticais e trabalho realizado

Um aspecto metodológico importante relativo à determinação da PCrit e da CTAnaer é o número de cargas preditivas. Segundo Hill (1993) o número de cargas preditivas necessárias encontra-se entre 4 e 5. Mesmo assim, quando se aplicam apenas 2 testes para o modelo linear trabalho-tempo, a correlação entre os parâmetros é 0,98 quando comparada às estimativas feitas através dos resultados de 4 cargas, desde que haja pelo menos 5 minutos de diferença na duração dos testes (HOUSH et al., 1990). Na natação, Wakayoshi et al. (1993) determinaram a VCrit apenas com dois testes preditivos (200 e 400 m) e no caiaque Clingeleffer et al. (1994) observaram que a PCrit pode ser determinada com qualquer combinação de duas entre quatro cargas previamente realizadas (90, 240, 600 e 1200 s), com exceção das duas mais curtas.

Quanto à duração das cargas preditivas, segundo Jenkins et al. (1998) a estimativa da PCrit é altamente dependente da duração desses testes, pois eles observaram que as intensidades de trabalho no cicloergômetro que levavam os sujeitos à exaustão entre 4,2 e 25,7 minutos, a PCrit assumia valores diferentes quando se empregavam todas as cargas, somente as menores ou somente as maiores cargas. Para Poole (1986) cargas de duração entre 1 e 10 minutos são mais adequadas para estimar os valores da PCrit e capacidade anaeróbia.

Bishop et al. (1998) alertam que durações muito curtas de cargas sofrem o efeito da inércia aeróbia na *transição on* e de modo que esses autores sugerem que os tempos limites sejam maiores que três minutos. No presente estudo a maior e a menor duração média das sessões para o cálculo do Δtc foram 171 ± 52 e 610 ± 129 segundos, respectivamente, sendo que houve diferença significativa no tlim entre as três intensidades. Isso significa que as médias das durações totais dos exercícios nas sessões para o cálculo do intervalo crítico foram próximas ao proposto por Poole (1986) (entre 1 e 10 minutos), semelhantes a outros tipos de exercícios, além disso quanto maior a intensidade (intervalo menor) menor é a duração do exercício.

Em relação ao número de saltos verticais realizados em S_4, S_5 e S_6 foram significativamente diferentes (figura 11) e conseqüentemente o trabalho realizado em cada sessão (figura 12). Conforme o esperado, o número de saltos e o trabalho total foram maiores nas sessões menos intensas.

Os testes preditivos utilizados neste estudo preenchem os requisitos para a utilização do modelo da potência crítica: a) as concentrações de lactato sangüíneo e os valores da freqüência cardíaca na exaustão foram semelhantes; b) os tempos até a exaustão encontravam-se dentro dos limites preconizados para outros tipos de exercício; c)

maiores quantidades de trabalho e de número de saltos verticais foram observadas em saltos realizados com intensidades mais baixas. Portanto, H_2 é aceita. Sendo assim, com o aceite de H_1 e H_2 pode-se afirmar que as sessões de saltos verticais utilizadas para calcular o intervalo crítico foram exaustivas e similares.

6.2. Relação entre trabalho externo realizado em saltos verticais e duração do exercício

Constatada a adequação dos testes preditivos para determinar o Δtc através de S_4, S_5 e S_6, será analisada a qualidade do ajuste dos dados. Para isso, serão discutidos a seguir o ajuste dos dados pelos coeficientes de determinação, os erros padrão de estimativa de θ e λ e a diferença das estimativas de θ, λ e Δtc entre os três modelos matemáticos obtidos através da ΣI e da ΣH.

Foram encontrados no presente estudo valores de R^2 próximos de 1,00 para todos os modelos nos diferentes métodos (tabelas 5 e 6), indicando excelentes ajustes dos dados entre trabalho externo realizado em saltos verticais medido pela plataforma de força e pela somatória das alturas dos saltos verticais com a duração do exercício. Portanto, H_3 é aceita.

As estimativas dos parâmetros (θ e λ) fornecidos pelos três modelos matematicamente equivalentes não foram diferentes significativamente para os dois métodos (ΣI e ΣH) (tabelas 5 e 6). Nakamura (2001) também não verificou diferenças entre as estimativas de PCrit e CTAnaer realizada em cicloergômetro. Hill (1993) sugeriu que as medidas apresentam maior validade quando a variação é tão reduzida a ponto de não haver diferenças estatísticas entre elas, o que indicaria um baixo nível de erro sistemático nas durações das cargas preditivas. Portanto H_4 é aceita.

O valor do epe indica o grau de erro aleatório (HILL e SMITH, 1994) e indicam a qualidade dos ajustes dos testes preditivos a cada modelo. A maioria dos participantes apresentou epe de θ que ficou dentro da faixa preconizada por Hill (1993) (< 10%) para os valores obtidos na ΣI (tabela 7) e todos na faixa ideal (< 5%) quando θ era obtida através da ΣH (apêndice O).

Em contrapartida, a maioria dos epe de λ obtidos através da ΣI e da ΣH foi maior do que a faixa recomendada (< 10%) por Hill (1993) (apêndice P). A variação das médias de CTAnaer fornecida pelos três modelos devem ser menores que 10% para garantir a validade da medida como indicadora da capacidade anaeróbia (HILL e SMITH, 1994).

As estimativas de θ, λ e Δtc não foram diferentes e, portanto houve um baixo nível de erro sistemático nas durações de S_4, S_5 e S_6 além de altos valores de R^2. Foram observados baixos valores de epe de θ associados a cada modelo quando determinados pela ΣI e ΣH, o que não aconteceu com λ, indicando elevados erros aleatórios na determinação de λ (HILL e SMITH, 1994).

Portanto, os dados de saltos verticais obtidos nesse estudo foram adequados apenas para estimar o valor de ? segundo os critérios estabelecidos por Hill (1993) e Hill e Smith (1994). Portanto, H_5 é aceita. Com isso, verifica-se que há uma relação entre trabalho externo realizado em saltos verticais medido pela plataforma de força e pelo número de saltos verticais com a duração do exercício.

6.3. Convergência entre SI e SH

A aplicabilidade do modelo da PCrit para saltos verticais está relacionada à facilidade para a estimativa do

intervalo crítico. Neste estudo, medidas de FRSV foram adotadas como referência. Espera-se que, nas condições de realização dos testes neste estudo, seja possível determinar o intervalo crítico sem a utilização de uma plataforma de força sendo necessária apenas a simples contagem do número de saltos verticais realizados, o que tornaria baixo o custo dos testes. Portanto, serão discutidos os resultados do impulso concêntrico, da altura dos saltos verticais e das estimativas do Δtc obtidas pelos dois métodos.

Considerando que o elevado número de saltos ao longo do experimento poderia provocar alterações do desempenho do salto, foram realizadas comparações entre o desempenho máximo no início e final dos experimentos. Os resultados indicaram que não houve efeito significativo na altura máxima do salto vertical.

O trabalho mecânico realizado ao longo dos saltos consecutivos deve permanecer constante, exceto nos saltos finais que caracterizam a exaustão. Os valores do impulso concêntrico e a altura dos saltos verticais são as medidas selecionadas neste estudo como indicadores do trabalho mecânico.

O impulso concêntrico se manteve constante ao longo dos saltos verticais em todas as sessões (S_4, S_5, S_6, S_{ab}, S_{na} e S_{ac}), reduzindo-se nos instantes finais (figura 13). A altura do salto vertical, medida através da FRSV diminuiu ao longo dos saltos (figura 14). Entretanto, mesmo com a redução da altura do salto vertical, os participantes ainda alcançavam a fita elástica utilizada para demarcar a altura pré-fixada do salto vertical. Essa redução na altura do salto vertical não afetou a estimativa dos parâmetros da PCrit, pois os dois métodos de cálculo (ΣI e ΣH) forneceram ajustes similares.

Uma possível explicação para a diminuição na altura do salto no instante intermediário se deve a contribuições de diferentes segmentos corporais para o alcance. O balanço da

cabeça e a extensão do tronco contribuem em 2 e 10% na performance do salto, respectivamente (Luhtanen e Komi, 1978) e o balanço dos braços em 10% (Luhtanen e Komi, 1978; Harman et al. 1990). Apesar da tentativa de controlar visualmente a excessiva flexão do tronco seguida de extensão, os auxílios dos braços e da cabeça foram inevitáveis pela necessidade de alcançar o elástico e com isso, mesmo com pequenas variações na força de reação do solo vertical o participante continuaria a alcançar o elástico.

Duas observações importantes foram feitas durante todos os testes. A primeira é que no início da sessão o participante ultrapassava o elástico com as mãos, no decorrer do teste apenas encostava na parte inferior do elástico e por fim não alcançava. A segunda observação é que havia instantes durante as sessões em que os participantes falhavam em alcançar a fita elástica, cometendo até dois erros consecutivos, mas que eram corrigidos após alguns saltos. Essas falhas no alcance durante as sessões podem ter diminuído a média das três alturas do salto no instante intermediário.

A observação mais importante é que o procedimento adotado neste estudo permite caracterizar adequadamente a exaustão dos participantes, quando há redução concomitante no impulso concêntrico e altura do salto vertical. Logo, H_6 é aceita.

As estimativas do Δtc para os três modelos matemáticos nos dois métodos (em média na tabela 10 e individualmente no apêndice K) não foram diferentes significativamente. Portanto, H_7 é aceita. Com isso, é possível afirmar que ambos os métodos de determinação do Δtc podem ser utilizados. Entretanto, a utilização do método da ΣH é mais vantajosa quanto à aplicabilidade, na medida em que somente o número de saltos até a exaustão é necessário para estimar o intervalo crítico.

Concluindo, as diferenças do impulso concêntrico e da altura do salto vertical entre os instantes inicial e intermediário e a semelhança das estimativas do Δtc permitem afirmar que há uma convergência entre os dois métodos de determinação do Δtc, indicado a aplicabilidade do modelo da PCrit para saltos verticais.

6.4. Significado fisiológico do Dtc

As sessões para a determinação do Δtc serem exaustivas e semelhantes, haver relação entre o trabalho externo realizado em saltos verticais com a duração do exercício e a convergência das estimativas do Δtc através dos métodos de ΣI e ΣH são fatores que suportam a existência de um intervalo crítico para saltos verticais. A resposta fisiológica aos saltos realizados no Δtc devem apresentar comportamento similar àqueles descritos para exercícios contínuos realizados no cicloergômetro ou esteira. Nos próximos três itens serão abordados as seguintes variáveis: [Lac] e FC, duração do exercício e número de saltos verticais e, exaustão no Δtc.

6.4.1. Concentração de lactato sangüíneo e freqüência cardíaca no Δtc

Segundo Gaesser e Poole (1996) a PCrit representa o limite superior do domínio intenso, onde há estabilização da [Lac] e do VO_2, e o inferior do severo, onde esta estabilização não mais ocorre.

Na natação e no cicloergômetro, alguns estudos observaram estabilização da concentração de lactato sangüíneo em exercícios realizados na intensidade da PCrit (WAKAYOSHI et

al., 1993; KOKUBUN, 1996; JENKINS e QUIGLEY, 1990; POOLE et al., 1990), porém, outros estudos reportaram aumento da [Lac] nos minutos finais de exercício (PRINGLE e JONES, 2002; BRICKLEY et al., 2002; OVEREND et al., 1992).

Os estudos de Pringle e Jones (2002), Brickley et al. (2002) e Overend et al. (1992) atribuíram o aumento na [Lac] como um dos fatores responsáveis pelo término do exercício. Os resultados do presente estudo indicam que é possível a exaustão não ocorrer com aumento do lactato, pois as concentrações de lactato nas sessões para o cálculo do Δtc foram significativamente maiores do que na de confirmação (S_4, S_5 e S_6 - 5,73 ± 1,33 mM e S_{ab}, S_{na} e S_{ac} - 3,56 ± 1,46 mM). Observa-se que a [Lac] em S_{ab}, S_{na} e S_{ac} era similar aos valores comumente relacionados com o LAn.

Isso sugere que o grau de exaustão nas sessões para o cálculo do ?tc foi diferente das sessões de confirmação e provavelmente as interrupções foram por diferentes causas.

Quanto a FC, teoricamente exercício realizado na intensidade correspondente a PCrit ocorre estabilização desta variável fisiológica. Contudo, vários estudos indicam a possibilidade de não ocorrer estabilização. Bull et al. (2000) verificaram aumento da FC quando os participantes pedalaram por duas vezes na Pcrit calculada pelo modelo não-linear com três parâmetros (MORTON, 1996), para os indivíduos que completaram 60 minutos de exercício. Nos 15 minutos finais a FC aumentou de 161 para 166 bpm na primeira e de 162 para 165 bpm na segunda tentativa. Brickley et al. (2002) observaram um aumento médio de 144 para 177 bpm entre o 5º e o 10º minuto.

Em S_{ab}, S_{na} e S_{ac} era esperada uma estabilização da FC entre o 5º e o 10º minuto, já que, em exercício intermitente há relação esforço e pausa associada com essa estabilização (ANNE, 1997; MIRANDA e KOKUBUN, 2001) concomitantemente à estabilização do lactato. Entretanto, os dados deste estudo não confirmam esta estabilização em nenhuma das três sessões

(figura 9), variando em média 10 batimentos entre os dois instantes. Logo, H_8 é rejeitada.

Admite-se que a resposta da FC acompanha a resposta do VO_2 no exercício. Wasserman et al. (1967) observou que a FC acompanhava o VO_2 em exercícios com cargas retangulares no cicloergômetro de intensidades moderada (abaixo do LAn), intenso e muito intenso (700 e 1500 ml/min de consumo de oxigênio acima do moderado, respectivamente). Resultados semelhantes foram encontrados por Hughson et al. (2000) também em cargas retangulares com intensidades a ~57, ~96 e ~125% do VO_{2pico}.

Entretanto, Bearden e Moffatt (2001) verificaram que durante a transição de 10 minutos em carga retangular de intensidade moderada intercalada entre duas cargas retangulares intensas, havia dissociação entre as constantes de tempo da fase rápida da FC e do VO_2. É possível que a FC deste estudo esteja dissociada do VO_2, pois os saltos foram realizados com alternância de intensidade.

Um achado importante é que ao final de todas as sessões (S_4, S_5, S_6, S_{ab}, S_{na} e S_{ac}) os valores de FC foram submáximos, como observado por Bull et al. (2000) e Brickley et al. (2002) na PCrit em cicloergômetro. Além disso, os valores de FC nessas sessões não foram diferentes de maneira significativa, podendo-se sugerir que a exaustão em saltos verticais para todas as intensidades realizadas neste estudo acontece com valores abaixo da FC máxima. Ao que parece, a FC não está associada às intensidades em que deveria haver estabilização (S_{ab}, S_{na} e S_{ac}), um achado semelhante ao estudo de Pereira et al. (2001).

Em síntese, a [Lac] no Δtc em saltos verticais atinge valores próximos ao LAn e não parece ser a causa principal para o término do exercício com saltos verticais, além da FC não estabilizar no Δtc.

6.4.2. Duração do exercício e número de saltos verticais

De acordo com Monod e Scherrer (1965) a PCrit corresponde a intensidade de exercício em que teoricamente se prolonga por tempo indeterminado. Hill e Smith (1999) reportaram que na PCrit em cicloergômetro a média do tlim foi cerca de 60 min. Porém, ultimamente os estudos tem demonstrado que o tlim na PCrit pode variar em média entre 20 e 30 min (PRINGLE e JONES, 2002; DEKERLE et al., 2003; BRICKLEY, et al., 2002; POOLE et al., 1990; HOUSH et al., 1989; BULL et al., 2000).

A média do tlim no Δtc (S_{na}) foi de 22 ± 6 min. De nove participantes que executaram as sessões S_{ab}, S_{na} e S_{ac}, cinco obtiveram em algumas das sessões mais intensas um maior número de saltos do que nas intensidades mais baixas (apêndices L e M) (tabelas 2 e 3). A diferença nas intensidades da sessão de tolerância ao salto na Δtc foi de ± 5%. É possível que a variação intra-individual do Δtc encontre-se muito próxima desses 5%.

Housh et al. (1989) observaram que a PCrit foi aproximadamente 17% maior do que a intensidade que poderia ser mantida por 60 min. Dekerle et al. (2003) verificaram que a PCrit superestima cerca de 11% a potência do MSSL. Esses dados e os obtidos no presente estudo indicam que a PCrit não é uma intensidade de exercício que pode ser realizada indefinidamente.

Portanto, no Δtc a média do tlim é semelhante a PCrit no cicloergômetro (entre 20 e 30 min) e a diminuição ou acréscimo de 5% na intensidade em relação ao Δtc é pequena para se observar diferenças no tlim.

6.4.3. Exaustão no Δtc

A estabilização do VO_2 e da [Lac] em exercícios na PCrit nem sempre tem sido relatados. Alguns estudos observaram aumento dessas variáveis (PRINGLE e JONES, 2002; BRICKLEY et al., 2002; DEKERLE et al., 2003) e também da FC (DEKERLE et al., 2003; BULL et al., 2000) ao longo do exercício. Para Housh et al. (1989) o término do exercício não ocorre pela falta de disponibilidade de glicogênio muscular, mas sim pelo acúmulo de lactato ou depleção da PCr.

A exaustão na PCrit pode ser atribuída a fatores metabólicos e periféricos. Fitts (1994) considera que a fonte primária do término de qualquer exercício encontra-se na própria célula muscular. Walsh (2000) argumenta que todos os sistemas do organismo possuem uma PCrit, cujos valores são maiores nos sistemas vitais para a sobrevivência, como por exemplo o sistema cardiovascular. O sistema muscular possui a menor PCrit e conseqüentemente a exaustão ocorre por uma insuficiência do músculo ativo em manter a potência desejada.

Em saltos verticais realizados após exercícios intensos com SSC, há uma redução imediata na sensibilidade do reflexo de alongamento e conseqüente alteração na regulação do *stiffness*, provavelmente promovida por alterações metabólicas (HORITA et al., 1996; NICOL et al., 1996). No entanto, esses estudos sugerem a influência metabólica na diminuição do reflexo de alongamento com base na [Lac] que foram maiores do que 5,00 mM. Esse argumento, aparentemente, não pode ser aplicado ao presente estudo, onde a [Lac] nos saltos S_{na} realizados com Δtc foi menor (3,51 ± 1,23 mM).

Uma hipótese para a exaustão em S_{na} é a desestabilização do sistema neuromuscular devido à realização de repetidos amortecimentos de impacto que induzem mudanças no sistema regulatório do *stiffness* (GOLLHOFER et al., 1987; VIITASALO et al., 1993), sobretudo pela influência na atividade dos órgãos tendinosos de Golgi (KOMI e NICOL, 2000).

Essas alterações parecem estar associados com uma significativa redução na transferência de energia da fase excêntrica para a concêntrica no SSC (GOLLHOFER et al., 1987; VIITASALO et al., 1993). Essas considerações sugerem que a origem metabólica comumente atribuída à exaustão na PCrit em outros tipos de exercício não pode ser aplicada para saltos verticais onde a origem neural da fadiga pode ser mais importante.

Os pressupostos fisiológicos da PCrit proposto por Gaesser e Poole (1996), não pôde ser totalmente verificada para o Δtc, pois a resposta do VO_2 não foi avaliada. Além disso, o comportamento cinético da [Lac] no Δtc não foi avaliada porque é difícil medi-la durante a execução de saltos verticais. Contudo, aparentemente a [Lac] não é um fator limitante ao exercício no Δtc devido aos seus baixos valores no final do exercício. A FC não estabiliza durante a realização de saltos verticais, semelhante ao observado em outros estudos que mediram esta variável com ataque no voleibol (PEREIRA et al., 2001) e na intensidade da PCrit em cicloergômetro (BULL et al., 2000; BRICKLEY et al., 2002). A duração do exercício no Δtc é uma forte evidência de que ele possui a mesma representação fisiológica proposta por Gaesser e Poole (1996) para o exercício contínuo. Entretanto, a medição do consumo de oxigênio em saltos verticais parece ser um passo necessário para testar a hipótese de que o significado fisiológico no Δtc tem a mesma representação definida por Gaesser e Poole (1996).

Um achado bastante relevante do presente estudo é que o modelo de PCrit pode se ajustar para saltos verticais, assim como havia sido constatado em outros tipos de exercício (CALVE e KOKUBUN, 2002; ELENO, 2003; SILVA et al., 2001). Esse resultado também corrobora a importância da razão esforço/pausa na recuperação dos músculos ativos para o

esforço subseqüente e que a razão ideal prolonga a duração do exercício com saltos verticais.

Em resumo, os dados do presente estudo indicam que a intensidade de saltos verticais realizados até a exaustão pode ser manipulada variando-se o intervalo entre saltos. Essa estratégia permite realizar testes exaustivos que preenchem os critérios preconizados pelo modelo da potência crítica. É possível estabelecer um intervalo mínimo entre saltos cujo significado é similar ao da potência crítica, utilizando-se tanto os dados de impulso concêntrico como a simples contagem dos saltos verticais até a exaustão.

7. CONCLUSÕES

Os resultados do presente estudo demonstram que o modelo da potência crítica se ajusta para saltos verticais, no qual a intensidade do exercício, cuja altura do salto vertical é pré-fixada, pode ser manipulada através da variação dos intervalos entre cada salto vertical. Esse ajuste do modelo da potência crítica indica a existência de um intervalo mínimo entre a realização de cada salto vertical, denominado de intervalo crítico, que prolonga a duração do exercício e possui uma representação fisiológica similar a outros tipos de exercícios quando realizados de forma contínua na intensidade correspondente à potência crítica. Outro aspecto relevante é a possibilidade de determinar o intervalo crítico medindo o impulso concêntrico ou pela simples contagem do número de saltos verticais, sugerindo uma alta aplicabilidade para esportes com saltos verticais.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AFONSO, M.; NAKAMURA, F.Y.; KOKUBUN, E. Comparação entre protocolos contínuo e intermitente específicos do treinamento do TaeKwonDo. **Motriz,** v.7, supl, p.S189, 2001.

ALLEN, D.G.; WESTERBLAD, H. Role of phosphate and calcium stores in muscle fatigue. **Journal of Physiology,** v.536, p.657-665, 2001.

ANNE, R.M.B. **Curva de lactato em corrida intervalada de alta intensidade.** 1997. 57f. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso de Educação Física) - Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 1997.

ASMUSSEN, E.; PETERSEN, F.B. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. **Acta Physiologica Scandinavica,** v.91, p.385-392, 1974.

ASTRAND, I.; ASTRAND, P.; CHRISTENSEN, E.H.; HEDMAN, R. Myohemoglobin as an oxygen-store in man. **Acta Physiologica Scandinavica,** v.48, p.454-460, 1960.

BACA, A. A comparison of methods for analyzing drop jump performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise,** v.31, p.437-442, 1999.

BALSOM, P.D.; SEGER, J.Y.; SJÖDIN, B.; EKBLOM, B. Physiological responses to maximal intensity intermittent exercise. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology,** v.65, p.144-149, 1992.

BAR-OR, O. The Wingate anaerobic test: an update on methodology, reliability and validity. **Sports Medicine,** v.4, p.381-394, 1987.

BANGSBO, J.; GOLLNICK, P.D.; GRAHAM, T.E.; JUEL, C.; KIENS, B.; MIZUNO, M.; SALTIN, B. Anaerobic energy production and O_2 deficit-debt relationship during exhaustive exercise in humans. **Journal of Physiology,** v.422, p.539-559, 1990.

BEARDEN, S.E.; MOFFATT, R.J. VO2 and heart rate kinetics in cycling: trasitions from an elevated baseline. **Journal of Applied Pysiology,** v.90, p.2081-2087, 2001.

BISHOP, D.; JENKINS, D.G.; HOWARD, A. The critical power function is dependent on the duration of the predictive exercise tests chosen. **International Journal of Sports Medicine,** v.19, p.125-129, 1998.

BOBBERT, M.F. Drop jumping as a training method for jumping ability. **Sports Medicine,** v.9, p.7-22, 1990.

BOBBERT, M.F.; GERRITSEN, K.G.M.; LITJENS, M.C.A.; SOEST, A.J.V. Why is countermovement jump height greater than squat

jump height? **Medicine and Science in Sports and Exercise,** v.28, p.1402-1412, 1996.

BOGDANIS, G.C.; NEVILL, M.E.; BOBBIS, L.H.; LAKOMY, H.K.A.; NEVILL, A.M. Recovery of power output and muscle metabolites following 30 s of maximal sprint cycling in man. **Journal of Physiology,** v.482, p.467-480, 1995.

BOGDANIS, G.C.; NEVILL, M.E.; BOOBIS, L.H.; LAKOMY, H.K.A. Contribution of phosphocreatine and aerobic metabolism to energy supply during repeated sprint exercise. **Journal of Applied Physiology,** v.80, p.876-884, 1996a.

BOGDANIS, G.C.; NEVILL, M.E.; LAKOMY, H.K.A.; GRAHAM, C.M.; LOUIS, G. Effects of active recovery on power output during repeated maximal sprint cycling. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology,** v.74, p.461-469, 1996b.

BOSCO, C.; KOMI, P.V. Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscles. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology,** v.41, p.275-284, 1979.

BOSCO, C.; TIHANYI, J.; KOMI, P.V., FEKETE, G.; APOR, P.Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal mescles. **Acta Physiologica Scandinavica,** v.116, p.343-349, 1982.

BROCHADO, M.M.V.; KOKUBUN, E. Treinamento intervalado de corrida de velocidade: efeitos da duração da pausa sobre o lactato sangüíneo e a cinemática da corrida. **Motriz,** v.3, p.11-19, 1997.

BRICKLEY, G.; DOUST, J.; WILLIAMS, C.A. Physiological responses during exercise to exhaustion at critical power. **European Journal of Applied Physiology,** v.88, p.146-151, 2002.

BULBULIAN, R.; JEONG, J-W; MURPHY, M. Comparison of anaerobic components of the Wingate and critical power tests in males and females. **Medicine and Science in Sports and Exercise,** v.28, p.1336-1341, 1996.

BULL, A.J.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; PERRY, S.R. Effect of mathematical modeling on the estimation of critical power. **Medicine and Science in Sports and Exercise,** v.32, p.526-530, 2000.

CALVE, T.; KOKUBUN, E. Determinação da potência crítica e capacidade de trabalho anaeróbio no futebol de salão. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento,** v.10, p.129, 2002. Edição especial.

CHRISTENSEN, E.H.; HEDMAN, R.; SALTIN, B. Intermittent and continuous running. (A further contribution to the physiology of intermittent work.) **Acta Physiologica Scandinavica.** v.50, p.269-286, 1960.

CLINGELEFFER, A.; McNAUGHTON, L.R. & DAROVEN, B. The use of critical power as a determinant for establishing the onset of blood lactate accumulation. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology,** v.68, p.183-187, 1994.

DEKERLE,J.; BARON, B.; DUPONT, L.; VANVELCENAHER, J.; PELAYO, P. Maximal lactate steady state, respiratory compensation threshold and critical power. **European Journal of Applied Physiology,** V.89, p.281-288, 2003.

DeVRIES, H.A.; MORITANI, T.; NAGATA,A.; MEGNUSSEN, K. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from eletromyographic data. **Ergonomics,** v.25, p.783-791, 1982.

ELENO, T.G. **O efeito da duração de pausa no exercício intermitente: um estudo pelo modelo da potência crítica.** 2003. 74 f. Dissertação (Mestrado em Biodinâmica do Movimento Humano)- Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2003.

ENOKA, R.M. **Neuromechanical basis of kinesiology**. Human Kinetics, Champaign, 2.ed, 1994.

FITTS, R.H. Cellular mechanisms of muscle fatigue. **Physiological Reviews,** v.74, p.49-94, 1994.

FRANCHINI, E.; TAKITO, M.Y.; NAKAMURA, F.Y.; MATSUSHIGUE, K.A.; KISS, M.A.P.D. Tipo de recuperação após uma luta de judô e o desempenho anaeróbio intermitente subseqüente. **Motriz,** v.7, p.49-52, 2001.

FUKAMI, Y. The effects of NH_3 and CO_2 on the sensory ending of mammalian muscle spindles: intracellular pH as a possible mechanism. **Brain Research,** v.463, p.140-143, 1988.

GAESSER, G.A.; CARNEVALE, T.J.; GARFINKEL, A.; WALTER, D.O.; WOMACK, C.J. Estimation of critical power with nonlinear and linear models. **Medicine and Science in Sports and Exercise,** v.27, p.1430-1438, 1995.

GAESSER, G.A.; POOLE, D. The slow component of oxygen uptake kinetics in humans. **Exercise and Sport Science Reviews,** v.24, p.35-70, 1996.

GAITANOS, G.C.; WILLIAMS, C.; BOOBIS, L.H.; BROOKS, S. Human muscle metabolism during intermittent maximal exercise. **Journal of Applied Physiology**, v.75, p.712-719, 1993.

GOLLHOFER, A.; KOMI, P.V.; MIYASHITA, M. AURA, O. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: changes in mechanical performance of human skeletal muscle. **International Journal of Sports Medicine,** v.8, p.71-78, 1987.

GREEN, H.J. Neuromuscular aspects of fatigue. **Canadian Journal of Sports Sciences,** v.12, suppl.1, p.7S-19S, 1987.

GREEN, S. Measurement of anaerobic work capacities in humans. **Sports Medicine,** v.19, p.32-42, 1995.

GREEN, S.; DAWSON, B.T.; GOODMAN, C.; CAREY, M.F. Y-intercept of the maximal work-duration relationship and anaerobic capacity in cyclists. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology,** v.69, p.550-556, 1994.

GULLET, L.J.N.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; BAUGE, S.M. A comparison between methods of measuring anaerobic work capacity. **Ergonomics,** v.31, p.1413-1419, 1988.

GULLSTRAND, L. Physiological responses to short-duration higy-intensity intermittente rowing. **Canadian Journal of Applied Physiology,** v.21, p.197-208, 1996.

HARGREAVES, M.; McKENNA, MJ.; JENKINS, D.G.; WARMINGTON, S.A.; LI, J.L.; SNOW, R.J.; FEBRAIO, M.A. Muscle metabolites and performance during high-intensity, intermittent exercise. **Journal of Applied Physiology,** v.84, p.1687-1691, 1998.

HARMAN, E.A.; ROSENSTEIN, M.T.; FRYKMAN, P.N.; ROSENSTEIN, R.M. The effects of arms and countermovement on vertical jumping. **Medicine and Science in Sports and Exercise,** v.22, p.825-833, 1990.

HILL, D.W. The critical power concept. **Sports Medicine,** v.16; p.237-254, 1993.

HILL, D.W.; SMITH, J.C. A comparison of methods of estimating anaerobic work capacity. **Ergonomics,** v.36, p.1495-1500, 1993.

HILL, D.W.; SMITH, J.C. A method to ensure the accuracy of estimates of anaerobic capacity derived using the critical power concept. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness,** v.34; p.23-37, 1994.

HILL, D.W.; SMITH, J.C. Determination of critical power by pulmonary gas exchange. **Canadian Journal of Applied Physiology,** v.24, p.74-86, 1999.

HILL, D.W.; POOLE, D.C.; SMITH, J.C. The relationship between power and the time to achieve VO_{2max}. **Medicine and Science in Sports and Exercise,** v.34, n.4, p.709-714, 2002.

HORITA, T.; KOMI, P.V.; HÄMÄLÄINEN, I.; AVELA, J. Exhausting stretch-shortening cycle (SSC) exercise causes greater impairment in SSC performance than in pure concentric performance. **European Journal of Applied Physiology,** v.88, p.527-534, 2003.

HORITA, T.; KOMI, P.V.; NICOL, C.; KIRÖLÄINENN, H. Stretch shortening cycle fatigue: interactions among joint stfiness, reflex, and mescle mechanical performance in the drop jump. **European Journal of Applied Physiology,** v.73, p.393-403, 1996.

HORTOBÁGY, T.; LAMBERT, N.J.; KROLL, W.P. Voluntary and reflex responses to fatigue with stretch-shortening exercise. **Canadian Journal of Applied Physiology,** v.16, p.142-150, 1991.

HOUSH, T.J.; deVRIES, H.A.; HOUSH, D.J.; TICHY, M.W.; SMYTH, K.D.; TICHY, A.M. The relationship between critical power and onset of blood lactate accumulation. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness,** v.31, p.31-36, 1991.

HOUSH, D.J.; HOUSH, T.J.; BAUGE, S.M. The accuracy of the critical power test for predicting time to exhaustion during cycle ergometry. **Ergonomics**, v.32, p.997-1004, 1989.

_____ A methodological for the determination of critical power and anaerobi work capacity. **Research Quartely for Exercise and Sport**, v.61, p.406-409, 1990.

HUGHSON, R.L.; O'LEARY, D.D.; BETIK, A.C.; HEBESTREIT, H. Kinetics of oxygen uptake at the onset of exercise near or above peak oxygen uptake. **Journal of Applied Physiology,** v.88, p.1812-1819, 2000.

HUGHSON, R.L.; OROK, C.J.; STAUDT, L.E. A high velocity tradmill running test to asses endurance running potential. **International Journal of Sports Medicine,** v.5, p.23-25, 1984.

JENKINS, D.G.; KRETEK, K.; BISHOP, D. The duration of predicting trials influences time to fatigue at critical

power. **Journal of Science and Medicine in Sport,** v.1, p.213-218, 1998.

JENKINS, D.G.; QUIGLEY, B.M. Blood lactate in trained cyclists during cycle ergometry at critical power. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology,** v.61, p.278-283, 1990.

_____ The y-intercept of the critical power function as a measure of anaerobic work capacity. **Ergonomics,** v.34, p.13-22, 1991.

KACHOURI, M.; VANDEWALLE, H.; BILLAT, V.; HUET, M.; THOMAÏDIS; JOUSSELIN, E.; MONOD, H. Critical velocity of continuous and intermittent running exercise: An example of the limits of the critical power concept. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology,** v.73, p.484-487, 1996.

KARLSSON, J.; BONDE-PETERSEN, F.; HENRIKSSON, J.; KNUTTGEN, H.G. Effects of previous exercise with arms or legs on metabolism and performance in exhaustive exercise. **Journal of Applied Physiology,** v.38, p.763-767, 1975.

KOKUBUN, E. Velocidade crítica como estimador do limiar anaeróbio na natação. **Revista Paulista de Educação Física,** v.10, p.5-20, 1996.

KOMI, P.V. Stretch-shortening cycle. In: KOMI, P.V. (Ed.) **Strength and power in sport.** Blackwell Scientific Publications, 1992, p.169-179.

KOMI, P.V.; NICOL, C. Stretch-shortening cycle fatigue. In: NIGG, B.M.; MacINTOSH, B.R.; MESTER, J. (Ed.) **Biomechanics and**

biology of movement. Human Kinetics, Champaign, 2000, p.385-408.

LINTHORNE, N.P. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. **American Journal Physiology,** v.69, p.1198-1204, 2001.

LUHTANEN, P.; KOMI, P.V. Segmental contribution to forces in vertical jump. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology,** v.38, p.181-188, 1978.

MATSUSHIGUE, K.A. **Relação das capacidades aeróbia e anaeróbica com a manutenção do desempenho no "ataque" do voleibol.** 1996. 139 f. Dissertação (Mestrado em Biodinâmica do Movimento Humano)- Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1996.

MEDBO, J.I.; MOHN, A.; TABATA, I.; BAHR, R.; VAAGE, O.; SEJERSTED, O.M. Anaerobic capacity determined by maximal accumulated O_2 deficit. **Journal of Applied Physiology,** v.64, p.50-60, 1988.

MEDBO, J.I.; BURGERS, S. Effect of training on the anaerobic capacity. **Medicine and Science in Sports and Exercise,** v.22, p.501-507, 1990.

MERLIN, M.; PEREIRA, G.; KOKUBUN, E. Determinação da reserva anaeróbia utilizada em partidas de futebol em equipe de juniores. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento,** v.10, p.129, 2002. Edição especial.

MIRANDA, M.; KOKUBUN, E. Estado estável de resposta do lactato sangüíneo e freqüência cardíaca em exercício

intermitente de curta duração. **Motriz,** v.7, supl., p.S138, 2001.

MONOD, H.; SCHERRER, J. The Work Capacity of a Synergic Muscular Group. **Ergonomics**, v.8, p.329-338, 1965.

MORITANI, T.; NAGATA, A; VRIES, H.A.; MURO, M. Critical Power as a Measure of Physical Work Capacity and Anaerobic Threshold. **Ergonomics**, v.24, p.339-350, 1981.

MORTON, R.H. A 3-parameter critical power model. **Ergonomics,** v.39, p.611-619, 1996.

NAKAMURA, F.Y. **Predições do modelo de potência crítica quanto à ocorrência da exaustão em exercício intermitente.** 2001. 70 f. Dissertação (Mestrado em Biodinâmica do Movimento Humano)- Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2001.

NICOL, C.; KOMI, P.V.; HORITA, T.; KYRÖLÄINEN, H.; TAKALA, T.E.S. Reduced stretch-reflex sensitivity after axhausting stretch-shortening cycle exercise. **European Journal of Applied Physiology,** v.72, p.401-409, 1996.

OVEREND, T.J.; CUNNINGHAM, D.A.; PATERSON, D.H.; SMITH, W.D.F. Physiological responses of young and elderly men to prolonged exercise at critical power. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology,** v.64, p.187-193, 1992.

PEREIRA, G. **Efeitos de diferentes regimes de pausa no ataque do voleibol e suas relações com a fadiga e lactato sanguíneo.**

2001. 36f. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso de Educação Física) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2001.

PEREIRA, G.; ALMEIDA, A.G.; KOKUBUN, E. Efeitos de diferentes regimes de pausa no ataque no voleibol e suas relações com a fadiga e lactato sangüíneo. **Motriz,** v.7, supl., p.S210, 2001.

POOLE, D.C. Letter to the editor-in-chef. **Medicine and Science in Sports and Exercise,** v.18, p.703-704, 1986.

POOLE, D.C.; WARD, S.A.; WHIPP, B.J. The effects of training on the metabolic and respiratory profile of high-intensity cycle ergometer exercise. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology,** v.59, p.421-429, 1990.

POOLE, D.C.; WARD, S.A.; GARDNER, G.W.; WHIPP, B.J. Metabolic and respiratory profile of the upper limit for prolonged exercise in man. **Ergonomics,** v.31, p.1265-1279, 1988.

PRINGLE, J.S.M.; JONES, A.M. Mximal lactate steady state, critical power and EMG during cycling. **European Journal of Applied Physiology,** v.88, p.214-226, 2002.

RODACKI, A.L.F.; FOWLER, N.E.; BENNETT, S.J. Vertical jump coordination: fatigue effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise,** v.34, p.105-116, 2002.

SCOTT, C.B.; ROBY, F.B.; LOHMAN, T.G.; BUNT, J.C. The maximally acumulated oxygen deficit as an indicator of anaerobic capacit. **Medicine and Science in Sports and Exercixe,** v.23, p.618-624, 1991.

SILVA, E.G.; NAKAMURA, F.Y.; KOKUBUN, E. Utilização de reservas anaeróbias na corrida intermitente: aplicação do modelo da velocidade crítica. **Motriz,** v.7, supl, p.S189, 2001.

SILVA, K.R.T. **"Sobrecarga" anaeróbia em protocolos intermitentes de trabalho medida através do modelo de potência crítica.** 2000. 27f. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso de Educação Física) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2000.

SKURVYDAS, A.; JASCANINAS, J.; ZACHOVAJEVAS, P. Changes in height of jump, maximal voluntary contraction force and low-frequency fatigue after 100 intermittent or continuous jumps with maximal intensity. **Acta Physiologica Scandinavica,** v.169, p.55-62, 2000.

STROJNIK, V.; KOMI, P.V. Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. **Jounal of Applied Physiology,** v.84, p.344-350, 1998.

TABATA, I.; IRISAWA, K.; KOUZAKI, M.; NISHIMURA, F.; OGITA, F.; MIYACHI, M. Metabolic profile of high intensity intermittent exercises. **Medicine and Science in Sports and Exercise,** v.29, p.390-395, 1997.

VANDEWALLE, H.; KAPITANIAK, B.; GRÜN, S.; RAVENEAU, S.; MONOD, H. Comparison between a 30-s all-out test and time-work test on a cycle ergometer. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology,** v.58, p.375-381, 1989.

VIITASALO, J.T.; HÄMÄLÄINEN, K.; MONONEN, H.V.; SALO, A.; LAHTINEN, J. Biomechanical effects of fatigue during

continuous hurdle jumping. **Journal of Sports Sciences,** v.11, p.503-509, 1993.

WAKAYOSHI, K.; YOSHIDA, T.; UDO, M.; HARADA,T; MORITANI, T.; MUTOH, Y.; MYIASHITA, M. Does critical swimming velocity represent exercise intensity at maximal lactate steady state? **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology,** v.66, p.90-95, 1993.

WALSH, M.L. Whole body fatigue and critical power: a physiological interpretation. **Sports Medicine**, v.29, p.153-166, 2000.

WASSERMAN, K.; KESSEL, A.L.V.; BURTON, G.G. Interaction of physiological mechanisms during exercise. **Journal of Applied Physiology,** v.22, p.71-85, 1967.

WESTERBLAD, H.; BRUTON, J.D.; LÄNNERGREN, J. The effect of intracellular pH on contractile function of intact, single fibres of mouse muscle declines with increasing temperature. **Journal of Physiology,** v.500, p.193-204, 1997.

WHIPP, B.J.; HUNTSMAN, D.J.; STONER, N.; LAMARRA, N.; WASSERMAN, K. A constant which determines the duration of the tolerance of high-intensity. **Federations Proceedings,** v.41, p.1591, 1982.

WOOTON, S.A.; WILLIAMS, C. The influence of recovery duration on repeated maximal sprints. In: KNUTTGEN, H.G.; VOGEL, J.A.; POORTMANS, J. (Ed.). **Biochemistry of exercise.** Champaign: Human Kinetics, 1983. p.269-273.

9. APÊNDICE

9.1. Apêndice A – Características individuais dos participantes

Participante	Idade (anos)	Massa corporal (kg)	Estatura (m)	IMC (kg/m^2)
1	21	74,0	1,72	25,1
2	24	78,5	1,76	25,5
3	20	79,3	1,80	24,5
4	25	71,5	1,74	23,6
5	20	78,8	1,79	24,7
6	19	71,9	1,77	23,0
7	21	72,8	1,82	22,0
8	19	81,7	1,82	24,8
9	25	82,4	1,87	23,7
10	20	87,6	1,96	22,9

Participante	alcance na ponta do pé (m)	altura do elástico no teste (m)	altura necessária para alcançar o elástico (m)
1	2,30	2,64	0,34
2	2,34	2,74	0,40
3	2,42	2,88	0,46
4	2,28	2,82	0,54
5	2,41	2,77	0,37
6	2,37	2,80	0,43
7	2,42	2,90	0,49
8	2,47	2,87	0,40
9	2,43	2,87	0,44
10	2,35	3,01	0,36
MÉDIA	2,41	2,83	0,42
DP	0,10	0,10	0,06

9.2. Apêndice B – Rotina do MATLAB

```
%Freqüência de coleta em Hz
smprt=1000;
% FILTRO
fq_cut=30;  %freqüência de corte em passa baixa
n = 2;         % ordem do filtro
Wn = fq_cut/(smprt/2);% def, da freq de corte
[b,a] = butter(n,Wn);   % Filtro Butterworth
% Perguntando e definindo informações do sujeito
trial=input('Entre com o nome e o numero da tentativa a ser
analisada (i.e. 001): ', 's');
% Preparando e carregando arquivo
data = [trial, '.txt'];
```

```
eval(['load ' data]);
% Definindo as variáveis da plataforma de forca
eval(['fz_1= ' trial ' (: , 1) ; ']); % forca vertical
eval(['fz_2= ' trial ' (: , 2) ; ']); % forca vertical
eval(['fz_3= ' trial ' (: , 3) ; ']); % forca vertical
eval(['fz_4= ' trial ' (: , 4) ; ']); % forca vertical
% Criando a variável x
t=(1:length(fz_1))/smprt ;
x=(1:length(fz_1));
% Computando alguns dados
fz=(fz_1 + fz_2 + fz_3 + fz_4);
g=9.81; % gravidade
%Transformando fz em Newton
fz=((fz/0.0334).*g); % ((fz/volts equivalente a 1kg)*9.81)
fz=filtfilt(b,a,fz); % função para filtrar os dados
pc=mean(fz(1:2000)); %  média do peso corporal do participante
nos 2 segundos iniciais
% Apresentando graficamente os dados
figure(1)
plot(x,fz);
title('Força Vertical')
xlabel('Frames')
ylabel('fz (Newton)')
zoom on
pause
repete='s' ;
i=1 ;
while repete == 's'
   figure(1)
zoom on
pause
  % Define o salto a ser analisado
   [in_x,in_y]=ginput(1);
  [fn_x,fn_y]=ginput(1);
```

```
% Reduzindo x e fz para um salto
fz_salto=fz(in_x:fn_x);
x_salto=x(in_x:fn_x);
pc_5=pc-(pc.*0.05); % define o valor de 5% abaixo do peso
corporal
p_a_f=find(fz(in_x:fn_x)<pc_5); %encontra os valores a
partir do ponto a
p_a=in_x+(p_a_f(1,1)-1); % define o ponto a
p_c_f=find(fz(p_a:fn_x)>pc); % encontra os valores a partir
do ponto c
p_c=p_a+(p_c_f(1,1)-1); % define o ponto c
p_e_f=find(fz(p_c:fn_x)<pc); % encontra os valores a partir
do ponto e
p_e=(p_c+(p_e_f(1,1))-1); % define o ponto e
p_f_f=find(fz(in_x:fn_x)<0); % encontra valores a partir do
ponto f
p_f=in_x+(p_f_f(1:1)-1); % define o ponto f
% Calcula a fase unweighting do salto
quad1= trapz((x(p_a:p_c)./smprt), linspace(fz(p_a),fz(p_c),
length(p_a:p_c))); %area total
area_b=trapz((x(p_a:p_c)./smprt),fz(p_a:p_c)) ;  % area
abaixo do uw
uw(i) = quad1-area_b  % valor de unweighting
% Calcula a fase concentrica do salto
quad2=fz(p_e)*((p_e-p_c)./smprt);  % área abaixo do peso
corporal
quadn=trapz((x(p_e:p_f)./smprt), fz(p_e:p_f)); % calcula a
área que quad2 nao calculou
quadt=quad2+quadn; % área total abaixo do pc do ponto c ate
f
area_ac=trapz((x(p_c:p_f)./smprt),fz(p_c:p_f)); % área total
do ponto c ate f
area_p=area_ac-quadt; % área acima do peso corporal do
ponto c ate e
```

```
   imp_con(i)=area_p-uw(i) % impulso concêntrico
   % Calcula a altura do salto vertical através do impulso
  area_1=(((p_f-p_a)/smprt).*pc); % calcula toda a área do pc
  do ponto a ate f
  area=trapz((x(p_a:p_f)/smprt),fz(p_a:p_f)); % calcula toda
  área abaixo da linha de forca do ponto a ate f
   area2=area-area_1; % encontra a área para calcular a altura
do salto
   v_off(i)=((area2)./(pc./g)); % calculo da velocidade em
pushoff
   h_jump(i)=((v_off(i)^2)./(2*g)) % altura do salto
   repete = input('Voce quer analisar outro salto? (s/n)',
's');
   i=i+1 ;
end
   % Salvando em .prn o arquivo analisado
   variaveis =[uw; imp_con; pkf; h_jump; v_off; t_exc; t_con;
pk_queda];
   trial_asc = [trial(1:9) '.csv'];
   fid=fopen(trial_asc , 'w');
  fprintf(fid , '%5.3f; %15.3f; %15.3f; %15.3f; %15.3f;
  %15.3f; %15.3f; %15.3f\n',variaveis);
   fclose(fid);
```

9.3. Apêndice C – Intervalos de todas as sessões realizadas pelos participantes

Participante	**S_4 (s)**	**S_5 (s)**	**S_6 (s)**
1	4,0	5,0	6,0
2	4,0	4,5	5,0
3	4,0	5,0	6,0
4	5,0	6,0	7,0
5	4,0	5,0	6,0
6	4,0	5,0	6,0
7	4,0	5,0	6,0
8	4,0	5,0	6,0
9	4,0	5,0	6,0
10	4,0	4,5	5,0

Participante	**S_{ab} (s)**	**S_{na} (s)**	**S_{ac} (s)**
1	9,1	8,7	8,3
2	6,0	5,8	5,5
3	7,3	7,0	6,6
4	8,9	8,5	8,0
5	9,4	8,9	8,5
6	8,0	7,7	7,3
7	7,2	6,8	6,5
8	9,7	9,2	8,7
9	8,0	7,6	7,3
10	5,8	5,5	5,2

9.4. APÊNDICE D – Alturas máximas dos cinco saltos verticais (m) realizados antes e depois do experimento

Participante 1		
Salto	**antes**	**depois**
1º	0,34	0,35
2º	0,36	0,35
3º	0,35	0,34
4º	0,36	0,35
5º	0,34	0,35
MÉDIA	0,35	0,35
DP	0,01	0,01

Participante 2		
Salto	**antes**	**depois**
1º	0,43	0,39
2º	0,42	0,39
3º	0,45	0,41
4º	0,41	0,38
5º	0,41	0,39
MÉDIA	0,42	0,39
DP	0,02	0,01

Participante 3		
Salto	**antes**	**depois**
1º	0,47	0,51
2º	0,47	0,51
3º	0,50	0,49
4º	0,49	0,48
5º	0,48	0,48
MÉDIA	0,48	0,49
DP	0,01	0,02

Participante 4		
Salto	**antes**	**depois**
1º	0,58	0,55
2º	0,57	0,57
3º	0,57	0,57
4º	0,57	0,57
5º	0,56	0,56
MÉDIA	0,57	0,56
DP	0,01	0,01

Participante 5		
Salto	**antes**	**depois**
1º	0,38	0,38
2º	0,37	0,37
3º	0,40	0,35
4º	0,39	0,37
5º	0,38	0,34
MÉDIA	0,39	0,36
DP	0,01	0,02

Participante 6		
Salto	**antes**	**depois**
1º	0,47	0,46
2º	0,45	0,47
3º	0,44	0,45
4º	0,47	0,45
5º	0,44	0,45
MÉDIA	0,45	0,46
DP	0,02	0,01

Participante 7		
Salto	**antes**	**depois**
1º	0,51	0,53
2º	0,53	0,52
3º	0,50	0,51
4º	0,52	0,51
5º	0,52	0,52
MÉDIA	0,51	0,52
DP	0,01	0,01

Participante 8		
Salto	**antes**	**depois**
1º	0,45	0,45
2º	0,43	0,50
3º	0,39	0,46
4º	0,41	0,47
5º	0,43	0,46
MÉDIA	0,42	0,47
DP	0,02	0,02

Participante 9		
Salto	**antes**	**depois**
1º	0,46	0,48
2º	0,46	0,49
3º	0,47	0,48
4º	0,46	0,48
5º	0,47	0,48
MÉDIA	0,46	0,48
DP	0,01	0,003

Participante 10		
Salto	**antes**	**depois**
1º	0,37	
2º	0,38	
3º	0,38	
4º	0,37	
5º	0,38	
MÉDIA	0,38	
DP	0,01	

9.5. Apêndice E – Concentrações de lactato sangüíneo (mM) em todas as intensidades no repouso e imediatamente após o teste

S_4		
Participante	**repouso**	**final**
1	1,12	5,65
2	0,76	4,60
3	1,61	4,06
4	2,07	6,83
5	1,25	6,51
6	1,57	5,13
7	2,90	7,31
8	1,90	6,94
9	1,49	5,05
10	1,16	2,63

S_5		
Participante	**repouso**	**final**
1	1,55	5,23
2	1,35	6,10
3	1,60	6,23
4	1,65	5,64
5	1,60	6,45
6	1,72	6,73
7	2,49	8,09
8	2,75	7,51
9	1,09	4,36
10	2,62	3,97

S_6		
Participante	**repouso**	**final**
1	0,99	4,23
2	1,12	5,12
3	1,20	6,42
4	1,25	5,81
5	1,76	4,80
6	1,31	6,80
7	1,38	6,64
8	2,44	7,87
9	1,44	4,16
10	0,87	5,12

S_{ab}		
Participante	**repouso**	**final**
1	1,56	1,32
2	0,69	2,82
3	1,82	5,84
4	1,79	5,42
5	1,29	2,43
6	1,16	4,45
7	1,96	3,83
8	1,30	1,79
9	1,00	1,67
10		

S_{na}		
Participante	**repouso**	**final**
1	1,46	2,05
2	2,17	4,09
3	0,58	3,86
4	0,97	4,41
5	1,27	2,42
6	1,74	5,18
7	2,16	4,83
8	2,20	2,01
9	2,41	2,71
10		

S_{ac}		
Participante	**repouso**	**final**
1	0,40	1,85
2	1,48	4,06
3	0,91	4,99
4	1,85	5,41
5	1,52	2,46
6	1,53	5,52
7	2,21	5,36
8	1,81	2,88
9	1,65	2,48
10		

9.6. Apêndice F – Freqüência cardíaca (bpm) no instante final em todas as intensidades e no 5º e 10º minuto para S_{ab}, S_{na} e S_{ac}

Instante final			
Participante	**S_4**	**S_5**	**S_6**
1	174	179	175
2		188	177
3	179	195	192
4	182	176	177
5	191	194	193
6	176	181	177
7	136	205	211
8	192	192	197
9	172	173	164
10	156	167	171

S_{ab}			
Participante	**5 minutos**	**10 minutos**	**final**
1	122	135	146
2	154	160	176
3	174	183	190
4	159	165	168
5	169	180	184
6	137	150	172
7	184	188	195
8	153	161	177
9			
10			

S_{na}			
Participante	**5 minutos**	**10 minutos**	**final**
1	133	141	146
2	159	172	178
3	156	172	183
4	155	189	192
5	167	173	179
6	146	160	172
7	179	191	196
8	151	158	165
9	135	146	161
10			

S_{ac}			
Participante	**5 minutos**	**10 minutos**	**final**
1	145	152	157
2	162	167	178
3	165	178	185
4	168	173	173
5	177	181	182
6	145	160	174
7	181	191	196
8	169	179	184
9	140	144	149
10			

9.7. Apêndice G – Médias ± desvios-padrão de três impulsos concêntricos (N.s) nos instantes inicial, intermediário e final em todas as intensidades

S_4			
Participante	**inicial**	**intermediário**	**final**
1	219,3 ± 2,7	213,1 ± 3,4	207,2 ± 2,0
2	243,3 ± 2,1	234,4 ± 1,5	225,7 ± 2,6
3	279,4 ± 3,6	261,3 ± 3,3	262,4 ± 1,9
4	260,3 ± 6,0	254,7 ± 8,7	246,4 ± 11,2
5	240,2 ± 4,6	238,5 ± 5,6	232,1 ± 1,8
6	232,2 ± 8,4	227,5 ± 4,8	217,2 ± 2,1
7	258,4 ± 7,8	244,9 ± 9,7	239,3 ± 11,0
8	264,2 ± 4,3	252,6 ± 4,4	252,9 ± 4,0
9	278,9 ± 12,0	276,0 ± 9,9	260,1 ± 10,5
10	257,4 ± 7,4	250,2 ± 4,8	246,7 ± 2,8

S_5			
Participante	**inicial**	**intermediário**	**final**
1	216,28 ± 5,6	213,4 ± 3,4	204,0 ± 2,4
2	241,7 ± 4,1	235,8 ± 0,6	223,4 ± 0,6
3	260,1 ± 6,5	260,6 ± 4,1	258,0 ± 8,1
4	258,6 ± 4,3	257,6 ± 6,0	255,2 ± 8,7
5	246,8 ± 3,4	239,8 ± 6,8	231,0 ± 6,6
6	239,3 ± 9,3	228,1 ± 2,4	223,4 ± 3,2
7	256,9 ± 9,0	245,3 ± 1,9	252,3 ± 2,1
8	271,3 ± 6,2	251,9 ± 4,0	246,7 ± 3,9
9	270,3 ± 4,7	265,6 ± 6,7	255,7 ± 4,6
10	258,1 ± 1,3	257,5 ± 6,7	235,6 ± 17,7

S_6			
Participante	**inicial**	**intermediário**	**final**
1	216,3 ± 2,2	217,3 ± 2,5	208,0 ± 4,7
2	249,7 ± 5,4	239,8 ± 6,1	223,3 ± 4,5
3	259,2 ± 7,1	260,3 ± 2,4	245,9 ± 1,5
4	260,0 ± 2,5	259,0 ± 10,0	252,4 ± 6,1
5	245,7 ± 8,6	239,5 ± 3,5	234,5 ± 2,2
6	238,3 ± 6,0	235,3 ± 6,6	218,1 ± 3,3
7	258,2 ± 4,2	257,3 ± 7,2	254,8 ± 12,6
8	262,0 ± 9,0	255,5 ± 7,1	245,2 ± 11,7
9	281,6 ± 5,8	263,9 ± 6,0	257,4 ± 8,6
10	261,3 ± 4,4	257,9 ± 1,8	244,6 ± 3,5

S_{ab}			
Participante	**inicial**	**intermediário**	**final**
1	217,8 ± 1,7	216,8 ± 5,9	214,7 ± 7,7
2	238,4 ± 3,1	235,2 ± 2,2	
3	267,7 ± 8,6	264,0 ± 11,8	248,8 ± 3,3
4	256,5 ± 2,2	252,6 ± 4,6	251,4 ± 5,9
5	241,7 ± 5,1	245,2 ± 3,3	236,7 ± 4,7
6	238,0 ± 2,4	234,0 ± 4,6	219,5 ± 4,8
7	246,2 ± 5,1	243,3 ± 8,8	233,4 ± 7,6
8	262,1 ± 5,5	257,9 ± 7,2	247,8 ± 6,4
9			
10			

S_{na}			
Participante	**inicial**	**intermediário**	**final**
1	215,7 ± 6,5	219,0 ± 4,3	
2	244,9 ± 4,2	239,0 ± 3,5	230,5 ± 1,1
3	269,6 ± 7,3	268,2 ± 8,4	256,6 ± 2,2
4	253,5 ± 7,1	252,5 ± 5,8	249,4 ± 6,7
5	244,5 ± 3,1	246,3 ± 4,5	243,4 ± 4,4
6	248,9 ± 4,6	243,4 ± 6,6	
7	257,4 ± 6,8	251,0 ± 4,7	249,1 ± 2,6
8	261,5 ± 5,9	258,4 ± 7,4	
9	277,3 ± 10,6	265,2 ± 4,6	255,2 ± 3,2
10			

S_{ac}			
Participante	**inicial**	**intermediário**	**final**
1	210,6 ± 4,3	221,2 ± 3,6	209,0 ± 5,8
2	241,1 ± 0,8	228,4 ± 3,5	224,8 ± 2,2
3	263,7 ± 7,9	269,8 ± 5,9	263,7 ± 11,9
4	254,6 ± 3,9	253,7 ± 2,7	249,0 ± 6,3
5	252,4 ± 3,6	241,0 ± 2,3	233,5 ± 7,0
6	240,1 ± 6,7	234,9 ± 8,0	233,7 ± 5,7
7	253,6 ± 6,2	248,5 ± 7,1	241,6 ± 9,5
8			
9	276,6 ± 8,3	270,3 ± 10,6	266,4 ± 9,9
10			

9.8. Apêndice H – Médias ± desvios-padrão da altura de três saltos verticais (m) nos instantes inicial, intermediário e final em todas as intensidades

S_4			
Participante	**inicial**	**intermediário**	**final**
1	0,32 ± 0,01	0,28 ± 0,01	0,28 ± 0,01
2	0,37 ± 0,01	0,34 ± 0,01	0,32 ± 0,00
3	0,45 ± 0,02	0,41 ± 0,01	0,39 ± 0,01
4	0,54 ± 0,02	0,50 ± 0,01	0,48 ± 0,01
5	0,43 ± 0,03	0,39 ± 0,01	0,37 ± 0,01
6	0,43 ± 0,03	0,39 ± 0,01	0,37 ± 0,01
7	0,51 ± 0,01	0,45 ± 0,01	0,41 ± 0,01
8	0,41 ± 0,01	0,38 ± 0,00	0,36 ± 0,00
9	0,42 ± 0,00	0,40 ± 0,02	0,36 ± 0,01
10	0,33 ± 0,01	0,33 ± 0,01	0,31 ± 0,00

S_5			
Participante	**inicial**	**intermediário**	**final**
1	0,33 ± 0,01	0,31 ± 0,01	0,28 ± 0,01
2	0,38 ± 0,01	0,37 ± 0,00	0,32 ± 0,01
3	0,42 ± 0,01	0,41 ± 0,02	0,39 ± 0,00
4	0,53 ± 0,01	0,51 ± 0,01	0,50 ± 0,01
5	0,34 ± 0,00	0,32 ± 0,01	0,03 ± 0,01
6	0,43 ± 0,02	0,39 ± 0,02	0,35 ± 0,01
7	0,48 ± 0,01	0,45 ± 0,01	0,43 ± 0,00
8	0,42 ± 0,01	0,38 ± 0,00	0,35 ± 0,01
9	0,41 ± 0,01	0,39 ± 0,01	0,37 ± 0,01
10	0,36 ± 0,01	0,33 ± 0,01	0,26 ± 0,04

S_6			
Participante	**inicial**	**intermediário**	**final**
1	0,33 ± 0,00	0,32 ± 0,01	0,29 ± 0,00
2	0,38 ± 0,01	0,36 ± 0,01	0,31 ± 0,02
3	0,42 ± 0,00	0,40 ± 0,01	0,36 ± 0,01
4	0,54 ± 0,01	0,52 ± 0,01	0,51 ± 0,01
5	0,35 ± 0,01	0,32 ± 0,00	0,31 ± 0,01
6	0,44 ± 0,01	0,41 ± 0,02	0,37 ± 0,01
7	0,47 ± 0,01	0,48 ± 0,01	0,47 ± 0,01
8	0,41 ± 0,02	0,38 ± 0,01	0,35 ± 0,03
9	0,42 ± 0,01	0,40 ± 0,01	0,36 ± 0,02
10	0,35 ± 0,01	0,33 ± 0,00	0,30 ± 0,01

S_{na}			
Participante	**inicial**	**intermediário**	**final**
1	0,32 ± 0,00	0,32 ± 0,01	
2	0,37 ± 0,00	0,35 ± 0,01	0,32 ± 0,01
3	0,44 ± 0,01	0,44 ± 0,00	0,42 ± 0,01
4	0,51 ± 0,03	0,49 ± 0,02	0,48 ± 0,01
5	0,36 ± 0,01	0,33 ± 0,01	0,32 ± 0,01
6	0,42 ± 0,00	0,42 ± 0,01	
7	0,49 ± 0,01	0,48 ± 0,01	0,44 ± 0,00
8	0,41 ± 0,01	0,40 ± 0,01	
9	0,42 ± 0,00	0,41 ± 0,01	0,38 ± 0,01
10			

S_{ac}			
Participante	**inicial**	**intermediário**	**final**
1	0,30 ± 0,00	0,32 ± 0,01	0,29 ± 0,01
2	0,37 ± 0,01	0,33 ± 0,01	0,32 ± 0,01
3	0,43 ± 0,01	0,43 ± 0,01	0,41 ± 0,00
4	0,53 ± 0,01	0,51 ± 0,01	0,49 ± 0,01
5	0,34 ± 0,01	0,32 ± 0,01	0,30 ± 0,01
6	0,43 ± 0,01	0,42 ± 0,01	0,39 ± 0,01
7	0,47 ± 0,01	0,45 ± 0,01	0,42 ± 0,01
8			
9	0,42 ± 0,01	0,42 ± 0,002	0,39 ± 0,01
10			

9.9. Apêndice I – Estimativas de q e l com seus respectivos erros padrão de estimativa e os coeficientes de determinação para os três modelos de potência crítica determinados através da SI e SH

Modelo não linear potência-tempo para a SI					
Participante	**q(N)**	**epe(N)**	**l(N.s)**	**epe(N.s)**	**R^2**
1	24,45	1,48	6228,16	820,26	0,99
2	41,20	3,00	5551,37	2625,46	0,91
3	36,93	0,58	4372,12	487,04	1,00
4	30,23	0,10	3012,88	76,65	1,00
5	26,56	2,27	7973,32	1461,41	0,99
6	29,99	1,61	4105,64	751,02	0,99
7	36,91	0,09	3870,83	64,07	1,00
8	27,99	1,10	7799,85	540,90	1,00
9	34,93	1,90	7059,24	1263,18	0,99
10	45,16	0,00	2038,45	96,24	1,00

Modelo linear trabalho-tempo para a SI					
Participante	**q(N)**	**epe(N)**	**l(N.s)**	**epe(N.s)**	**R^2**
1	26,05	2,55	5556,62	1003,37	1,00
2	45,60	4,12	2797,11	2508,72	1,00
3	37,98	1,56	3737,67	758,85	1,00
4	30,00	0,53	3102,59	171,00	1,00
5	29,23	3,84	6688,26	1712,36	0,99
6	31,62	2,64	3512,36	867,54	1,00
7	37,04	0,22	3799,52	98,57	1,00
8	27,37	1,73	8063,68	650,70	1,00
9	33,45	3,31	7935,64	1602,61	1,00
10	45,81	1,24	1805,48	381,82	1,00

Modelo linear potência-1/tempo para a SI					
Participante	**q(N)**	**epe(N)**	**l(N.s)**	**epe(N.s)**	**R^2**
1	27,27	2,40	5133,20	703,53	0,99
2	47,12	2,87	2071,80	841,03	0,93
3	39,81	2,25	3171,90	420,62	0,99
4	29,60	0,84	3206,05	177,93	1,00
5	31,25	3,52	5926,20	1071,64	0,98
6	34,21	3,10	2773,73	595,07	0,98
7	37,26	0,34	3729,16	78,54	1,00
8	26,49	2,22	8357,93	671,42	1,00
9	31,34	4,74	8794,73	1668,44	0,98
10	47,07	1,70	1530,73	245,06	0,99

Modelo não linear potência-tempo para SH					
Participante	**q(m/s)**	**epe(m/s)**	**l(m)**	**epe(m)**	**R^2**
1	9,37	0,004	11,00	2,01	0,99
2	5,88	0,008	10,25	6,44	0,91
3	6,85	0,002	7,33	1,24	1,00
4	8,40	0,001	6,19	0,41	1,00
5	8,69	0,005	11,94	2,70	0,99
6	7,78	0,003	7,93	1,31	0,99
7	7,09	0,000	8,62	0,32	1,00
8	9,33	0,003	12,35	1,35	1,00
9	8,11	0,002	13,34	1,27	1,00
10	5,41	0,001	2,64	0,42	1,00

Modelo linear trabalho-tempo para SH					
Participante	**q(m/s)**	**epe(m/s)**	**l(m)**	**epe(m)**	**R^2**
1	8,68	0,005	9,79	1,82	0,99
2	5,26	0,008	5,20	4,58	1,00
3	6,65	0,003	6,13	1,52	1,00
4	8,48	0,001	6,44	0,47	1,00
5	7,95	0,006	10,04	2,53	0,99
6	7,45	0,004	7,02	1,25	1,00
7	7,03	0,001	8,27	0,51	1,00
8	9,62	0,004	12,90	1,35	1,00
9	8,30	0,003	14,04	1,42	1,00
10	5,34	0,002	2,34	0,51	1,00

Modelo linear potência-1/tempo para a SH					
Participante	**q(m/s)**	**epe(m/s)**	**l(m)**	**epe(m)**	**R^2**
1	8,21	0,004	9,02	1,27	0,99
2	5,07	0,005	3,87	1,54	0,93
3	6,32	0,005	4,99	0,84	0,99
4	8,63	0,002	6,73	0,49	1,00
5	7,47	0,005	8,92	1,58	0,98
6	6,96	0,005	5,81	0,89	0,99
7	6,91	0,002	7,91	0,40	1,00
8	10,06	0,005	13,51	1,39	0,99
9	8,60	0,004	14,80	1,47	1,00
10	5,22	0,002	1,97	0,32	0,99

9.10. Apêndice J – Variabilidade das médias de l em porcentagem da média pelos métodos SI e SH

Variabilidade das médias de ? em % da média		
Participante	S**I**	S**H**
1	7,99	8,21
2	43,15	42,70
3	13,04	15,50
4	2,54	3,37
5	12,31	12,13
6	15,73	12,55
7	1,52	3,51
8	2,82	3,68
9	8,93	4,23
10	11,58	11,75
MÉDIA	11,96	11,76
DP	12,63	11,76

9.11. Apêndice K – Intervalo crítico (s) determinado nos três modelos pelos métodos da SI e SH

SI			
Participante	**modelo não linear potência-tempo**	**modelo linear trabalho-tempo**	**modelo linear potência-1/tempo**
1	8,7	8,2	7,8
2	5,8	5,2	5,0
3	7,0	6,8	6,5
4	8,5	8,5	8,6
5	8,9	8,1	7,6
6	7,7	7,3	6,7
7	6,8	6,8	6,8
8	9,2	9,4	9,7
9	7,6	8,0	8,5
10	5,5	5,4	5,3

SH			
Participante	**modelo não linear potência-tempo**	**modelo linear trabalho-tempo**	**modelo linear potência-1/tempo**
1	9,4	8,7	8,2
2	5,9	5,3	5,1
3	6,9	6,7	6,3
4	8,4	8,5	8,6
5	8,7	8,0	7,5
6	7,8	7,5	7,0
7	7,1	7,0	6,9
8	9,3	9,6	10,1
9	8,1	8,3	8,6
10	5,4	5,3	5,2

9.12. Apêndice L – Número de saltos verticais realizados em todas as intensidades

Participante	**S_4**	**S_5**	**S_6**	**S_{ab}**	**S_{na}**	**S_{ac}**
1	51	74	89	174	135	97
2	45	139	166	391	245	276
3	29	64	128	207	180	159
4	30	39	69	115	88	76
5	51	83	103	128	131	94
6	33	55	80	185	156	156
7	38	61	114	107	168	122
8	57	64	87	256	196	163
9	64	76	117	214	240	154
10	23	47	96			
Média	42	70	105	197	171	144
DP	14	28	28	88	51	59

9.13. APÊNDICE M – Tempo limite (s) em todas as intensidades

Participante	**S_4**	**S_5**	**S_6**	**S_{ab}**	**S_{na}**	**S_{ac}**
1	204	370	534	1583	1175	805
2	180	626	830	2346	1421	1518
3	116	320	768	1511	1260	1049
4	150	234	483	1024	748	608
5	204	415	618	1203	1166	799
6	132	275	480	1480	1201	1139
7	152	305	684	770	1142	793
8	228	320	522	2483	1803	1418
9	256	380	702	1712	1824	1124
10	92	212	480			

9.14. Apêndice N – Trabalho realizado em todas as intensidades (somatória dos impulsos concêntricos, N.s)

Participante	**S_4**	**S_5**	**S_6**	**S_{ab}**	**S_{na}**	**S_{ac}**
1	10628	15680	19220	37389		20939
2	10519	32868	39589		57606	63989
3	7739	16480	32722	54665	47889	41896
4	7680	10022	17621	29149	22179	19202
5	12202	19739	24287	31074	31860	22752
6	7374	12740	18473	43064		36719
7	9380	15165	29114	25760	42692	29822
8	14506	16530	22443	65144	50904	
9	17114	19794	31655		64506	41899
10	5827	1174	23708			

9.15. Apêndice O – Variabilidade do erro padrão de estimativa em porcentagem da média de q obtidas através da SI e SH

SI			
Participante	**modelo não linear potência-tempo**	**modelo linear trabalho-tempo**	**modelo linear potência-1/tempo**
1	6,07	9,80	8,79
2	7,28	9,03	6,09
3	1,57	4,12	5,65
4	0,35	1,77	2,84
5	8,54	13,14	11,28
6	5,36	8,35	9,07
7	0,24	0,60	0,91
8	3,94	6,30	8,36
9	5,44	9,90	15,13
10	0,01	2,71	3,62
MÉDIA	3,88	6,57	7,17
DP	3,14	4,13	4,24

SH			
Participante	**modelo não linear potência-tempo**	**modelo linear trabalho-tempo**	**modelo linear potência-1/tempo**
1	0,05	0,05	0,05
2	0,14	0,14	0,10
3	0,02	0,05	0,07
4	0,01	0,02	0,03
5	0,05	0,07	0,07
6	0,04	0,05	0,07
7	0,01	0,02	0,03
8	0,03	0,04	0,05
9	0,02	0,04	0,05
10	0,02	0,03	0,04
MÉDIA	0,04	0,05	0,06
DP	0,04	0,04	0,02

9.16. Apêndice P – Porcentagem dos erros padrão de estimativa da média de l para SI e SH

SI			
Participante	**modelo não linear potência-tempo**	**modelo linear trabalho-tempo**	**modelo linear potência-1/tempo**
1	13,17	18,06	13,71
2	47,29	89,69	40,59
3	11,14	20,30	13,26
4	2,54	5,51	5,55
5	18,33	25,60	18,08
6	18,29	24,70	21,45
7	1,66	2,59	2,11
8	6,93	8,07	8,03
9	17,89	20,20	18,97
10	4,72	21,15	16,01

SH			
Participante	**modelo não linear potência-tempo**	**modelo linear trabalho-tempo**	**modelo linear potência-1/tempo**
1	18,26	18,56	14,12
2	62,81	88,16	39,66
3	16,91	24,80	16,86
4	6,70	7,24	7,22
5	22,65	25,18	17,74
6	16,53	17,73	15,39
7	3,70	6,11	5,09
8	10,93	10,48	10,32
9	9,50	10,08	9,96
10	15,90	21,61	16,32

9.17. Apêndice Q – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Universidade Estadual Paulista
Departamento de Educação Física/IB/Rio Claro
Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Código do Participante: _____

TÍTULO DO ESTUDO: EFEITO DA DURAÇÃO DO INTERVALO EM SALTOS VERTICAIS: RELAÇÕES ENTRE TRABALHO REALIZADO E DURAÇÃO ATÉ A EXAUSTÃO.

Conduzido por: Prof. Dr. Eduardo Kokubun e o aluno Gleber Pereira

O presente estudo tem por objetivo avaliar:

1. A relação entre o trabalho externo realizado em saltos verticais com diferentes intervalos e o tempo até a exaustão se ajusta ao modelo de potência crítica;
2. Os dados de trabalho externo medido por intermédio da plataforma de força e o estimado pela altura do salto apresentam resultados similares;

Para isso, as seguintes variáveis serão avaliadas:

a) Somatória dos impulsos concêntricos medidos por uma plataforma de força;
b) Altura do salto por uma plataforma de força;
c) Concentração de lactato sangüíneo, sendo que será coletado 25 µl de sangue do lóbulo da orelha, após assepsia, com uma lanceta descartável;
d) Freqüência cardíaca medida por um freqüêncímetro;
e) Número de saltos e duração do exercício após cada teste.

Os testes serão realizados em sete dias com um intervalo de no mínimo dois e máximo de cinco dias entre cada sessão. Os riscos que envolvem esse estudo são entorses de joelho e tornozelo na fase de amortecimento do salto vertical.

Você receberá um código, o que assegurará que a sua identidade seja mantida confidencial.

Consentimento de Participação

Eu _____ li as informações acima e os pesquisadores me informaram os procedimentos e possíveis riscos envolvidos no estudo. Eu recebi respostas satisfatórias a todas as minhas indagações relativas ao estudo e estou consciente de que posso retirar-me do experimento a qualquer hora e por qualquer razão. Assim, autorizo que os dados coletados neste estudo sejam utilizados somente para fins de ensino e pesquisa.

Rio Claro, _____ de _____ de 2003.

_____

Assinatura

_____

RG

Departamento de Educação Física - IB - UNESP
Av. 24-A, 1515 - Bela Vista - Rio Claro -SP - 13506-900
Telefone: 3526-4166

9.18. Apêndice R - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa