

Universidade Federal de Juiz de fora
Pós-Graduação em Educação Física
Mestrado em Educação Física

Leonardo Coelho Pertence

**PEDALADA UNILATERAL: INFLUÊNCIA DA APLICAÇÃO DE CONTRAPESOS
NO CONSUMO DE OXIGÊNIO, FREQUÊNCIA CARDÍACA E PERCEPÇÃO DO
ESFORÇO**

JUIZ DE FORA
2012

LEONARDO COELHO PERTENCE

**PEDALADA UNILATERAL: INFLUÊNCIA DA APLICAÇÃO DE CONTRAPESOS
NO CONSUMO DE OXIGÊNIO FREQUENCIA, CARDÍACA E PERCEPÇÃO DO
ESFORÇO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Educação Física, área de concentração: Biodinâmica do Movimento Humano, da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Jorge Roberto Perrout de Lima

JUIZ DE FORA
2012

“O que sabemos é uma gota, o que ignoramos é um oceano.

Isaac Newton

AGRADECIMENTOS

Á Deus, que sempre esteve por perto me auxiliando e me orientando em todos os momentos da vida.

Aos meus pais, **Célia e Argemiro** que têm um papel fundamental em todos os meus propósitos de vida, pois sempre me incentivaram e me mostraram o quanto a educação é importante. A eles agradeço o amor, apoio e doação ao longo de toda a minha vida

Ao meu querido filho **Rafael**, que apesar da pouca idade soube entender perfeitamente todas os momentos que estive ausente.

Ao professor **Jorge Roberto Perrout de Lima**, pela amizade, dedicação, participação, incentivo e seriedade com que conduziu a orientação deste trabalho e pela confiança depositada em mim.

Aos professores **Luiz Guilherme Antonacci Guglielmo e Jeferson Macedo Vianna**, por terem aceitado, gentilmente, participar da banca de defesa da dissertação.

Aos amigos **Vitor Pereira Costa “Mirabel” e Jonas Martins Neves**, que me receberam no laboratório em suas respectivas pesquisas colaborando para minha formação.

Aos colegas do Laboratório de Avaliação Motora, que foram meus amigos mais próximos nos últimos anos, especialmente a **Joseane Aparecida Miranda “Josi”, Antônio Paulo André de Castro “Paulão” e Tiago de Oliveira Peçanha** pelo companheirismo ao longo dos anos e pelas contribuições ao meu trabalho.

Aos amigos do Grupo de Estudos em Ciclismo, **Arthur Henrique de Souza Bossi Neto, Edson Campana Rezende “Acosta”** que contribuíram nas coletas, discussão e análises dos resultados entre outras coisas.

Ao Programa de Pós Graduação em Educação Física UFJF/UFV.

A **CAPES** pela concessão da bolsa de mestrado.

Aos voluntários, sem os quais a realização deste trabalho seria impossível.

A todos, que de alguma maneira, contribuíram para realização deste trabalho.

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi investigar os efeitos da aplicação contrapesos no VO_2 , FC e PE durante a pedalada unilateral. Participaram do estudo 11 ciclistas (31 ± 8 anos, 176 ± 8 cm, $70,6 \pm 10,8$ Kg, $22,7 \pm 2,1$ Kg.m², e 64 ± 9 ml.kg⁻¹.min⁻¹). Os ciclistas compareceram ao laboratório em 7 dias diferentes. No primeiro dia, foram submetidos à avaliação antropométrica, a um teste de pedalada bilateral (PB) em carga constante nas potências de 60 e 100 W e cadências de 60, 75 e 90 rpm, seguido por um teste de PB incremental. Do segundo ao sétimo dia, foram realizados os testes de pedalada unilateral (PU) com o membro inferior dominante utilizando os contrapesos de 2,5 kg ou 5,0 kg ou sem contrapeso nas potências de 60 e 100 W. O VO_2 , FC e PE foram medidos em todos os testes de PB e PU. Os dados foram apresentados por média \pm desvio padrão. Foi utilizada ANOVA para medidas repetidas e posteriormente a plotagem de Bland-Altman para verificar a concordância entre a PU e a PB. Na potência de 60 W, a PU pode ser executada sem a necessidade de aplicação de contrapesos. Na potência de 100 W, durante a PU, tanto o contrapeso de 2,5 quanto o de 5,0 Kg equipararam o VO_2 com o da PB, independentemente da cadência utilizada. Para a frequência cardíaca e percepção do esforço, o uso de contrapesos na potência de 60 W mostrou-se efetivo em reproduzir a PB. Entretanto, na potência de 100 W, a aplicação de contrapesos tanto para a frequência cardíaca quanto para a percepção do esforço, não foi um método eficaz para tornar a PU similar a PB.

Palavras Chave: Ciclismo; Pedalada Unilateral; Contrapesos; Consumo de Oxigênio; Frequência Cardíaca; Percepção do Esforço.

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the effects of applying counterweight on VO_2 , HR and RPE during single-leg cycling. The study included 11 cyclists (31 ± 8 years, 176 ± 8 cm, 70.6 ± 10.8 kg, BMI 22.7 ± 2.1 and 64 ± 9 ml.kg⁻¹.min⁻¹). The experimental design was divided into 7 different days. On the first day, the volunteers were submitted to anthropometric evaluation, a double-leg test of cadences in powers of 60 and 100 W and cadences of 60, 75 and 90 rpm followed by a double-leg incremental test. From the second to the seventh day, were performed single-leg tests with dominant leg using the counterweight 2.5 kg or 5kg or noncounterweight and in the 60 W and 100 W powers. The VO_2 , HR and RPE values were measured in all tests. The data were presented by mean \pm standard deviation. We used, ANOVA for repeated measures and subsequently the Bland-Altman plot to assess the agreement between single-leg and double-leg cycling. The PU60 was not different from PB60 from the point of view of oxygen uptake. At 100 W workload, both the counterweights 2.5 Kg and 5,0 Kg matched the oxygen uptake, enabling single-leg cycling to be performed with the same metabolic cost of double-leg cycling. However, at 100 W workload, the counterweight apparatus was not effective to make similar single-leg and double-leg cycling based on HR and RPE comparisons.

Keywords: Cycling; Single-Leg Cycling; Counterweight; Oxygen Uptake; Heart Rate; Rate Perceived Exertion.

LISTA DE ABREVIATURAS

PB - pedalada bilateral

PU - pedalada unilateral

PB60 - pedalada bilateral na potência de 60 W

PB100 - pedalada bilateral na potência de 100 W

PU60_{sc} - pedalada unilateral na potência de 60 W sem contrapeso

PU60_{2,5} - pedalada unilateral na potência de 60 W com contrapeso 2,5Kg

PU60_{5,0} - pedalada unilateral na potência de 60 W com contrapeso 5Kg

PU100_{sc} - pedalada unilateral na potência de 100 W sem contrapeso

PU100_{2,5} - pedalada unilateral na potência de 100 W com contrapeso 2,5Kg

PU100_{5,0} - pedalada unilateral na potência de 100 W com contrapeso 5Kg

VO₂ - Consumo de O₂

VO_{2máx} - Consumo máximo de oxigênio

FC - Frequência cardíaca

PE - Percepção do esforço

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Esquematização da alternância de forças aplicadas durante a pedalada bilateral (Sargeant e Davies, 1977).....	18
Figura 2 - Esquematização da força aplicada ao longo do ciclo da pedalada unilateral (Thomas e Martin, 2011).....	18
Figura 3 - Desenho experimental.....	23
Figura 4 - Bicicleta de ciclismo montada com o ciclossimulador ComputrainerLab e instrumentada com o medidor de potência SRM.....	25
Figura 5 - Eixo para fixar os contrapesos de 2,5 e 5,0 Kg.....	26
Figura 6 - Medidor de potência em que os avaliados recebiam o <i>feedback</i> visual na cadência a ser mantida.....	27
Figura 7 - Esquematização da primeira visita ao laboratório, do sorteio da primeira e segunda potência dos testes bilaterais em carga constante e as respectivas ordens de cadências seguido do teste incremental bilateral.....	28
Figura 8 - Esquematização da ordem de potências e ordem das cadências durante os testes de pedalada unilateral.....	28
Figura 9 - Posicionamento durante a avaliação dos testes de pedalada unilateral.....	29
Figura 10 - Consumo de oxigênio na carga de trabalho de 60 W durante a pedalada bilateral e pedalada unilateral sem contrapeso, pedalada unilateral com contrapeso de 2,5 Kg e pedalada unilateral com contrapeso de 5,0 Kg. *Diferença significativa em relação à pedalada bilateral ($P < 0.05$).....	34
Figura 11 - Delta do consumo de oxigênio entre pedalada bilateral na potência de 60 W e pedalada unilateral na potência de 60 W. * Diferença significativa entre os deltas em relação a pedalada bilateral ($P < 0.05$).....	35
Figura 12 - Plotagem de Bland-Altman na potência de 60 W, com cadência de 60 rpm.....	37
Figura 13 - Plotagem de Bland-Altman na potência de 60 W, com cadência de 75 rpm.....	38
Figura 14 - Plotagem de Bland-Altman na potência de 60 W, com cadência de 90 rpm.....	39
Figura 15 - Consumo de oxigênio na carga de trabalho de 100 W durante a pedalada bilateral e pedalada unilateral sem contrapeso, pedalada unilateral com contrapeso de 2,5 Kg e pedalada unilateral com contrapeso de 5,0 Kg. *Diferença significativa em relação à pedalada bilateral ($P < 0.05$).....	41
Figura 16 - Delta do consumo de oxigênio entre pedalada bilateral na potência de 100 W e pedalada unilateral na potência de 100 W. * Diferença significativa entre os deltas em relação à pedalada bilateral ($P < 0.05$).....	42
Figura 17 - Plotagem de Bland-Altman na potência de 100 W, com cadência de 60 rpm.....	44
Figura 18 - Plotagem de Bland-Altman na potência de 100 W, com cadência de 75 rpm.....	45

Figura 19 - Plotagem de Bland-Altman na potência de 100 W, com cadência de 90 rpm.....	46
Figura 20 - Frequência cardíaca na potência de 60 W durante a pedalada bilateral e pedalada unilateral sem contrapeso, pedalada unilateral com contrapeso de 2,5 Kg e pedalada unilateral com contrapeso de 5,0Kg. * Diferença significativa em relação à pedalada bilateral (P < 0.05).	48
Figura 21 - Frequência cardíaca na carga de trabalho de 100 W durante a pedalada bilateral e pedalada unilateral sem contrapeso, com contrapesos 2,5 e 5,0 Kg. * Diferença significativa entre a pedalada unilateral em comparação a pedalada bilateral (P < 0.05).....	50
Figura 22 - Percepção do esforço na potência de 60 W durante a pedalada bilateral na potência de 60 W e pedalada unilateral na potencia de 60 W sem contrapeso, com contrapesos de 2,5 e 5,0 Kg. * Diferença significativa entre a pedalada unilateral em comparação a pedalada bilateral (P < 0.05).....	52
Figura 23 - Percepção do esforço na potência de 100 W durante a pedalada bilateral e pedalada unilateral na potência de 100 W sem contrapesos, com contrapesos de 2,5 e 5,0 Kg. * Diferença significativa em comparação a pedalada bilateral (P< 0.05).	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Caracterização da amostra.....	32
Tabela 2 - Resultados do teste incremental bilateral.	32
Tabela 3 - Consumo oxigênio (l/min) durante a pedalada bilateral em 60 W e pedalada unilateral em 60 W sem contrapeso, com contrapeso de 2,5 e 5,0 Kg.....	33
Tabela 4 - Panorama dos resultados da aplicação de contrapesos no consumo de oxigênio na pedalada unilateral na potência de 60 W.....	35
Tabela 5 - Resultados da comparação entre pedalada unilateral e pedalada bilateral por Bland Altman na potência de 60 W, com cadência de 60 rpm.	36
Tabela 6 - Resultados da comparação entre pedalada unilateral e pedalada bilateral por Bland Altman na potência de 60 W, com cadência de 75 rpm.....	36
Tabela 7 - Resultados da comparação entre pedalada unilateral e pedalada bilateral por Bland Altman na potência de 60 W, com cadência de 90 rpm.....	36
Tabela 8 - Consumo oxigênio (l/min) durante a pedalada bilateral na potência de 100 W e pedalada unilateral na potência de 100 W sem contrapeso, com contrapeso de 2,5 e 5,0Kg.....	40
Tabela 9 - Panorama dos resultados da aplicação de contrapesos no consumo de oxigênio na pedalada unilateral na potência de 100 W.....	42
Tabela 10 - Resultados da comparação entre pedalada unilateral e pedalada bilateral por Bland Altman na potência de 100 W, com cadência de 60 rpm.	43
Tabela 11 - Resultados da comparação entre pedalada unilateral e pedalada bilateral por Bland Altman na potência de 100 W, com cadência de 75 rpm.....	43
Tabela 12 - Resultados da comparação entre pedalada unilateral e pedalada bilateral por Bland Altman na potência de 100 W, com cadência de 90 rpm.	43
Tabela 13 - Frequência cardíaca durante a pedalada bilateral na potência de 60 W e pedalada unilateral na potência de 60 W sem contrapeso e com contrapeso de 2,5 e 5,0Kg.....	47
Tabela 14 - Panorama dos resultados da aplicação de contrapesos na frequência cardíaca na potência de 60 W.....	49
Tabela 15 - Frequência cardíaca (bpm) durante a pedalada bilateral na potência de 100 W e pedalada unilateral sem contrapesos, com contrapeso de 2,5 e 5,0 Kg.	49
Tabela 16 - Panorama dos resultados da aplicação de contrapesos na frequência cardíaca na potência de 100 W.....	51
Tabela 17 – Percepção do esforço durante a pedalada bilateral na potência de 60 W e pedalada unilateral na potência de 60 W sem contrapeso, com contrapeso de 2,5 e 5,0 Kg.....	51
Tabela 18 - Panorama dos resultados da aplicação de contrapesos na percepção do esforço na potência de 60 W.....	53
Tabela 19 - Percepção do esforço durante a pedalada bilateral e pedalada unilateral na potência de 100 W sem contrapeso, com contrapesos de 2,5 e 5Kg.....	53

Tabela 20 - Panorama dos resultados da aplicação de contrapesos na percepção do esforço na pedalada unilateral na potência de 100 W.....	55
---	----

SUMÁRIO

RESUMO.....	6
ABSTRACT	7
LISTA DE ABREVIATURAS.....	8
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	9
LISTA DE TABELAS	11
1 Introdução	15
1.1 Objetivo geral	21
2 Materiais e Métodos	21
2.1 Constituição da Amostra	21
2.2 Critérios de Inclusão	22
2.3 Critérios de Exclusão	22
2.4 Desenho Experimental.....	22
2.5. Avaliação Antropométrica	24
2.6. Preparação da Bicicleta	24
2.6.1 Bicicleta	24
2.6.2 Confecção do eixo para aplicação dos contrapesos.....	25
2.7 Testes	26
2.7.1 Teste de Carga constante.....	27
2.7.2 Teste incremental bilateral.....	30
2.8 Medidas	30
2.8.1 Medida do Consumo de Oxigênio.....	30
2.8.2 Medida da Frequência Cardíaca.....	31
2.8.3 Medida da Percepção do Esforço.....	31
3 Tratamento Estatístico	31
4 Resultados	32
4.1 Características dos sujeitos	32
4.2 Testes de Carga Constante	33
4.2.1 Consumo de Oxigênio	33
4.2.2 Frequência Cardíaca	47
4.2.3 Percepção do Esforço.....	51

5 Discussão.....	55
5.1 Consumo de Oxigênio potência de 60 W	56
5.2 Consumo de Oxigênio potência de 100 W	57
5.3 Estimativa para a quantidade de trabalho resultante da aplicação de contrapesos	58
5.4 Frequência Cardíaca.....	59
5.5 Percepção do Esforço.....	60
5.6 Implicações Teórico-Práticas	61
5.7 Limitações do Estudo.....	61
6 Conclusão	62
7 Referências	63

1 Introdução

A relação existente entre consumo de oxigênio (VO_2) e cargas de trabalho tem sido extensamente estudada desde o início do século XX até os dias atuais (Benedict e Cathcart, 1913; Hill, 1922; Hill e Lupton, 1922; Robinson, 1938; Wahlund, 1948; Astrand, 1952; Ryhming, 1953; Astrand e Ryhming, 1954; Astrand, 1958; Astrand, 1960; Astrand e Saltin, 1961; Astrand, Cuddy *et al.*, 1964; Michael e Horvath, 1965; Gaesser e Brooks, 1975; Ettema e Loras, 2009). O VO_2 durante o exercício físico é dependente da carga de trabalho à qual os músculos são submetidos e da massa muscular envolvida na atividade, sendo esta relação aparentemente linear enquanto o exercício físico for realizado em *steady state* (Astrand e Saltin, 1961; Hansen, Casaburi *et al.*, 1988). Esta relação também se estende para a frequência cardíaca e para a percepção do esforço (Astrand e Ryhming, 1954; Borg, 1982). Hill, Furusawa, Long *et al.* (1924), durante o exercício de corrida, observaram que, à medida que a intensidade da corrida aumentava, também ocorria aumento gradual do VO_2 . Tal fato também foi reportado por Wahlund (1948), durante o exercício realizado em cicloergometria de membros inferiores, com carga inicial de 50 W e incrementos de 50 W a cada 6,5 minutos. Assim, com base nesta relação, conhecendo-se a carga de trabalho à qual o indivíduo está sendo submetido, pode-se estimar, por meio de equações de regressão, o VO_2 do exercício (Astrand e Ryhming, 1954; Margaria, Aghemo *et al.*, 1965; Bruce, 1974; Ebbeling, Ward *et al.*, 1991).

Devido à facilidade com que a carga de trabalho pode ser determinada, a cicloergometria de membros inferiores apresenta-se como uma boa estratégia de avaliação da capacidade cardiorrespiratória. Desta forma, o uso da medida de VO_2 tornou-se mais acessível, não se restringindo apenas ao âmbito laboratorial. Conseqüentemente, vários protocolos de predição foram desenvolvidos com o uso da cicloergometria de membros inferiores (Wahlund, 1948; Astrand, 1952; Astrand e Ryhming, 1954; Astrand, 1958) contribuindo para avaliação e prescrição do treinamento. Estes avanços, definitivamente, popularizaram o ciclismo estacionário na metodologia de pesquisa da fisiologia do exercício.

A literatura que avalia a eficácia de diferentes métodos de treinamento ainda é bastante limitada, sejam os indivíduos sedentários ou treinados, doentes ou saudáveis. Porém, alguns estudos vêm contribuindo para estabelecimento de algumas

premissas básicas. Do ponto de vista da saúde, o Colégio Americano de Medicina do Esporte (Garber, Blissmer *et al.*, 2011) atesta a importância da realização de exercícios físicos, dentre os quais, o exercício aeróbio em intensidades moderadas ou vigorosas. Não há dúvidas de que as adaptações do VO_2 são basicamente dependentes do tipo (Pechar, Mcardle *et al.*, 1974; Mcardle, Margel *et al.*, 1978) da intensidade (Wenger e Bell, 1986; Londeree, 1997; Fletcher, Balady *et al.*, 2001) e do volume de treinamento (Haskell, Lee *et al.*, 2007; Physical Activity Guidelines Advisory Committee report, 2008. To the Secretary of Health and Human Services. Part A: executive summary, 2009) ao qual o indivíduo é submetido. Nos últimos anos, o exercício de alta intensidade vem ganhando mais atenção enquanto estratégia eficiente de promoção da saúde (Coyle, 2005; Gunnarsson e Bangsbo, 2012). Além disso, em indivíduos altamente treinados, somente o incremento no volume do treinamento de intensidade moderada, parece não ser capaz de promover melhorias adicionais no desempenho esportivo (Costill, Flynn *et al.*, 1988; Henriksson, 1992; Gunnarsson e Bangsbo, 2012). Portanto, diferentes abordagens do treinamento intervalado de alta intensidade têm sido empregadas com sucesso (Laursen e Jenkins, 2002; Burgomaster, Hughes *et al.*, 2005; Gibala, Little *et al.*, 2006; Gibala, 2007). Entretanto, um dos problemas associados à prática de exercícios em intensidades máximas ou supramáximas, diz respeito às limitações de fatores centrais, como por exemplo, parâmetros cardiovasculares ou hematológicos ao invés de periféricos (i.e. capacidade respiratória dos músculos) (Davies e Sargeant, 1975; Richardson, Grassi *et al.*, 1999; Neary, Mckenzie *et al.*, 2002). Consequentemente, o treinamento por longos períodos em intensidades máximas ou supramáximas pode não ser viável por causa das limitações centrais, resultando em adaptações reduzidas da musculatura esquelética, comprometendo melhoras do desempenho esportivo (Davies e Sargeant, 1975; Richardson, Knight *et al.*, 1995; Neary, Mckenzie *et al.*, 2002) e diminuindo a qualidade de vida em pacientes cardíacos (Neary, Mckenzie *et al.*, 2002).

Com o objetivo de amenizar as limitações centrais decorrentes do exercício máximo e supramáximo, é relatado na literatura o uso de terapias hiperbáricas ou hiperóxicas, que ocasionam o aumento agudo do $VO_{2máx}$. Porém, esses métodos têm o custo elevado e pouca eficácia (Perry, Talanian *et al.*, 2007). Um método alternativo para contornar o problema da limitação central é reduzir a massa muscular a ser exercitada (Layec e Richardson, 2012; Rud, Foss *et al.*, 2012). No

ciclismo, execução da pedalada unilateral (PU), reduz a demanda de O_2 devido à menor massa muscular exercitada pela não participação de um dos membros inferiores, possibilitando o maior aporte de sangue oxigenado à musculatura ativa (Klausen, Secher *et al.*, 1982; Abbiss, Karagounis *et al.*, 2011). Este tipo de exercício permite que o membro inferior seja exercitado com maior intensidade (Bundle, Ernst *et al.*, 2006) o que, por sua vez, provoca maiores adaptações ao treinamento (Abbiss, Karagounis *et al.*, 2011).

Embora a PU em sua realização permita maior aporte de sangue oxigenado para o membro inferior em exercício, há um desbalanceamento do ponto de vista biomecânico que limita o volume e a intensidade deste tipo de atividade. Durante a pedalada bilateral (PB), forças inerciais e gravitacionais atuam, sendo essencialmente equilibradas pela ação em conjunto de ambos os membros inferiores. Tradicionalmente divide-se a PB em duas fases. A primeira fase, denominada fase de extensão, é iniciada no ponto morto superior (0°) e estende-se até o ponto morto inferior (180°). A segunda fase, denominada fase de flexão, é iniciada no ponto morto inferior e finaliza-se no ponto morto superior. Durante a execução da PB tradicional, os dois membros inferiores aplicam força alternadamente para que a carga resistiva possa ser superada, sendo a fase de extensão responsável por 80% da força efetiva aplicada na pedalada (Figura1) (Sargeant e Davies, 1977).

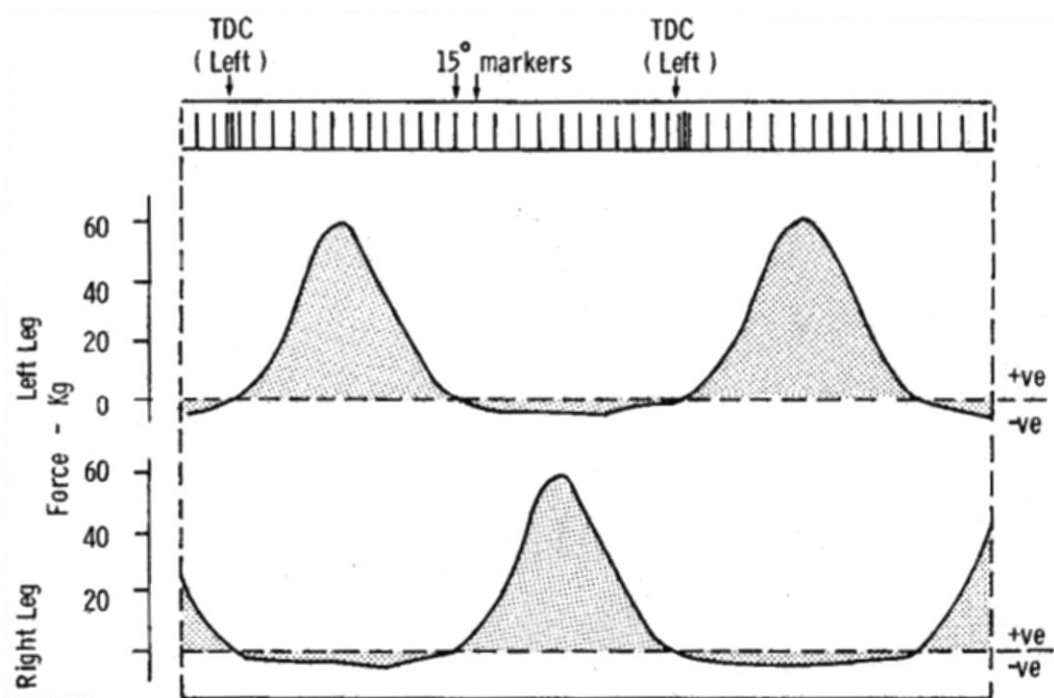


Figura 1 - Esquematização da alternância de forças aplicadas durante a pedalada bilateral (Sargeant e Davies, 1977).

Nesta fase, as forças aplicadas aos pedais são denominadas forças positivas. Contrariamente, as forças exercidas na fase de flexão são chamadas de forças negativas. Durante a PU, é requerida maior participação da musculatura responsável pela flexão dos membros inferiores. Tal fato é evidenciado pelo aumento da contribuição da força negativa (Figura 2).

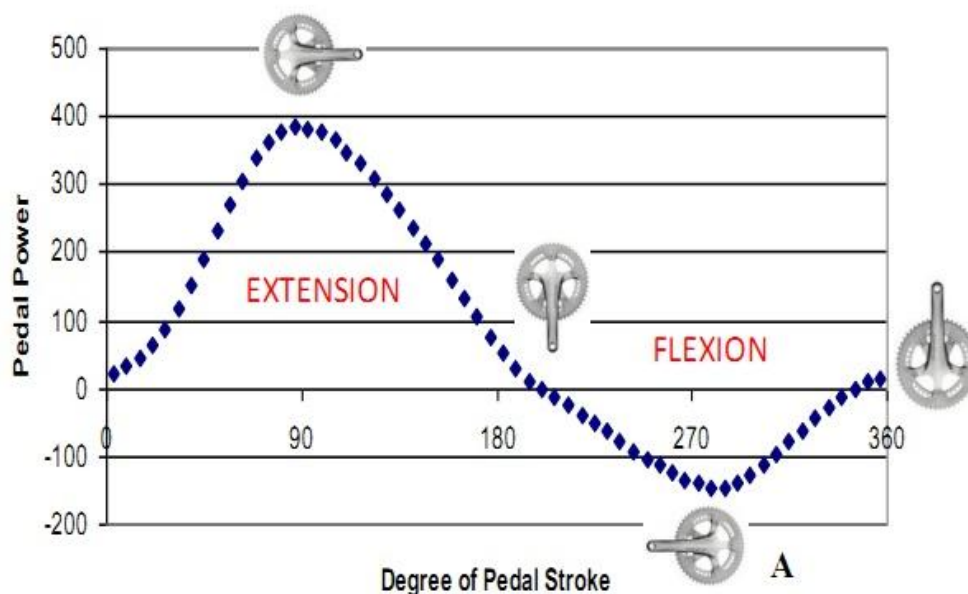


Figura 2 - Esquematização da força aplicada ao longo do ciclo da pedalada unilateral (Thomas e Martin, 2011).

Contudo, os músculos flexores são mais susceptíveis à fadiga, o que pode resultar na diminuição da intensidade em que a PU pode ser executada (Neary e Wenger, 1986).

Durante algum tempo, os pesquisadores vêm contribuindo para melhor compreender as respostas fisiológicas ocorridas durante a PU. A literatura têm demonstrado duas situações distintas quando comparado o VO_2 da PU em relação à PB. Em cargas de menor intensidade (abaixo de 100 W), estudos têm apresentado resultados conflitantes. Stamford, Weltman *et al.* (1978) e Ogita, Stam *et al.* (2000) não encontraram diferenças entre VO_2 na PU e PB, tal fato foi contrariamente relatado por Neary e Wenger (1986). Entretanto, em cargas iguais ou superiores a 100 W, há um consenso, uma vez que o VO_2 durante a PU sempre é maior, quando comparado à PB, em uma mesma carga de trabalho (Duner, 1959; Freyschuss e Strandell, 1968; Gleser, 1973; Davies e Sargeant, 1974; Saltin, Nazar *et al.*, 1976; Sargeant e Davies, 1977; Stamford, Weltman *et al.*, 1978; Neary e Wenger, 1986; Ogita, Stam *et al.*, 2000). Essa diferença no VO_2 entre as duas formas do exercício é atribuída a maior força relativa do membro aplicada ao pedal durante a PU e a maior quantidade de massa muscular recrutada por toda a trajetória da pedalada (Neary e Wenger, 1986). Além disso, têm sido pontuado que a maior solicitação dos músculos que contribuem para estabilização postural podem explicar em parte o VO_2 adicional observado durante a PU (Sargeant e Davies, 1977).

Para contornar o desbalanço biomecânico provocado pela não participação de um dos membros inferiores durante a PU e promover melhor fluidez do movimento durante o exercício, têm sido utilizados vários recursos. O primeiro deles foi proposto por Dunner (1959), que fixou uma mola de 30 cm no pedal funcional, para que a mesma fosse esticada durante a fase de extensão e retornando a posição inicial durante a fase de flexão. Em seguida, Freyschuss e Strandell (1968), utilizaram de 2 – 4 molas com tensão de 4-4.5 kp cada, fixadas ao pedal esquerdo para ajudar no retorno passivo ao ponto morto superior. Entretanto, como resultado dessa estratégia, foram observadas maior ventilação e menor eficiência geral quando comparadas à PB. Glasser (1973), utilizou dois modelos de PU. No primeiro modelo, os indivíduos permaneciam sentados no cicloergômetro com um membro inferior em repouso enquanto o exercício era realizado com o outro. O pé fixado ao pedal por um firma-pé, e molas presas ao pedal também foram usadas para ajudar no retorno até o ponto morto superior durante a fase de flexão. No segundo modelo,

dois sujeitos permaneciam de pé em plataformas baixas posicionadas em cada lado do cicloergômetro, a PU foi executada com o membro inferior interno ao ergômetro, enquanto o outro membro inferior era usado como apoio. Quando cargas de trabalho mais altas foram testadas, os sujeitos foram incapazes de pedalar tempo suficiente para obter uma medida válida de VO_2 . Por este motivo, o modelo de PU sentado com auxílio de molas foi descartado em favor da PU compartilhando o cicloergômetro. O VO_2 observado durante a PU foi significativamente maior do que o da PB para a mesma carga de trabalho. Entretanto, Davies e Sargeant (1975), criticaram a validade dos resultados, afirmando que as repostas fisiológicas observadas dependiam claramente do grau de cooperação entre os sujeitos. Glasser (1973), afirmava ter superado essa dificuldade com um período de prática e familiarização além de parear as duplas pelo $VO_{2máx}$.

Recentemente, foi proposta por Thomas e Martin (2009) uma nova técnica para tentar tornar a PU mais semelhante à PB do ponto de vista biomecânico. A técnica consiste na aplicação de contrapesos no pedal oposto ao membro inferior que executa a PU. O contrapeso atua gravitacionalmente e facilita o retorno do pedal ativo ao ponto morto superior. Após a proposição desta nova técnica, um estudo publicado recentemente por Thomas e Martin (2011), quantificou a força aplicada aos pedais durante as duas fases da PB (extensão e flexão) na carga de trabalho de 200 W e comparou com a força medida durante as mesmas fases na PU com utilização de contrapesos na carga de trabalho de 100 W. Nesse estudo, foram utilizados dois contrapesos distintos, um de 9,07 kg e outro de 13,67 kg e uma única cadência (90 rpm). O objetivo foi o de propor uma regressão linear para determinar qual contrapeso representaria melhor a PB para uma determinada população, levando em conta os seguintes fatores: sexo, peso corporal e aplicação prática. Esta tentativa fundamentou-se em um estudo piloto (Thomas e Martin, 2009) no qual o autor afirma que durante extensiva prática laboratorial, era possível executar a PU com contrapesos sem diferença significativa quando comparada à PB a partir das medidas de forças aplicadas aos pedais. Todavia, segundo justificativa dos próprios autores tais resultados não puderam ser replicados devido a heterogeneidade do grupo recrutado para o estudo (Thomas e Martin, 2011). Em consequência do resultado desfavorável apresentado no estudo, foi proposto pelos autores que uma nova análise fosse efetuada a partir da divisão dos indivíduos testados em três diferentes grupos a partir do peso. Novamente, apesar da divisão dos grupos

baseada no peso, não foi possível com o uso de contrapesos de 9,07 e 13,67 kg durante a PU obter resultados de aplicação de força nos pedais similares aos obtidos durante a PB. Desta maneira, os autores concluíram que o padrão de força aplicada durante a PB é diferente do padrão aplicado durante a PU_{sc} tanto na fase de extensão quanto na fase de flexão. Além disso, concluíram também que a PB é uma tarefa biomecanicamente diferente da PU_{sc}. De certa forma, as conclusões obtidas no referido estudo são confirmativas de acordo com a literatura previamente mencionada, a unanimidade de pesquisas relatando diferenças no VO₂ entre a PU e PB em cargas de trabalho superiores a 100 W. A partir das conclusões, os autores sugerem que novos estudos avaliando parâmetros metabólicos, fisiológicos e perceptuais durante a PU com auxílio de contrapesos precisam ser realizados. Mesmo assim, apesar das lacunas relacionadas a este assunto, pesquisas (Miller, Elmer *et al.*, 2009; Elmer e Martin, 2010; Turner, 2010; Abbiss, Karagounis *et al.*, 2011) têm sido realizadas com a PU com contrapesos.

1.1 Objetivo geral

Investigar os efeitos da aplicação de contrapesos no consumo de oxigênio, frequência cardíaca e percepção do esforço durante a pedalada unilateral, e desta maneira, responder à questão se é possível executar a PU de maneira similar à PB do ponto de vista metabólico.

2 Materiais e Métodos

2.1 Constituição da Amostra

Onze ciclistas treinados (ciclistas de estrada ou *mountain bikers*) do gênero masculino, idade entre 18 e 50 anos, foram selecionados para amostra. Explicações verbais e por escrito foram fornecidas previamente a cada participante de modo que todos manifestaram concordância de participação através do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), conforme determinação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UFJF, estando completamente conscientes da intensidade de exercício requerida e do tempo dedicado ao cumprimento do protocolo experimental.

2.2 Critérios de Inclusão

Para participação neste estudo, os voluntários deveriam:

- Alcançar mais de 300 Watts no teste incremental bilateral, garantindo assim, que os indivíduos pudessem executar as cargas de PU (60 e 100 Watts) em estado de equilíbrio;
- Possuir pelo menos 5 anos de treinamento em ciclismo de estrada ou *mountain bike (cross country)*.

2.3 Critérios de Exclusão

Foram excluídos da amostra deste estudo, os voluntários que:

- Fossem incapazes de completar algum dos testes unilaterais;
- Possuíssem qualquer lesão osteomioarticular nos membros inferiores, evitando assim, algum tipo de viés nos resultados dos testes, além de prevenir a piora do quadro de saúde do sujeito.

2.4 Desenho Experimental

Todos os indivíduos compareceram ao Laboratório de Avaliação Motora (LAM) em 7 oportunidades, sempre em horário similar, com o intervalo mínimo de 48 horas entre as visitas para realização dos seguintes procedimentos:

- 1ª visita – Assinatura do TCLE, avaliação antropométrica, testes bilaterais em carga de trabalho constante e teste incremental bilateral.
- 2ª à 7ª visita – Testes unilaterais em carga constante.

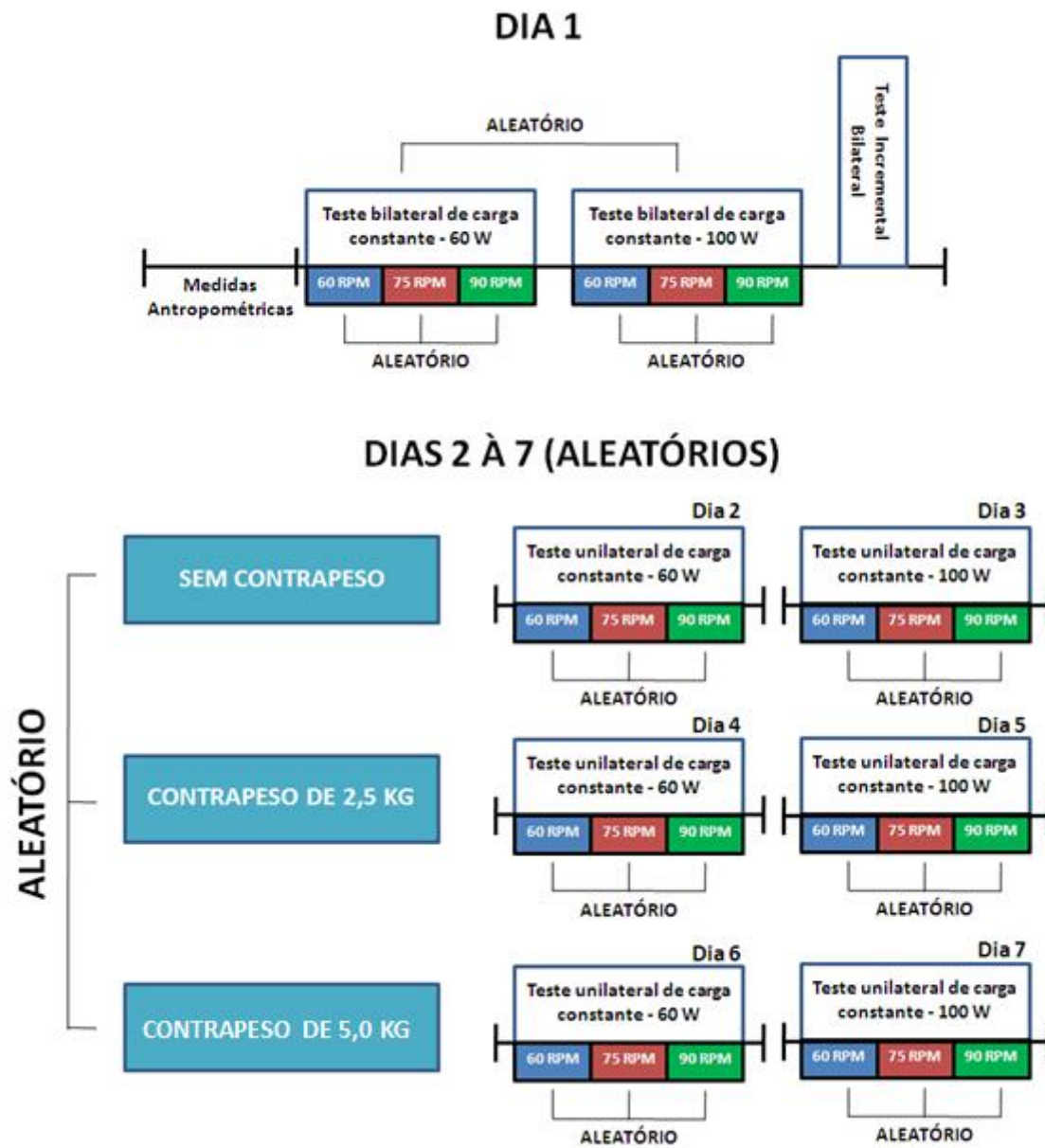


Figura 3 - Desenho experimental.

2.5. Avaliação Antropométrica

Para determinação do peso corporal, foi utilizada uma balança eletrônica (Filizola), com precisão de até 100g. Os indivíduos estavam descalços e usando o mínimo possível de roupas. A estatura foi medida por meio de um estadiômetro (Filizola) com precisão de até 0,1cm.

2.6. Preparação da Bicicleta

2.6.1 Bicicleta

Foi utilizada uma bicicleta de ciclismo comum ao uso de todos os ciclistas. Na primeira visita ao laboratório, os ajustes individuais de altura e posição do banco e da bicicleta foram registrados para que a mesma configuração fosse replicada nos testes posteriores. Cada participante levava ao laboratório seus pedais de encaixe e sapatilhas. A bicicleta foi montada em um ciclo simulador estacionário (Computrainer ProLab 3D, Racemate Inc., Seattle, WA, EUA). Este ciclo simulador foi utilizado no modo “*standalone*” para oferecer a carga resistiva durante os testes. Para garantir a correta medida da carga resistiva foi instalado na bicicleta o medidor de potência SRM (Welldorf, Alemanha) (Figura 4).



Figura 4 - Bicicleta de ciclismo montada com o ciclossimulador ComputrainerLab e instrumentada com o medidor de potência SRM.

2.6.2 Confeção do eixo para aplicação dos contrapesos

Para a realização dos testes unilaterais em carga constante, utilizou-se de um sistema de contrapeso similar ao descrito por Abbiss, Karagounis, Laursen *et al.* (2011). Foi confeccionado um eixo de pedal cilíndrico, de forma semelhante a um *halter* (Figura 5), no qual anilhas de 2,5 ou 5,0 Kg eram fixadas por meio de uma presilha metálica. Este eixo era inserido no pedivela, do lado oposto ao membro inferior ativo, e deveria auxiliar a fase de flexão durante o ciclo de pedalada.



Figura 5 - Eixo para fixar os contrapesos de 2,5 e 5,0 Kg.

2.7 Testes

Os indivíduos foram orientados a manter constante hábito alimentar e a evitar álcool, cafeína, nicotina e drogas, até que todos os procedimentos experimentais fossem cumpridos. Adicionalmente, não deveriam consumir qualquer alimento e deveriam evitar atividades físicas moderadas ou intensas nas duas horas precedentes aos testes. Durante cada um dos procedimentos experimentais, a temperatura foi controlada de modo a garantir a janela entre 18 e 22°C. Os protocolos de teste utilizados estão descritos a seguir.

2.7.1 Teste de Carga constante

2.7.1.1 Bilaterais

Após o preenchimento do TCL, feitos os ajustes no cicloergômetro, e conectados todos os instrumentos de medida, dava-se início a duas sequências de testes bilaterais, nas potências de 60 e 100 W. Cada sequência tinha duração de 18 min, sendo 6 min em cada cadência (60, 75 e 90 rpm). Os indivíduos recebiam *feedback* visual quanto à cadência de pedalada através do monitor próprio do sistema SRM (Powercontrol 5), fixado no guidão da bicicleta, de modo a mantê-la dentro de uma margem de variação mínima (Figura 6).



Figura 6 - Medidor de potência em que os avaliados recebiam o *feedback* visual na cadência a ser mantida.

A ordem de execução, tanto das cargas quanto das cadências, foi definida previamente por sorteios (Figura 7). Entre cada uma das sequências de testes, os voluntários deveriam permanecer sentados por 30 min. Testes piloto revelaram que este período era suficiente para que os valores de consumo de oxigênio retornassem aos valores de repouso.

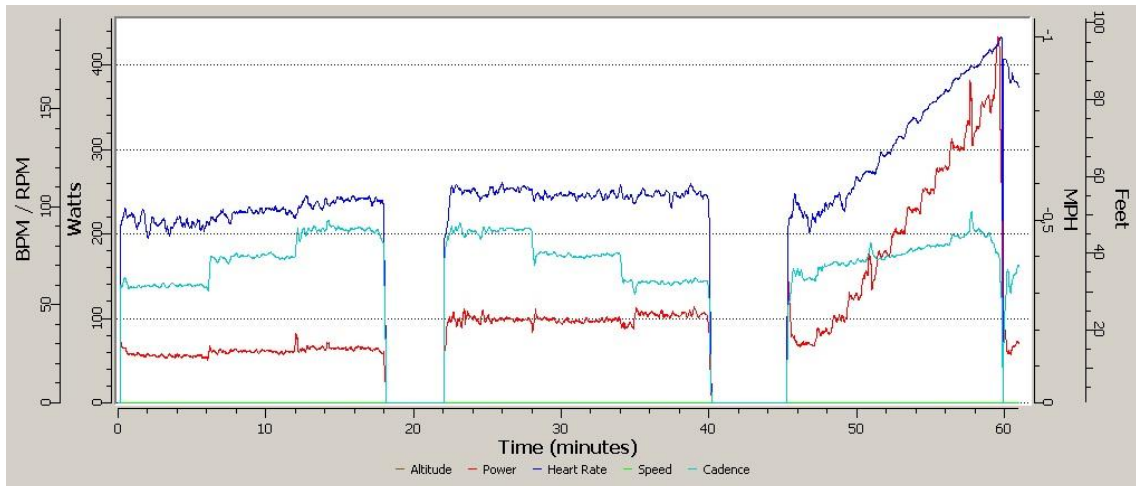


Figura 7 - Esquemática da primeira visita ao laboratório, do sorteio da primeira e segunda potência dos testes bilaterais em carga constante e as respectivas ordens de cadências seguido do teste incremental bilateral.

2.7.1.2 Unilaterais

Durante a 2^a até 7^a visita ao laboratório, os voluntários eram submetidos a testes unilaterais em carga constante. Tais testes foram realizados sempre com o membro inferior dominante; na presente amostra, todos indivíduos tinham preferência podal pelo membro inferior direito. Inicialmente, sorteava-se as condições do teste de cada uma das visitas ao laboratório quanto à carga (60 ou 100 W) e quanto ao contrapeso (sem contrapeso, 2,5 ou 5,0 Kg). Em seguida, estabelecia-se a ordem das cadências de pedalada (60, 75 ou 90 rpm) (figura 8).

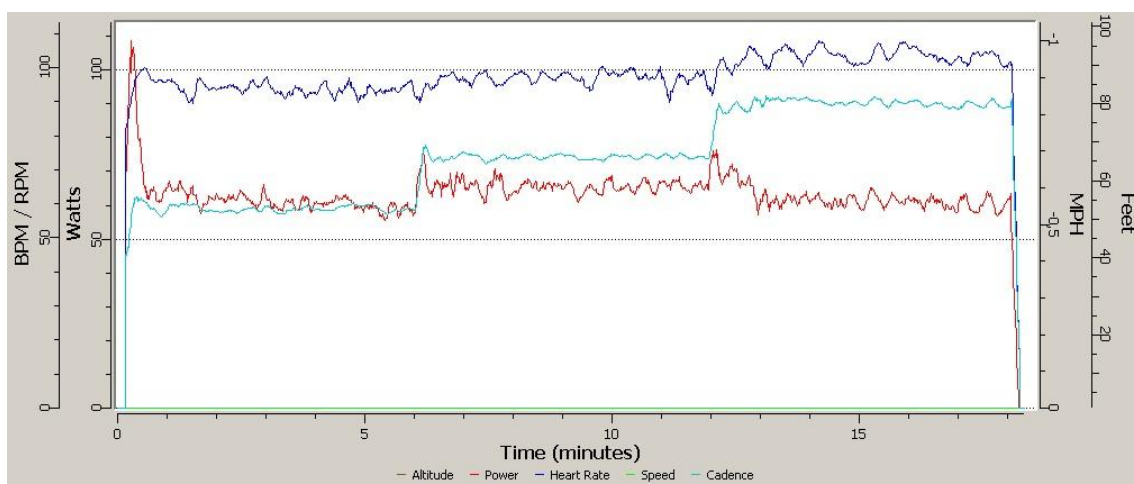


Figura 8 - Esquemática da ordem de potências e ordem das cadências durante os testes de pedalada unilateral.

Feitos os ajustes no cicloergômetro, e conectados todos os instrumentos de medida, iniciava-se os 18 minutos de teste, sendo 6 minutos em cada cadência. Da

mesma forma que no teste bilateral de carga constante, os indivíduos recebiam *feedback* visual quanto à cadência de pedalada e deveriam mantê-la com a mínima variação possível. O membro inferior em repouso era apoiado relaxadamente sobre um banco largo o suficiente para proporcionar um bom equilíbrio ao sujeito, e com altura correspondente ao movimento central da bicicleta. Além disso, foi utilizado um *guidom clip* como anteparo em 45° aproximadamente, o que permitia uma posição mais ereta aos voluntários (Figura 9).



Figura 9 - Posicionamento durante a avaliação dos testes de pedalada unilateral.

Essa estratégia foi utilizada após observações durante o estudo piloto, de um possível recrutamento, e conseqüente fadiga, da musculatura do conjunto ílio-psoas, o que impedia a execução completa do protocolo por parte dos indivíduos.

2.7.2 Teste incremental bilateral

Após a conclusão dos testes bilaterais em carga constante, permitia-se que os sujeitos desfrutassem de um breve momento sem que estivessem conectados ao analisador de gases. Caso necessário, admitia-se o consumo de água durante este período. Em seguida, os voluntários eram submetidos a um teste incremental bilateral para determinação do $VO_{2m\acute{a}x}$, potência aeróbia máxima ($W_{m\acute{a}x}$), frequência cardíaca máxima e percepção máxima de seu esforço. O protocolo foi iniciado com carga 70 W e incrementos de 25 W eram feitos a cada minuto, a partir do segundo minuto do teste até a exaustão adaptado de Lucia, Hoyos *et al.*, (2001).

2.8 Medidas

2.8.1 Medida do Consumo de Oxigênio

As trocas gasosas foram registradas em médias a cada 20 segundos por calorimetria indireta de circuito aberto (VO_{2000} , Medgraphics, St. Paul, MN, EUA) durante todos os testes. O aparelho foi operado por pesquisadores experientes. Antes de cada teste, o sistema de análise de O_2 e CO_2 era calibrado utilizando-se o ar ambiente e amostras de gás com concentrações conhecidas (15,98 % de O_2 e 5,05 % de CO_2). Durante os testes de carga constante a média dos três últimos minutos da porção do teste destinada a cada cadência foi definida como valor representativo e foi utilizada posteriormente como valor de referência para comparação entre a PB e PU. O consumo máximo de oxigênio foi definido como a maior média de 20 segundos observada durante o teste incremental bilateral. O segundo limiar ventilatório (LV_2) foi determinado de acordo com o método proposto por Skinner e Mclellan (1980) no ponto a partir do qual, a relação VE/VCO_2 aumentava continuamente acompanhada por uma queda na fração expirada de dióxido de carbono ($FECO_2$). Os sujeitos pedalarão na cadência preferida por todo o teste. Todos os voluntários receberam vigorosos incentivos verbais e a exaustão foi definida como o momento em que o sujeito não era mais capaz de manter a cadência mínima de 70 rpm.

2.8.2 Medida da Frequência Cardíaca

A frequência cardíaca dos indivíduos foi registrada continuamente pelo cardiofrequencímetro Polar® modelo RS 800 CX (Polar Electro, Oy Viito, Tempere, Finlândia) em média de cinco segundos. Durante os testes de carga constante, como valor representativo desta variável foi utilizada a média matemática dos três minutos finais de cada porção do teste para a posterior comparação entre a PU e PB. Para determinação da frequência cardíaca máxima foi considerado o maior valor registrado durante o teste incremental bilateral.

2.8.3 Medida da Percepção do Esforço

A percepção do esforço foi avaliada de acordo com o modelo proposto por Borg (1982) utilizando-se a escala de mesmo nome de 6 a 20 pontos. Foi pedido a cada voluntário que ao final de cada porção do teste em cargas constantes apontasse um valor na escala de Borg para posterior comparação entre a PU e a PB. Durante o teste incremental bilateral, em seguida à conclusão de cada estágio do teste, e imediatamente após sua interrupção, solicitava-se ao voluntário apontar o valor referente ao seu esforço na escala.

3 Tratamento Estatístico

Os dados foram submetidos à estatística descritiva (média, desvio padrão e intervalo de confiança). O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para testar a normalidade dos dados. As medidas foram comparadas por análise de variância de dois caminhos, seguida do teste de post-hoc de Tukey. O valor de significância foi de 0,05 para todas as análises, usando o pacote estatístico STATISTICA 8.0. A análise de concordância entre métodos de Bland-Altman foi utilizada como estratégia para refinar os resultados exclusivamente para os resultados de consumo de oxigênio.

4 Resultados

4.1 Características dos sujeitos

As características dos avaliados são demonstradas na Tabela 1 e os resultados submáximos e máximos, referentes ao teste incremental, na Tabela 2. Os ciclistas envolvidos no presente estudo foram classificados como treinados de acordo com critérios propostos por Jeukendrup, Craig *et al* (2000).

Tabela 1 - Caracterização da amostra.

	Média	DP
Idade (anos)	31	±8
Estatura (m)	1,76	± 0,08
Peso (kg)	70,6	± 10,8
IMC (kg/m²)	22,7	± 2,12

Tabela 2 - Resultados do teste incremental bilateral.

	Média	DP
VO_{2máx} (ml.kg⁻¹.min⁻¹)	64,1	9,0
VO_{2máx} (l.min⁻¹)	4,473	0,484
QR_{max}	1,40	0,15
W_{máx} (Watts)	330	32,3
PE_{máx}	19	1
W_{máx}/kg	4,7	0,4
FC_{máx} (bpm)	190	12
W_{lv2} (Watts)	273	32
VO_{2lv2} (ml.kg⁻¹.min⁻¹)	51,1	9,8
VO_{2lv2} (l.min⁻¹)	3,551	0,328

Sendo que lv₂ = segundo limiar ventilatório.

4.2 Testes de Carga Constante

4.2.1 Consumo de Oxigênio

4.2.1.1 Potência de 60 W

Apenas 10 participantes concluíram os testes de PU60 (Tabela 3). As medidas de VO_2 observadas durante a PU60_{2,5} na cadência de 90 rpm e PU60_{5,0} nas cadências de 75 e 90 rpm foram significativamente menores quando comparadas à PB60 para as mesmas cadências. As diferenças observadas no VO_2 durante a PU60_{2,5} na cadência de 90 rpm e PU60_{5,0} nas cadências de 75 e 90 rpm representaram respectivamente a economia de 0,09, 0,15 e 0,20 l.min⁻¹ (Figura 10). A concordância entre a PB60 e a PU60_{sc}, PU60_{2,5} e PU60_{5,0} são apresentadas nas Tabelas 5, 6 e 7.

Tabela 3 - Consumo oxigênio (l/min) durante a pedalada bilateral em 60 W e pedalada unilateral em 60 W sem contrapeso, com contrapeso de 2,5 e 5,0 Kg.

RPM	Consumo de oxigênio 60 W			
	PB60	PU60 _{sc}	PU60 _{2,5}	PU60 _{5,0}
60	1,27±0,11	1,31±0,17	1,28±0,18	1,25±0,14
75	1,38±0,14	1,38±0,24	1,32±0,20	1,23±0,14*
90	1,50±0,15	1,55±0,27	1,40±0,25*	1,30±0,15*

*Diferença significativa em comparação com a pedalada bilateral (P < 0.05).

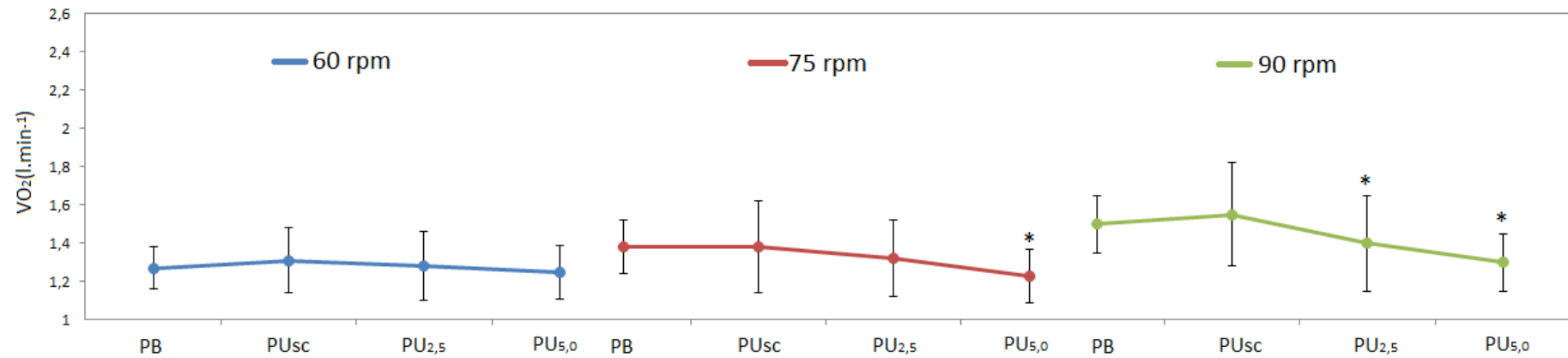


Figura 10 - Consumo de oxigênio na carga de trabalho de 60 W durante a pedalada bilateral e pedalada unilateral sem contrapeso, pedalada unilateral com contrapeso de 2,5 Kg e pedalada unilateral com contrapeso de 5,0 Kg. *Diferença significativa em relação à pedalada bilateral ($P < 0.05$).

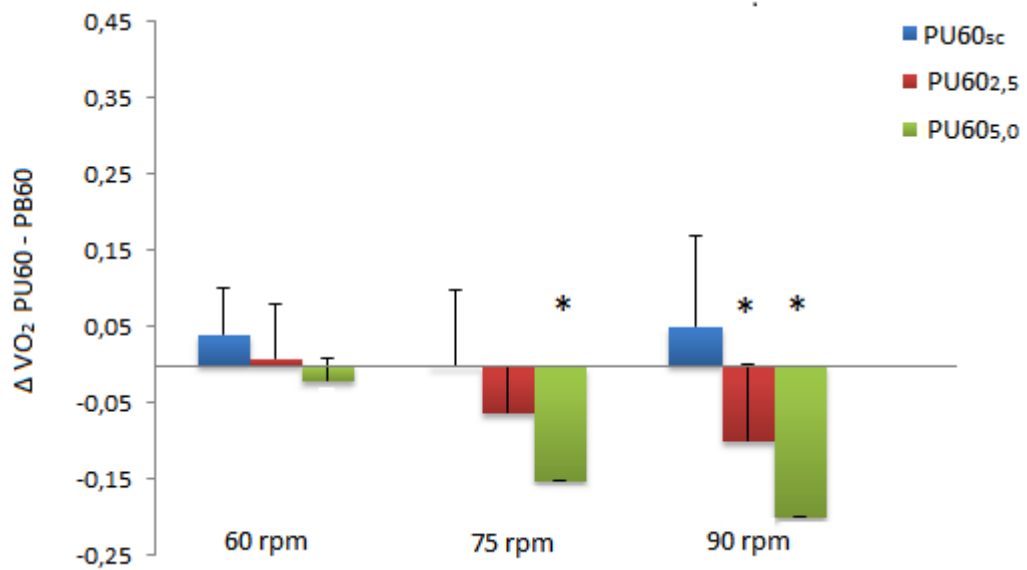


Figura 11 - Delta do consumo de oxigênio entre pedalada bilateral na potência de 60 W e pedalada unilateral na potência de 60 W. * Diferença significativa entre os deltas em relação a pedalada bilateral ($P < 0,05$).

Tabela 4 - Panorama dos resultados da aplicação de contrapesos no consumo de oxigênio na pedalada unilateral na potência de 60 W.

	Consumo de oxigênio 60 W		
	PU60 _{sc}	PU60 _{2,5}	PU60 _{5,0}
60 rpm	=	=	=
75 rpm	=	=	↓
90 rpm	=	↓	↓

Tabela 5 - Resultados da comparação entre pedalada unilateral e pedalada bilateral por Bland Altman na potência de 60 W, com cadência de 60 rpm.

60 rpm	PU60_{sc}	PU60_{2,5}	PU60_{5,0}
Média ± D.P.	-0,02 ± 0,17	0,00 ± 0,23	0,02 ± 0,18
± Lim. de concordância	± 0,33	± 0,45	± 0,36
± % Lim. de concordância	± 25,29%	± 35,04%	± 28,33%

Tabela 6 - Resultados da comparação entre pedalada unilateral e pedalada bilateral por Bland Altman na potência de 60 W, com cadência de 75 rpm.

75 rpm	PU60_{sc}	PU60_{2,5}	PU60_{5,0}
Média ± D.P.	0,01 ± 0,24	0,08 ± 0,28	0,15 ± 0,24
± Lim. de concordância	± 0,46	± 0,54	± 0,46
± % Lim. de concordância	± 33,25%	± 40,08%	± 35,38%

Tabela 7 - Resultados da comparação entre pedalada unilateral e pedalada bilateral por Bland Altman na potência de 60 W, com cadência de 90 rpm.

90 rpm	PU60_{sc}	PU60_{2,5}	PU60_{5,0}
Média ± D.P.	-0,04 ± 0,20	0,11 ± 0,30	0,19 ± 0,21
± Lim. de concordância	± 0,40	± 0,59	± 0,41
± % Lim. de concordância	± 25,89%	± 40,61%	± 29,08%

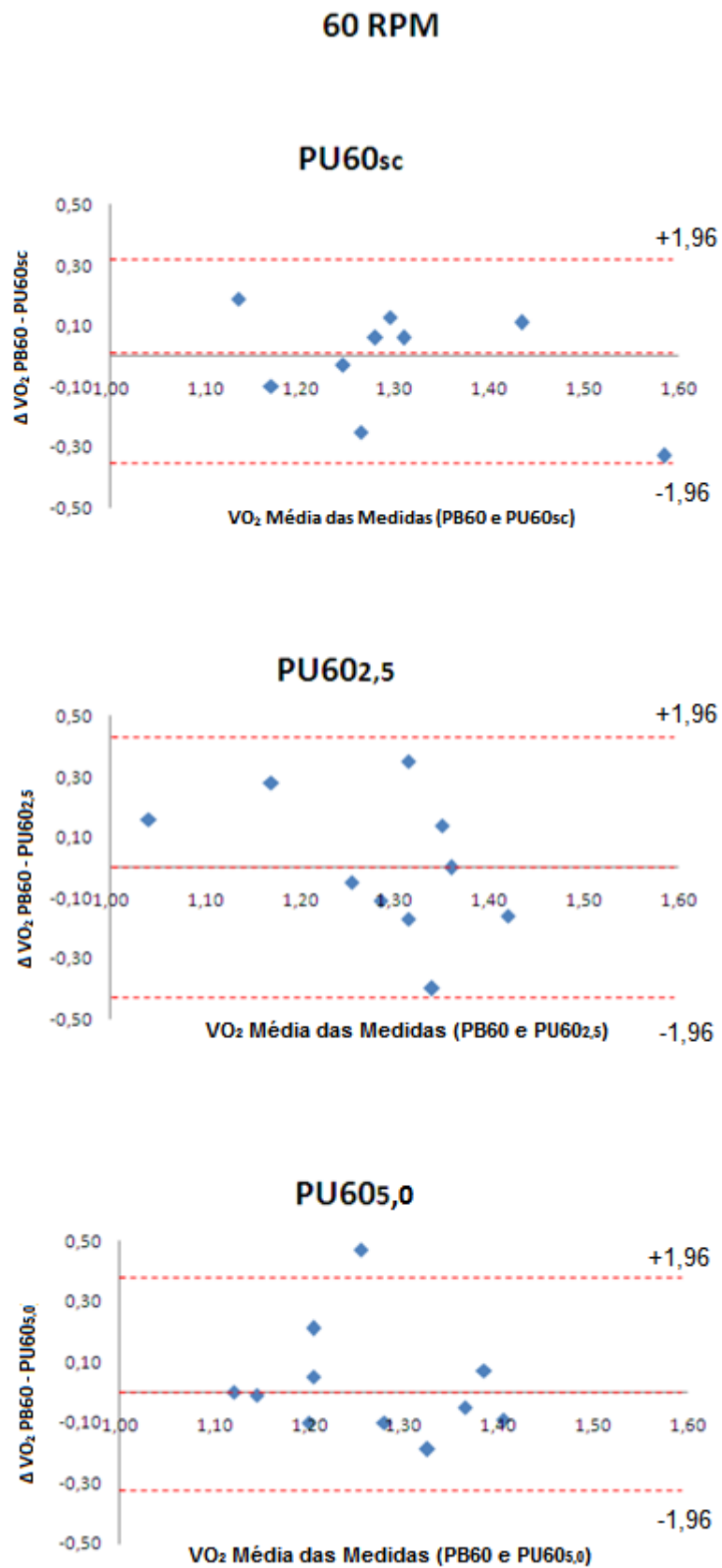


Figura 12 - Plotagem de Bland-Altman na potência de 60 W, com cadência de 60 rpm.

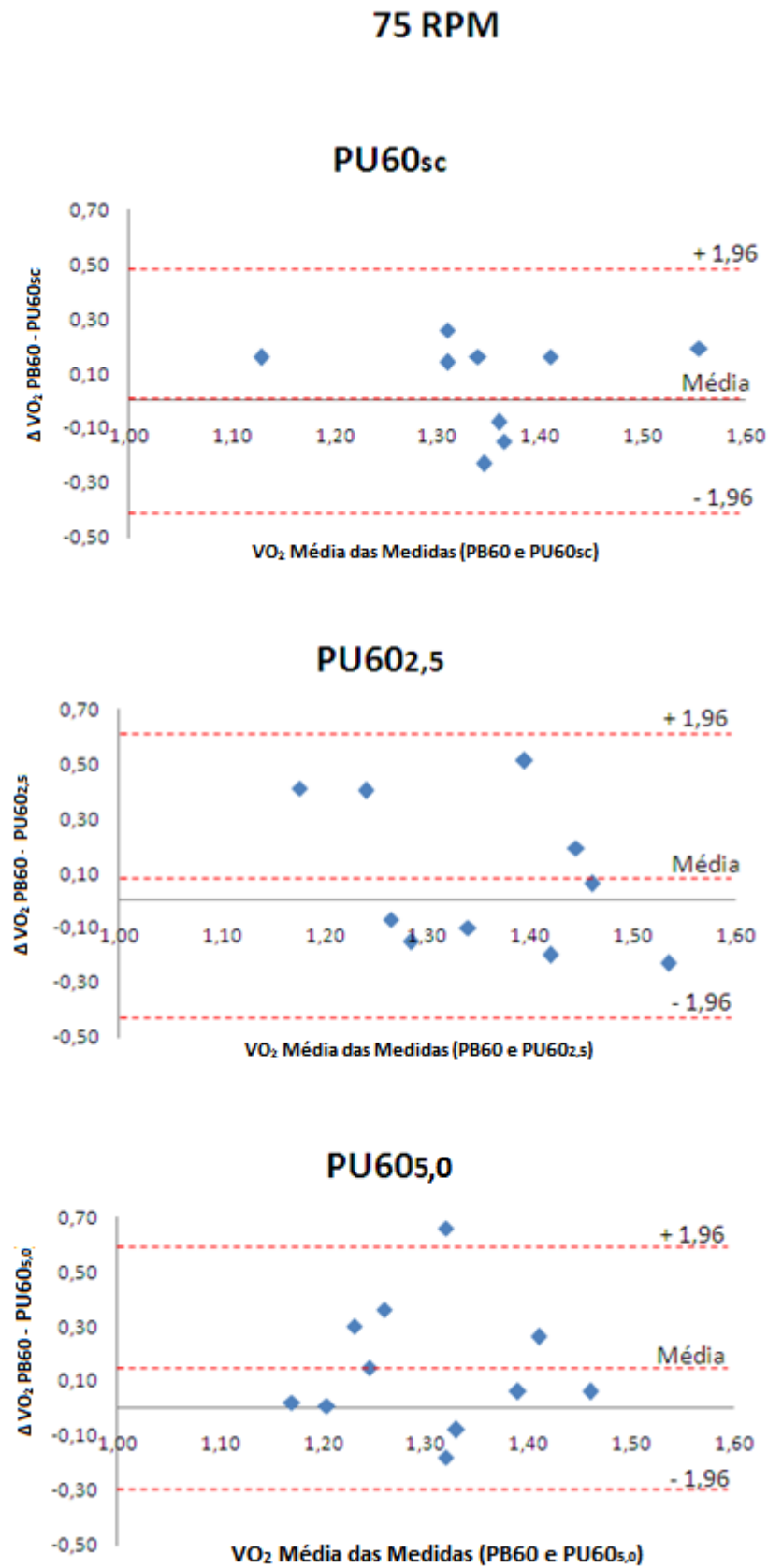


Figura 13 - Plotagem de Bland-Altman na potência de 60 W, com cadência de 75 rpm.

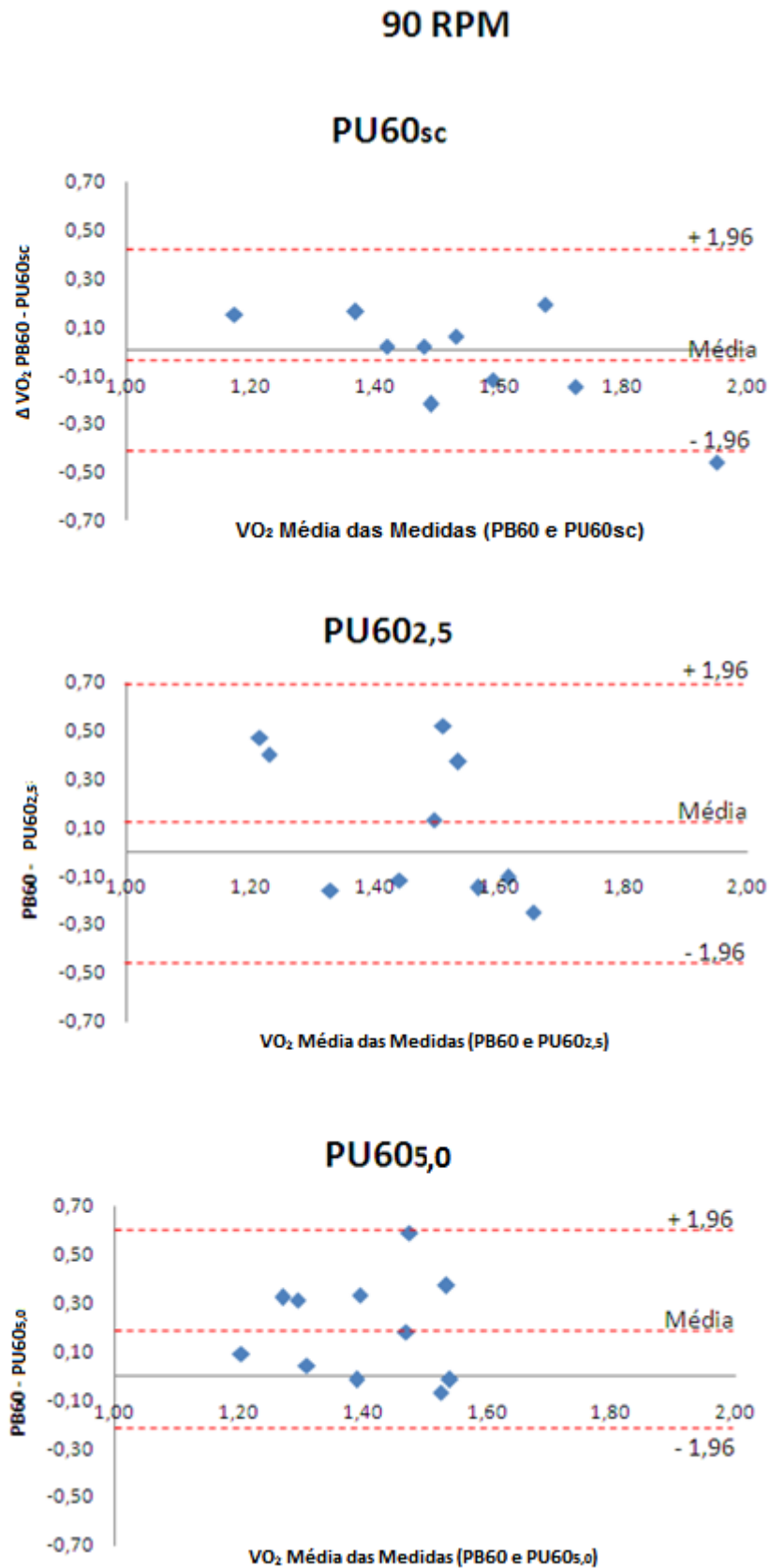


Figura 14 - Plotagem de Bland-Altman na potência de 60 W, com cadência de 90 rpm.

4.2.1.2 Potência de 100 W

Todos os participantes concluíram os testes de PU100 (Tabela 8). As medidas de VO_2 observadas durante a PU100_{sc} nas cadências de 60, 75 e 90 rpm foram significativamente maiores quando comparadas à PB100 para as mesmas cadências. As diferenças observadas no VO_2 durante a PU100_{sc} e a PB100 nas cadências de 60, 75 e 90 rpm, foram respectivamente de 0,25, 0,33 e 0,41 l.min⁻¹ (figura 15). A concordância entre a PB100 e a PU100_{sc}, PU100_{2,5} e PU100_{5,0} são apresentadas nas Tabelas 10, 11 e 12.

Tabela 8 - Consumo oxigênio (l/min) durante a pedalada bilateral na potência de 100 W e pedalada unilateral na potência de 100 W sem contrapeso, com contrapeso de 2,5 e 5,0Kg.

RPM	Consumo de oxigênio (l/min)			
	PB100	PU100 _{sc}	PU100 _{2,5Kg}	PU100 _{5,0Kg}
60	1,66±0,11	1,91±0,23*	1,74±0,09	1,79±0,20
75	1,75±0,15	2,08±0,27*	1,78±0,16	1,82±0,27
90	1,90±0,13	2,31±0,30*	1,94±0,27	1,95±0,23

*Diferença significativa em comparação com a PB (P < 0.05).

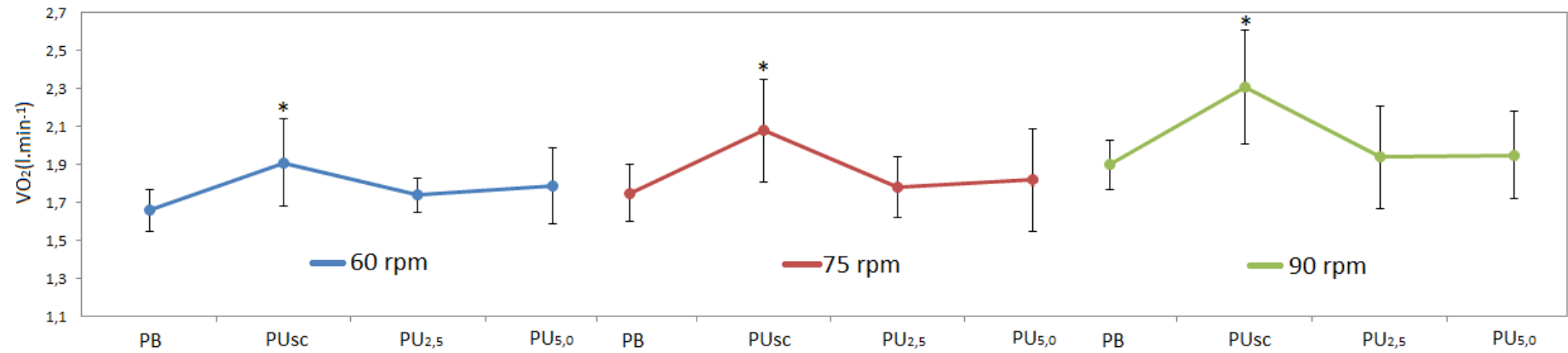


Figura 15 - Consumo de oxigênio na carga de trabalho de 100 W durante a pedalada bilateral e pedalada unilateral sem contrapeso, pedalada unilateral com contrapeso de 2,5 Kg e pedalada unilateral com contrapeso de 5,0 Kg. *Diferença significativa em relação à pedalada bilateral ($P < 0.05$).

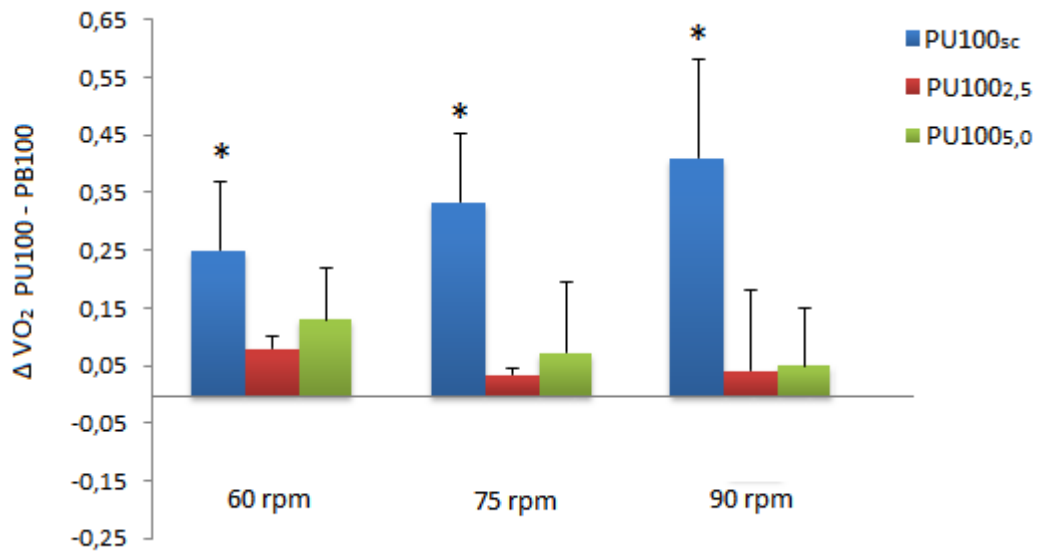


Figura 16 - Delta do consumo de oxigênio entre pedalada bilateral na potência de 100 W e pedalada unilateral na potência de 100 W. * Diferença significativa entre os deltas em relação à pedalada bilateral ($P < 0.05$).

Tabela 9 - Panorama dos resultados da aplicação de contrapesos no consumo de oxigênio na pedalada unilateral na potência de 100 W.

	Consumo de oxigênio 100 W		
	PU100 _{sc}	PU100 _{2,5}	PU100 _{5,0}
60 rpm	↑	=	=
75 rpm	↑	=	=
90 rpm	↑	=	=

Tabela 10 - Resultados da comparação entre pedalada unilateral e pedalada bilateral por Bland Altman na potência de 100 W, com cadência de 60 rpm.

60 rpm	PU100_{sc}	PU100_{2,5}	PU100_{5,0}
Média ± D.P.	-0,25 ± 0,27	-0,08 ± 0,14	-0,13 ± 0,20
± Lim. de concordância	± 0,54	± 0,27	± 0,39
± % Lim. de concordância	± 30,01%	± 15,66%	± 22,77%

Tabela 11- Resultados da comparação entre pedalada unilateral e pedalada bilateral por Bland Altman na potência de 100 W, com cadência de 75 rpm.

75 rpm	PU100_{sc}	PU100_{2,5}	PU100_{5,0}
Média ± D.P.	-0,32 ± 0,27	-0,02 ± 0,19	-0,07 ± 0,24
± Lim. de concordância	± 0,53	± 0,37	± 0,47
± % Lim. de concordância	± 27,76%	± 21,15%	± 26,38%

Tabela 12 - Resultados da comparação entre pedalada unilateral e pedalada bilateral por Bland Altman na potência de 100 W, com cadência de 90 rpm.

90 rpm	PU100_{sc}	PU100_{2,5}	PU100_{5,0}
Média ± D.P.	-0,24 ± 0,29	-0,04 ± 0,26	-0,05 ± 0,25
± Lim. de concordância	± 0,58	± 0,51	± 0,49
± % Lim. de concordância	± 27,36%	± 26,74%	± 25,29%

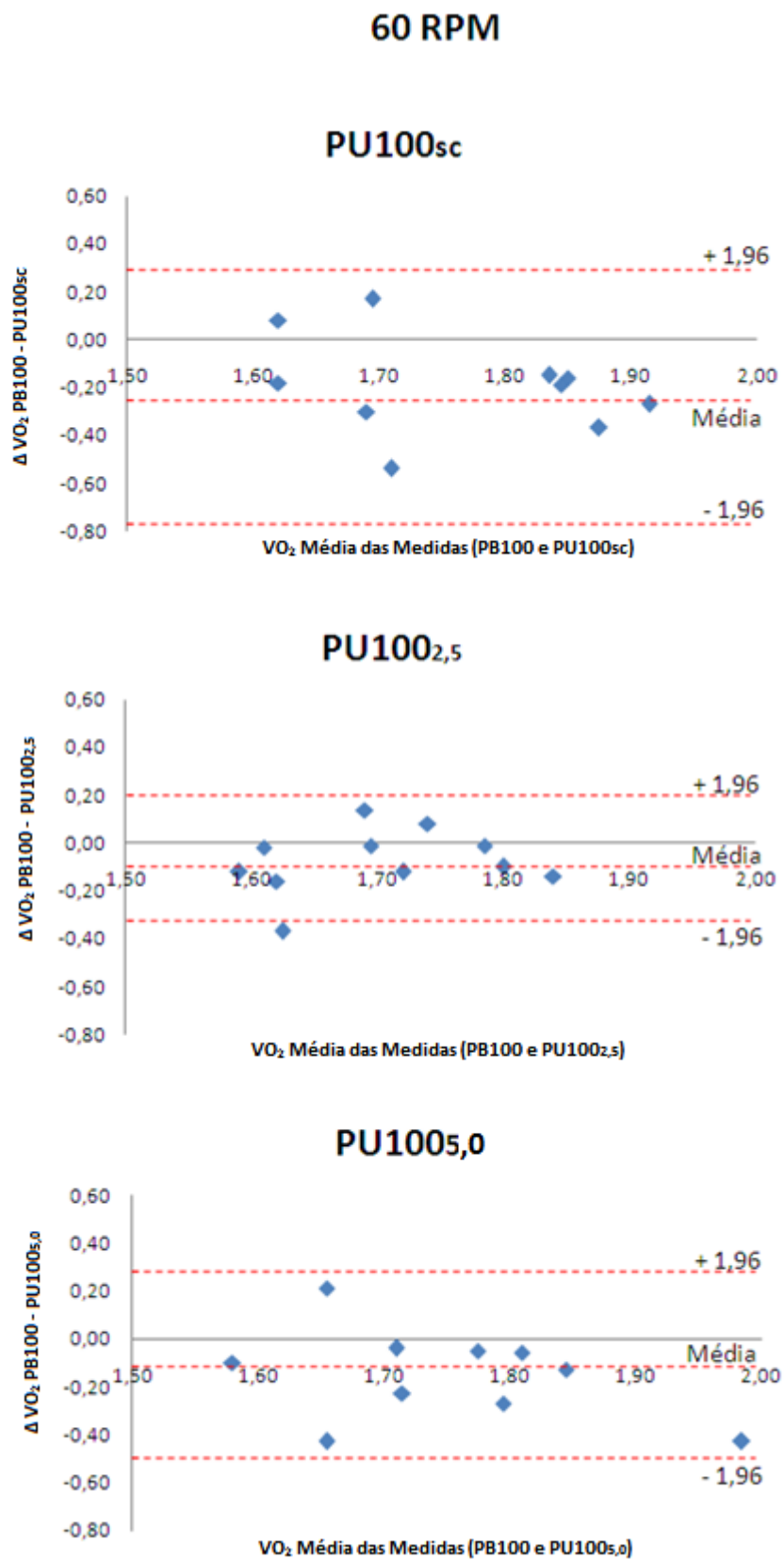


Figura 17 - Plotagem de Bland-Altman na potência de 100 W, com cadência de 60 rpm.

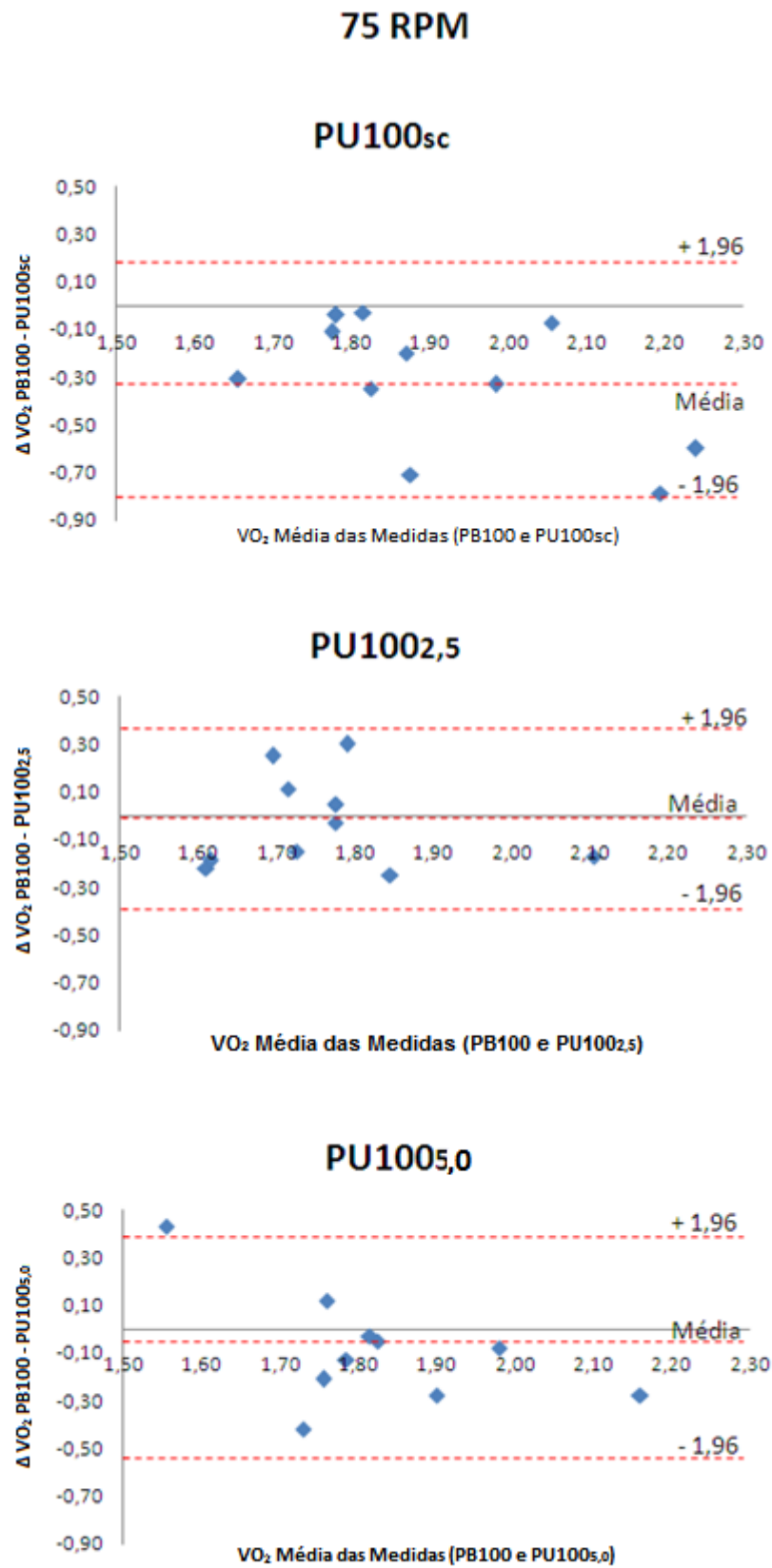


Figura 18 - Plotagem de Bland-Altman na potência de 100 W, com cadência de 75 rpm.

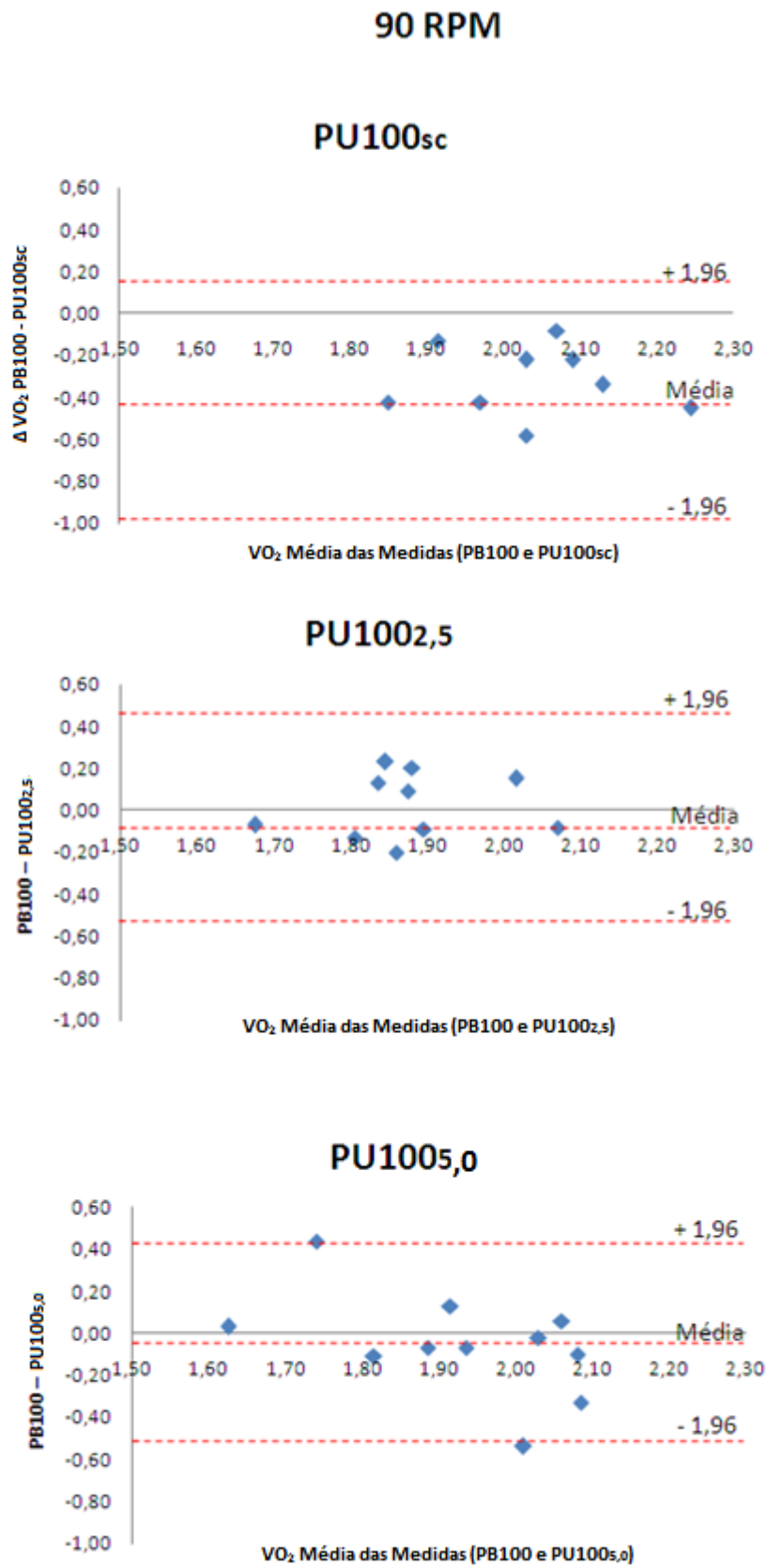


Figura 19 - Plotagem de Bland-Altman na potência de 100 W, com cadência de 90 rpm.

4.2.2 Frequência Cardíaca

4.2.2.1 Potência de 60 W

As FC médias registradas são apresentadas na Tabela 13. As medidas de FC observadas durante a PU60_{sc} e PU60_{5,0} na cadência de 60 rpm e PU60_{5,0kg} durante a cadência de 90 rpm foram significativamente maiores quando comparadas à PB60 para as mesmas cadências (Figura 20).

Tabela 13 - Frequência cardíaca durante a pedalada bilateral na potência de 60 W e pedalada unilateral na potência de 60 W sem contrapeso e com contrapeso de 2,5 e 5,0Kg.

RPM	Frequência cardíaca 60 W (bpm)			
	PB60	PU60 _{sc}	PU60 _{2,5}	PU60 _{5,0}
60	101±14	106±13*	101±13	106±16*
75	107±13	109±15	103±13	106±14
90	111±13	121±15*	109±12	110±15

*Diferença significativa em comparação com a pedalada bilateral (P < 0.05).

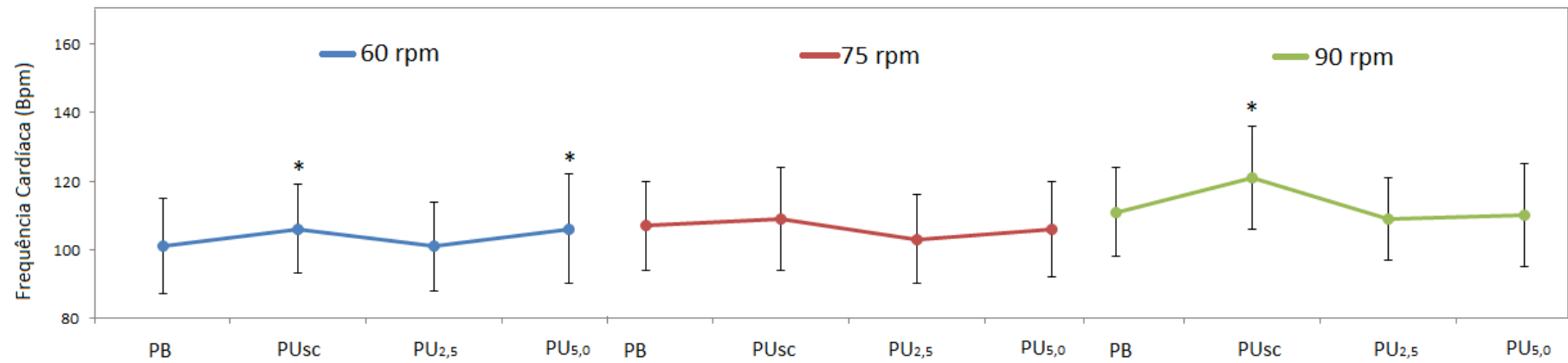


Figura 20 - Frequência cardíaca na potência de 60 W durante a pedalada bilateral e pedalada unilateral sem contrapeso, pedalada unilateral com contrapeso de 2,5 Kg e pedalada unilateral com contrapeso de 5,0Kg. * Diferença significativa em relação à pedalada bilateral ($P < 0.05$).

Tabela 14 - Panorama dos resultados da aplicação de contrapesos na frequência cardíaca na potência de 60 W.

	Frequência cardíaca 60 W		
	PU60 _{sc}	PU60 _{2,5}	PU60 _{5,0}
60 rpm	↑	=	↑
75 rpm	=	=	=
90 rpm	↑	=	=

4.2.2.2 Potência de 100 W

As FC médias registradas durante os testes na potência de 100 W são apresentadas na Tabela 15. As medidas de FC observadas durante a PU100_{sc} e PU100_{5,0} na cadência de 60 rpm e PU100_{5,0} na cadência de 90 rpm, foram significativamente maiores quando comparadas a PB100 (Figura 21).

Tabela 15 - Frequência cardíaca (bpm) durante a pedalada bilateral na potência de 100 W e pedalada unilateral sem contrapesos, com contrapeso de 2,5 e 5,0 Kg.

RPM	Frequência cardíaca 100 W			
	PB100	PU100 _{sc}	PU100 _{2,5}	PU100 _{5,0}
60	115 ± 14	127 ± 16*	122 ± 15	126 ± 17*
75	120 ± 16	135 ± 18*	125 ± 15*	124 ± 17
90	124 ± 13	142 ± 20 *	134 ± 13*	131 ± 14

*Diferença significativa da pedalada unilateral em comparação com a pedalada bilateral (P<0.05)

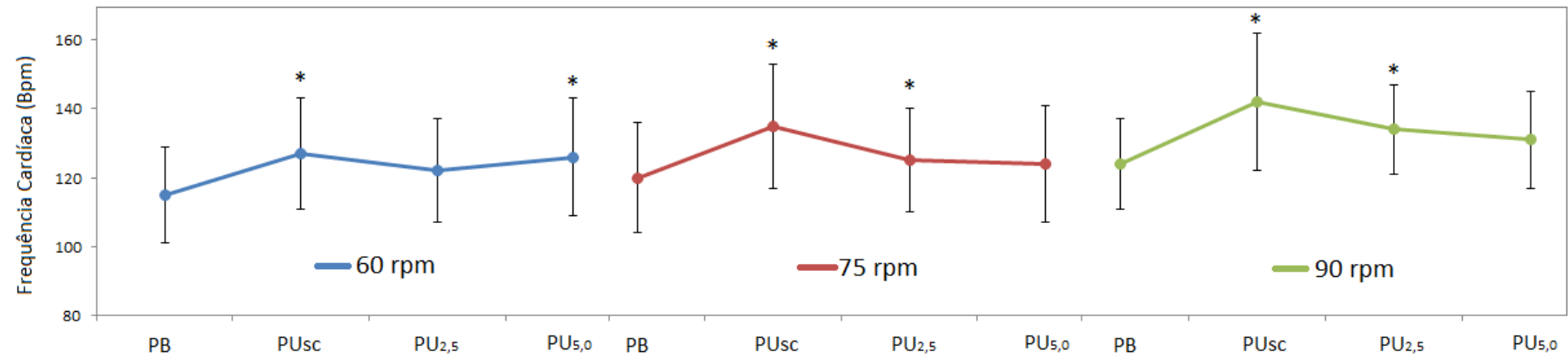


Figura 21 - Frequência cardíaca na carga de trabalho de 100 W durante a pedalada bilateral e pedalada unilateral sem contrapeso, com contrapesos 2,5 e 5,0 Kg. * Diferença significativa entre a pedalada unilateral em comparação a pedalada bilateral ($P < 0.05$).

Tabela 16 - Panorama dos resultados da aplicação de contrapesos na frequência cardíaca na potência de 100 W.

	Frequência cardíaca 100 W		
	PU100 _{sc}	PU100 _{2,5}	PU1000 _{5,0}
60 rpm	↑	=	↑
75 rpm	↑	↑	=
90 rpm	↑	↑	=

4.2.3 Percepção do Esforço

4.2.3.1 Potência de 60 W

As PE médias registradas durante os testes na potência de 60 W são apresentadas na Tabela 17. A PE observada durante a PU60_{sc} nas cadências de 75 e 90 rpm foram significativamente maiores quando comparadas à PB60.

Tabela 17 – Percepção do esforço durante a pedalada bilateral na potência de 60 W e pedalada unilateral na potência de 60 W sem contrapeso, com contrapeso de 2,5 e 5,0 Kg.

RPM	Percepção do esforço 60 W			
	PB60W	PU60 _{sc}	PU60 _{2,5}	PU60 _{5,0}
60	8,6±1,8	9,8±2,0	9,4±2,3	9,5±2,3
75	8,7±1,7	10,8±2,4*	9,2±2,1	9,3±2,0
90	9,0±1,7	11,1±2,4*	9,5±2,4	9,1±2,3

*Diferença significativa em comparação com a pedalada bilateral (P < 0.05).

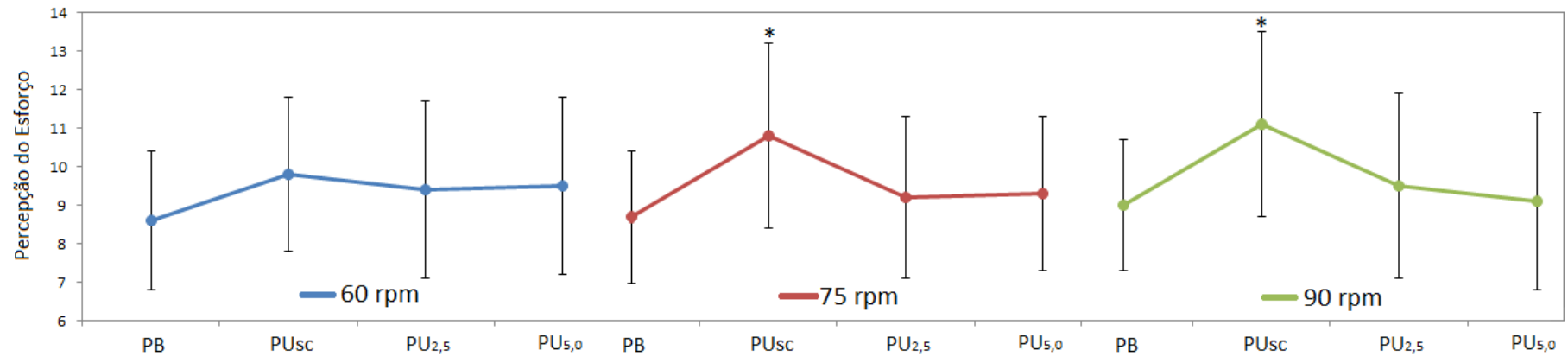


Figura 22 - Percepção do esforço na potência de 60 W durante a pedalada bilateral na potência de 60 W e pedalada unilateral na potência de 60 W sem contrapeso, com contrapesos de 2,5 e 5,0 Kg. * Diferença significativa entre a pedalada unilateral em comparação a pedalada bilateral ($P < 0.05$).

Tabela 18 - Panorama dos resultados da aplicação de contrapesos na percepção do esforço na potência de 60 W.

	Percepção de esforço 60 W		
	PU60 _{sc}	PU60 _{2,5}	PU60 _{5,0}
60 rpm	=	=	=
75 rpm	↑	=	=
90 rpm	↑	=	=

4.2.3.2 Potência de 100 W

As PE médias registradas durante os testes na potência de 100 W são apresentadas na Tabela 19. As medidas de PE observadas durante PU100_{sc} em todas as cadências, PU100_{2,5} nas cadências de 75 e 90 rpm e PU100_{5,0} na cadência de 75 e 90 rpm, foram significativamente maiores quando comparadas à PB100 (Figura 23).

Tabela 19 - Percepção do esforço durante a pedalada bilateral e pedalada unilateral na potência de 100 W sem contrapeso, com contrapesos de 2,5 e 5Kg.

RPM	Percepção do esforço 100 W			
	PB100	PU100 _{sc}	PU100 _{2,5}	PU100 _{5,0}
60	9,9±2,4	11,5±2,0*	10,9±2,7	10,9±2,6
75	9,6±2,1	12,2±2,2*	11,5±2,8*	11,2±2,4*
90	9,8±1,7	12,0±2,7*	11,3±2,8*	11,1±2,2*

*Diferença significativa em comparação com a pedalada bilateral (P<0.05).

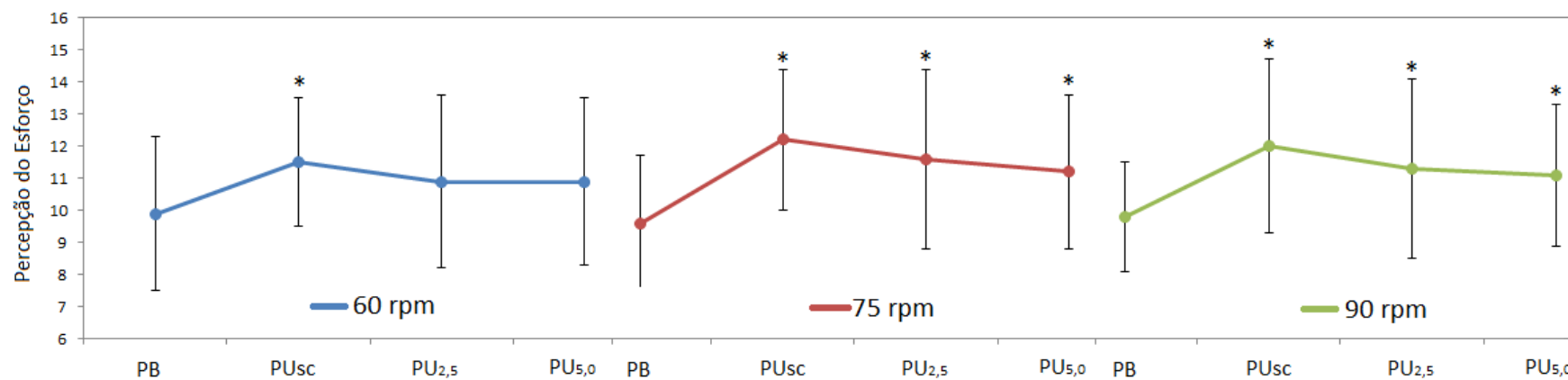


Figura 23 - Percepção do esforço na potência de 100 W durante a pedalada bilateral e pedalada unilateral na potência de 100 W sem contrapesos, com contrapesos de 2,5 e 5,0 Kg. * Diferença significativa em comparação a pedalada bilateral ($P < 0.05$).

Tabela 20 - Panorama dos resultados da aplicação de contrapesos na percepção do esforço na pedalada unilateral na potência de 100 W.

	Percepção de esforço 100 W		
	PU100 _{sc}	PU100 _{2,5}	PU100 _{5,0}
60 rpm	↑	=	=
75 rpm	↑	↑	↑
90 rpm	↑	↑	↑

5 Discussão

O objetivo do presente estudo foi investigar os efeitos da aplicação de contrapesos no consumo de oxigênio, frequência cardíaca e percepção do esforço durante a pedalada unilateral. Desta maneira, concluiu-se que 1) Na potência de 60 W, independentemente da cadência utilizada, não é necessária a aplicação de contrapesos para tornar a PU semelhantes a PB do ponto de vista metabólico. 2) Na potência de 100 W, tanto a aplicação de contrapesos de 2,5 quanto o de 5,0 kg foram eficazes em tornar a PU similar a PB do ponto de vista metabólico, independentemente da cadência utilizada.

Ao contrário da maioria dos trabalhos publicados (Duner, 1959; Freyschuss e Strandell, 1968; Gleser, 1973; Davies e Sargeant, 1974; Saltin, Nazar *et al.*, 1976; Sargeant e Davies, 1977; Stamford, Weltman *et al.*, 1978; Neary e Wenger, 1986; Ogita, Stam *et al.*, 2000; Thomas e Martin, 2011), a amostra deste estudo foi composta por ciclistas treinados e com tempo de experiência superior a cinco anos. Essa estratégia foi utilizada visando a homogeneização dos resultados, haja vista a dificuldade em estabelecer o melhor contrapeso no estudo de Thomas e Martin (2011) em que a amostra inexperiente dificultou a interpretação dos dados. Além disso, utilizou-se de três cadências distintas (60, 75 e 90 rpm), algo inédito a respeito deste tema. Diferentemente dos estudos que utilizaram os valores de contrapesos de 9,07 kg e 13,67 kg, com o objetivo de tornar a PU semelhante a PB do ponto de vista biomecânico (Elmer e Martin, 2010; Turner, 2010; Abbiss, Karagounis *et al.*, 2011; Thomas e Martin, 2011), foram adotados os seguintes contrapesos: sem

contrapesos, 2,5 e 5,0 Kg. A justificativa para esta escolha baseou-se em alguns aspectos: 1) os membros inferiores representam aproximadamente 16% do peso corporal total (Clauser, Mcconville *et al.*, 1969) e 2) considerando o peso médio de 70,3 Kg para ciclistas treinados (Jeukendrup, Craig *et al.*, 2000) concluiu-se que um contrapeso de 5,0 Kg estaria muito próximo do peso de um único membro inferior.

5.1 Consumo de Oxigênio potência de 60 W

Durante os testes unilaterais na carga de 60 W os valores de VO_2 apresentados não foram diferentes entre a PB60 e a PU60_{sc}, tornando desnecessário o uso de contrapesos nesta potência. Esses resultados estão em concordância com os estudos de Stamford, Weltman *et al.* (1978) e de Ogita, Stam *et al.* (2000) e contrariamente ao demonstrado por Neary e Wenger (1986). Esta divergência nos resultados podem ser explicadas por diferenças nos níveis de aptidão física das amostras testadas, e nos modelos de protocolos testados. Apenas no trabalho de Neary e Wenger (1986) são apresentados valores de $VO_{2máx}$, o que impossibilita a comparação entre os grupos testados. Surpreendentemente, ao se utilizar em determinadas combinações de contrapeso e cadências, o VO_2 medido durante a PU60_{2,5} a 90 rpm e PU60_{5,0} a 75 e 90 rpm foram menores quando comparados a PB60 nas respectivas cadências. Até o momento, não havia sido relatado tal resultado, no qual a aplicação de algum implemento pudesse ser capaz de reduzir o custo energético da PU. A partir destes achados, como não foi encontrada diferença entre a PU60_{sc} e a PB60, pode-se afirmar que pelo menos nesta carga de trabalho, o VO_2 não foi influenciado pelo componente postural ou pelo desbalanço biomecânico. Apesar do dispositivo responsável pela medida de potência continuar registrando a potência de 60 W, foi observada redução no VO_2 durante a PU60 com a utilização de algumas combinações entre contrapesos e cadências. A interação entre o contrapeso de 2,5 kg e a cadência de 90 rpm possibilitou a economia de 0,10 l.min⁻¹ e durante a utilização do contrapeso de 5,0 kg, nas cadências de 75 e 90 rpm, a economia foi respectivamente de 0,15 e 0,20 l.min⁻¹.

5.2 Consumo de Oxigênio potência de 100 W

Já na carga de 100 W, o método de comparação entre médias, não demonstrou diferenças entre a PB e a PU_{2,5} e entre a PB e a PU_{5,0}. A estratégia de Bland Altman mostrou as maiores concordâncias entre a PB e a PU quando executadas com contrapesos de 2,5 e 5,0 Kg.

A literatura tem demonstrado que durante a PU o VO₂ é maior em comparação à PB para uma mesma carga absoluta, principalmente em potências maiores que 100 W. Essa diferença entre as duas formas do exercício são atribuídas a maior força relativa do membro inferior aplicada ao pedal durante a PU e a maior quantidade de massa muscular recrutada por toda a trajetória da pedalada (Neary e Wenger, 1986). A utilização de contrapesos, tal como proposta pelo presente estudo, no entanto, possivelmente modificou o padrão de recrutamento muscular, tornando a PU semelhante a PB do ponto de vista energético. Apesar do membro inferior funcional, durante a segunda fase da pedalada (180° – 360°), o contrapeso está em movimento descendente (0° – 180°) e o momento (massa x velocidade angular) decorrente da aplicação do contrapeso, não exige que o indivíduo realize flexão ativa deste membro. Todavia, durante a primeira fase da pedalada (0° – 180°), a musculatura extensora do membro inferior deve superar além da carga resistiva, a força gravitacional atuante no próprio contrapeso, o que poderia anular qualquer benefício em termos de ganho energético. Entretanto, o momento possivelmente contribuiu para que o trabalho extra da musculatura extensora fosse diminuído, o que tornaria a PU semelhante a PB do ponto de vista biomecânico e, portanto, do ponto de vista energético, haja vista que aparentemente, existe estreita relação entre estes aspectos em ciclistas treinados (Hug, Decherchi *et al.*, 2004). Adicionalmente, têm sido pontuado que a maior solicitação dos músculos que contribuem para estabilização postural possa explicar em parte o VO₂ extra observado durante a PU (Sargeant e Davies, 1977). Sendo assim, o uso de contrapesos pode então, ter restabelecido parte do desbalanço biomecânico durante a PU e desta maneira, diminuindo o VO₂ da musculatura estabilizadora.

5.3 Estimativa para a quantidade de trabalho resultante da aplicação de contrapesos

Com base na primeira lei da termodinâmica ou lei da conservação de energia, a energia não pode ser criada nem destruída, mas somente transformada de uma forma para outra. Desta maneira, a explicação para a economia de energia foi exclusivamente resultante da energia mecânica que o contrapeso compartilhou com o ciclista para superar a carga resistiva. Nos testes realizados com a PU100, o VO_2 durante a PU100_{sc}, foi maior do que o medido na PB100 nas três cadências testadas. A diferença observada foi aumentando com o incremento da cadência e foi quantificada em 0,25, 0,33 e 0,41 l/min⁻¹ respectivamente para as cadências de 60, 75 e 90 rpm. Como não foi encontrada diferença entre os contrapesos de 2,5 e 5,0 Kg, pode-se afirmar que a economia de l/min⁻¹ foi a mesma em ambos. Sendo assim, tanto o contrapeso de 2,5 e 5,0 kg, representam durante a PU100 0,25, 0,33 e 0,41 l O₂/min⁻¹ respectivamente para as cadências de 60, 75 e 90 rpm. Segundo o relato dos avaliados, apesar do uso dos contrapesos de 2,5 e 5,0 kg, a PU100 ainda continuou sendo executada com certa dificuldade devido ao desbalanço biomecânico. Por este motivo, é possível supor que a utilização dos contrapesos não melhorou a mecânica do movimento da pedalada e apenas diminuiu o gasto energético devido a contribuição dos contrapesos.

Levando-se em conta que a eficiência geral não foi diferente entre a PU60 e a PB60, foi possível estimar o quanto cada combinação entre contrapeso e cadências cedeu de energia ao sistema, por sua vez, contribuindo para a redução do VO_2 . Utilizando-se o valor de 5 Kcal para cada litro de O₂ consumido, transformando o resultado dos deltas do VO_2 da PU em relação a PB de Kcal para W e multiplicando este resultado pelo valor de eficiência geral medida durante a PB, é possível estimar a quantidade de *Watts* economizada. Para os testes realizados na potência de 100 W é preciso ter mais cautela ao se fazer este cálculo em razão da diferença encontrada nos diferentes valores de eficiência geral na PU e na PB. Uma maneira mais conservadora seria utilizar os menores valores de eficiência geral obtidos durante a PU100_{sc} para a estimativa da carga compartilhada pelo sistema de contrapesos.

Com base nesses achados, pode-se especular que os efeitos do contrapeso são influenciados pela carga de trabalho e também pela cadência. Comparando-se

os resultados obtidos na combinação feita pela cadência de 90 rpm entre os contrapesos de 2,5 e 5,0 kg durante a PU60 o valor representativo dobrou, ou seja, o dobro de contrapesos foi utilizado e a resposta do VO_2 foi diretamente aumentada com o dobro da economia. Entretanto, durante a PU100, este comportamento não foi observado, não foi encontrada diferença entre a utilização de contrapeso de 2,5 ou 5,0 kg. Talvez para serem obtidos os mesmos resultados observados durante a PU60 contrapesos de maiores valores precisariam ser utilizados.

5.4 Frequência Cardíaca

Durante os testes de realizados com PU60 e PU100, os resultados de frequência cardíaca encontrados foram concordantes com a literatura, haja vista que normalmente, a frequência cardíaca para uma determinada carga de trabalho apresenta valores maiores quando executada unilateralmente em comparação a forma tradicional (Freyschuss e Strandell, 1968; Davies e Sargeant, 1974; Stamford, Weltman *et al.*, 1978; Magnusson, Kaijser *et al.*, 1994; Ogita, Stam *et al.*, 2000). No entanto, nenhum destes estudos utilizou estratégias eficientes para tornar a PU semelhante a PB do ponto de vista fisiológico. Ou seja, nestes estudos, os valores de VO_2 também mostraram-se maiores na PU em comparação à PB. No presente estudo, mesmo nas condições nas quais o VO_2 foi o mesmo entre PB e PU ainda assim os valores de frequência cardíaca estiveram maiores na PU em comparação à PB. Os fatores que estão por trás disto não são inteiramente conhecidos e os métodos utilizados pelo presente estudo não permitem grandes inferências. É possível que a menor massa muscular envolvida na PU produza menor efeito da bomba muscular, reduzindo, portanto, o retorno venoso para o coração. Esta diminuição no retorno venoso provocaria uma resposta reflexa de receptores cardiopulmonares (Mack, Nose *et al.*, 1988), que gerariam uma resposta excitatória simpática, promovendo um aumento da frequência cardíaca para manutenção do débito cardíaco necessário para a atividade. (Davies e Sargeant, 1974; Stamford, Weltman *et al.*, 1978; Klausen, Secher *et al.*, 1982).

5.5 Percepção do Esforço

Assim como para a frequência cardíaca, os valores de percepção de esforço também mostraram-se elevados na PU em comparação à PB para valores similares de VO_2 . Apesar de ainda ser um assunto controverso (Marcora, 2009), estudos indicam que a percepção de esforço é gerada centralmente, a partir de um mecanismo de pré-alimentação (Proske, 2005) e modulada periféricamente, por meio de aferências provenientes da musculatura esquelética, sistema respiratório, etc (Borg e Dahlstrom, 1962b; a; Ekblom e Goldbarg, 1971; Pandolf, 1978). A menor familiarização com a PU pode representar um novo estresse sobre este complexo sistema de regulação integrada do esforço, já que os engramas motores e as estruturas periféricas para esta tarefa não estão plenamente formados. Isto repercute em maior esforço para realização desta condição. Nesta linha, Chapman, Vicenzino *et al.* (2008) encontraram maior ativação muscular, para uma mesma carga relativa de trabalho, em ciclistas novatos na comparação com ciclistas experientes. Os indivíduos do presente estudo podem ser considerados experientes na PB, porém novatos na PU, o que justifica as respostas exacerbadas nesta condição. Corroborando o exposto, Matthews e Airey (2001) observaram maior percepção do esforço na corrida aquática e, comparação à esteira. Tal fato foi justificado pela maior fadiga provocada pela falta de familiarização com aquela atividade. Como hipotetizado anteriormente, a utilização de contrapesos pode não ter contribuído tanto na melhora do desbalanço biomecânico quanto na estabilização postural da PU. Um fato relatado pelos participantes neste trabalho foi a dificuldade de coordenação dos movimentos durante a PU. Devido a pequena magnitude das cargas de trabalho utilizadas (60 e 100 W), quando eram testadas qualquer uma das cargas juntamente com a aplicação de contrapesos o momento contribuía para a aceleração do movimento de pedalada obrigando o ciclista a “frear” parte do ciclo para manter o controle da cadência apropriada. Desta forma, falta de familiarização na prática da PU pode ter contribuído para a maior resposta da percepção do esforço durante a atividade. Talvez, se os indivíduos participassem de um período prévio de adaptação, como relatado em alguns estudos (Freyschuss e Strandell, 1968; Davies e Sargeant, 1974; 1975) as respostas de percepção do esforço durante as coletas poderiam ser diminuídas.

5.6 Implicações Teórico-Práticas

No estudo de Abbiss, Karagounis, Laursen et al (2011), as potências médias para a PU foram de 198 ± 29 W e mostrou melhora significativa no potencial oxidativo da musculatura esquelética em resposta ao treinamento intervalado de alta intensidade utilizando a PU com aplicação de CP. O presente estudo testou carga de trabalho de 60 e 100 W com a aplicações de contrapeso. Todavia, no âmbito do treinamento visando o desempenho esportivo tais potências podem ser consideradas inadequadas pela baixa intensidade e podendo possivelmente não provocar adaptações positivas. Sendo assim, grupos de indivíduos que necessitem efetuar treinamento em menores intensidades podem ser beneficiados com carga de trabalho desta magnitude. Dolmage e Goldstein (2008) demonstraram portadores de DPOC, exercitando-se a 50% do pico de potência obtida em teste incremental bilateral (48 ± 20 W) em exercício utilizando PU_{sc} durante 30 minutos, obtiveram melhoras significativas nas respostas da musculatura periférica esquelética, resultando no aumento no $VO_{2máx}$, no pico de potência e na ventilação pulmonar de pico quando comparados com o treinamento utilizando a PB a 70% do pico de W. Deste modo, a PU com aplicação de contrapesos neste tipo de pacientes, pode proporcionar maiores benefícios.

5.7 Limitações do Estudo

Apesar da diminuição do VO_2 na potência de 60 W e da execução da PU com o mesmo VO_2 da PB na potência de 100 W, uma limitação deste estudo, é que a redução do VO_2 durante a PU não pode ser completamente explicada. Não foi possível determinar o real motivo que levou a esses resultados. A diminuição do VO_2 pode ter ocorrido em 1) consequência da melhora no desbalanço biomecânico desta forma contribuindo para a diminuição do componente estático de contração muscular para manter a postura ou 2) pela quantidade de energia cedida ao sistema pelas interações propiciadas entre cadências e contrapesos. Em estudos futuros, recomenda-se o uso da eletromiografia como estratégia de monitorar o comportamento de parte da musculatura responsável pela estabilização postural durante a PB e a PU com aplicação de contrapesos Durante a carga de trabalho de 60 W foi possível quantificar a contribuição dos contrapesos e cadências, mas

contrariamente na cargas de trabalho de 100 W este cálculo não pôde ser estimado com segurança. Por sua vez, se fossem testadas mais potências, poderia ser possível ter um melhor entendimento entre potências e contrapesos utilizando-se equações de regressão. O presente estudo utilizou três combinações de cadências sendo assim, um maior número de visitas ao laboratório deveriam ser efetuadas pelos avaliados. Se mais uma carga de trabalho tivesse sido incluída nesta pesquisa os voluntários precisariam retornar mais três dias ao laboratório podendo assim aumentar a perda amostral.

6 Conclusão

Na potência de 60 W, independentemente da cadência utilizada não é necessário a aplicação de contrapesos para tornar a PU semelhante a PB do ponto de vista metabólico. Na potência de 100 W, os contrapesos de 2,5 e 5,0 Kg foram eficazes em tornar a PU similar a PB do ponto de vista metabólico, independentemente da cadência utilizada. Para a frequência cardíaca e percepção do esforço, o uso de contrapesos na potência de 60 W mostrou-se efetivo em reproduzir a PB. Entretanto, na potência de 100 W, a aplicação de contrapesos tanto para a frequência cardíaca quanto para a percepção do esforço, não foi um método eficaz para tornar a PU similar a PB.

7 Referências

ABBISS, C. R. et al. Single-leg cycle training is superior to double-leg cycling in improving the oxidative potential and metabolic profile of trained skeletal muscle. **J Appl Physiol**, v. 110, n. 5, p. 1248-55, May 2011. ISSN 1522-1601 (Electronic)

0161-7567 (Linking). Disponível em: <
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21330612> >.

ASTRAND, I. The physical work capacity of workers 50-64 years old. **Acta Physiol Scand**, v. 42, n. 1, p. 73-86, Feb 10 1958. ISSN 0001-6772 (Print)

0001-6772 (Linking). Disponível em: <
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13508293> >.

ASTRAND, I. Aerobic work capacity in men and women with special reference to age. **Acta Physiol Scand Suppl**, v. 169, n. Thesis. Stockholm, p. Thesis. Stockholm, 1960.

ASTRAND, P. O. Experimental studies of physical working capacity in relation to sex and age. **Copenhagen**, v. Munsksgaard, 1952 1952.

ASTRAND, P. O. et al. Cardiac Output during Submaximal and Maximal Work. **J Appl Physiol**, v. 19, p. 268-74, Mar 1964. ISSN 0021-8987 (Print)

0021-8987 (Linking). Disponível em: <
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14155294> >.

ASTRAND, P. O.; RYHMING, I. A nomogram for calculation of aerobic capacity (physical fitness) from pulse heart rate during submaximal work. **J Appl Physiol**, v. 7, p. 218-221, 1954.

ASTRAND, P. O.; SALTIN, B. Maximal oxygen uptake and heart rate in various types of muscular activity. **J Appl Physiol**, v. 16, p. 977-81, Nov 1961. ISSN 0021-8987 (Print)

0021-8987 (Linking). Disponível em: <
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13863012> >.

BENEDICT, F. G.; CATHCART, E. P. Muscular work. **Carneige Institute of Washington**, v. 187, 1913.

BORG, G. Ratings of perceived exertion and heart rates during short-term cycle exercise and their use in a new cycling strength test. **Int J Sports Med**, v. 3, n. 3, p. 153-8, Aug 1982. ISSN 0172-4622 (Print)

0172-4622 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7129724> >.

BORG, G.; DAHLSTROM, H. A case study of perceived exertion during a work test. **Acta Soc Med Ups**, v. 67, p. 91-3, 1962a. ISSN 0001-6985 (Print)

0001-6985 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13871280> >.

_____. A pilot study of perceived exertion and physical working capacity. **Acta Soc Med Ups**, v. 67, p. 21-7, 1962b. ISSN 0001-6985 (Print)

0001-6985 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13871281> >.

BRUCE, R. A. Methods of exercise testing. Step test, bicycle, treadmill, isometrics. **Am J Cardiol**, v. 33, n. 6, p. 715-20, May 20 1974. ISSN 0002-9149 (Print)

0002-9149 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4824847> >.

BUNDLE, M. W. et al. A metabolic basis for impaired muscle force production and neuromuscular compensation during sprint cycling. **Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol**, v. 291, n. 5, p. R1457-64, Nov 2006. ISSN 0363-6119 (Print)

0363-6119 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16840656> >.

BURGOMASTER, K. A. et al. Six sessions of sprint interval training increases muscle oxidative potential and cycle endurance capacity in humans. **J Appl Physiol**, v. 98, n. 6, p. 1985-90, Jun 2005. ISSN 8750-7587 (Print)

0161-7567 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15705728> >.

CHAPMAN, A. R. et al. Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 18, n. 3, p. 359-71, Jun 2008. ISSN 1050-6411 (Print)

1050-6411 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17258470> >.

CLAUSER, C. E.; MCCONVILLE, J. T.; YOUNG, J. W. **Weight, volume and center of mass of segments of the human body**. Wright-Patterson Air Force Base. Ohio, p.59. 1969

COSTILL, D. L. et al. Effects of repeated days of intensified training on muscle glycogen and swimming performance. **Med Sci Sports Exerc**, v. 20, n. 3, p. 249-54, Jun 1988. ISSN 0195-9131 (Print)

0195-9131 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3386503> >.

COYLE, E. F. Very intense exercise-training is extremely potent and time efficient: a reminder. **J Appl Physiol**, v. 98, n. 6, p. 1983-4, Jun 2005. ISSN 8750-7587 (Print)

0161-7567 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15894535> >.

DAVIES, C. T.; SARGEANT, A. J. Physiological responses to one- and two-leg exercise breathing air and 45 percent oxygen. **J Appl Physiol**, v. 36, n. 2, p. 142-8, Feb 1974. ISSN 0021-8987 (Print)

0021-8987 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4811372> >.

_____. Effects of training on the physiological responses to one- and two-leg work. **J Appl Physiol**, v. 38, n. 3, p. 377-5, Mar 1975. ISSN 0021-8987 (Print)

0021-8987 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1150549> >.

DOLMAGE, T. E.; GOLDSTEIN, R. S. Effects of one-legged exercise training of patients with COPD. **Chest**, v. 133, n. 2, p. 370-6, Feb 2008. ISSN 0012-3692 (Print)

0012-3692 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17925417> >.

DUNER, H. Oxygen uptake and working capacity in man during work on the bicycle ergometer with one and both legs. **acta physiol scand Suppl**, v. 46, p. 55-61, 1959.

EBBELING, C. B. et al. Development of a single-stage submaximal treadmill walking test. **Med Sci Sports Exerc**, v. 23, n. 8, p. 966-73, Aug 1991. ISSN 0195-9131 (Print)

0195-9131 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1956273> >.

EKBLOM, B.; GOLDBARG, A. N. The influence of physical training and other factors on the subjective rating of perceived exertion. **Acta Physiol Scand**, v. 83, n. 3, p. 399-406, Nov 1971. ISSN 0001-6772 (Print)

0001-6772 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5134177> >.

ELMER, S. J.; MARTIN, J. C. Joint-specific power loss after eccentric exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v. 42, n. 9, p. 1723-30, Sep 2010. ISSN 1530-0315 (Electronic)

0195-9131 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20142777> >.

ETTEMA, G.; LORAS, H. W. Efficiency in cycling: a review. **Eur J Appl Physiol**, v. 106, n. 1, p. 1-14, May 2009. ISSN 1439-6327 (Electronic)

1439-6319 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19229554> >.

FLETCHER, G. F. et al. Exercise standards for testing and training: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association. **Circulation**, v. 104, n. 14, p. 1694-740, Oct 2 2001. ISSN 1524-4539 (Electronic)

0009-7322 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11581152> >.

FREYSCHUSS, U.; STRANDELL, T. Circulatory adaptation to one- and two-leg exercise in supine position. **J Appl Physiol**, v. 25, n. 5, p. 511-5, Nov 1968. ISSN 0021-8987 (Print)

0021-8987 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5687356> >.

GAESSER, G. A.; BROOKS, G. A. Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. **J Appl Physiol**, v. 38, n. 6, p. 1132-9, Jun 1975. ISSN 0021-8987 (Print)

0021-8987 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1141128> >.

GARBER, C. E. et al. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v. 43, n. 7, p. 1334-59, Jul 2011. ISSN 1530-0315 (Electronic)

0195-9131 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21694556> >.

GIBALA, M. J. High-intensity interval training: a time-efficient strategy for health promotion? **Curr Sports Med Rep**, v. 6, n. 4, p. 211-3, Jul 2007. ISSN 1537-8918 (Electronic)

1537-890X (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17617995> >.

GIBALA, M. J. et al. Short-term sprint interval versus traditional endurance training: similar initial adaptations in human skeletal muscle and exercise performance. **J Physiol**, v. 575, n. Pt 3, p. 901-11, Sep 15 2006. ISSN 0022-3751 (Print)

0022-3751 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16825308> >.

GLESER, M. A. Effects of hypoxia and physical training on hemodynamic adjustments to one-legged exercise. **J Appl Physiol**, v. 34, n. 5, p. 655-9, May 1973. ISSN 0021-8987 (Print)

0021-8987 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4703741> >.

GUNNARSSON, T. P.; BANGSBO, J. The 10-20-30 training concept improves performance and health profile in moderately trained runners. **J Appl Physiol**, May 3 2012. ISSN 1522-1601 (Electronic)

0161-7567 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22556401> >.

HANSEN, J. E. et al. Oxygen uptake as related to work rate increment during cycle ergometer exercise. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 57, n. 2, p. 140-5, 1988. ISSN 0301-5548 (Print)

0301-5548 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3349978> >.

HASKELL, W. L. et al. Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. **Med Sci Sports Exerc**, v. 39, n. 8, p. 1423-34, Aug 2007. ISSN 0195-9131 (Print)

0195-9131 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17762377> >.

HENRIKSSON, J. Effects of physical training on the metabolism of skeletal muscle. **Diabetes Care**, v. 15, n. 11, p. 1701-11, Nov 1992. ISSN 0149-5992 (Print)

0149-5992 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1468304> >.

HILL, A. V. The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. **J Physiol**, v. 56, n. 1-2, p. 19-41, Feb 14 1922. ISSN 0022-3751 (Print)

0022-3751 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16993552> >.

HILL, A. V. et al. Muscular exercise, lactic acid and the supply and utilisation of oxygen. Part VII-VIII. **Proc R Soc Lond B Biol Sci**, v. 97, p. 155-176, 1924.

HILL, A. V.; LUPTON, H. The oxygen consumption during running. **J Physiol**, v. 65, n. xxxii-xxxiii, 1922.

HUG, F. et al. EMG versus oxygen uptake during cycling exercise in trained and untrained subjects. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 14, n. 2, p. 187-95, Apr 2004. ISSN 1050-6411 (Print)

1050-6411 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14962771> >.

JEUKENDRUP, A. E.; CRAIG, N. P.; HAWLEY, J. A. The bioenergetics of World Class Cycling. **J Sci Med Sport**, v. 3, n. 4, p. 414-33, Dec 2000. ISSN 1440-2440 (Print). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11235007> >.

KLAUSEN, K. et al. Central and regional circulatory adaptations to one-leg training. **J Appl Physiol**, v. 52, n. 4, p. 976-83, Apr 1982. ISSN 0161-7567 (Print)

0161-7567 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7085432> >.

LAURSEN, P. B.; JENKINS, D. G. The scientific basis for high-intensity interval training: optimising training programmes and maximising performance in highly trained endurance athletes. **Sports Med**, v. 32, n. 1, p. 53-73, 2002. ISSN 0112-1642 (Print)

0112-1642 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11772161> >.

LAYEC, G.; RICHARDSON, R. S. Training to improve performance: one leg at a time. **Acta Physiol (Oxf)**, v. 205, n. 1, p. 186-8, May 2012. ISSN 1748-1716 (Electronic)

1748-1708 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22118248> >.

LONDEREE, B. R. Effect of training on lactate/ventilatory thresholds: a meta-analysis. **Med Sci Sports Exerc**, v. 29, n. 6, p. 837-43, Jun 1997. ISSN 0195-9131 (Print)

0195-9131 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9219214> >.

LUCIA, A.; HOYOS, J.; CHICHARRO, J. L. Preferred pedalling cadence in professional cycling. **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, n. 8, p. 1361-6, Aug 2001. ISSN 0195-9131 (Print)

0195-9131 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11474339> >.

MACK, G.; NOSE, H.; NADEL, E. R. Role of cardiopulmonary baroreflexes during dynamic exercise. **J Appl Physiol**, v. 65, n. 4, p. 1827-1832, October 1, 1988 1988. Disponível em: < <http://jap.physiology.org/content/65/4/1827.abstract> >.

MAGNUSSON, G. et al. Cardiovascular responses during one- and two-legged exercise in middle-aged men. **Acta Physiol Scand**, v. 150, n. 4, p. 353-62, Apr 1994. ISSN 0001-6772 (Print)

0001-6772 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8036904> >.

MARCORA, S. Perception of effort during exercise is independent of afferent feedback from skeletal muscles, heart, and lungs. **J Appl Physiol**, v. 106, n. 6, p. 2060-2, Jun 2009. ISSN 8750-7587 (Print)

0161-7567 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18483166> >.

MARGARIA, R.; AGHEMO, P.; ROVELLI, E. Indirect determination of maximal O₂ consumption in man. **J Appl Physiol**, v. 20, n. 5, p. 1070-3, Sep 1965. ISSN 0021-8987 (Print)

0021-8987 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5837594> >.

MATTHEWS, M.; AIREY, M. A comparison of ratings of perceived exertion during deep water running and treadmill running: considerations in prescription of exercise. **Sports Med, Training and Rehab**, v. 10, p. 247-256, 2001.

MCARDLE, W. D. et al. Specificity of run training on VO₂ max and heart rate changes during running and swimming. **Med Sci Sports**, v. 10, n. 1, p. 16-20, Spring 1978. ISSN 0025-7990 (Print)

0025-7990 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/672546> >.

MICHAEL, E. D.; HORVATH, S. M. Physical work capacity of college women. **J Appl Physiol**, v. 20, n. 2, p. 263-266, March 1, 1965 1965. Disponível em: < <http://jap.physiology.org/content/20/2/263.abstract> >.

MILLER, J. D. et al. **Bilateral difference in maximal cycling**. ACSM Annual Meeting. Seattle, Washington 2009.

NEARY, J. P.; MCKENZIE, D. C.; BHAMBHANI, Y. N. Effects of short-term endurance training on muscle deoxygenation trends using NIRS. **Med Sci Sports Exerc**, v. 34, n. 11, p. 1725-32, Nov 2002. ISSN 0195-9131 (Print)

0195-9131 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12439075> >.

NEARY, P. J.; WENGER, H. A. The effects of one- and two-legged exercise on the lactate and ventilatory threshold. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 54, n. 6, p. 591-5, 1986. ISSN 0301-5548 (Print)

0301-5548 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3948855> >.

OGITA, F. et al. Oxygen uptake in one-legged and two-legged exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v. 32, n. 10, p. 1737-42, Oct 2000. ISSN 0195-9131 (Print)

0195-9131 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11039646> >.

PANDOLF, K. B. Influence of local and central factors in dominating rated perceived exertion during physical work. **Percept Mot Skills**, v. 46, n. 3 Pt 1, p. 683-98, Jun 1978. ISSN 0031-5125 (Print)

0031-5125 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/673625> >.

PECHAR, G. S. et al. Specificity of cardiorespiratory adaptation to bicycle and treadmill training. **J Appl Physiol**, v. 36, n. 6, p. 753-6, Jun 1974. ISSN 0021-8987 (Print)

0021-8987 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4829917> >.

PERRY, C. G. et al. The effects of training in hyperoxia vs. normoxia on skeletal muscle enzyme activities and exercise performance. **J Appl Physiol**, v. 102, n. 3, p. 1022-7, Mar 2007. ISSN 8750-7587 (Print)

0161-7567 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17170202> >.

Physical Activity Guidelines Advisory Committee report, 2008. To the Secretary of Health and Human Services. Part A: executive summary. **Nutr Rev**, v. 67, n. 2, p. 114-20, Feb 2009. ISSN 1753-4887 (Electronic)

0029-6643 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19178654> >.

PROSKE, U. What is the role of muscle receptors in proprioception? **Muscle Nerve**, v. 31, n. 6, p. 780-7, Jun 2005. ISSN 0148-639X (Print)

0148-639X (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15818635> >.

RICHARDSON, R. S. et al. Evidence of O₂ supply-dependent VO₂ max in the exercise-trained human quadriceps. **J Appl Physiol**, v. 86, n. 3, p. 1048-53, Mar 1999. ISSN 8750-7587 (Print)

0161-7567 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10066722> >.

RICHARDSON, R. S. et al. Determinants of maximal exercise VO₂ during single leg knee-extensor exercise in humans. **Am J Physiol**, v. 268, n. 4 Pt 2, p. H1453-61, Apr 1995. ISSN 0002-9513 (Print)

0002-9513 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7733346> >.

ROBINSON, S. Experimental studies of physical fitness in relation to age. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 10, n. 3, p. 251-323, 1938. ISSN 0301-5548. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1007/BF02011412> >.

RUD, B. et al. One-legged endurance training: leg blood flow and oxygen extraction during cycling exercise. **Acta Physiol (Oxf)**, v. 205, n. 1, p. 177-85, May 2012. ISSN 1748-1716 (Electronic)

1748-1708 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22059600> >.

RYHMING, I. **Arbeitsphysiologie**, v. 15, n. 235, 1953.

SALTIN, B. et al. The nature of the training response; peripheral and central adaptations of one-legged exercise. **Acta Physiol Scand**, v. 96, n. 3, p. 289-305, Mar 1976. ISSN 0001-6772 (Print)

0001-6772 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/132082> >.

SARGEANT, A. J.; DAVIES, C. T. Forces applied to cranks of a bicycle ergometer during one- and two-leg cycling. **J Appl Physiol**, v. 42, n. 4, p. 514-8, Apr 1977. ISSN 0161-7567 (Print)

0161-7567 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/863811> >.

SKINNER, J. S.; MCLELLAN, T. H. The transition from aerobic to anaerobic metabolism. **Res Q Exerc Sport**, v. 51, n. 1, p. 234-48, Mar 1980. ISSN 0270-1367 (Print)

0270-1367 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7394286> >.

STAMFORD, B. A.; WELTMAN, A.; FULCO, C. Anaerobic threshold and cardiovascular responses during one- versus two-legged cycling. **Res Q**, v. 49, n. 3, p. 351-62, Oct 1978. ISSN 0034-5377 (Print)

0034-5377 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/725305> >.

THOMAS, L. N.; MARTIN, J. C. Single leg cycling: an evaluation of pedal powers. **Med sci Sports Exerc Suppl**, v. 41, p. 54-55, 2009.

_____. **Single-leg cycling, an evaluation of pedal powers**. 2011. viii , 47 p. M s, Dept. of Exercise and Sport Science, University of Utah

TURNER, R. E. F. **Single-leg: A new training paradigm for improved bilateral cycling performance?** 2010. 110 (Master of Philosophy). School of Sport and Exercise Sciences, The University of Birmingham, Birmingham.

WAHLUND, H. Determination of physical working capacity. **Acta Med Scand Suppl**, v. 215, p. 1-78, 1948.

WENGER, H. A.; BELL, G. J. The interactions of intensity, frequency and duration of exercise training in altering cardiorespiratory fitness. **Sports Med**, v. 3, n. 5, p. 346-56, Sep-Oct 1986. ISSN 0112-1642 (Print)

0112-1642 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3529283> >.