

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO
HUMANO

Felipe Pivetta Carpes

RELAÇÃO ENTRE SIMETRIA BILATERAL E ASPECTOS
NEUROMUSCULARES E DE TREINAMENTO DOS MEMBROS INFERIORES

Porto Alegre,

2009

Felipe Pivetta Carpes

**Relação entre simetria bilateral e aspectos neuromusculares e de treinamento dos
membros inferiores**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr Carlos Bolli Mota

Porto Alegre

2009

CATALOGAÇÃO NA FONTE

C297r Carpes, Felipe Pivetta
Relação entre simetria bilateral e aspectos neuromusculares e de treinamento dos membros inferiores. / Felipe Pivetta Carpes. - Porto Alegre: Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009.

115 f.: il.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Educação Física. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2009.

1. Biomecânica. 2. Aprendizagem motora. 3. Eletromiografia. 4. Lateralidade funcional. 5. Ciclismo. I. Título. II. Mota, Carlos Bolli, orientador.

CDU: 796.012

Ficha catalográfica elaborada por Cintia Cibele Ramos Fonseca, CRB-10/1313

Felipe Pivetta Carpes

**Relação entre simetria bilateral e aspectos neuromusculares e
de treinamento dos membros inferiores**

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr Marco Aurélio Vaz – UFRGS

Prof. Dr Álvaro Reischak de Oliveira – UFRGS

Prof. Dr Luis Augusto Teixeira – USP

De 2007 para 2008, a produção científica brasileira cresceu 56% e o País passou da 15ª para a 13ª colocação no ranking mundial de artigos publicados em revistas especializadas (2,12% da produção mundial).

No entanto, a qualidade dessa produção - medida pelo número de citações que um artigo gera após ser publicado - continua abaixo da média mundial.

Para o atual ministro da Educação, contribuiu para esse resultado o aumento do número de mestres e doutores no Brasil, que saiu de 13,5 mil para 40,6 mil de 1996 a 2007, e o crescimento das bolsas concedidas pela Capes, de 19 mil para 41 mil no mesmo período.

Reproduzido de Folha on line, 06/05/09

AGRADECIMENTOS

Muitas pessoas próximas comigo vivenciaram todo um processo de formação acadêmica e pessoal em três anos do curso de doutorado. Com elas quero dividir a felicidade do momento, e agradecer.

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

A minha esposa **Pâmela**, que serve de exemplo para mim em muitas coisas, obrigado pelo amor e apoio incondicional. Assim seguiremos por toda a vida.

A **família** da minha esposa por me considerar como um filho, apoiando e auxiliando sempre que possível.

Ao amigo e irmão de coração **Mateus Rossato**, pela amizade cultivada ao longo dos anos, mesmo distante sempre tentou estar presente acompanhando os passos deste projeto.

Ao amigo e colega de doutorado **Fernando Diefenthaler** pelo apoio na transição para Porto Alegre em 2006, pela ajuda durante o doutorado, e pelo companheirismo ao longo desses anos.

Ao amigo e colega **Rodrigo Bini** pelo apoio na transição para a UFRGS e principalmente por sempre lutar junto frente às dificuldades compartilhando objetivos acadêmicos.

Ao professor **Carlos Bolli Mota**, com quem iniciei a estudar a biomecânica. Agradeço pela confiança em meu trabalho e pela amizade e consideração.

Ao professor **Marco Vaz** pela receptividade junto ao LAPEX e seu grupo de pesquisa, pelo apoio durante o doutorado e principalmente por nunca desistir de lutar pelos anseios de um estudante.

Aos colegas da **sala 212** do LAPEX, que foram os meus amigos mais próximos nos últimos anos.

Aos funcionários do **PPGCMH** e **LAPEX** pela amizade de todos esses anos.

Ao professor **Adroaldo Gaya** pelo apoio no início do curso de doutorado.

Ao professor **Alberto Reppold** e professor **Flávio Castro** pelo apoio em etapas diversas da minha formação acadêmica.

Aos estudantes do laboratório de Biomecânica da **UFSM** pelo interesse em colaboração nos nossos projetos de pesquisa.

Aos colegas do **Human Performance Laboratory** da University of Calgary, em especial ao professor **Darren Stefanyshyn** e professor **Brian Macintosh**.

Aos **amigos** que não dividem um espaço de trabalho comigo, mas que sempre estiveram em contato, prontos para divagar ou discutir sobre assuntos diversos, desde que isso ajudasse.

Obrigado a **CAPES** pela concessão da bolsa durante o doutorado;

A **International Society of Biomechanics** pelo ISB International Student Travel Award que permitiu o desenvolvimento de parte deste estudo no Canadá;

Ao **CNPq** e ao **Grupo de Pesquisa em Biomecânica e Cinesiologia** da UFRGS pelo apoio financeiro aos projetos desenvolvidos durante o doutorado;

A **Miotec** pelo empréstimo do eletromiógrafo para a aquisição dos dados de EMG;

Aos professores **Álvaro Reischak de Oliveira** e **Luis Augusto Teixeira** pela avaliação e contribuições ao projeto de doutorado.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS.....	11
LISTA DE FIGURAS.....	12
LISTA DE TABELAS.....	14
RESUMO	16
RESUMO	16
ABSTRACT	17
APRESENTAÇÃO.....	18
Objetivo geral	24
Estrutura do documento	24
CAPÍTULO 1	27
EFEITOS DA PREFERÊNCIA LATERAL SOBRE ASSIMETRIAS DE DESEMPENHO NOS MEMBROS INFERIORES: EVIDÊNCIAS PARA MARCHA, CORRIDA E CICLISMO	27
1.1 Contextualização do tema.....	27
1.1.2 Métodos de busca	30
1.2 Assimetrias no andar	31
1.3 Assimetrias na corrida.....	35
1.4 Assimetrias no ciclismo.....	41
1.5 Conclusão	45
1.6 Tópicos para estudos futuros	47
CAPÍTULO 2	49

INFLUÊNCIA DA EXPERIÊNCIA E DA PREFERÊNCIA LATERAL SOBRE A ATIVAÇÃO MUSCULAR BILATERAL NO CICLISMO.....	49
2.1 Introdução.....	49
2.2 Materiais e métodos	52
2.2.1 Sujeitos.....	52
2.2.2 Protocolos de avaliação	53
2.2.3 Instrumentação	55
2.2.4 Procedimentos estatísticos	57
2.3 Resultados.....	58
2.3.1 Características dos sujeitos	58
2.3.2 Consumo de oxigênio	60
2.3.3 Eficiência muscular	60
2.3.4 Ativação elétrica muscular.....	61
2.4 Discussão	65
2.4.1 Principais achados	65
2.4.2 Desempenho e eficiência muscular	65
2.4.3 Ativação elétrica muscular.....	66
2.5 Conclusão	70
CAPÍTULO 3	71
A PREFERÊNCIA LATERAL AFETA A EFICIÊNCIA E A ATIVAÇÃO MUSCULAR DOS MEMBROS INFERIORES?	71
3.1 Introdução.....	71
3.2 Materiais e métodos	74
3.2.1 Sujeitos.....	74
3.2.2 Protocolos de avaliação	75

3.2.3 Instrumentos.....	78
3.2.4 Procedimentos estatísticos	80
3.3 Resultados.....	81
3.3.1 Caracterização dos grupos	81
3.3.2 Consumo de oxigênio	81
3.3.3 Eficiência muscular	84
3.3.4 Atividade muscular.....	84
3.4 Discussão	87
3.4.1 Principais achados	87
3.4.2 A preferência lateral pode afetar a eficiência?.....	87
3.4.3 A preferência pode afetar a ativação muscular da perna preferida e da não- preferida?	89
3.4.4 A comunicação entre os membros pode depender da preferência lateral?.....	90
3.5 Conclusão	92
CAPÍTULO 4	93
RELAÇÃO ENTRE SIMETRIA BILATERAL E ASPECTOS NEUROMUSCULARES E DE TREINAMENTO DOS MEMBROS INFERIORES	93
REFERÊNCIAS	98
ANEXOS.....	109
Anexo 1 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	110
Anexo 2 - Inventário de Waterloo	111
Anexo 3 - Relatório de avaliação resumido para ciclistas	114
Anexo 4 - Relatório de avaliação resumido para não-ciclistas.....	115
Anexo 5 - Resumo apresentado no 13º CBB.....	116

LISTA DE ABREVIATURAS

BF – *biceps femoris*

C – ciclistas

CO₂ – dióxido de carbono

CV – coeficiente de variação (%)

EB – eficiência bruta

EL – eficiência líquida

EMG – eletromiografia

GM – *gastrocnemius medialis*

Hz – Hertz, unidade de frequência

L - litro

m – metro

min - minuto

ml – mililitro

NP – não-preferida (perna)

NC – não ciclista

P – preferida (perna)

RMS – root-mean-square

RMSmax – máximo valor root-mean-square

rpm – revoluções por minuto

VL – *vastus lateralis*

VO₂ – consumo de oxigênio

W – Watts

LISTA DE FIGURAS

Figura A1. Deslocamento médio-lateral (em cm) do joelho do membro preferido e não-preferido durante um teste incremental máximo de ciclismo considerando diferentes faixas de intensidade, % do VO₂máx (n=5). * Indica diferença estatisticamente significativa no deslocamento médio-lateral entre os membros inferiores (p<0,05 - teste t). † Diferença estatisticamente significativa no deslocamento médio lateral entre as faixas de intensidades (p<0,05 – Anova). Adaptado de CARPES *et al.* (2006).20

Figura A2. Pico de torque (N·m) gerado no pedivela (média de 10 ciclos) pelo membro inferior preferido e não-preferido, em média, para cada cinco minutos, durante uma prova de 40 km simulados em laboratório (n=5). * indica índice de assimetria maior que 10%. Adaptado de CARPES *et al.* (2007).21

Figura 2.1. Média e desvio-padrão do valor RMS normalizado pelo RMS máximo observado no teste incremental (%RMSmax) para o *biceps femoris* (BF), *gastrocnemius medialis* (GM) e *vastus lateralis* (VL) para a perna preferida (P) e não-preferida (NP) de ciclistas (C) e não-ciclistas (NC). Resultados são apresentados para intensidades de 40% (A), 60% (B), 80% (C) e 100% (D) da potência máxima produzida. Diferenças estatisticamente significativas entre grupos (*) e entre intensidades (#) são indicados para P<0,05.....62

Figura 2.2. Média e desvio-padrão dos valores RMS obtidos durante o teste de carga constante, normalizados pelo RMS máximo observado no teste incremental (%RMS)

para o *biceps femoris* (BF), *gastrocnemius medialis* (GM), e *vastus lateralis* (VL) para ciclistas (C) e não-ciclistas (NC) para perna preferida (P) e não-preferida (NP). * indica efeito de grupo ($P < 0,05$).64

Figura 3.1. RMS normalizado pelo RMS máximo (%RMSmax) no teste incremental para biceps femoris (BF), gastrocnemius medialis (GM) e vastus lateralis (VL) da perna preferida (P) e não-preferida (NP) nos testes unilaterais para ciclistas (C) e não-ciclistas (NC). Dados expressos em média \pm desvio-padrão para cada músculo, de cada perna, em cada grupo.....85

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1. Referências selecionadas considerando assimetrias na corrida e ciclismo, com suas metodologias e resultados resumidos. Os estudos estão listados em ordem alfabética considerando a inicial do sobrenome do primeiro autor. FRS: força de reação do solo, MTB: mountain-bike.36

Tabela 2.1. Características físicas e de desempenho para os sujeitos. Idade (anos), massa corporal (kg), estatura (m), consumo máximo de oxigênio ($L \cdot \text{min}^{-1}$), potência máxima produzida (W_{max}), potência correspondente ao segundo limiar ventilatório (W_{LV2}), carga para o teste de carga constante (W), e eficiência bruta (EB, %) e líquida (EL, %) para cada sujeito e em média e desvio-padrão (DP) para cada grupo.59

Tabela 2.2. Coeficientes de variação (%) do grupo para a atividade elétrica muscular em ciclistas e não-ciclistas. A intensidade correspondente a 100% não foi considerada por apresentar desvio-padrão igual a zero na maioria dos casos. Dados são apresentados como média \pm desvio-padrão do grupo para cada músculo, intensidade e perna. BF, *biceps femoris*; GM, *gastrocnemius medialis*; VL, *vastus lateralis*; P, perna preferida; NP, perna não-preferida.61

Tabela 2.3. Coeficientes de variação (CV, %) para a ativação elétrica muscular durante o teste de carga constante. Dados apresentados para média \pm desvio-padrão do grupo para cada músculo e perna. BF, *biceps femoris*; GM, *gastrocnemius medialis*; VL, *vastus lateralis*; P, perna preferida; NP, perna não-preferida.64

Tabela 3.1. Características físicas e de desempenho para os sujeitos. Idade (anos), massa corporal (kg), estatura (m), consumo máximo absoluto de oxigênio ($L \cdot \text{min}^{-1}$), potência máxima produzida (W_{max}), potência correspondente ao segundo limiar ventilatório (W_{LV2}), carga para o teste unilateral (W_u), e para cada perna, eficiência bruta (EB, %) e líquida (EL, %). Dados de cada sujeito e em média e desvio-padrão (DP) para cada grupo.83

Tabela 3.2. Valores individuais e média e desvio-padrão (DP) do grupo para o consumo de oxigênio ($L \cdot \text{min}^{-1}$) mensurado durante os testes unilaterais. Resultados apresentados para a perna preferida (P) e não-preferida (NP) em ciclistas e não-ciclistas.84

Tabela 3.3. Coeficiente de variação (%) do RMS calculado para o grupo de ciclistas e não-ciclistas em relação ao *biceps femoris* (BF), *gastrocnemius medialis* (GM) e *vastus lateralis* (VL) da perna preferida (P) e não-preferida (NP) nos testes unilaterais. Dados expressos em média \pm desvio-padrão para cada músculo, de cada perna, em cada grupo.85

Tabela 3.4. Comunicação entre os membros inferiores (RMS na perna em repouso em relação à ativação da perna pedalando) durante os testes unilaterais com a perna preferida e não-preferida. Dados apresentados como média \pm desvio-padrão para cada músculo, em cada perna, para cada grupo.....86

RESUMO

Assimetrias de desempenho, frequentemente, são relacionadas ao controle e desenvolvimento motor da extremidade superior. Por outro lado, a extremidade inferior do corpo humano está muito mais envolvida em ações bilaterais, como aquelas relacionadas à locomoção. Ainda assim, diferenças no desempenho dos membros inferiores foram descritos na literatura, como, por exemplo, em relação à força durante tarefas de andar, correr e pedalar. As razões para essas diferenças – uma vez que ambos os membros inferiores, teoricamente, tem a mesma possibilidade de movimento e a preferência lateral pode mudar de acordo com a tarefa – tem intrigado cientistas. Em estudos prévios apresentados na literatura, notamos que assimetrias na força produzida ocorrem durante a pedalada, apresentando relação, por exemplo, com a intensidade do exercício. Também sugere-se que a experiência com a tarefa influencie assimetrias. Entre os motivos para estudar esses mecanismos de assimetria está o risco aumentado de lesão inerente a assimetrias cinéticas, como constatado na corrida, assim como a importância de empregar estratégias unilaterais de treinamento e/ou reabilitação. A ativação muscular foi sugerida como sendo um fator determinante de assimetrias. A ativação muscular nos membros inferiores poderia diferir entre os membros, e tal como ocorre para a extremidade superior, levar a vantagem em favor da perna preferida. No entanto, essa hipótese não havia sido testada, considerando exercícios em diferentes configurações e sujeitos com diferentes níveis de experiência. Assim, buscamos investigar as diferenças entre o membro inferior preferido e não-preferido durante a pedalada, em testes bilaterais e unilaterais, considerando: (1) o consumo de oxigênio, (2) a eficiência muscular, (3) a magnitude da ativação muscular, (4) a variabilidade na ativação muscular, e (5) a comunicação entre os membros durante ações isoladas de um dos membros inferiores. Protocolos de ciclismo (a) incremental máximo, (b) submáximo de carga constante para pedalada bilateral, e (c) submáximo de carga constante para pedalada unilateral, com o membro inferior preferido e não-preferido, foram realizados por ciclistas e não-ciclistas. As análises estatísticas sugeriram que durante a pedalada bilateral, assimetrias de força previamente descritas não parecem estar relacionadas com diferenças na magnitude de ativação muscular (*biceps femoris*, *gastrocnemius medialis* e *vastus lateralis*) entre o membro inferior preferido e não-preferido. No entanto, a variabilidade da ativação foi influenciada pela preferência em não-ciclistas. No exercício unilateral, a preferência lateral não influenciou o consumo de oxigênio e a eficiência muscular. A magnitude da ativação muscular e a sua variabilidade também não diferiram estatisticamente entre as pernas durante os protocolos unilaterais, o que não ajuda a explicar assimetrias de força dependentes em aspectos neurais. Os resultados de comunicação entre membros sugerem efeitos da preferência lateral para ciclistas na perna preferida, o que poderia influenciar a transferência interlateral de aprendizagem em sujeitos treinados. Dessa forma, a preferência lateral parece não influenciar a magnitude da ativação muscular e eficiência muscular, no entanto, ela pode apresentar diferentes efeitos frente à variabilidade da ativação muscular e da comunicação entre os membros em função da experiência com ciclismo. Assimetrias encontradas no ciclismo parecem mais frequentes para a força e podem ser relacionadas à configuração da atividade e ao efeito do ambiente de prática, sem apresentar correlatos com a ativação muscular.

Palavras-chaves: *Biomecânica; Controle Motor; Eletromiografia; Lateralidade funcional; Ciclismo; Assimetria; Aprendizagem motora.*

ABSTRACT

Performance asymmetries are frequently addressed by studies on motor control. Research projects adopt protocols which will assess unimanual and bimanual action in order to determine lateralization and transfer of learning processes, as well as to monitor the development of learning. On the other hand, the lower limbs of the human body are more related to bilateral actions, such as those required for locomotion. Nevertheless, differences in the performance between lower limbs have been reported in previous investigations for force, during walking, running and cycling. The factors which determine these differences – once both lower limbs in theory have the same possibility to be recruited and the leg preference can switch according to the tasks requirements – have been discussed in the literature. Previous studies from the literature reported force asymmetries during pedaling, which appeared dependent on exercise intensity and experience. Among the motivations to study mechanisms of asymmetry is the increased risk of injury associated with kinetic asymmetries, as previously described for runners, as well the development of unilateral strategies of training and rehabilitation. Muscle activation was suggested as a factor determinant of limb asymmetries. The muscle activation could differ between lower limbs as observed for upper extremity, and lead to advantages in favor of preferred limb during dynamic actions. Although proposed in the literature, this hypothesis was not tested using different configurations of exercise and subjects with different levels of experience with pedaling. Therefore, we investigated differences between preferred and non-preferred limbs during bilateral and unilateral pedaling. Parameters measured included (1) oxygen uptake, (2) muscle efficiency, (3) magnitude of muscle activation (4) variability of muscle activation, and (5) interlimb excitation during isolated actions of one limb. Cycling protocols consisted of (a) incremental maximal cycling test, (b) bilateral pedaling at submaximal intensity, and (c) unilateral pedaling at submaximal intensity, with preferred and non-preferred limbs. Tests were performed by cyclists and non-cyclists. The statistical analysis suggested that during bilateral pedaling, force asymmetries described in the literature appeared not related to differences in magnitude of muscle activation (*biceps femoris*, *gastrocnemius* medial head, and *vastus lateralis*) between preferred and non-preferred lower limbs. Despite of this, variability of muscle activation was influenced by leg preference in non-cyclists. During unilateral pedaling, leg preference did not statistically influence oxygen uptake and muscle efficiency. Magnitude of muscle activation and its variability did not differ statistically between legs. This finding does not support force asymmetry as dependent on neural factors related to the magnitude of muscle activation. The result of interlimb excitation suggests the effects of lateral preference for the preferred leg of cyclists, which could influence the interlimb transfer of learning in trained subjects. In summary, lateral preference appeared not to influence magnitude of lower limbs muscle activation and muscle efficiency, but can present different effects on variability of muscle activation and interlimb communication according to cycling experience. Asymmetries found during cycling appear more frequent for force and can be dependent on the exercise configuration and environment, without correlation with the muscle activation.

Keywords: *Biomechanics; Motor Control; Electromyography; Functional laterality; Cycling; Asymmetry; Motor learning.*

APRESENTAÇÃO

A maioria dos movimentos voluntários feitos pelos membros superiores do corpo humano apresenta uma preferência lateral bem definida e associada ao desempenho (SERRIEN *et al.*, 2006). Isso tem sido demonstrado por diversos estudos que consideraram assimetrias manuais de desempenho e suas relações com preferência lateral (ADAM *et al.*, 1998), treinamento (TEIXEIRA e OKAZAKI, 2007), transferência de aprendizagem (TEIXEIRA, 2000) e desenvolvimento da coordenação motora (SERRIEN, 2008). A maioria das pessoas demonstra uma clara preferência pelo lado direito. Independente disso, a consolidação da preferência lateral é associada à confiança para a execução de uma tarefa com um determinado braço ou mão (STEENHUIS e BRYDEN, 1989; HEBBAL e MYSOREKAR, 2006).

Quando consideramos a extremidade inferior do corpo humano, o estudo da relação entre preferência lateral e desempenho esbarra em alguns resultados contraditórios. Investigações prévias mostraram assimetrias em diversos parâmetros biomecânicos do membro inferior durante o ciclismo e a corrida (VAGENAS e HOSHIZAKI, 1988; SANDERSON *et al.*, 1991; VAGENAS e HOSHIZAKI, 1991; 1992a; ZIFCHOCK *et al.*, 2006; CARPES *et al.*, 2007b). As assimetrias na corrida e no ciclismo podem apresentar relação com riscos de lesão, e talvez este seja o principal

motivo para a sua investigação no contexto esportivo. Em corredoras que sofreram lesão no membro inferior, assimetrias na cinética da corrida foram detectadas (ZIFCHOCK *et al.*, 2006). A assimetria em variáveis cinéticas da corrida parece determinar qual o membro será lesionado primeiro. Como veremos a seguir, essas assimetrias em parâmetros da biomecânica externa (VAGENAS e HOSHIZAKI, 1988; VAGENAS e HOSHIZAKI, 1991; 1992) na corrida podem ter relação com o nível de treinamento e experiência dos corredores (CAVANAGH *et al.*, 1977; CAVANAGH *et al.*, 1985).

No ciclismo, a intensidade do esforço parece influenciar assimetrias na cinética da pedalada. As assimetrias na cinética da pedalada (força e torque) diminuem quando a carga de trabalho aumenta durante protocolos de curta duração (SANDERSON, 1990; CARPES *et al.*, 2007a), ou competição simulada (CARPES *et al.*, 2007b). Percebemos uma carência de investigações considerando fatores relacionados à assimetrias na atividade elétrica muscular durante o correr e pedalar.

A motivação para a realização desta pesquisa resulta de estudos previamente desenvolvidos pelo *Grupo de Estudo e Pesquisa em Ciclismo*[♦]. A partir deste momento, alguns destes estudos são apresentados a fim de contextualizar como este trabalho foi concebido. Os estudos serão apresentados em ordem cronológica. O primeiro deles foi um estudo que analisou a cinemática frontal da articulação do joelho em relação a sua translação no sentido médio-lateral durante a pedalada, diferenças entre membro preferido e não-preferido foram encontradas (Figura A1) (CARPES *et al.*, 2006). A cinemática foi mensurada durante um teste incremental máximo, e os dados foram analisados de acordo com faixas de intensidade baseadas no consumo máximo de oxigênio. O movimento médio-lateral do joelho foi estatisticamente maior para o

[♦]O Grupo de Estudo e Pesquisa em Ciclismo (GEPEC, www.ufsm.br/gepec) desenvolve estudos considerando os movimentos da pedalada para investigar questões neuromecânicas relacionadas à extremidade inferior. O grupo envolve professores e estudantes vinculados a Universidade Federal de Santa Maria e Universidade Federal do Rio Grande do Sul, além de parcerias com outras Instituições de Ensino Superior.

membro não-preferido. Isso sugeriu que o membro não-preferido pode apresentar uma menor capacidade de controle do movimento, o que poderia ser relacionado com um menor condicionamento muscular, de acordo com o aumento da intensidade do esforço.

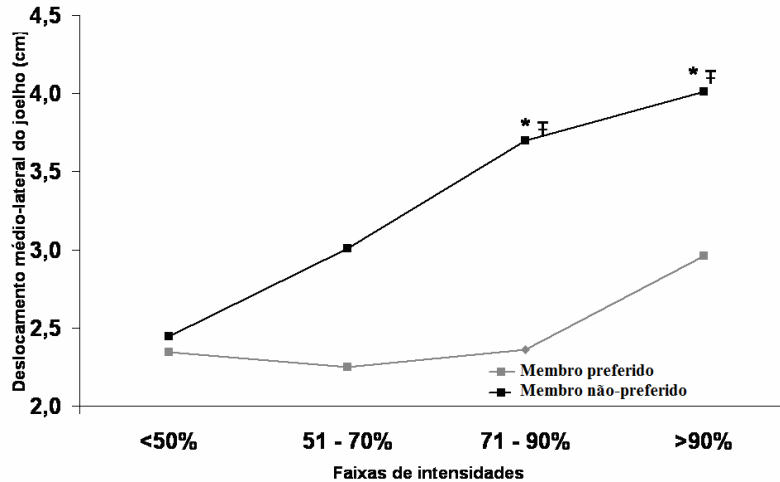


Figura A1. Deslocamento médio-lateral (em cm) do joelho do membro preferido e não-preferido durante um teste incremental máximo de ciclismo considerando diferentes faixas de intensidade, % do VO_2 máx (n=5). * Indica diferença estatisticamente significativa no deslocamento médio-lateral entre os membros inferiores ($p < 0,05$ - teste t). ^T Diferença estatisticamente significativa no deslocamento médio lateral entre as faixas de intensidades ($p < 0,05$ - Anova). Adaptado de CARPES *et al.* (2006).

Considerando que algumas diferenças bilaterais podem ocorrer em relação a cinemática durante a pedalada, avaliamos a simetria na produção de torque durante uma competição simulada, o que traz o atleta a uma situação mais próxima do realmente experimentado durante a prática esportiva. O estudo mostrou que o pico de torque produzido durante a pedalada (observado na fase de propulsão) pode apresentar assimetrias maiores que 10% em determinados instantes da prova simulada (CARPES *et al.*, 2007b). A figura A2 mostra que o aumento do torque produzido revela simetria (índice de assimetria menor que 10%) entre os membros inferiores. Uma relação entre

intensidade do esforço e simetria na pedalada pode ser inferida a partir dos dados deste estudo.

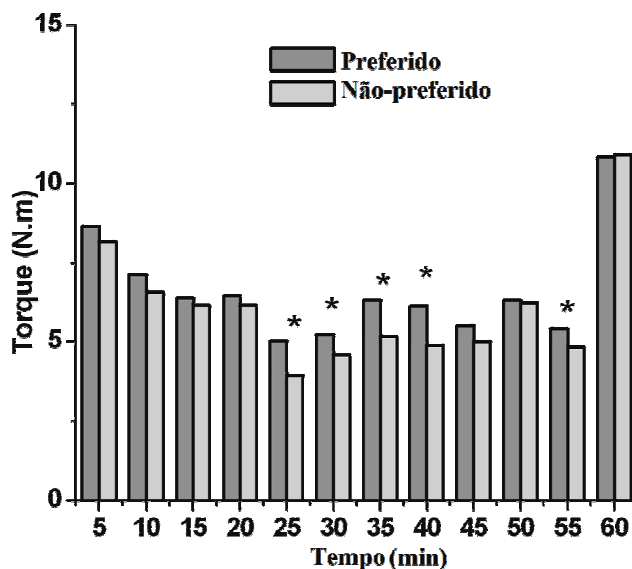


Figura A2. Pico de torque (N·m) gerado no pedivela (média de 10 ciclos) pelo membro inferior preferido e não-preferido, em média, para cada cinco minutos, durante uma prova de 40 km simulados em laboratório (n=5). * indica índice de assimetria maior que 10%. Adaptado de CARPES *et al.* (2007).

A partir da relação sugerida entre intensidade e simetria, testes incrementais foram considerados com o objetivo de verificar como o aumento da intensidade afeta diferenças bilaterais na cinética da pedalada. Nestes testes, a carga de trabalho é aumentada periodicamente até que o atleta atinja a exaustão. Considerando o trabalho e torque médio produzido em um teste incremental (n=11), alta variabilidade foi encontrada para a força aplicada ao pedal, o que pode ter influenciado a magnitude e significância das diferenças bilaterais (BINI *et al.*, 2007).

Quando considerado o pico de torque durante um teste incremental com cargas aplicadas a cada minuto (n=6), foi observada relação entre aumento da carga e simetria no pico de torque em quatro faixas de intensidade baseadas no consumo máximo de

oxigênio, conforme descrito previamente (CARPES *et al.*, 2006). Os dados apresentaram simetria no pico de torque produzido entre os membros inferiores para a intensidade superior a 90% do consumo máximo de oxigênio.

As observações apresentadas anteriormente têm uma importante aplicação no contexto do treinamento do ciclismo. Conforme reportado pela literatura (GOLICH e BROKER, 1996), ciclistas desenvolvem grande parte de seus treinamentos e competições de longa duração (*tours*) em intensidades moderadas. Dessa forma, atletas que apresentam assimetrias poderiam estar desenvolvendo torque e/ou força de maneira assimétrica durante grande parte de seus treinamentos.

Os resultados controversos destes dois estudos (BINI *et al.*, 2007; CARPES *et al.*, 2007a) remeteram a discussões sobre a influência do nível de treinamento sobre a simetria, uma vez que os estudos consideraram sujeitos com diferentes níveis de treinamento. De modo a abordar essa questão, consideramos testes realizados no aparelho de treinamento resistido com pesos *leg-press* para investigar a relação entre treinamento, percepção e assimetria na força em sujeitos treinados (n=8) e adaptados (n=8) (CARPES *et al.*, 2008). Sujeitos treinados apresentaram melhor percepção acerca de assimetrias apresentadas para a força aplicada aos pedais direito e esquerdo do aparelho *leg-press*, assim como apresentaram assimetrias significativamente menores do que aqueles sujeitos que são adaptados ao exercício, mas que estão iniciando um programa de exercícios. Neste estudo, a percepção de assimetrias envolveu a resposta a duas perguntas, sendo elas (1ª) “você percebeu alguma diferença na força entre as pernas durante o exercício?”, e em caso afirmativo, era feita mais uma pergunta, (2ª) “E qual perna fez mais força?”. Os resultados sugeriram que sujeitos iniciantes foram, na sua maioria, assimétricos em relação à força aplicada no pedal do aparelho *leg-press*, e também não conseguiram perceber a assimetria entre os membros. Por outro lado, os

sujeitos treinados foram mais simétricos, e, quando assimetrias ocorreram, tiveram maior sucesso em perceber as diferenças.

Estes estudos sugerem que tanto a intensidade do exercício quanto o nível de treinamento podem influenciar assimetrias de desempenho dos membros inferiores. As assimetrias apresentam-se como um fator de risco para surgimento de lesões músculo-esqueléticas, principalmente em situações onde existe repetição prolongada, como o caso do ciclismo e da corrida. A eficiência muscular – inferida a partir de trocas gasosas – e a ativação muscular – inferida a partir da monitoração da atividade elétrica muscular com o uso da eletromiografia de superfície – são variáveis que podem ajudar a entender se essas diferenças estão de alguma forma são relacionadas com aspectos neurais do controle dos membros inferiores. Adicionalmente, os movimentos bilaterais são descritos como mais eficientes. Essa afirmação tem fundamento na interação entre vias sensoriomotoras e reflexas que utilizam a informação do estado sensorial do membro contralateral para regulação do movimento no membro ipsilateral (TING *et al.*, 2000; PEARSON, 2004; TING e MCKAY, 2007). Assim, avaliar estas questões em situações de movimento unilateral poderia ajudar na discussão dos fatores determinantes de assimetrias de desempenho da extremidade inferior por permitir que os membros inferiores sejam avaliados individualmente, sem a participação do estado sensório motor e mecanismos de *feedback* do membro contralateral. Para tais tipos de situação experimental o ciclismo se mostra um exercício útil por sua característica de não sustentação do peso corporal.

Objetivo geral

O objetivo geral deste estudo foi verificar se a preferência lateral pode influenciar a atividade elétrica muscular e a eficiência muscular no ciclismo, e, dessa forma, afetar o desempenho dos membros inferiores. Para alcançar esse objetivo, diferentes protocolos experimentais, considerando diferentes intensidades de exercício e níveis de experiência com ciclismo, foram realizados. A importância e relevância do estudo dizem respeito ao conhecimento de mecanismos relacionados a assimetrias de desempenho dos membros inferiores. O uso repetitivo dos membros inferiores, como na caminhada, corrida e ciclismo, associado à assimetria pode acarretar fatores de risco que servem como precursores de lesões do sistema músculo-esquelético.

Estrutura do documento

Este documento está estruturado, como segue, em uma revisão de literatura, dois estudos originais, e um capítulo de considerações finais, que são seguidos pela lista de referências e anexos. Nesse sentido, o *capítulo 1*, intitulado “*Efeitos da preferência lateral sobre assimetrias de desempenho nos membros inferiores: evidências para marcha, corrida e ciclismo*”, tem como objetivo apresentar o estado da arte em relação às assimetrias de desempenho nos membros inferiores, especialmente considerando parâmetros da biomecânica externa em tarefas rítmicas e cíclicas de locomoção, como o andar, correr e pedalar. Os estudos revisados denotam os principais achados da literatura em relação à preferência lateral e a influência de variáveis como o treinamento e a experiência sobre assimetrias. Este capítulo compôs um artigo de revisão, submetido à

apreciação do comitê editorial do *Journal of Science and Medicine in Sport*, tendo como co-autores Irvin E Faria e Carlos Bolli Mota.

O capítulo 2, intitulado “*Influência da preferência lateral sobre a ativação muscular bilateral no ciclismo*”, apresenta o primeiro estudo original, trazendo os resultados dos procedimentos experimentais desenvolvidos durante testes de ciclismo bilateral em diferentes intensidades de exercício em sujeitos com diferentes níveis de treinamento. Neste estudo, investigamos se existem diferenças na atividade elétrica muscular bilateral durante exercício máximo e submáximo, em ciclistas e não-ciclistas, que foram classificados considerando o nível de treinamento e desempenho. Este capítulo compôs um artigo original, submetido à apreciação do comitê editorial do *Journal of Sports Sciences* tendo como co-autores Fernando Diefenthaler, Rodrigo Bini, Darren Stefanyshyn, Irvin E Faria e Carlos Bolli Mota.

Alguns estudos sugerem que a realização de movimentos em um contexto bilateral estaria relacionada a mecanismos de interação, atuando para assegurar desempenho similar entre os lados (TING *et al.*, 2000; TING e MCKAY, 2007). Dessa forma, o capítulo 3, intitulado “*A preferência lateral afeta a eficiência e a ativação muscular dos membros inferiores?*”, descreve o segundo estudo original, que analisa se durante a atividade unilateral o membro preferido pode apresentar melhor desempenho, com base nas medidas de eficiência muscular e de atividade elétrica muscular. As diferenças entre os membros inferiores foram avaliadas em intensidade submáxima, também sendo discutidos aspectos relacionados à comunicação entre os membros e efeitos da experiência e treinamento de ciclismo. Este capítulo compôs um artigo original, submetido à apreciação do comitê editorial do periódico *Human Movement Science* tendo como co-autores Fernando Diefenthaler, Rodrigo Bini, Darren Stefanyshyn, Irvin E Faria e Carlos Bolli Mota.

Por fim, o *capítulo 4*, intitulado “*Influência da experiência e preferência lateral sobre a pedalada*”, apresenta um apanhado geral dos achados e das limitações desta investigação. Este capítulo não corresponde a nenhum artigo submetido a periódico, mas sim de uma reflexão dos resultados e sua importância para o conhecimento atual de assimetrias na extremidade inferior. Neste capítulo final também são propostos alguns tópicos que poderão ser investigados como uma continuação deste estudo.

CAPÍTULO 1

EFEITOS DA PREFERÊNCIA LATERAL SOBRE ASSIMETRIAS DE DESEMPENHO NOS MEMBROS INFERIORES: EVIDÊNCIAS PARA MARCHA, CORRIDA E CICLISMO

1.1 Contextualização do tema

A lateralidade é relacionada ao comportamento cognitivo e motor dos lados direito e esquerdo do corpo. O uso preferencial de um lado do corpo é, frequentemente, associado com o seu desempenho (SERRIEN *et al.*, 2006) e relacionado com a especialização funcional dos hemisférios cerebrais (STEENHUIS e BRYDEN, 1989; HEBBAL e MYSOREKAR, 2006). Isso é consistente com a maior capacidade de processamento paralelo e representação espacial para o hemisfério cerebral direito (BRYDEN, 1990).

Este processo de lateralização parece ser estabelecido muito cedo, ainda durante o desenvolvimento da gestação, quando os fetos apresentam preferência por movimentos com um lado do corpo, o que poderia influenciar subseqüentes assimetrias de desempenho (MCCARTNEY e HEPPER, 1999). No entanto, a lateralização tem sido sugerida como somente 10 a 20% dependente de fatores genéticos, sendo muito mais susceptível à influência de aspectos ambientais (ASHTON, 1982). Apesar de teorias contraditórias, a lateralidade é aceita como dependente de fatores relacionados a ambos os períodos pré- e pós-natal (YEO *et al.*, 1991). Isso porque outros fatores a influenciam, dentre eles a complexidade da ação motora (SERRIEN *et al.*, 2006; LISSEK *et al.*, 2007), o gênero (AMUNTS *et al.*, 2000; LISSEK *et al.*, 2007) e características do desenvolvimento, como maturidade e envelhecimento (BOLES *et al.*, 2008), que interagem influenciando a escolha de um lado (segmento, membro) para a execução de uma ação.

Cerca de 90% das pessoas exibem uma preferência bem definida pelo uso da mão direita, enquanto que para a extremidade inferior essa diferença não é tão grande, apresentando-se em média de 55% a 75% (CUK *et al.*, 2001). Um fator que pode influenciar essas diferenças é que ações motoras desenvolvidas pelos membros inferiores requererem maior ativação cortical bilateral do que ocorre para membros superiores (LUFT *et al.*, 2002; KAPRELI *et al.*, 2006; KAPRELI *et al.*, 2007), muito provavelmente em dependência da maior complexidade nos movimentos da extremidade inferior (OHTSUKI, 1994) e também maior ativação cortical para regulação de músculos mais distais (KAPRELI *et al.*, 2006).

A determinação da preferência podal, com frequência considera a observação de qual perna é escolhida para o chute (GABBARD e HART, 1996; SMAK *et al.*, 1999), ou pelo uso de questionários, como o Inventário de *Waterloo* (ELIAS *et al.*, 1998). Para

quantificar assimetrias, muitas vezes, são empregados índices (ROBINSON *et al.*, 1987; KNAPIK *et al.*, 1991; CHAVET *et al.*, 1997; KARAMANIDIS *et al.*, 2003), razões entre a perna direita e esquerda (SANDERSON *et al.*, 1991; VAGENAS e HOSHIZAKI, 1992; IMPELLIZZERI *et al.*, 2007), ou procedimentos estatísticos (SANCHIS-MOYSI *et al.*, 2004; CRENSHAW e RICHARDS, 2006; ZIFCHOCK *et al.*, 2007).

Uma vez quantificadas, diferenças laterais podem ser analisadas em função de aspectos diversos, como, por exemplo, o treinamento e o desenvolvimento. Integrando esses dois aspectos, dois estudos podem ser citados para mostrar que assimetrias podem não ser influenciadas pelo treinamento. Assimetrias laterais de magnitudes constantes foram encontradas em habilidades do futebol antes e depois de um período de treinamento específico. Isso sugeriu que o treinamento levou à melhora no desempenho de modo similar para ambos os membros inferiores e, conseqüentemente, os índices de assimetria não se modificaram (TEIXEIRA *et al.*, 2003). Adicionalmente, as diferenças entre as pernas parecem ser constantes também ao longo do processo de desenvolvimento, pois a manutenção de índices de assimetrias também foi observada quando diferentes faixas etárias foram analisadas (TEIXEIRA e TEIXEIRA, 2008).

A manutenção de assimetrias é consistente com a ocorrência de transferência de aprendizagem entre os hemisférios cerebrais durante a prática (VANGHELUWE *et al.*, 2004), que também leva a melhoras no desempenho no membro contralateral não treinado, a fim de evitar o desenvolvimento de índices de assimetria muito grandes (SERRIEN, 2008). Um bom exemplo para isso é o futebol, em que pouquíssimos atletas usam cada um dos pés com similar frequência (CAREY *et al.*, 2009).

Independente desses resultados, diferenças entre as pernas não tem sido consideradas na maioria das pesquisas em ciências do esporte. Conseqüentemente,

respostas para questões como: “*Qual a influência de assimetrias sobre o desempenho?*” e “*Como a preferência lateral pode influenciar o desempenho?*” ainda são inferidas com base em poucas evidências. Isso dificulta o estabelecimento de um conceito fundamental em relação a diferenças laterais e como, e se, elas devem ser incorporadas em investigações que retratem o desempenho dos membros inferiores e em treinamentos. Independentemente dos achados, suportando antigas ou propondo novas teorias, um melhor entendimento dos mecanismos responsáveis por assimetrias e sua(s) interação(ões) com o desempenho esportivo podem permitir abordagens mais específicas para avaliação, treinamento e também pesquisa em biomecânica e controle motor.

Dessa forma, o objetivo dessa revisão de literatura é discutir a ocorrência de assimetrias bilaterais na locomoção humana e suas relações com a preferência lateral, especialmente no contexto do esporte competitivo, considerando o andar, correr e pedalar.

1.1.2 Métodos de busca

A relação entre assimetria e preferência de membros inferiores foi considerada com base em uma série de referências encontradas nos portais e ferramentas de busca Medline[®], Sciencedirect[®], e Scopus[®]. As referências foram buscadas considerando estudos publicados em inglês até fevereiro de 2009, por meio do uso das palavras-chave: “*lateralização funcional*”, “*assimetria bilateral*”, “*assimetria de desempenho*”, “*dominância de membros*”, “*membro preferido*”, “*lateralização cerebral*”, “*lateralidade*”, “*ciclismo*”, “*caminhada*”, “*andar*”, “*corrida*”, e “*extremidade inferior*”,

em sujeitos adultos saudáveis. Os artigos selecionados foram complementados por suas listas de referências quando adequado; artigos publicados na última década foram preferencialmente considerados.

1.2 Assimetrias no andar

Durante a postura em pé, assimetrias não parecem resultar meramente de diferenças em estruturas anatômicas entre os lados, mas também de patologias e processos associados ao envelhecimento (BLASZCZYK *et al.*, 2000). Logo, uma relação direta entre preferência e descarga de peso enquanto em pé não pode ser assumida como “*causa e efeito*” (HESSE *et al.*, 1996). Na postura em pé, assimetrias na descarga de peso aumentam a importância do tornozelo em relação a seu papel como estabilizador postural (ROUGIER e GENTHON, 2009). Esse achado é similar ao encontrado previamente em relação a assimetrias significantes na força de reação do solo durante a postura bipedal em pé (GUTNIK *et al.*, 2008). Ainda que isso possa sugerir uma influência negativa da assimetria sobre o desempenho, a razão de força entre eversão e inversão para o tornozelo foi semelhante entre o lado direito e esquerdo e não apresentou relação com o controle postural unipodal em sujeitos saudáveis (LIN *et al.*, 2009). Essas observações não sustentam a influência da preferência podal sobre assimetrias na postura em pé.

As possíveis razões para essas contradições envolvem o fato de tarefas que requerem mobilização de um membro serem relacionadas à consistente preferência lateral, ao passo que tarefas de estabilização apresentam grande variabilidade em relação à perna preferida (TEIXEIRA e TEIXEIRA, 2008). Em virtude das

metodologias empregadas, alguns de seus possíveis efeitos sobre o controle postural podem ser negligenciados, devido, por exemplo, a grande prevalência de sujeitos que apresentam alguma anormalidade no comprimento de membros inferiores (KNUTSON, 2005). Um dos aspectos mais importantes em respeito a isso é que essas diferenças podem afetar a força de reação do solo suportada pela pélvis, levando a alterações na decomposição dos vetores de força para cada um dos membros inferiores (CUMMINGS *et al.*, 1993; YOUNG *et al.*, 2000).

Quando avançamos da simples postura em pé para a mudança na posição do corpo durante o andar, a literatura é consistente acerca das vantagens que um desempenho simétrico pode oferecer em termos de eficiência e gasto energético. Isso só não ocorrerá para pessoas com algum tipo de debilidade, como indivíduos que sofreram derrame cerebral, que serão beneficiados por padrões assimétricos de locomoção (GOBLE *et al.*, 2003; REISMAN *et al.*, 2005). No entanto, mesmo que pequenas assimetrias possam ser assumidas como variações aceitáveis do padrão de andar (RILEY *et al.*, 1977; CHAO *et al.*, 1983), não há uma conclusão sobre a magnitude de assimetria que pode ser considerada “*desprezível*”.

Enquanto que assimetrias no andar têm sido reportadas há mais de 30 anos (SINGH, 1970), estudos recentes têm se dedicado à investigação do desempenho de apenas um dos membros inferiores, muitas vezes, sem considerar a preferência podal. Dessa forma, a avaliação do membro inferior direito é frequente na literatura. Na maioria das vezes, essa situação é assumida por reduzir a complexidade nos desenhos experimentais (SADEGHI *et al.*, 2000). Avaliações unilaterais reduzem o volume de dados coletados, diminuindo a demanda de tempo para o processamento e a análise dos resultados.

Assimetrias na força de reação do solo, por exemplo, podem ser associadas a diferenças na força muscular entre os membros inferiores. Isto é suportado pela avaliação isométrica da atividade elétrica muscular do *tibialis anterior* e *gastrocnemius medialis* e o torque de flexão plantar em pessoas de meia-idade. A atividade elétrica desses músculos apresenta menor frequência de ativação na perna preferida, o que é relacionado também com 18% de diferença no torque isométrico de flexão plantar em favor da perna preferida (VALDERRABANO *et al.*, 2007). Esses resultados são consistentes com a especificidade de ação dos membros inferiores para a propulsão (membro preferido), enquanto o contralateral (não-preferido) prove estabilidade (SADEGHI *et al.*, 2000).

Essas proposições foram, recentemente, suportadas por avaliações de estratégias musculares das pernas para o andar normal, sendo que assimetrias significativas foram encontradas entre a propulsão e frenagem do movimento, sugerindo um processo de categorização funcional para cada membro inferior durante o andar (POTDEVIN *et al.*, 2008).

Uma vez que diferenças na força de reação do solo na propulsão do andar foram relacionadas com a lateralidade, a força de reação vertical pode apresentar forte relação com a preferência podal. Assimetrias na força vertical excedendo 4% foram encontradas em 45 de 50 sujeitos avaliados durante o andar, e pelo menos 10% deles apresentaram assimetrias maiores do que 10% (LASSEL, 1992). O aumento na velocidade do andar (comparação entre velocidade 10% acima e 10% abaixo da velocidade preferida) minimizou assimetrias cinéticas (GOBLE *et al.*, 2003).

Por outro lado, a força de reação do solo foi similar entre as pernas para a velocidade preferida, bem como para a velocidade mais baixa (20% mais lenta que a velocidade preferida), e também para rápida (20% mais rápida que a velocidade

preferida) (SEELEY *et al.*, 2007). Recentemente, o impulso vertical foi descrito como sendo 4% maior para o membro preferido em homens caminhando na velocidade preferida, e 7% para o não-preferido em mulheres caminhando na velocidade mais rápida possível, ainda que momentos ao redor da articulação do joelho tenham sido similares entre as pernas (TEICHTAHL *et al.*, 2009). Isto denota uma grande variabilidade na observação de assimetrias na cinética do andar.

Em relação a parâmetros cinemáticos, assimetrias foram encontradas para o comprimento do passo e da passada, ângulos do tornozelo e pé, máxima extensão do joelho e amplitude de movimento (especialmente para o quadril) (SADEGHI *et al.*, 2000). Mesmo com alta variabilidade, essas assimetrias ocorrem durante andar e correr. No entanto, em situações mais complexas, a habilidade de controle parecer ser aprimorada, fazendo com que diferenças entre os lados sejam minimizadas. Isto foi observado durante o andar com comprimentos de passos assimétricos (*limp walking*) em uma esteira com cintas independentes (*split-belt*). Nesse caso, os sujeitos conseguiram perceber as assimetrias devido às diferentes velocidades das cintas independentes, e após um período curto (de até 10 min), um novo padrão de locomoção foi observado, com uma capacidade de coordenação que garantiu simetria no andar. Estes resultados servem para ilustrar a busca da simetria de movimentos por parte dos sujeitos, que adaptaram e armazenaram um novo padrão de coordenação visando estabilidade e eficiência energética em uma situação diferente do usual (CHOI e BASTIAN, 2007).

Muitas destas observações no andar têm correlatos durante a corrida, como, por exemplo, as assimetrias na cinemática angular em relação ao tornozelo (VAGENAS e HOSHIZAKI, 1988; VAGENAS e HOSHIZAKI, 1991; 1992). Enquanto caminhando, os sujeitos parecem capturar informações do ambiente que permitem adaptar o controle motor e aumentar a eficiência do movimento; fatores externos, tais como o terreno e as

condições ambientais, parecem influenciar as assimetrias, que podem ser superadas após um período de adaptação. No entanto, os estudos não puderam elucidar se um padrão assimétrico de movimento pode ser inerente a um sujeito, independentemente de processos de adaptação, ou se qualquer assimetria pode ser revertida, sem levar em consideração as suas causas.

1.3 Assimetrias na corrida

O maior número de estudos que avaliam assimetrias de desempenho em sujeitos é realizado na corrida. A tabela 1.1, apresentada a seguir, resume estudos que realizaram avaliação bilateral do desempenho de corredores. Os achados dessas pesquisas sugerem que a carga de impacto sobre os membros inferiores tem relação com picos de força assimétricos, bem como com diferentes taxas de aplicação de carga sobre, por exemplo, a tíbia (CHAVET *et al.*, 1997). O principal efeito dessa situação não é a magnitude da carga de impacto *per se*, mas os seus efeitos deletérios devido à repetição durante a prática de uma atividade prolongada, ou devido à manutenção de uma postura em um posto de trabalho.

Tabela 1.1. Referências selecionadas considerando assimetrias na corrida e ciclismo, com suas metodologias e resultados resumidos. Os estudos estão listados em ordem alfabética considerando a inicial do sobrenome do primeiro autor. FRS: força de reação do solo, MTB: mountain-bike.

Autores	Desenho experimental	Sujeitos	Variáveis	Resultados
BROUWER <i>et al</i> (1989)	Avaliação cinemática e cinética da corrida.	Crianças amputadas abaixo do joelho.	Cinemática angular; FRS; momentos articulares.	Assimetria na cinemática angular, FRS e momentos.
CARPES <i>et al</i> (2007b)	Competição simulada.	Ciclistas MTB.	Pico de torque no pedivela.	Assimetria relacionada à preferência podal; assimetria variando de acordo com o período da competição.
CARPES <i>et al</i> (2007a)	Teste progressivo máximo.	Ciclistas MTB.	Pico de torque no pedivela.	Assimetria diminui com o aumento da carga de trabalho.
CAVAGNA (2006)	Corrida em diferentes velocidades.	Adultos saudáveis.	FRS e energia mecânica.	Assimetrias diminuem com o aumento da velocidade.
CAVAGNA <i>et al</i> (2008)	Corrida em diferentes velocidades.	Adultos e idosos saudáveis.	FRS e energia mecânica.	Assimetrias diminuem com o aumento da velocidade.
DALY e CAVANAGH (1976)	Ciclismo em diferentes velocidades e cargas de trabalho.	Adultos saudáveis.	Força propulsiva.	Assimetrias dependentes da velocidade.
EDELIN <i>et al</i> (2004)	Teste progressivo.	Ciclistas e não-ciclistas.	Cinemática do membro inferior.	Movimentos assimétricos, maiores amplitudes de movimento para o lado preferido.
HAMILL <i>et al</i> (1984)	Caminhada versus corrida.	Adultos saudáveis.	FRS.	Variabilidade entre sujeitos; Simetria geralmente encontrada.
KARAMANIDIS <i>et al</i> (2003)	Corrida em diferentes velocidades e diferentes frequências de passadas.	Corredores experientes.	Cinemática do membro inferior.	Simetria geralmente encontrada; algumas características específicas para parâmetros angulares ou lineares.
MUNRO <i>et al</i> (1987)	Corrida em velocidade preferida.	Adultos saudáveis.	FRS.	Variabilidade entre sujeitos; assimetrias claramente encontradas.

SANDERSON (1991)	Ciclismo em diferentes velocidades e cargas de trabalho.	Ciclistas experientes.	Força no pedal; trabalho.	Simetria observada em poucos casos; magnitudes de assimetrias não mudaram com velocidade ou carga de trabalho; assimetria no trabalho mudou com a velocidade e o trabalho produzido.
SMAK <i>et al</i> (1999)	Ciclismo em diferentes velocidades e cargas de trabalho.	Ciclistas competitivos.	Força no pedal; potência positiva; potência negativa; torque médio.	Perna do chute contribui mais para o torque médio; perna não-preferida contribui mais para potência; alta variabilidade entre os sujeitos.
VAGENAS e HOSHIZAKI (1991)	Corrida e avaliação de força de extensores de joelho.	Corredores experientes.	Flexibilidade do tornozelo e força isocinética de joelho.	Assimetrias específicas para algumas articulações.
VAGENAS e HOSHIZAKI (1992)	Corrida com calçado e descalço.	Corredores experientes.	Cinemática do membro inferior.	Assimetrias significativas em relação à articulação do tornozelo, velocidade do pé e algumas variáveis temporais.
VAGENAS e HOSHIZAKI (1988)	Corrida com diferentes calçados.	Corredores.	Cinemática do tornozelo.	Calçados novos relacionados a maiores assimetrias; influência da preferência; assimetrias em parâmetros cinemáticos do tornozelo no contato com o solo.
ZIFCHOCK <i>et al</i> (2006)	Corredoras avaliadas enquanto caminhavam.	Corredoras nunca lesionadas e corredoras com lesão prévia.	FRS.	Sujeitos já lesionados apresentando maior impacto, assimetria pode influenciar o lado que poder ser lesionado primeiro.

Como observado no andar, assimetrias na corrida também apresentam alta variabilidade entre sujeitos (BATES e HAVEN, 1973; HAMILL *et al.*, 1984; BUCKALEW *et al.*, 1985; MUNRO *et al.*, 1987). Assimetrias em variáveis cinéticas podem aumentar o risco de lesão para um lado. Isto foi sugerido quando se avaliou assimetrias na força de reação do solo em corredoras que nunca haviam sofrido lesão e corredoras apresentando fraturas unilaterais por estresse sobre a tíbia. As assimetrias cinéticas foram positivamente relacionadas com a tendência de uma atleta vir a lesionar um lado particular, o que parece ser relacionado também com o grau de assimetria (ZIFCHOCK *et al.*, 2006).

Esses resultados concordam com a associação previamente descrita entre carga de impacto, assimetrias e corrida de longa distância (JAMES *et al.*, 1978). Em corredores de elite, assimetrias cinéticas variam de 3,9% (pico de força vertical) até 28,3% (força médio-lateral) (WILLIAMS *et al.*, 1987), enquanto assimetrias de parâmetros cinemáticos variam de 3% (ângulo do joelho no contato com o solo) até 53,8% (velocidade do quadril) (KARAMANIDIS *et al.*, 2003).

Sujeitos previamente lesionados estão propensos a fratura unilateral por estresse tibial devido a cargas de impacto 15,8% maiores no membro acometido. Assimetrias cinéticas de 3 a 58% foram sugeridas durante o correr (ZIFCHOCK *et al.*, 2006). Mulheres são também mais suscetíveis a rompimento do ligamento cruzado anterior; no entanto a relação com a preferência podal não foi significativa (NEGRETE *et al.*, 2007). Mesmo não sendo investigadas em detalhes, as diferenças na largura da pélvis entre homens e mulheres são também sugeridas como um fator de influência sobre assimetrias cinéticas, especialmente por influenciarem a cinemática do quadril (WILLIAMS *et al.*, 1987).

Vagenas e Hoshizaki mostraram que corredores de longa distância estão sujeitos a assimetrias bilaterais em importantes parâmetros biomecânicos (VAGENAS e HOSHIZAKI, 1992). A maioria desses corredores exibiu assimetrias na amplitude de movimento para eversão e inversão do pé. Ainda, sugeriram que a assimetria também ocorre no movimento da articulação subtalar, e assimetrias inversas ocorrem entre eversão e inversão do pé (VAGENAS e HOSHIZAKI, 1991). No entanto, essa assimetria entre eversão e inversão do pé parece não estar relacionada ao fato dos sujeitos serem corredores treinados, porque o mesmo comportamento foi observado em não-corredores saudáveis (STEFANYSHYN e ENGSBERG, 1994).

Deslocamentos lineares e angulares apresentam maiores assimetrias do que as velocidades linear e angular (KARAMANIDIS *et al.*, 2003). Ainda, parâmetros temporais apresentam assimetrias de até 16,3% (RODGERS e LEVEAU, 1982). Alguns parâmetros cinemáticos podem apresentar assimetrias de 4 a 25%, dependendo da situação, como, por exemplo, uso ou não de calçado, ou uso de um calçado (tênis) novo (VAGENAS e HOSHIZAKI, 1992). Vagenas e Hoshizaki sugerem que calçados de corrida podem alterar significativamente alguns ângulos em relação ao pé e tornozelo, que estão entre os principais fatores determinantes de assimetrias em corredores (VAGENAS e HOSHIZAKI, 1988; VAGENAS e HOSHIZAKI, 1992).

Em adição às diferenças entre a corrida calçada e descalça, CAVANAGH *et al.* (1977) apresentaram evidências de que existe uma relação significativa entre a experiência e a observação de assimetrias. Corredores de elite foram “mais simétricos” que corredores considerados bons (CAVANAGH *et al.*, 1977), mesmo que estruturas corporais e movimentos de corredores de elite não sejam necessariamente perfeitamente simétricos (CAVANAGH *et al.*, 1985). Ainda que essa seja uma explicação plausível para a observação de assimetrias, ela não pode ser considerada a única. O aumento na

velocidade de corrida também melhora a simetria na corrida. Isso poderia ser fruto de uma progressiva diminuição no trabalho produzido por componentes contráteis do músculo esquelético, que reduziriam o esforço muscular em detrimento de uma maior contribuição de componentes passivos (CAVAGNA, 2006; CAVAGNA *et al.*, 2008).

Avaliando a influência das condições ambientais sobre a assimetria em corredores, Vagenas e Hoshizaki propuseram que fatores como as características do ambiente, o terreno e o tipo de calçado também podem predispor o atleta a estímulos assimétricos. Isso acontece, por exemplo, devido a irregularidades do terreno ou caminhos sinuosos, independentemente de diferenças quanto à força muscular, e são efeitos mais difíceis de ser controlados (VAGENAS e HOSHIZAKI, 1988). Nesses casos, mudanças nos padrões de movimento, na tentativa de minimizar assimetrias durante a corrida, requerem movimentos compensatórios que podem afetar negativamente a técnica da corrida (VAGENAS e HOSHIZAKI, 1992).

Um importante ponto derivado dessas observações é que qualquer mudança na técnica de corrida para aprimoramento da simetria deve ser cuidadosamente conduzida, uma vez que as sobrecargas mecânicas nas articulações e músculos podem aumentar o risco de lesão devido ao estresse articular e dos tecidos (VAGENAS e HOSHIZAKI, 1988; VAGENAS e HOSHIZAKI, 1992). Se o objetivo é minimizar assimetrias, o treinamento deve ser específico para essa razão. Treinar músculos que cruzam a articulação do quadril pode ajudar a minimizar ou evitar assimetrias nos membros inferiores (SMAK *et al.*, 1999).

Diferenças laterais de 10% foram observadas na força dos extensores de joelho entre corredores de longa distância (VAGENAS e HOSHIZAKI, 1991), o que pode resultar de diferenças no desenvolvimento dos segmentos (SINGH, 1970). Todavia, isto é questionável, uma vez que não foram encontradas diferenças no volume muscular e na

área de secção transversa de 13 músculos de atletas jovens (TATE *et al.*, 2006). Sujeitos produziram força assimetricamente em uma variedade de níveis submáximos de esforço, mesmo quando a força foi normalizada pela contração voluntária máxima; isso sugere que fatores neurais podem influenciar mais as assimetrias do que as características mecânicas (SIMON e FERRIS, 2008).

Nenhum estudo prévio parece ter considerado a relação entre características neuromusculares, como a eficiência muscular, e a preferência podal durante a corrida. Os estudos revisados são consistentes em relação à influência da velocidade e da experiência sobre assimetrias na corrida. Assimetrias podem ser mais significantes para variáveis cinemáticas, com algumas respostas sendo diferentes entre os sexos.

1.4 Assimetrias no ciclismo

É amplamente reconhecido que a alta produção de potência no ciclismo está relacionada com a habilidade em aplicar força ao pedal. A habilidade em produzir força muscular e transferi-la para o pedal caracteriza a técnica de pedalada. Para ciclistas competitivos, a técnica de pedalada é um parâmetro útil para investigar as respostas para mudanças na configuração do movimento, por exemplo, velocidade de encurtamento muscular (cadência) e carga de trabalho externa (potência produzida) (ROSSATO *et al.*, 2008).

Devido à metodologia empregada, a maioria dos estudos, medindo força e torque na pedalada, considera similar o desempenho entre as pernas (por exemplo, CHAVARREN e CALBET, 1999; BENTLEY *et al.*, 2001; BROKER, 2003; BURKE, 2003; BERTUCCI *et al.*, 2005; CARSON, 2005; ROSSATO *et al.*, 2008). Por outro

lado, um número de estudos que examinam a pedalada bilateralmente encontraram assimetria para força, torque ou trabalho no pedivela e potência produzida (CAVANAGH, 1974; DALY e CAVANAGH, 1976; SARGEANT e DAVIES, 1977; SIRIN *et al.*, 1989; SANDERSON *et al.*, 1991; SMAK *et al.*, 1999; EDELINE *et al.*, 2004; CARPES *et al.*, 2007a; 2007b).

Na tabela 1.1 referências foram resumidas para ilustrar o estado da arte em relação à assimetria bilateral no ciclismo. Somente estudos sobre ciclismo e corrida foram apresentados porque estudos considerando o andar foram bastante discutidos previamente (SADEGHI *et al.*, 2000). Além disso, o andar tem poucos correlatos para o desempenho esportivo, maior interesse desta revisão. Os estudos sugerem que a velocidade de movimento e a carga de trabalho influenciam assimetrias bilaterais. No entanto, os estudos também ilustram uma grande variabilidade na assimetria entre sujeitos e entre protocolos de avaliação.

Um achado que é freqüente na literatura diz respeito a assimetrias em ações bilaterais para a potência produzida, torque e trabalho na pedalada variando de 5 a 20% (CAVANAGH, 1974; DALY e CAVANAGH, 1976; SARGEANT e DAVIES, 1977; HUNT *et al.*, 2004; CARPES *et al.*, 2007b). Daly e Cavanagh (1976) avaliaram assimetrias na força produzida durante a fase de propulsão (de 0° a 180° do ciclo do pedivela, considerando que o ciclo começa em 0° com o pedivela posicionado verticalmente e se movendo no sentido horário), e o efeito de mudanças na cadência de pedalada (60, 80 e 100 rpm), e potência produzida (100 e 235W) sobre a assimetria de força. Mais tarde, Sanderson *et al.* (1991) investigaram assimetrias durante ciclismo com carga constante, indicando diferenças bilaterais de 8 a 9%. A maior assimetria para o trabalho produzido (21%) foi encontrada para a menor potência produzida (100W), especialmente quando ela foi combinada com a maior cadência (100 rpm). As forças

articulares também se mostraram diferentes entre os membros inferiores, considerando quadril e joelho, com a perna preferida para o chute, contribuindo mais para o torque médio gerado no pedivela (SMAK *et al.*, 1999).

No entanto, a mesma investigação (SMAK *et al.*, 1999) mostrou que a perna não-preferida contribui mais para a potência média. Mesmo que as forças no pedal sejam produzidas similarmente entre as pernas, os torques musculares e articulares podem diferir entre os lados devido a diferenças na cinemática da pedalada, como foi observado no único estudo prévio que avaliou a cinemática bilateral em cargas progressivas (EDELIN *et al.*, 2004). Este estudo encontrou simetria na pedalada dependente da carga de trabalho quando ciclistas e não-ciclistas foram comparados durante um protocolo com três cargas progressivas (55%VO₂max, 65%VO₂max, e 75%VO₂max). A menor eficiência de movimentos dos não-ciclistas sugere que as mudanças observadas ocorreram na tentativa de produzir a força muscular necessária para manter a força requerida nos pedais (EDELIN *et al.*, 2004).

Assimetrias significativas na pedalada (caracterizadas por diferenças bilaterais maiores que 10%) foram encontradas para o pico de torque no pedivela durante uma competição simulada de 40 km no formato contra-relógio, em que o atleta busca completar o trajeto no menor tempo possível (CARPES *et al.*, 2007b). A perna preferida sempre produziu maior pico de torque, e aumentos voluntários no torque produzido, bem como na intensidade do esforço foram relacionados com a redução da assimetria. Uma relação interessante entre o período da competição simulada (tempo) e assimetrias no torque foi observada, dado que para o começo e final da competição simulada o índice de assimetria foi menor.

O progressivo aumento da intensidade no ciclismo foi relacionado com a melhora na simetria da pedalada, observado durante um teste incremental com ciclistas.

O aumento na potência produzida (25W a cada minuto) foi relacionado com a redução da assimetria no pico de torque (CARPES *et al.*, 2007a). Neste estudo, o pico de torque foi analisado considerando zonas de intensidades, sendo elas, <50%, 50 a 70%, 70 a 90%, e >90% do consumo máximo de oxigênio (%VO₂ pico). O principal achado foi que a assimetria diminui com o aumento da carga, e acaba por se tornar não significativa na intensidade mais alta.

Se, durante a corrida, o menor esforço muscular é relacionado com simetria (CAVAGNA, 2006; CAVAGNA *et al.*, 2008), o oposto parece ocorrer para o ciclismo, onde o aumento na carga externa, requerendo mais força muscular sendo produzida, foi relacionado com simetria. O ponto mais importante que estes estudos ressaltam diz respeito ao fato de que durante a maior parte do tempo de uma sessão de treinamento ou competição (de longa distância), quando intensidades moderadas são sustentadas (GOLICH e BROKER, 1996), os ciclistas podem produzir torque assimetricamente. Assim, esse fato pode estar relacionado com uma maior sobrecarga repetidamente aplicada a um dos membros inferiores, tal como observado para corredores, o que sugere que a força máxima é simétrica entre as pernas de ciclistas, mas que assimetrias podem ocorrer em intensidades submáximas.

Os estudos, até então revisados, podem suportar um conceito de que a fadiga inerente a um exercício máximo ou em alta intensidade leva a um aumento da sincronização bilateral na busca de produção de movimento (BOONSTRA *et al.*, 2008). Essa reação está relacionada com a facilitação na excitabilidade e comunicação inter-hemisférios (GLASS, 2001), que é um dos mecanismos que minimiza as diferenças laterais (TEIXEIRA e CAMINHA, 2003; ANGUERA *et al.*, 2007; SEIDLER e NOLL, 2008). Esse aspecto pode estar fundamentado na maior atividade elétrica muscular

observada para o caso do ciclismo (HUG e DOREL, 2009), assim como na liberação de vias inibitórias de áreas sensoriomotoras (KAPRELI *et al.*, 2006).

Em resumo, assimetrias na pedalada parecem ser relacionadas com a preferência podal e diminuem significativamente com o aumento da carga de trabalho. Efeitos da experiência não parecem tão claros como foram observados para a corrida. Questões que ainda não foram exploradas por pesquisadores dizem respeito, principalmente, a aspectos neurais da produção de força e sua relação com a fadiga muscular, que parece influenciar a simetria da pedalada, principalmente em intensidades máximas. Assim, futuras investigações devem elucidar quais os fatores mais importantes governando a influência da preferência lateral sobre a atividade elétrica de músculos dos membros inferiores durante ações bilaterais. Estas análises podem fundamentar estratégias unilaterais de treinamento e/ou reabilitação.

1.5 Conclusão

Esta revisão examinou os estudos que conduziram ao atual conhecimento de que assimetrias na corrida estão relacionadas ao nível de experiência e à velocidade de corrida e as assimetrias no ciclismo estão relacionadas à intensidade de esforço. No entanto, os estudos falharam em mostrar uma associação entre assimetrias e desempenho. Assimetrias na cinética da corrida podem influenciar o lado em que um corredor tem maior risco de lesão, especialmente em mulheres.

Por outro lado, entre os poucos estudos que avaliaram a pedalada de maneira bilateral, os dados são consistentes com ciclistas apresentando assimetrias frequentes e em favor do membro preferido. Isso pode ocorrer para a potência, torque e/ou trabalho,

conforme a configuração do exercício, tal como a carga de trabalho. A magnitude de assimetria pode variar entre sujeitos e em relação ao membro produzindo maior esforço. Um resultado consistente entre os estudos é que o membro preferido para o chute pode contribuir mais para gerar propulsão, independentemente de mudanças na cadência. Ciclistas exibem maiores índices de assimetrias para torque e trabalho produzido durante exercícios em intensidade moderada e baixa, mas intensidades relacionadas a um esforço máximo são sugeridas como relacionadas com simetria entre os membros.

Durante provas de longa duração, quando a potência média produzida é moderada, ciclistas podem apresentar assimetrias de torque na pedalada durante a maior parte do tempo. Os efeitos dessa situação poderiam ser os mesmos reportados para a corrida de longa distância, onde o impacto repetido é mais perigoso do que a magnitude da assimetria. Existe uma carência de estudos considerando a atividade elétrica muscular para analisar a origem das assimetrias.

Grande parte das pesquisas incluídas nessa revisão, mesmo que não diretamente, sugerem que assimetrias são frequentemente desprezadas ou não consideradas completamente. Nós pensamos que isso ocorre somente porque os efeitos destas assimetrias ainda não são completamente conhecidos. Como no exemplo da fadiga, que tem sido extensivamente discutida como resultante de aspectos envolvendo a periferia (músculos) e o sistema nervoso central, diferenças entre o desempenho em intensidade máxima e submáxima parecem influenciar assimetrias significativamente, mas ainda faltam evidências sobre os mecanismos que regem as diferenças observadas em relação à uma determinada intensidade de esforço. Devido às metodologias empregadas, a efetiva influência das assimetrias no desempenho competitivo ainda não está claramente definida.

1.6 Tópicos para estudos futuros

Investigações considerando tarefas unilaterais têm aplicabilidade para a extremidade superior, uma vez que os braços são mais recrutados em tarefas unilaterais, ao contrário dos membros inferiores, nos quais o bilateralismo é inerente à maioria das ações. Fato esse ocorre porque tarefas de locomoção não apresentam características unilaterais. Um jogador de tênis obviamente vai usar o braço preferido para a maioria dos movimentos com a raquete durante uma partida de tênis, mas um corredor não pode começar a correr em um pé só, ou os ciclistas a pedalar unilateralmente durante muito tempo. Ainda que isso pareça – da forma aqui colocada – algo curioso, quando pensamos sobre as implicações funcionais disso, as dúvidas aparecem. O uso unilateral frequente poderia influenciar a observação de assimetrias manuais, mas o recrutamento unilateral não pode ser o único mecanismo determinante, uma vez que os membros inferiores apresentam assimetria durante ações bilaterais como o andar, correr e pedalar.

Um fator adicional que poderia ser considerado em investigações referentes a assimetrias é a influência ambiental durante a corrida, por exemplo, devido a mudanças no percurso, calçados e equipamentos. A interação entre atividade muscular, cinética e cinemática em diferentes condições fisiológicas poderia prover evidências para explicar as diferenças laterais previamente descritas. Estudos considerando o ciclismo, mesmo com limitações por avaliações em laboratório, podem promover uma condição adequada para investigação de assimetrias bilaterais e sua relação com a preferência podal.

Considerando então protocolos de teste em ciclismo para verificar a relação entre preferência podal e desempenho de membros inferiores, há uma série de questões que ainda estão para ser consideradas. *Poderia a preferência podal influenciar a atividade elétrica muscular em favor do membro inferior preferido?* Se o desempenho

melhora com o treinamento, o que é relacionado com alterações em parâmetros como a atividade elétrica muscular, *possíveis diferenças na atividade elétrica muscular podem existir entre as pernas e ter relação com a experiência ou treinamento? Diferenças entre os membros inferiores, em relação à atividade elétrica muscular, poderiam ser associadas à melhor eficiência muscular?* Estas respostas podem ser importantes não só para programas de treinamento, mas também para o desenvolvimento e aprimoramento de programas de reabilitação.

CAPÍTULO 2

INFLUÊNCIA DA EXPERIÊNCIA E DA PREFERÊNCIA LATERAL SOBRE A ATIVACÃO MUSCULAR BILATERAL NO CICLISMO

2.1 Introdução

A preferência de membros tem sido assunto de muitas investigações, especialmente considerando membros superiores e a associação entre preferência e desempenho (SERRIEN *et al.*, 2006). Os membros superiores são recrutados cerca de duas vezes mais do que os membros inferiores (KERN *et al.*, 2001) e apresentam melhor capacidade para controle de força (CHRISTOU *et al.*, 2003). Isso poderia prover alguma vantagem em termos de controle neuromuscular para ações dinâmicas desempenhadas com o membro preferido (DE LUCA *et al.*, 1986; ADAM *et al.*, 1998; DIEDERICHSEN *et al.*, 2007). Se um frequente recrutamento unilateral poderia levar a

assimetria de desempenho em favor do lado preferido na extremidade superior, para a extremidade inferior o desempenho deveria ser similar entre os membros devido ao usual recrutamento bilateral, por exemplo, durante tarefas de locomoção.

Apesar disso, índices de assimetria de 18% no torque isométrico de flexão plantar e frequência de ativação significativamente menor foram encontradas no músculo *tibialis anterior* e *gastrocnemius medialis* da perna preferida em pessoas de meia-idade (VALDERRABANO *et al.*, 2007). Adicionalmente, enquanto a maioria das pesquisas não considera a preferência lateral, estudos descrevem assimetrias entre os membros inferiores. Para o ciclismo, assimetrias na força, torque ou trabalho gerado no pedivela, potência produzida e cinemática foram relatadas previamente (CAVANAGH, 1974; DALY e CAVANAGH, 1976; SARGEANT e DAVIES, 1977; SANDERSON *et al.*, 1991; SMAK *et al.*, 1999; EDELINE *et al.*, 2004; CARPES *et al.*, 2007b). Assimetrias na cinética da pedalada variam de 5 a 20% em favor do membro preferido, e parecem ser dependentes da intensidade do exercício (SANDERSON *et al.*, 1991; CARPES *et al.*, 2007b), além de serem altamente variáveis entre sujeitos (SMAK *et al.*, 1999). Efeitos da intensidade também são observados sobre a simetria bilateral da cinemática angular do membro inferior (EDELINE *et al.*, 2004). As assimetrias no pico de torque também foram sugeridas como diminuindo de acordo com o aumento da intensidade de esforço (CARPES *et al.*, 2007a).

O aumento da intensidade de esforço está relacionado com a instalação de processos de fadiga muscular. A fadiga muscular em exercícios com cargas incrementais pode ser caracterizada pelo aumento da atividade elétrica muscular devido ao aumento do número de unidades motoras recrutadas (HUG e DOREL, 2009). Isso também é relacionado com a liberação de vias inibitórias referentes à ação de órgãos proprioceptivos (KAPRELI *et al.*, 2006); e pode estar relacionado a um aumento no

envio de informações eferentes comuns para ambos os membros (BOONSTRA *et al.*, 2008). Essa liberação estaria também relacionada com uma facilitação nos mecanismos de comunicação inter-hemisférios cerebrais (GLASS, 2001). Como a comunicação inter-hemisférios está entre os fatores que minimizam o desenvolvimento de grandes diferenças entre os membros (TEIXEIRA e CAMINHA, 2003; ANGUERA *et al.*, 2007; SEIDLER e NOLL, 2008), poderíamos supor que a simetria na atividade elétrica muscular bilateral aumenta à medida que a intensidade do exercício aumenta.

Dessa forma, isso suporta o papel de fatores neurais sobre as assimetrias de força, como previamente sugerido (SIMON e FERRIS, 2008), e é consistente com a simetria no torque produzido em altas intensidades de exercício (CARPES *et al.*, 2007a). Esses fatores nos levam ao questionamento: *pode a preferência podal, neste caso, influenciar assimetrias na atividade elétrica muscular em favor da perna preferida?* Essa vantagem refletiria menor magnitude de ativação muscular no membro inferior preferido.

Por outro lado, o treinamento, também, promove mudanças nos padrões de recrutamento dos músculos (BERNARDI *et al.*, 1996). Ciclistas treinados – a população preferida nos estudos sobre assimetria no ciclismo – apresentam um padrão de recrutamento muscular mais refinado se comparados a não-ciclistas. Essa situação ocorre devido a alterações neuromusculares em resposta a prática extensiva (CHAPMAN *et al.*, 2008). Esse ajuste fino muscular devido à prática prolongada reflete uma menor variabilidade na ativação muscular (CHAPMAN *et al.*, 2006) e nos conduz a uma segunda questão: *possíveis diferenças na atividade elétrica entre os membros podem estar relacionadas à experiência com ciclismo?*

Para abordar essa dupla discussão, o objetivo deste estudo é avaliar o desempenho em ciclistas e não-ciclistas, utilizando como indicador a eficiência

muscular, e a ativação elétrica muscular bilateral de três músculos do membro inferior durante dois protocolos de ciclismo. Ciclistas treinados e não-ciclistas foram avaliados para verificar os efeitos da experiência sobre os resultados. As hipóteses para este estudo envolvem uma menor magnitude de ativação muscular, bem como sua variabilidade, para ciclistas comparados a não-ciclistas, e em ambos os grupos, a perna preferida apresentando menor ativação que a não-preferida, o que refletiria alguma vantagem neuromuscular relacionada a preferência lateral.

2.2 Materiais e métodos

2.2.1 Sujeitos

Dezoito sujeitos assinaram um termo de consentimento informado (Anexo 1) em concordância com o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (protocolo nº 2007945) e com os princípios da declaração de Helsink, assumindo a participação voluntária no estudo. Os sujeitos foram recrutados a fim de satisfazer um dos critérios de inclusão, que foram: (a) apresentar características de treinamento contínuo em ciclismo por pelo menos três anos, ou (b) ser fisicamente ativo, mas não desenvolver treinamento específico para membros inferiores. Dessa forma, dois grupos foram compostos. O grupo dos ciclistas foi formado por nove sujeitos do sexo masculino, os quais apresentaram um volume semanal de treinamento de 350 ± 80 km em média. O grupo de não-ciclistas foi composto por sete homens e duas mulheres que eram fisicamente ativos e condicionados o suficiente para completar todos os protocolos de avaliação. As características dos sujeitos estão descritas na tabela 2.1.

2.2.2 Protocolos de avaliação

Os sujeitos foram submetidos a dois protocolos de avaliação: (1) um teste incremental máximo e (2) um teste de carga constante com duração de até 12 minutos em carga de trabalho abaixo do segundo limiar ventilatório. A preferência lateral foi determinada para todos os sujeitos por meio do inventário de *Waterloo* (ELIAS *et al.*, 1998) (Anexo 2). O interesse na avaliação das diferenças laterais não foi explicado aos sujeitos assumindo-se que esta informação poderia fazer com que os sujeitos alterassem a mecânica de pedalada. Os sujeitos foram orientados a privar-se de exercícios físicos intensos e manter uma dieta normal no dia prévio às avaliações. Os ciclistas realizaram ambos os testes no mesmo dia, considerando um intervalo adequado de repouso entre os testes. Os não-ciclistas foram avaliados em dois dias separados por até 48h. Todos os sujeitos completaram os protocolos de teste descritos a seguir.

Teste incremental máximo

O teste incremental máximo iniciou com carga de 50W, aumentada em 25W a cada minuto para os ciclistas, e a cada três minutos para não-ciclistas, até a exaustão. A exaustão foi definida pelo momento em que os sujeitos não eram mais capazes de manter a cadência de pedalada preferida, a qual era monitorada continuamente. A potência máxima produzida foi considerada por aquela do último estágio completado. O consumo máximo de oxigênio foi definido pelo maior valor obtido na média de 30 segundos, e o segundo limiar ventilatório (LV2) foi determinado pelo método do equivalente ventilatório (WASSERMAN *et al.*, 1967). Os sujeitos foram orientados a manter a cadência de pedalada preferida durante os testes. Trocas gasosas e atividade elétrica muscular foram monitoradas durante todo o teste incremental e analisadas de

acordo com intensidades correspondentes a 40, 60, 80 e 100% da máxima potência produzida (HUG *et al.*, 2004a).

Teste de carga constante

Respeitando um intervalo de uma hora à uma hora e meia para ciclistas e pelo menos 24h para não-ciclistas – após o teste incremental – os sujeitos completaram um teste de carga constante em intensidade submáxima. Antes do início do teste, o consumo de oxigênio durante o repouso foi mensurado para a média de cinco minutos, enquanto os sujeitos permaneciam sentados.

A carga de trabalho para este teste foi correspondente a 70% da carga onde o LV2 foi observado durante o teste incremental. Esta intensidade submáxima foi escolhida a fim de evitar a observação do componente lento do consumo de oxigênio durante o teste de carga constante, o que poderia influenciar as medidas de eficiência muscular e a atividade elétrica muscular (POOLE *et al.*, 1991).

Trocas gasosas para estimar a eficiência muscular, assim como a atividade elétrica muscular, foram monitoradas e armazenadas durante todo o teste. Considerando cinco minutos sem mudanças significativas no consumo de oxigênio, a eficiência muscular e a atividade elétrica muscular foram calculadas. Destes cinco minutos, a média dos minutos 3 e 4 foi considerada para as análises estatísticas.

Ao término dos testes, cada sujeito recebeu os resultados por contato eletrônico, conforme exemplo apresentado em anexo para ciclistas (Anexo 3) e não-ciclistas (Anexo 4).

2.2.3 Instrumentação

Ciclismo simulado

Devido ao desenvolvimento deste estudo em dois centros de pesquisa, ciclistas e não-ciclistas foram avaliados com aparelhos similares, mas de modelos ou fabricantes diferentes. Os ciclistas foram avaliados usando suas próprias bicicletas e equipamentos durante os testes. A bicicleta do atleta foi acoplada a um ciclo simulador (Computrainer ProLab 3D, Racermate Inc., Seattle, WA, EUA). O ciclo simulador controlou a carga de trabalho e armazenou informações de potência produzida e cadência de pedalada durante os testes. Não-ciclistas foram avaliados utilizando um ciclo simulador com um modelo padrão de bicicleta acoplado (Velotron Dynafit Pro, Racermate Inc., Seattle, WA, EUA), que permitiu ajustes considerando características antropométricas individuais. Todos os sujeitos utilizaram pedal do tipo de engate.

Trocas gasosas e medidas de eficiência muscular

Para ciclistas, as trocas gasosas foram monitoradas indiretamente a cada respiração por um sistema de circuito-aberto (MGC CPX/D, Medical Graphics Corp., St Louis, MO, EUA). Para não-ciclistas, as trocas gasosas foram analisadas continuamente por analisadores de O₂ e CO₂ (TrueOne 2400, Parvo Medics, Salt Lake City, UT, EUA). Antes de cada teste, os analisadores eram calibrados de acordo com recomendações do fabricante. Durante o teste de carga constante, o VO₂, VCO₂ e coeficiente respiratório foram relacionados com a carga de trabalho para estimativa da eficiência muscular bruta e líquida. A eficiência muscular bruta (EB) foi calculada pela razão entre o trabalho mecânico produzido por minuto (considerando Watts produzidos convertidos para kcal·min⁻¹) e gasto energético por minuto, estimado com base no consumo de oxigênio

e coeficiente respiratório utilizando as tabelas de Lusk (i.e. $\text{kcal}\cdot\text{min}^{-1}$) (SIDOSSIS *et al.*, 1992). A eficiência muscular líquida (EL) foi estimada considerando a razão entre o trabalho mecânico (considerando Watts produzidos convertidos para $\text{kcal}\cdot\text{min}^{-1}$) e o consumo de oxigênio acima do consumo mensurado durante o repouso (i.e. $\text{kcal}\cdot\text{min}^{-1}$) (GAESSER e BROOKS, 1975).

Atividade elétrica muscular

A atividade elétrica muscular foi monitorada por meio de eletromiografia de superfície (EMG) dos membros inferiores direito e esquerdo para os músculos *vastus lateralis* (VL), *biceps femoris* (BF) e *gastrocnemius medialis* (GM). Pares de eletrodos Ag/AgCl (configuração bipolar) com diâmetro de 22 mm (Kendall Meditrace, Chicopee, Canada) foram posicionados sobre a pele após remoção de pelos e limpeza do local com álcool a fim de reduzir a impedância da pele (DE LUCA, 1997). Um eletrodo de referência foi posicionado na pele sobre o acrômio, servindo de referência neutra. Os eletrodos foram posicionados sobre o ventre dos músculos, considerando seu maior volume, paralelamente as fibras musculares e de acordo com os procedimentos descritos pela SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000). Os fios dos eletrodos eram presos a pele com uma fita micropore (3M Company, St Paul, MN, EUA) para minimizar a movimentação dos fios de conexão ao eletromiógrafo.

A análise eletromiográfica dos ciclistas foi monitorada a uma taxa de amostragem de 2000 Hz por canal, com resolução de 14 bits, utilizando sistemas Miograph (MioTec Biomedical, Porto Alegre, RS, Brasil). Com os mesmos procedimentos de preparo dos sujeitos, a atividade elétrica muscular dos sujeitos não-ciclistas foi monitorada a uma taxa de amostragem de 2400 Hz com resolução de 12 bits, utilizando um sistema Biovision (Biovision Inc., Wehrheim, Alemanha). Para

ambos os grupos, os dados brutos de EMG foram filtrados por um filtro *Butterworth* de 4ª ordem passa-banda de 10-500 Hz. Após retificação e remoção da tendência do sinal, o início e fim da atividade foram determinados por um aumento da atividade em magnitude superior ao dobro do desvio-padrão do sinal mensurado durante o período de silêncio entre cada contração (HODGES e BUI, 1996).

O valor RMS (*root-mean-square*) médio obtido de doze ciclos de pedalada foi considerado como o indicador da magnitude de ativação muscular (MORITANI *et al.*, 1986; RYAN e GREGOR, 1992). A análise dos sinais foi desenvolvida com duas rotinas escritas em ambiente *Matlab* (MATLAB 7.0, Mathworks Inc., Novi, MI, EUA). Para cada sujeito e cada músculo, o valor RMS calculado foi expresso como percentual do máximo valor RMS (RMSmax) encontrado durante o teste incremental, a fim de possibilitar a comparação entre os sujeitos (GAMET *et al.*, 1996; HUG *et al.*, 2004a; LAPLAUD *et al.*, 2006) e minimizar erros de normalização (MIRKA, 1991).

2.2.4 Procedimentos estatísticos

Após inspeção visual, os dados foram submetidos à estatística descritiva e às medidas de tendência central. O coeficiente de variação foi utilizado para ilustrar a variabilidade dos sinais eletromiográficos para cada grupo de sujeitos, sendo calculado pela razão entre o desvio-padrão e a média do sinal obtido para cada sujeito em relação ao grupo. A distribuição e a esfericidade dos dados foram testadas pelos testes de Shapiro-Wilk e Mauckly, respectivamente. A igualdade das variâncias foi avaliada pelo teste de Levene. Séries não-paramétricas foram comparadas utilizando os testes não-paramétricos correlatos. Resultados das características físicas e de desempenho dos sujeitos foram comparados por teste “t” independente.

Os dados do teste incremental foram analisados considerando quatro intensidades (correspondentes a 40%, 60%, 80% e 100% da potência máxima produzida). Para o teste incremental, os valores RMS foram comparados entre grupos, pernas e intensidades por meio de análise de variância em modelo linear misto (2 grupos x 2 pernas x 4 intensidades). Dados do teste submáximo de carga constante foram comparados por análise de variância modelo linear misto (2 grupos x 2 pernas). Quando efeitos e interações significativas foram encontrados, comparações foram feitas por testes “t” independentes. O nível de significância foi de 0,05 para todas as análises utilizando o pacote SPSS 13.0 (*Statistical Package for Social Sciences Inc.*, Chicago IL, EUA).

2.3 Resultados

2.3.1 Características dos sujeitos

Características físicas e de desempenho foram estatisticamente mais altas para ciclistas ($P < 0,01$), exceto para a idade, massa corporal e estatura (Tabela 2.1). No teste incremental, ciclistas apresentaram cadência média de 91 ± 6 rpm, enquanto não-ciclistas apresentaram cadência média de 72 ± 8 rpm. Nos testes de carga constante, ciclistas apresentaram cadência média de 91 ± 5 rpm, e não-ciclistas 70 ± 5 rpm. É importante ressaltar que ciclistas pedalarão em suas cadências preferidas e, para não-ciclistas, a cadência preferida foi observada durante o teste incremental e mantida estável com base na informação visual contínua ao longo dos testes.

Tabela 2.1. Características físicas e de desempenho para os sujeitos. Idade (anos), massa corporal (kg), estatura (m), consumo máximo de oxigênio ($L \cdot \text{min}^{-1}$), potência máxima produzida (W_{max}), potência correspondente ao segundo limiar ventilatório (W_{LV2}), carga para o teste de carga constante (W), e eficiência bruta (EB, %) e líquida (EL, %) para cada sujeito e em média e desvio-padrão (DP) para cada grupo.

Grupo	Sujeitos	Idade (anos)	Massa corporal (kg)	Estatura (m)	$VO_{2\text{max}}$ ($l \cdot \text{min}^{-1}$)	Potência máxima (W_{max})	W_{VT2}	Carga constante (W)	Eficiência bruta (EB, %)	Eficiência líquida (EL, %)
Ciclistas	1	25	70,2	1,80	4,15	375	350	245	23,5	24,3
	2	36	84,0	1,82	4,81	450	375	263	22,1	24,9
	3	28	70,0	1,70	3,8	325	275	193	21,7	25,3
	4	27	86,8	1,81	5,58	450	375	263	19,3	22,1
	5	27	70,4	1,76	4,16	325	275	193	19,4	23,0
	6	17	71,7	1,93	4,06	325	275	193	21,3	24,3
	7	36	59,0	1,62	4,53	375	325	228	21,0	23,0
	8	20	72,8	1,72	4,15	325	275	193	20,2	22,9
	9	30	75,4	1,75	4,50	350	275	193	23,0	26,5
		<i>Média</i>	27	73,4	1,77	4,42*	367*	311*	218*	21,3*
	<i>DP</i>	6	8,2	0,09	0,53	52	45	32	1,4	1,3
Não-ciclistas	1	20	71,9	1,79	3,46	250	200	140	20,1	24,7
	2	24	90,6	1,82	4,30	275	250	175	20,1	24,1
	3	21	64,2	1,68	3,70	225	200	140	20,1	24,1
	4	23	81,0	1,84	3,44	275	225	158	22,1	24,2
	5	24	76,4	1,74	3,71	225	175	123	19,3	25,5
	6	28	92,1	1,83	3,24	225	200	140	19,3	23,4
	7	21	77,9	1,81	3,42	175	150	105	18,5	24,6
	8	28	63,7	1,70	3,18	175	175	123	19,8	24,0
	9	23	61,4	1,62	2,83	200	150	105	19,1	23,0
		<i>Média</i>	24	75,5	1,76	3,48	225	192	134	19,8
	<i>DP</i>	3	11,3	0,08	0,41	38	33	23	1,0	0,7

* Diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($P < 0,01$).

2.3.2 Consumo de oxigênio

O consumo absoluto de oxigênio no repouso foi estatisticamente maior para não-ciclistas [$t_{(16)} = -3,01$; $P < 0,05$]. O consumo máximo de oxigênio no teste incremental foi estatisticamente maior para ciclistas (Tabela 2.1). Foi observado efeito da intensidade no teste incremental [$F_{(3,24)} = 22,66$; $P < 0,01$], mas sem interações significativas. Para o teste de carga constante, ciclistas apresentaram consumo de oxigênio estatisticamente maior ($2,88 \pm 0,59$ l.min⁻¹) em relação a não-ciclistas ($1,90 \pm 0,09$ l.min⁻¹) [$t_{(16)} = 4,49$; $P < 0,01$].

2.3.3 Eficiência muscular

Durante o teste de carga constante, os sujeitos pedalarão em uma mesma intensidade relativa de esforço, que foi determinada pela carga de trabalho correspondente a 70% da potência na qual o LV2 foi detectado. Isso assegurou que os sujeitos fossem avaliados em similares condições de esforço relativo. A eficiência bruta foi estatisticamente maior para ciclistas [$t_{(16)} = 2,45$; $P < 0,05$], mas a eficiência líquida não diferiu significativamente entre os grupos [$t_{(16)} = -0,41$; $P = 0,683$]. Os dados de eficiência bruta e líquida estão descritos na tabela 2.1.

2.3.4 Ativação elétrica muscular

Para o teste incremental máximo (Figura 2.1), a ativação do BF apresentou efeito do grupo [$F_{(1,8)}=7,73$; $P<0,05$] e intensidade [$F_{(3,24)}=62,16$; $P<0,01$], sem efeito da perna. Para o GM, nenhum efeito foi encontrado durante o teste incremental. O VL apresentou efeito da intensidade [$F_{(3,24)}=252,43$; $P<0,01$], com interações significativas entre grupo e intensidade [$F_{(3,24)}=3,30$; $P<0,05$]. Em ciclistas, a atividade do VL aumentou significativamente apenas a partir da intensidade de 60%. Durante o teste incremental, o coeficiente de variação da ativação dos músculos selecionados diminuiu estatisticamente com o aumento da carga de trabalho (Tabela 2.2).

Tabela 2.2. Coeficientes de variação (%) do grupo para a atividade elétrica muscular em ciclistas e não-ciclistas. A intensidade correspondente a 100% não foi considerada por apresentar desvio-padrão igual a zero na maioria dos casos. Dados são apresentados como média \pm desvio-padrão do grupo para cada músculo, intensidade e perna. BF, *biceps femoris*; GM, *gastrocnemius medialis*; VL, *vastus lateralis*; P, perna preferida; NP, perna não-preferida.

Músculo	Perna	40%		60%		80%	
		Ciclistas	Não-ciclistas	Ciclistas	Não-ciclistas	Ciclistas	Não-ciclistas
BF	P	16.9 \pm 3.0	22.1 \pm 5.0*	17.1 \pm 2.7	24.8 \pm 5.6*	11.2 \pm 1.2	10.6 \pm 1.1
	NP	27.5 \pm 6.6 ^x	36.1 \pm 14.0 ^x	22.7 \pm 5.7 ^x	32.4 \pm 11.9*	13.0 \pm 1.7 ^x	26.5 \pm 7.6 ^{x*}
GM	P	12.1 \pm 1.5	28.8 \pm 7.5 ^{x*}	7.4 \pm 0.5	17.9 \pm 3.3*	7.6 \pm 0.6	13.2 \pm 1.7 ^{x*}
	NP	11.7 \pm 1.3	14.4 \pm 2.0*	15.1 \pm 2.4 ^x	16.3 \pm 3.4	11.0 \pm 1.2 ^x	10.9 \pm 1.2
VL	P	15.5 \pm 2.5	27.0 \pm 9.0 ^{x*}	11.2 \pm 1.2	29.2 \pm 10.7*	7.8 \pm 0.6	21.2 \pm 5.8 ^{x*}
	NP	19.4 \pm 3.6 ^{x*}	5.2 \pm 0.3	11.0 \pm 1.5	23.8 \pm 7.1*	13.1 \pm 1.8 ^x	14.9 \pm 2.5

* Diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($P<0,05$); ^x Diferença estatisticamente diferente entre as pernas ($P<0,05$).

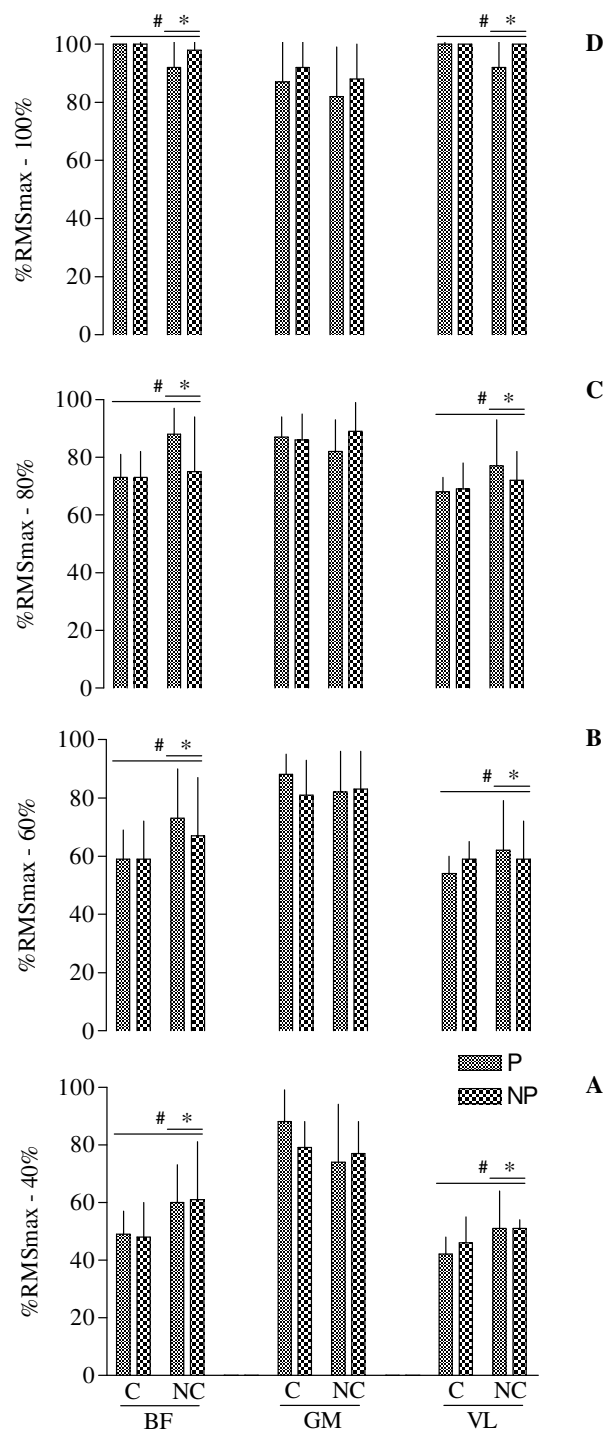


Figura 2.1. Média e desvio-padrão do valor RMS normalizado pelo RMS máximo observado no teste incremental (%RMSmax) para o *biceps femoris* (BF), *gastrocnemius medialis* (GM) e *vastus lateralis* (VL) para a perna preferida (P) e não-preferida (NP) de ciclistas (C) e não-ciclistas (NC). Resultados são apresentados para intensidades de 40% (A), 60% (B), 80% (C) e 100% (D) da potência máxima produzida. Diferenças estatisticamente significativas entre grupos (*) e entre intensidades (#) são indicados para $P < 0,05$.

Para a variabilidade do sinal eletromiográfico do BF foram encontrados efeitos do grupo [$F_{(1,8)}=16,71$; $P<0,01$], intensidade [$F_{(2,16)}=37,45$; $P<0,01$] e perna [$F_{(1,8)}=34,68$; $P<0,01$], com interações significativas entre grupo, intensidade e perna [$F_{(2,16)}=5,85$; $P<0,01$]. O mesmo foi observado para GM (efeitos de grupo [$F_{(1,8)}=48,88$; $P<0,01$], intensidade [$F_{(2,16)}=52,67$; $P<0,01$] e perna [$F_{(1,8)}=5,54$; $P<0,05$], com interações significativas entre grupo, intensidade e perna [$F_{(2,16)}=6,74$; $P<0,05$]) e para o VL (efeitos de grupo [$F_{(1,8)}=25,80$; $P<0,01$], intensidade [$F_{(2,16)}=20,96$; $P<0,01$] e perna [$F_{(1,8)}=7,56$; $P<0,05$], com interações significativas entre grupo, intensidade e perna [$F_{(2,16)}=38,30$; $P<0,01$]).

A maioria dos casos, quando efeitos de perna foram encontrados, apresentou maior variabilidade a perna não-preferida. A variabilidade do BF em não-ciclistas foi maior na perna não-preferida, independente da intensidade, enquanto que para ciclistas isso foi observado apenas a partir da intensidade de 60% da carga máxima. O CV do VL não apresentou uma relação direta com a carga de trabalho, uma vez que a perna não-preferida apresentou maior variabilidade nas intensidades de 40% e 80%, mas não em 60% (Tabela 2.2). Os valores RMS obtidos durante o teste de carga constante, denotando a magnitude da ativação muscular, estão ilustrados na figura 2.2. Efeito de grupo foi encontrado para o BF [$F_{(1,8)}=5,88$; $P<0,05$]. Nenhum outro efeito ou interação significativa foi encontrado.

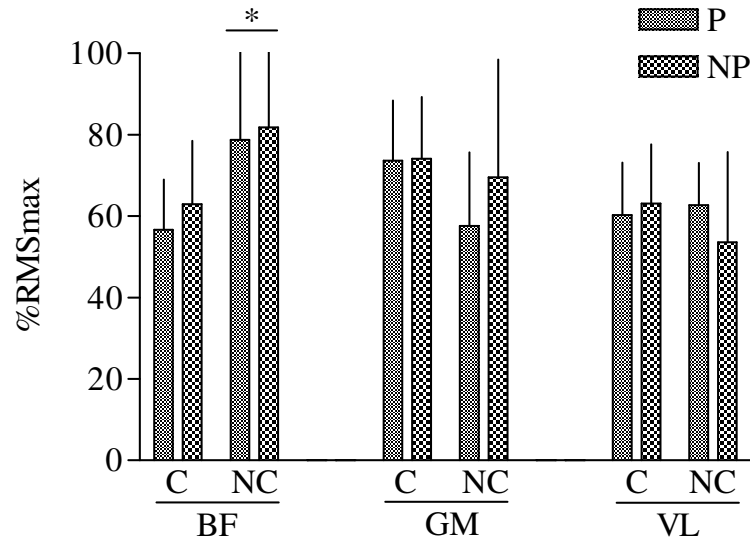


Figura 2.2. Média e desvio-padrão dos valores RMS obtidos durante o teste de carga constante, normalizados pelo RMS máximo observado no teste incremental (%RMS) para o *biceps femoris* (BF), *gastrocnemius medialis* (GM), e *vastus lateralis* (VL) para ciclistas (C) e não-ciclistas (NC) para perna preferida (P) e não-preferida (NP). * indica efeito de grupo ($P < 0,05$).

O teste de carga constante revelou maior variabilidade de grupo para a ativação elétrica em não-ciclistas, em todos os músculos ($P < 0,01$) (Tabela 2.3). Análises adicionais mostraram diferenças entre as pernas para VL e GM, o que foi relacionado à maior CV na perna não-preferida para não-ciclistas ($P < 0,05$).

Tabela 2.3. Coeficientes de variação (CV, %) para a ativação elétrica muscular durante o teste de carga constante. Dados apresentados para média \pm desvio-padrão do grupo para cada músculo e perna. BF, *biceps femoris*; GM, *gastrocnemius medialis*; VL, *vastus lateralis*; P, perna preferida; NP, perna não-preferida.

Músculo	Perna	Ciclistas	Não-ciclistas
BF	P	23,2 \pm 8,1	42,0 \pm 13,4*
	NP	26,7 \pm 8,9	39,8 \pm 9,2*
GM	P	20,9 \pm 4,5	29,1 \pm 3,5*
	NP	21,5 \pm 5,6	39,4 \pm 11,1 ^{x*}
VL	P	22,5 \pm 5,7	17,1 \pm 3,9*
	NP	24,2 \pm 6,0	41,0 \pm 11,1 ^{x*}

* Diferença estatisticamente significativa entre grupos ($P < 0,05$); ^x Diferença estatisticamente significativa entre as pernas ($P < 0,05$).

2.4 Discussão

2.4.1 Principais achados

Pesquisas prévias sugerem que assimetrias na cinemática e cinética de movimentos rítmicos dos membros inferiores, como a pedalada, podem ser relacionadas com a intensidade do exercício (SANDERSON *et al.*, 1991; CARPES *et al.*, 2007b), assim como com o treinamento (CAVANAGH *et al.*, 1977). Essas assimetrias foram recentemente sugeridas como resultantes de fatores neurais (SIMON e FERRIS, 2008). De acordo com nosso conhecimento, esse é o primeiro estudo que considerou a avaliação bilateral da atividade elétrica muscular em sujeitos com diferentes níveis de experiência em ciclismo, durante um teste incremental máximo e um teste de carga constante. Nossos principais achados dizem respeito à similaridade na magnitude de ativação (RMS) entre perna preferida e não-preferida, independentemente da experiência e do nível de condicionamento. No entanto, foram observados efeitos da preferência podal e da experiência com ciclismo sobre a variabilidade da ativação muscular. O grupo de ciclistas experientes apresentou menor variabilidade e efeitos da preferência quando comparados a não-ciclistas.

2.4.2 Desempenho e eficiência muscular

Ciclistas apresentaram maiores escores para variáveis de desempenho (VO_{2max} , potência máxima produzida, potência correspondente ao LV2), o que é resultante de seu volume de treinamento e condicionamento. Mesmo que estudos prévios sugiram eficiência

bruta similar entre ciclistas recreacionais e competitivos (NICKLEBERRY e BROOKS, 1996), o treinamento prolongado (CHAPMAN *et al.*, 2008) e a adaptação funcional dos ciclistas (BONING *et al.*, 1984; SIDOSSIS *et al.*, 1992) podem fundamentar maior eficiência em atletas. No entanto, a maior eficiência bruta pode estar relacionada também à preferência por cadências de pedalada e cargas de trabalho mais altas (COYLE *et al.*, 1992; ROSSATO *et al.*, 2008), mesmo considerando o maior consumo de oxigênio devido ao aumento da frequência de movimentos (GAESSER e BROOKS, 1975).

2.4.3 Ativação elétrica muscular

Durante um teste de ciclismo para exaustão, um progressivo recrutamento de unidades motoras é inferido pelo aumento no valor RMS (MORITANI *et al.*, 1986; JAMMES *et al.*, 1998). Nossos resultados para BF e VL confirmam essa inferência. Isso também está relacionado com o previamente citado referente à liberação de vias inibitórias em regiões sensoriomotoras (KAPRELI *et al.*, 2006), aumentando o número de comandos neurais enviados bilateralmente por meio da comunicação inter-hemisférios cerebrais (GLASS, 2001).

Durante o teste de carga incremental, ciclistas apresentaram menor magnitude de ativação muscular para o BF e VL quando comparados a não-ciclistas, o que suporta a influência da experiência sobre a atividade muscular (HUG *et al.*, 2004b; CHAPMAN *et al.*, 2008). Para os não-ciclistas, o VL alcançou valores de RMS máximo antes da última sobrecarga, o que provavelmente resultou de uma menor coordenação para suportar a carga aplicada (HUG *et al.*, 2004a). O mesmo foi observado para o BF, mas, nesse caso, isso pode

ser atribuído ao uso de pedais de engate que permitem maior recrutamento do BF durante a fase de recuperação da pedalada (HUG e DOREL, 2009).

Por outro lado, o aumento da sobrecarga não foi associado com mudanças no valor de RMS para o GM e, ainda, a máxima ativação neste músculo ocorreu antes do último estágio para todos os sujeitos. As poucas mudanças observadas para o GM já foram reportadas em outros estudos que avaliaram atletas durante protocolos de carga incremental (JORGE e HULL, 1986), durante exercício com carga próxima à potência máxima individual (HUG *et al.*, 2004a), bem como durante provas simuladas (BINI *et al.*, 2008). O papel do GM como um músculo importante para a transferência de energia, através da articulação do tornozelo durante a pedalada, é referendado em nossos resultados (HUG e DOREL, 2009).

A preferência podal não influenciou a magnitude do RMS de nenhum dos músculos avaliados. As mudanças na ativação muscular decorrentes dos mecanismos de fadiga e seus efeitos não puderam ser quantificados de maneira específica para cada perna. A simetria na magnitude da atividade muscular parece ser garantida por mecanismos de comunicação inter-hemisférica que atuam para evitar diferenças laterais de grande magnitude (TEIXEIRA e CAMINHA, 2003; ANGUERA *et al.*, 2007; SEIDLER e NOLL, 2008). No entanto, assimetrias no torque produzido em intensidades abaixo de 90% do VO_{2max} (CARPES *et al.*, 2007a), assim como durante exercícios submáximos (SANDERSON *et al.*, 1991), e competições simuladas (CARPES *et al.*, 2007b) podem estar relacionadas com diferenças entre os membros no que diz respeito à variabilidade da ativação muscular. A variabilidade encontrada para os grupos em relação à perna preferida e não-preferida pode suportar alguma variabilidade na força produzida entre as pernas e explicar as assimetrias de desempenho. Este é um mecanismo que parece atuar claramente para a extremidade superior (DE LUCA *et al.*, 1986).

Os resultados contraditórios na atividade elétrica muscular em função da preferência lateral entre as extremidades superior e inferior podem estar relacionados a diferentes estratégias de controle para cada extremidade. Neste caso, um maior padrão bilateral de ativação cortical para movimentos dos membros inferiores (KAPRELI *et al.*, 2006) suportaria similaridade na ativação muscular entre pernas preferida e não-preferida, como nossos resultados sugerem.

Assimetrias angulares previamente descritas para a pedalada (EDELIN *et al.*, 2004) podem ter relação com assimetrias de força, por influenciar a orientação dos segmentos corporais, independentemente da magnitude da atividade muscular, mas possivelmente dependem da variabilidade da atividade muscular. Isso foi observado para o teste de carga incremental, mas permanece questionável para testes submáximos, justamente nos quais assimetrias de força foram mais frequentemente encontradas anteriormente (SANDERSON, 1990; CARPES *et al.*, 2007a; 2007b).

Os valores de CV encontrados no grupo de ciclistas concordam com a literatura (HUG *et al.*, 2004a). O CV para o grupo de não-ciclistas foi estatisticamente maior do que o observado para ciclistas, em conformidade com o que a literatura propõe (RYAN e GREGOR, 1992). A redução na variabilidade ocorreu com o aumento da carga de trabalho, o que está relacionado a melhores estratégias de sinergias musculares (CHAPMAN *et al.*, 2006; CHAPMAN *et al.*, 2008).

Durante o teste incremental não foi observada uma clara relação entre CV e preferência podal para não-ciclistas. A maior variabilidade do grupo de ciclistas para a perna não-preferida (veja a tabela 2.2, com dados mostrando que a perna não-preferida apresentou maior CV sempre que houve diferença estatisticamente significativa) sugere que a redundância motora pode desempenhar um papel importante para sinergias múltiplas e combinações de ações musculares para produção de um mesmo padrão de movimento (HUG

et al., 2008). Durante o teste de carga constante, o valor RMS não diferiu entre os grupos, exceto para o BF. Ainda que a ativação do BF possa sofrer influência do uso de pedais de engate (HUG e DOREL, 2009), a comparação entre grupos não mostrou diferença entre as pernas. A cadência de pedalada não variou significativamente entre os sujeitos de cada grupo, e, assim, não esperamos que tenha afetado significativamente os resultados. Isso é mais importante quando consideramos a comparação da ativação muscular de não-ciclistas, uma vez que em ciclistas treinados a EMG pode não variar significativamente em função da cadência (CHAPMAN *et al.*, 2008).

Uma novidade do presente estudo foi a diferença entre as pernas encontradas para a variabilidade intra-grupo na EMG durante o teste incremental e o de carga constante. Como ilustram os dados do teste de carga constante, a variabilidade observada entre músculos biarticulares (BF, GM) e monoarticulares (VL) foi similar no grupo de ciclistas, conforme reporta a literatura (RYAN e GREGOR, 1992). Ciclistas apresentaram menor CV, que foi similar entre as pernas, enquanto que não-ciclistas apresentaram maior CV e também apresentaram efeitos da preferência podal. A menor variabilidade nos ciclistas resulta de sinergias musculares aprimoradas com o treinamento (CHAPMAN *et al.*, 2008).

No presente estudo, as diferenças entre pernas no teste de carga constante, para não-ciclistas, suportam a influência do treinamento sobre as sinergias musculares durante a pedalada. A prática repetitiva leva a um controle mais preciso da força por parte dos atletas (BERNARDI *et al.*, 1996). A menor variabilidade e a similaridade entre as pernas podem render vantagens referentes ao custo metabólico do exercício, refletindo em uma maior eficiência, como previamente discutido para a marcha (GOBLE *et al.*, 2003; REISMAN *et al.*, 2005), e explicar as diferenças encontradas na eficiência bruta.

Uma limitação do presente estudo foi o fato das forças aplicadas no pedal não poderem ser mensuradas, o que possibilita verificar se diferenças na variabilidade da atividade

muscular intra-grupo podem estar relacionadas com diferenças na produção de força. De qualquer forma, a experiência parece reduzir a variabilidade na ativação muscular, bem como os efeitos da preferência podal. Nossos achados implicam simetria na magnitude da atividade elétrica muscular, mas alta variabilidade e diferenças bilaterais em não-ciclistas, o que pode influenciar análises do padrão de atividade muscular em sujeitos que não são treinados para o ciclismo.

2.5 Conclusão

Nossos resultados sugerem que achados prévios em relação à assimetria bilateral de força na pedalada, em favor da perna preferida, não parecem estar relacionados com diferenças na magnitude da atividade muscular. No entanto, a variabilidade da ativação muscular para cada grupo apresentou diferenças estatisticamente significativas, considerando o treinamento e a preferência podal, especialmente para não-ciclistas, os quais poderiam influenciar a variabilidade na produção de força entre as pernas. A experiência com ciclismo teve efeito significativo na variabilidade durante teste máximo e submáximo, com maior variabilidade na perna não-preferida de ciclistas.

CAPÍTULO 3

A PREFERÊNCIA LATERAL AFETA A EFICIÊNCIA E A ATIVAÇÃO MUSCULAR DOS MEMBROS INFERIORES?

3.1 Introdução

Uma clara preferência por um dos membros superiores é observada para maioria das ações manuais. Essa preferência poderia ser sustentada por uma reduzida taxa de disparo dos potenciais de ação musculares relacionada ao recrutamento de fibras de contração lenta (ADAM *et al.*, 1998), que pode prover vantagens em termos de resistência à fadiga em favor do membro superior preferido (DE LUCA *et al.*, 1986). Por outro lado, os membros inferiores são frequentemente recrutados bilateralmente, inclusive com a preferência mudando de acordo com a complexidade e condições ambientais (HART e GABBARD, 1996).

Por essa razão, resultados de assimetrias em tarefas de locomoção como caminhar, correr e pedalar, são contraditórios. Mesmo que muitos estudos assumam simetria no andar

(SADEGHI *et al.*, 2000), diferenças entre as pernas em relação à ativação muscular e ao torque isométrico de flexão plantar em favor da perna preferida (VALDERRABANO *et al.*, 2007) sugerem existência de uma categorização funcional de cada membro inferior para propulsão e frenagem durante o andar (POTDEVIN *et al.*, 2008).

Assimetrias, especialmente em parâmetros cinéticos, são associadas com risco aumentado de lesão na corrida (ZIFCHOCK *et al.*, 2006), ainda que possam ser minimizadas com a experiência (CAVANAGH *et al.*, 1977). Enquanto que a maioria dos estudos também considera simétrica a pedalada, algum grau de assimetria de desempenho em favor do membro preferido foi encontrado para força e trabalho (SARGEANT e DAVIES, 1977), pico de torque no pedivela (CARPES *et al.*, 2007a; 2007b) e potência produzida (SMAK *et al.*, 1999). Para a cinemática, assimetrias foram mais frequentes em não-ciclistas (EDELIN *et al.*, 2004). Os fatores determinantes dessas assimetrias, e também a variabilidade nos dados apresentados, continuam a ser discutidos na literatura. Esses resultados sugerem muitas hipóteses e questionamentos, sendo um deles: *A preferência podal pode estar relacionada a uma maior eficiência muscular?*

Adicionalmente, estudos eletromiográficos do andar fornecem conclusões controversas sobre a influência da preferência podal sobre a ativação elétrica muscular (SADEGHI *et al.*, 2000). Por outro lado, evidências sugerem que, na extremidade superior, a preferência manual resulta em diferenças na ativação muscular entre os membros, levando a alguma vantagem relacionada à preferência lateral durante ações dinâmicas do braço (DIEDERICHSEN *et al.*, 2007). Considerando que ações do membro inferior, tais como em tarefas de locomoção, recrutam ambas as pernas de maneira proporcional, *pode a preferência podal resultar em diferente recrutamento muscular entre perna preferida e não-preferida, como observado na extremidade superior?* O recrutamento muscular dependente da preferência pode ser associado com a hipótese previamente proposta de maior eficiência

muscular na perna preferida. Ambas as hipóteses podem justificar vantagens da perna preferida em ações dinâmicas.

As respostas para essas questões dependem de mecanismos de controle para ações rítmicas dos membros inferiores, que podem ser regulados por uma rede neural (os geradores centrais de padrão, GCP). Esse mecanismo parece hábil para gerar um padrão de atividade elétrica muscular rítmico e alternado, como o requerido para a locomoção (CALANCIE *et al.*, 1994; PINTER e DIMITRIJEVIC, 1999; MACKAY-LYONS, 2002). Além disso, os GCP parecem adaptáveis de maneira perna-específica, como foi mostrado durante protocolos de caminhada em esteira com cintas independentes (*split-belt*) para crianças (YANG *et al.*, 2005) e adultos (REISMAN *et al.*, 2005; CHOI e BASTIAN, 2007). No entanto, a minimização das diferenças laterais depende também da transferência de atividade cortical entre os hemisférios cerebrais durante o aprendizado, e a consolidação de memórias motoras que podem ser rapidamente requisitadas durante o aprendizado do lado contralateral (SEIDLER e NOLL, 2008). A comunicação inter-hemisférica está entre os fatores que previnem grandes diferenças laterais (TEIXEIRA e CAMINHA, 2003; ANGUERA *et al.*, 2007; SEIDLER e NOLL, 2008).

Apesar disso, em uma tarefa de evitar um obstáculo durante o andar, a trajetória do tornozelo não apresentou uma condição de espelho na transferência interlateral, o que sugere que parte da informação não foi transferida (VAN HEDEL *et al.*, 2002). Tarefas iniciadas por um GCP apresentam significativa dependência do *feedback* proprioceptivo atuando em conjunto com aquelas informações obtidas pelo sistema vestibular e visual (DIETZ, 1997; 2001). Isso sugere que as informações são enviadas bilateralmente e o *feedback* aferente também é recebido a partir de órgãos proprioceptores das duas pernas, o que é consistente com a comunicação observada entre os membros durante a pedalada unilateral (TING *et al.*, 1998; KAUTZ *et al.*, 2006). A atividade muscular observada no membro que está em

repouso, enquanto o contra-lateral está pedalando, sugere que mecanismos de interação entre os membros permanecem ativos mesmo quando somente um membro é recrutado para a realização da ação motora; esse mecanismo pode ser chamado ativação cruzada, ou comunicação entre os membros. Esse fato resulta de mecanismos de comunicação que são regulados pelo estado sensoriomotor do membro inferior, como previamente sugerido (TING *et al.*, 2000). Contudo, durante a pedada unilateral, *pode a magnitude de comunicação entre os membros depender da preferência podal?* Isso estaria relacionado com maior ou menor volume de informação sendo enviada para a perna preferida ou não-preferida durante a tarefa unilateral.

De acordo com o nosso conhecimento, as três questões referendadas anteriormente parecem ainda não terem sido investigadas. Para abordar essas três questões, nossas hipóteses são de que, durante a pedalada unilateral, o membro preferido apresenta maior eficiência muscular. Adicionalmente, o membro preferido apresenta menor magnitude de ativação e reduzida variabilidade entre os sujeitos. A comunicação entre os membros também foi analisada em relação à preferência podal. A experiência com o ciclismo poderia influenciar as questões apresentadas e, por esse motivo, avaliamos ciclistas treinados e não-ciclistas.

3.2 Materiais e métodos

3.2.1 Sujeitos

Sujeitos saudáveis foram recrutados considerando: (a) experiência de treinamento de ciclismo de no mínimo cinco anos ou (b) sujeitos fisicamente ativos o suficiente para

completar os testes, mas sem histórico de treinamento específico para a extremidade inferior. Dezesesseis voluntários assinaram um termo de consentimento (Anexo 1) em acordo com o Comitê de Ética local (protocolo número 2007945), e seguindo os princípios da Declaração de Helsinki. Então, os sujeitos foram designados para o grupo de ciclistas (8 homens) ou não-ciclistas (6 homens e 2 mulheres), e tiveram a preferência podal avaliada por meio do inventário de *Waterloo* (ELIAS *et al.*, 1998) (Anexo 2). As características dos grupos estão descritas na tabela 3.1. O interesse na avaliação da influência da preferência lateral frente às variáveis analisadas não foi explicado previamente aos sujeitos. Esta medida tem o objetivo de minimizar a influência desta informação sobre o desempenho nos testes. Ao término dos testes, cada sujeito recebeu os principais resultados de seus testes por contato eletrônico, conforme exemplo apresentado para ciclistas (Anexo 3) e não-ciclistas (Anexo 4).

3.2.2 Protocolos de avaliação

Os sujeitos participaram de dois dias de avaliação. No primeiro dia eles foram submetidos à avaliação antropométrica, responderam às questões do inventário de *Waterloo* e completaram um teste incremental máximo. Após um período de 48h, os sujeitos completaram testes de ciclismo unilateral. Os protocolos são descritos abaixo.

Teste incremental máximo bilateral

Os sujeitos completaram um teste incremental máximo para determinação do consumo máximo de oxigênio, máxima potência produzida e segundo limiar ventilatório (LV2). O protocolo iniciou com uma carga de 50W, que foi aumentada em 25W a cada um minuto para ciclistas, e a cada três minutos para não-ciclistas, até exaustão. O consumo máximo de

oxigênio foi definido como a maior média de 30 s observada, e o segundo limiar ventilatório foi definido pelo método do equivalente ventilatório (WASSERMAN *et al.*, 1967). A partir do último estágio completado, foi determinada a máxima potência produzida (HUG *et al.*, 2004a); a cadência durante o teste foi a preferida e deveria ser mantida com a menor variação possível com base na informação visual provida aos participantes. A exaustão foi definida pelo momento em que o sujeito não pudesse mais manter a cadência de pedalada preferida. As trocas gasosas e a atividade elétrica muscular foram monitoradas durante todo o teste incremental.

Teste de ciclismo unilateral

Depois de completar o teste incremental (48h), os sujeitos retornaram ao laboratório para completar testes de ciclismo unilateral (doravante chamado teste unilateral) com o membro inferior preferido e não-preferido. Após a medida do consumo de oxigênio durante o repouso, sentado em uma cadeira, a metade dos sujeitos de cada grupo realizou o primeiro protocolo unilateral com a perna preferida. O restante dos sujeitos foi avaliado inicialmente com a perna não-preferida. Isso foi feito com o objetivo de minimizar a influência da primeira perna testada sobre os resultados. Houve um intervalo de no mínimo 40 minutos entre o teste com cada uma das pernas. Os sujeitos não treinaram a tarefa de pedalada unilateral previamente para evitar a influência da transferência de aprendizagem entre as pernas sobre as medidas de interesse neste estudo (VAN HEDEL *et al.*, 2002; CHOI e BASTIAN, 2007).

Para o teste unilateral, os sujeitos foram posicionados com o pé do membro inferior que iria pedalar sobre o pedal, enquanto que a perna contralateral deveria ficar em repouso, com o pé relaxado sobre um suporte posicionado ao lado da bicicleta e com altura correspondente a do movimento central da bicicleta. A posição do pé da perna em repouso não deveria mudar durante o exercício, a fim de minimizar a influência do estado

sensoriomotor contralateral sobre o desempenho da perna que estava sendo testada (TING *et al.*, 2000). Os sujeitos foram orientados a manter a perna que não estava pedalando o mais relaxada possível.

A carga de trabalho para o teste unilateral foi ajustada de modo que pudesse reproduzir a carga experimentada durante uma situação bilateral submáxima. Para isso, a carga foi determinada de acordo com a equação [$U_1 = 0,5 \cdot (70\%VT_2)$], o que significa que a carga do teste unilateral foi determinada a partir da metade da correspondente a 70% da potência relativa ao LV2 foi observado durante o teste incremental bilateral. Essa intensidade foi selecionada com o objetivo de evitar a ocorrência do componente lento do consumo de oxigênio, que poderia influenciar as medidas de eficiência e de ativação muscular (POOLE *et al.*, 1991).

As trocas gasosas para estimativa da eficiência muscular, bem como a atividade elétrica muscular, foram monitoradas durante todo o teste unilateral para a perna preferida e não-preferida. Os dados foram analisados após três minutos de teste, o que permitiu aos sujeitos se acomodarem à carga de trabalho, em vistas da minimização da variabilidade no desempenho (SARGEANT e DAVIES, 1977). Após esse período, quando um estado estável no consumo de oxigênio foi observado, os dados relativos a um período de cinco minutos de teste foram gravados para posterior análise. Destes cinco minutos, a média dos minutos 3 e 4 foi utilizada para as análises estatísticas. Os testes unilaterais duraram em média 10 minutos.

3.2.3 Instrumentos

Ciclismo

Aos ciclistas foi solicitado trazer suas próprias bicicletas e equipamentos de ciclismo para as avaliações no laboratório. A bicicleta do atleta era cuidadosamente montada em um ciclo simulador estacionário (Computrainer ProLab 3D, Racermate Inc., Seattle, WA, EUA). Este ciclo simulador era conectado a um computador. O sistema foi usado para controlar a carga de trabalho e armazenar informações de potência produzida e cadência durante o teste. Devido à execução deste estudo em dois centros de pesquisa, os não-ciclistas foram avaliados com instrumentos similares, mas de modelos ou fabricantes diferentes. Os testes unilaterais foram aplicados aos não-ciclistas utilizando um ciclo simular com bicicleta ajustável acoplada (Velotron Dynafit Pro, Racermate Inc., Seattle, WA, EUA), que foi adaptada às características antropométricas de cada sujeito. Todos os sujeitos usaram pedais do tipo de engate.

Trocas gasosas e medidas de eficiência

Para o grupo de ciclistas, as trocas gasosas foram monitoradas indiretamente a cada respiração por um sistema de circuito-aberto (MGC CPX/D, Medical Graphics Corp., St Louis, MO, EUA). Para não-ciclistas, as trocas gasosas foram analisadas indiretamente por analisadores de O₂ e CO₂ (TrueOne 2400, Parvo Medics, Salt Lake City, UT, EUA). Ambos os aparelhos foram operados por experimentadores com experiência. Antes de cada teste, os analisadores eram calibrados de acordo com recomendações do fabricante. Durante os testes unilaterais, o VO₂, o VCO₂ e o coeficiente respiratório foram mensurados continuamente e relacionados à carga de trabalho para estimativa da eficiência muscular bruta e líquida.

A eficiência bruta (EB) foi calculada pela razão entre o trabalho mecânico produzido por minuto (considerando Watts convertidos para kcal·min⁻¹) e gasto energético por minuto,

estimado com base no consumo de oxigênio e coeficiente respiratório utilizando as tabelas de Lusk (i.e. kcal·min⁻¹) (SIDOSSIS *et al.*, 1992); enquanto que a eficiência líquida (EL) foi estimada considerando a razão entre o trabalho mecânico produzido (considerando Watts convertidos para kcal·min⁻¹) e o consumo de oxigênio acima do gasto de repouso (i.e. kcal·min⁻¹) (GAESSER e BROOKS, 1975).

Atividade elétrica muscular

A atividade elétrica muscular foi monitorada por meio de eletromiografia de superfície (EMG) dos membros inferiores direito e esquerdo para os músculos *vastus lateralis* (VL), *biceps femoris* (BF) e *gastrocnemius medialis* (GM). Pares de eletrodos Ag/AgCl (configuração bipolar) com diâmetro de 22 mm (Kendall Meditrace, Chicopee, Canada) foram posicionados sobre a pele após remoção de pelos e limpeza local, a fim de reduzir a impedância (DE LUCA, 1997). Um eletrodo foi posicionado na pele sobre o acrômio, servindo de referência neutra. Os eletrodos foram posicionados sobre o ventre dos músculos, paralelamente as fibras musculares (HERMENS *et al.*, 2000), sendo os fios fixados com uma fita micropore (3M Company, St Paul, MN, EUA) para minimizar a movimentação dos fios de conexão ao eletromiógrafo.

A atividade eletromiográfica dos ciclistas foi monitorada a uma taxa de amostragem de 2000 Hz por canal, com resolução de 14 bits, utilizando sistemas Miograph (MioTec Biomedical, Porto Alegre, Brasil). Empregando os mesmos procedimentos de preparo dos sujeitos, a atividade elétrica muscular dos não-ciclistas foi monitorada a uma taxa de amostragem de 2400 Hz, com resolução de 12 bits, usando um sistema Biovision (Biovision Inc., Wehrheim, Alemanha). Para ambos os grupos, os dados brutos de EMG foram filtrados por um filtro *Butterworth* de 4^a ordem passa-banda de 10-500 Hz. Após a retificação e a remoção da tendência do sinal, o início e o fim da atividade foram determinados por um

aumento do valor RMS duas vezes maior do que o desvio-padrão do período de silêncio entre cada contração (HODGES e BUI, 1996).

O valor RMS (do inglês, *root-mean-square*) médio obtido de doze ciclos de pedalada foi considerado como indicador da magnitude de ativação muscular (MORITANI *et al.*, 1986; RYAN e GREGOR, 1992). A análise dos sinais foi desenvolvida com duas rotinas escritas em ambiente *Matlab* (MATLAB 7.0, Mathworks Inc., Novi, MI, EUA). Para cada sujeito e cada músculo, o valor RMS calculado foi expresso como percentual do máximo valor RMS (RMSmax) encontrado durante o teste incremental, a fim de possibilitar a comparação entre os sujeitos (HUG *et al.*, 2004a; LAPLAUD *et al.*, 2006) e minimizar erros de normalização (MIRKA, 1991). A comunicação entre os membros inferiores foi monitorada pela atividade elétrica muscular observada na perna que não estava pedalando, sendo apresentada em valor relativo à ativação da perna que estava pedalando (KAUTZ *et al.*, 2006).

3.2.4 Procedimentos estatísticos

Após inspeção visual, os dados foram submetidos à estatística descritiva para medidas de tendência central. O coeficiente de variação foi utilizado para ilustrar a variabilidade na magnitude da atividade muscular de cada grupo, sendo calculado pela razão entre o desvio-padrão e a média para cada sujeito em relação ao grupo. A distribuição e a esfericidade dos dados foram testadas pelos testes de Shapiro-Wilk e Mauckly, respectivamente. A igualdade das variâncias foi avaliada pelo teste de Levene. Séries não-paramétricas foram comparadas utilizando os testes não-paramétricos correlatos. Os dados foram comparados entre a perna preferida e a não-preferida, entre ciclistas e não-ciclistas, por meio de análise de variância modelo linear misto (2 grupos, 2 pernas). Quando efeitos e/ou interações significativas foram

encontrados, as comparações foram feitas com aplicação de teste “t” independente. O nível de significância foi de 0,05 para todas as análises, usando o pacote estatístico SPSS 13.0 (*Statistical Package for Social Sciences*, SPSS Inc., Chicago IL, EUA).

3.3 Resultados

3.3.1 Caracterização dos grupos

As características físicas e de desempenho dos grupos são apresentadas na tabela 3.1.. Houve diferenças, estatisticamente significativas, entre os grupos ($P < 0,01$), exceto para idade, massa corporal e estatura. A cadência de pedalada (média \pm desvio-padrão) para os ciclistas e não-ciclistas, no teste incremental máximo, foi de 93 ± 3 rpm e 70 ± 6 rpm, respectivamente. Durante os testes unilaterais, os sujeitos recebiam informação visual da cadência, o que permitiu que a mesma não diferisse estatisticamente entre os testes com a perna preferida e não-preferida (para ciclistas 80 ± 10 rpm e 77 ± 9 rpm; e para não-ciclistas 72 ± 8 rpm e 71 ± 11 rpm, para perna preferida e não-preferida, respectivamente).

3.3.2 Consumo de oxigênio

Durante o teste unilateral, o consumo de oxigênio apresentou efeito de grupo [$F_{(1,7)}=9,03$; $P < 0,05$], mas não foram encontrados efeitos da perna e interações significativas entre as variáveis. O consumo máximo de oxigênio (Tabela 3.1) foi estatisticamente maior em

ciclistas ($P < 0,01$). Independentemente da preferência podal, a comparação entre os grupos revelou um maior consumo de oxigênio para os ciclistas, também, durante os testes unilaterais (Tabela 3.2), tanto para perna preferida [$t_{(14)} = 3,65$; $P < 0,05$] quanto para a não-preferida [$t_{(14)} = 3,25$; $P < 0,01$].

Tabela 3.1. Características físicas e de desempenho para os sujeitos. Idade (anos), massa corporal (kg), estatura (m), consumo máximo absoluto de oxigênio ($L \cdot \text{min}^{-1}$), potência máxima produzida (W_{max}), potência correspondente ao segundo limiar ventilatório (W_{LV2}), carga para o teste unilateral (W_u), e para cada perna, eficiência bruta (EB, %) e líquida (EL, %). Dados de cada sujeito e em média e desvio-padrão (DP) para cada grupo.

Grupo	Sujeitos	Idade (anos)	Massa corporal (kg)	Estatura (m)	$VO_2\text{max}$ ($l \cdot \text{min}^{-1}$)	Máxima potência produzida (W_{max})	W_{LV2}	Carga unilateral (U_i)	Eficiência bruta – perna preferida (EB, %)	Eficiência bruta – perna não-preferida (EB, %)	Eficiência líquida – perna preferida (EL, %)	Eficiência líquida – perna não-preferida (EL, %)
Ciclistas	1	28	70	1,70	3,8	325	275	96	16,2	15,4	20,5	20,5
	2	27	86,8	1,81	5,58	450	375	131	12,5	12,6	14,1	14,2
	3	27	70,4	1,76	4,16	325	275	96	14,4	16,2	16,8	19,5
	4	38	86,0	1,87	4,93	350	325	114	14,4	13,7	16,4	15,6
	5	44	96,3	1,86	4,67	325	300	105	13,6	20,1	15,1	23,9
	6	17	71,7	1,93	4,06	325	275	96	15,1	12,4	17,7	14,8
	7	36	59,0	1,62	4,53	375	325	114	17,1	16,0	20,4	19,0
	8	20	72,8	1,72	4,15	325	275	96	16,6	14,9	15,9	15,1
	<i>Média</i>	<i>30</i>	<i>76,6</i>	<i>1,78</i>	<i>4,49*</i>	<i>350*</i>	<i>303*</i>	<i>106*</i>	<i>15,0*</i>	<i>15,2*</i>	<i>17,1</i>	<i>17,8</i>
<i>DP</i>	<i>9</i>	<i>12,0</i>	<i>0,10</i>	<i>0,57</i>	<i>48</i>	<i>36</i>	<i>13</i>	<i>1,6</i>	<i>2,5</i>	<i>2,3</i>	<i>3,4</i>	
Não-ciclistas	1	24	90,6	1,82	4,30	275	250	88	12,7	12,9	15,4	16,7
	2	21	64,2	1,68	3,70	225	200	70	14,0	13,8	16,1	17,4
	3	23	81,0	1,84	3,44	275	225	79	14,8	14,4	20,6	20,4
	4	24	76,4	1,74	3,71	225	175	61	14,0	12,7	21,6	18,8
	5	28	92,1	1,835	3,24	225	200	70	12,4	11,3	16,1	14,2
	6	21	77,9	1,815	3,42	175	150	53	09,2	09,8	11,8	13,2
	7	28	63,7	1,70	3,18	175	175	61	13,3	12,2	16,9	14,1
	8	23	61,4	1,62	2,83	200	150	53	11,5	12,4	14,5	15,9
	<i>Média</i>	<i>24</i>	<i>75,9</i>	<i>1,76</i>	<i>3,48</i>	<i>222</i>	<i>191</i>	<i>67</i>	<i>12,7</i>	<i>12,4</i>	<i>16,6</i>	<i>16,3</i>
<i>DP</i>	<i>3</i>	<i>12,0</i>	<i>0,08</i>	<i>0,44</i>	<i>39</i>	<i>35</i>	<i>12</i>	<i>1,8</i>	<i>1,4</i>	<i>3,2</i>	<i>2,5</i>	

* Diferença estatisticamente significativa entre grupos ($P < 0,01$).

Tabela 3.2. Valores individuais e média e desvio-padrão (DP) do grupo para o consumo de oxigênio (L.min⁻¹) mensurado durante os testes unilaterais. Resultados apresentados para a perna preferida (P) e não-preferida (NP) em ciclistas e não-ciclistas.

Sujeitos	Ciclistas (L.min ⁻¹)		Não-ciclistas (L.min ⁻¹)	
	P	NP	P	NP
1	1,68	1,70	1,99	1,87
2	3,08	3,00	1,44	1,38
3	1,88	1,62	1,50	1,49
4	2,30	2,37	1,25	1,41
5	2,15	1,67	1,62	1,76
6	1,85	2,16	1,46	1,46
7	1,93	2,05	1,37	1,44
8	2,14	2,12	1,34	1,26
<i>Média</i>	<i>2,13*</i>	<i>2,08*</i>	<i>1,50</i>	<i>1,51</i>
<i>DP</i>	<i>0,43</i>	<i>0,46</i>	<i>0,23</i>	<i>0,20</i>

* Diferença estatisticamente significativa entre grupos (P<0.05).

3.3.3 Eficiência muscular

Dados de eficiência bruta (EB) apresentaram efeito de grupo [$F_{(1,7)}=9,93$; $P<0,05$] sem efeito da perna ou de interações significativas entre os fatores. Para ciclistas, a EB foi maior do que em não-ciclistas, em ambas as situações de pedalada unilateral (com a perna preferida [$t_{(14)}=2,67$; $P<0,05$] e não-preferida [$t_{(14)}=2,69$; $P<0,05$]). No entanto, a eficiência líquida (EL) não apresentou nenhum efeito ou interação significativa (Tabela 3.1).

3.3.4 Atividade muscular

A magnitude de ativação (Figura 3.1) do *bíceps femoris* (BF) não apresentou efeito de grupo ou perna durante os testes unilaterais. O mesmo foi observado para a magnitude de ativação (RMS) nos músculos *gastrocnemius medialis* (GM) e *vastus lateralis* (VL). Quanto à

variabilidade, ciclistas apresentaram uma tendência a menor variabilidade, mas nenhum efeito de grupo ou de perna, assim como interações significativas, foi encontrado (Tabela 3.3).

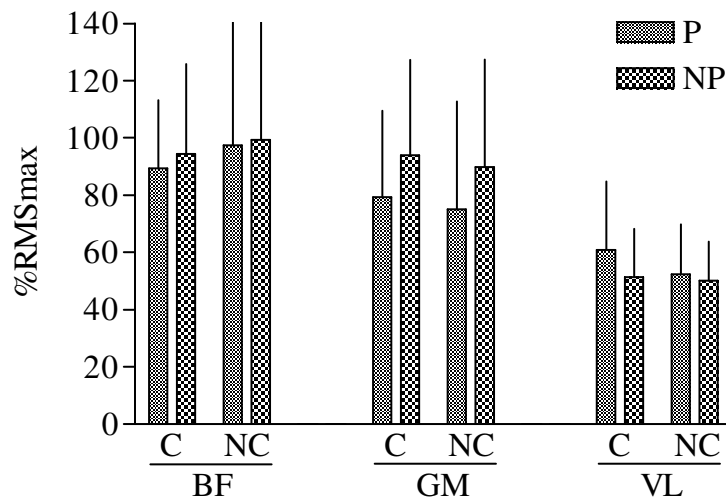


Figura 3.1. RMS normalizado pelo RMS máximo (%RMSmax) no teste incremental para biceps femoris (BF), gastrocnemius medialis (GM) e vastus lateralis (VL) da perna preferida (P) e não-preferida (NP) nos testes unilaterais para ciclistas (C) e não-ciclistas (NC). Dados expressos em média \pm desvio-padrão para cada músculo, de cada perna, em cada grupo.

Tabela 3.3. Coeficiente de variação (%) do RMS calculado para o grupo de ciclistas e não-ciclistas em relação ao *biceps femoris* (BF), *gastrocnemius medialis* (GM) e *vastus lateralis* (VL) da perna preferida (P) e não-preferida (NP) nos testes unilaterais. Dados expressos em média \pm desvio-padrão para cada músculo, de cada perna, em cada grupo.

Músculo	Perna	Ciclistas (%)	Não-ciclistas (%)
BF	P	29,0 \pm 9,9	47,4 \pm 18,1
	NP	36,4 \pm 11,3	49,9 \pm 21,8
GM	P	42,6 \pm 14,3	42,4 \pm 7,0
	NP	39,3 \pm 13,2	40,3 \pm 7,5
VL	P	39,0 \pm 10,6	37,7 \pm 16,6
	NP	33,7 \pm 12,7	29,4 \pm 10,1

A magnitude de ativação na perna em repouso foi monitorada como forma de inferir sobre a comunicação entre os membros durante os testes unilaterais (Tabela 3.4). A atividade na perna em repouso foi estatisticamente menor do que a encontrada na perna que estava em

atividade ($P < 0,01$). A magnitude de ativação na perna em repouso apresentou diferença, estatisticamente significativa, entre os grupos ($P < 0,05$), quando considerada a perna preferida. Não houve diferença, estatisticamente significativa, entre as pernas preferida e não-preferida na comparação intra-grupo.

Tabela 3.4. Comunicação entre os membros inferiores (RMS na perna em repouso em relação à ativação da perna pedalando) durante os testes unilaterais com a perna preferida e não-preferida. Dados apresentados como média \pm desvio-padrão para cada músculo, em cada perna, para cada grupo.

Perna	<i>Biceps femoris</i>		<i>Gastrocnemius medialis</i>		<i>Vastus lateralis</i>	
	Ciclistas	Não-ciclistas	Ciclistas	Não-ciclistas	Ciclistas	Não-ciclistas
Preferida	0,34 \pm 0,06*	0,23 \pm 0,10	0,21 \pm 0,10	0,17 \pm 0,12	0,27 \pm 0,13*	0,19 \pm 0,11
Não-preferida	0,37 \pm 0,14	0,26 \pm 0,09	0,10 \pm 0,03	0,17 \pm 0,16	0,17 \pm 0,07	0,17 \pm 0,10

* Diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($P < 0,05$).

Diferenças, estatisticamente significativas, foram encontradas entre os grupos quanto à comunicação entre os membros para os músculos BF e VL, durante os testes unilaterais. Nesse caso, quando pedalaram com a perna preferida, os ciclistas apresentaram maior magnitude de ativação na perna em repouso do que os não-ciclistas, sendo para o BF [$t_{(14)}=2,79$; $P < 0,05$], e para VL [$t_{(14)}=-2,24$; $P < 0,05$].

3.4 Discussão

3.4.1 Principais achados

Com base em estudos anteriores, percebemos uma lacuna na literatura considerando os efeitos da preferência lateral sobre a ativação muscular e a eficiência, especialmente considerando sujeitos treinados e não-treinados. Assimetrias de força foram sugeridas como mais relacionadas a aspectos neurais do que mecânicos (SIMON e FERRIS, 2008). Abordamos os efeitos da preferência lateral sobre o consumo de oxigênio, a eficiência muscular e a ativação muscular (magnitude RMS, variabilidade e comunicação entre os membros), durante exercício de ciclismo unilateral em sujeitos com diferentes níveis de treinamento, a fim de verificar se a preferência poderia estar relacionada a vantagens neuromusculares. De acordo com o nosso conhecimento, esse é o primeiro estudo a abordar essas questões. Nosso principal achado diz respeito à similaridade, independente da experiência com ciclismo, na eficiência muscular e na magnitude de ativação muscular entre a perna preferida e a não-preferida. No entanto, a influência da experiência com ciclismo e da preferência podal foi encontrada em relação à comunicação entre os membros quando a perna preferida estava pedalando.

3.4.2 A preferência lateral pode afetar a eficiência?

A vantagem do membro preferido descrita para ações manuais pode estar relacionada com uma maior eficiência deste membro, que é sugerida a partir das diferenças encontradas

na ativação muscular em favor do membro superior preferido, durante ações manuais (DE LUCA *et al.*, 1986; ADAM *et al.*, 1998; DIEDERICHSEN *et al.*, 2007). No entanto, para os membros inferiores, existem poucas evidências nesse sentido e, além disso, os estudos não são conclusivos. Em parte, isso se deve ao fato de poucos estudos considerarem avaliações bilaterais do desempenho dos membros inferiores. Durante um protocolo de pedalada unilateral, em uma intensidade arbitrariamente definida em 50W, não foram encontradas diferenças no consumo de oxigênio, quando avaliados quatro sujeitos (SARGEANT e DAVIES, 1977). Nesse estudo, fizemos medidas durante um protocolo em que a carga de trabalho foi determinada considerando uma intensidade submáxima, com base no limiar ventilatório individual de cada sujeito; o que permitiu que todos os sujeitos se exercitassem em uma intensidade relativamente semelhante. A experiência com ciclismo foi relacionada com o desempenho (Tabela 3.1) devido ao treinamento e suas repercussões em adaptações físicas (BONING *et al.*, 1984; SIDOSSIS *et al.*, 1992; CHAPMAN *et al.*, 2008). No entanto, essas diferenças não persistiram em relação à preferência podal. Dessa forma, isso não suporta a hipótese proposta de que o membro preferido pode apresentar maior eficiência muscular.

Nossos resultados estendem os achados durante uma carga constante arbitrária (SARGEANT e DAVIES, 1977), mostrando que a eficiência muscular da perna preferida e da não-preferida é similar. A carga constante e as poucas variações na cadência suportam um nível similar de força sendo gerado em cada perna durante a pedalada unilateral. Assim, independente da influência da experiência com ciclismo sobre a eficiência bruta (Tabela 3.1), a preferência lateral não pode ser associada com melhor eficiência. Esse aspecto é consistente com a influência da prática bilateral, levando ao similar desempenho entre os lados e com a variabilidade na preferência podal para tarefas de estabilização (HART e GABBARD, 1996; TEIXEIRA e TEIXEIRA, 2008). No entanto, esses resultados não explicam as assimetrias de força previamente descritas para o ciclismo (CAVANAGH, 1974; DALY e CAVANAGH,

1976; SARGEANT e DAVIES, 1977; SANDERSON *et al.*, 1991; SMAK *et al.*, 1999; CARPES *et al.*, 2007a; 2007b). Nossos resultados são consistentes com a influência da experiência sobre variáveis relacionadas ao desempenho e à adaptação (BONING *et al.*, 1984; SIDOSSIS *et al.*, 1992; CHAPMAN *et al.*, 2008), mas não determina diferenças na eficiência entre os membros inferiores preferido e não-preferido.

3.4.3 A preferência pode afetar a ativação muscular da perna preferida e da não-preferida?

Recentemente, as assimetrias de força durante exercícios máximos e submáximos foram sugeridas como sendo, de alguma forma, relacionadas com fatores neurais, mas esta relação não foi verificada (SIMON e FERRIS, 2008). No entanto, nossos resultados sugerem que fatores neurais, que dizem respeito à ativação muscular, são similares entre as pernas. A simetria na magnitude de ativação muscular observada é consistente com uma busca por um desempenho o mais eficiente possível (REISMAN *et al.*, 2005). Isso concorda com nossos resultados de eficiência muscular, e a similar variabilidade da EMG para o grupo sugere que ambas as pernas são capazes de desenvolver padrões de coordenação similares para desempenhar a tarefa.

A similaridade entre sujeitos com diferentes níveis de treinamento, quando testados unilateralmente, seria explicada pelos efeitos do estado sensoriomotor do membro contralateral, que, nesse caso, não realizava a mesma ação (TING *et al.*, 2000). Ações bilaterais são mais eficientes do que padrões assimétricos devido a um recíproco estado sensoriomotor do membro contralateral durante a pedalada (TING *et al.*, 2000; TING e MCKAY, 2007). Tal fato remete ao papel do *feedback* sensorial para a regulação motora (PEARSON, 2004). Esses fatores determinam diferenças entre atletas e não atletas quando

produzem a ação motora original, nesse caso a pedalada bilateral, situação na qual diferenças foram encontradas no presente estudo, e também em estudos prévios (CHAPMAN *et al.*, 2006; CHAPMAN *et al.*, 2008).

Durante a pedalada unilateral, os músculos flexores do joelho podem ser mais afetados, uma vez que estarão ativos durante ambas as fases, de propulsão e recuperação, da pedalada (TING *et al.*, 2000). Mesmo sabendo que os músculos extensores do joelho são os mais importantes produtores de potência durante a pedalada (HUG e DOREL, 2009), a ausência da ação contralateral suporta a tendência de maior atividade do BF em ambos os grupos. No entanto, o treinamento parece não ter influenciado a magnitude de ativação dos extensores do joelho. Além disso, a pedalada unilateral apresentou maior variabilidade do que o esperado para a pedalada bilateral de ciclistas (RYAN e GREGOR, 1992). Esta é a primeira vez que isso foi analisado e descrito como similar entre membro inferior preferido e não-preferido. Uma menor variabilidade na ativação de ciclistas é consistente com sinergias musculares aprimoradas, devido ao treinamento (CHAPMAN *et al.*, 2008); porém nossos dados sugerem que essa vantagem não persiste em uma situação de prática unilateral e, também, não é influenciada pela preferência.

3.4.4 A comunicação entre os membros pode depender da preferência lateral?

Nossos dados não são suficientes para dizer se a preferência lateral é determinante da magnitude de comunicação entre os membros. No entanto, sugerem que a influência da preferência lateral sobre a comunicação entre os membros deveria ser investigada. As diferenças entre os sujeitos indicam que a experiência pode ser um determinante da quantidade de informação enviada para o membro que não está em movimento, enquanto o

contralateral é recrutado, especialmente para a perna preferida. Se o treinamento contínuo leva a um recrutamento muscular mais refinado em ciclistas (CHAPMAN *et al.*, 2008), ele também parece aumentar a comunicação entre os membros para músculos flexores (BF) e extensores (VL) do joelho da perna preferida, quando a perna contralateral está em movimento (Tabela 3.4).

A perna preferida dos ciclistas treinados recebe mais informação neural, mesmo quando não está envolvida diretamente na ação motora, do que observado para não-ciclistas; isto pode ser uma estratégia para reforçar a preferência (KAPRELI *et al.*, 2006). Em média, os valores de comunicação entre os membros apresentaram níveis baixos (entre 0,21 e 0,34), conforme a literatura propõe (KAUTZ *et al.*, 2006), e com tendência a maiores magnitudes para o BF (TING *et al.*, 2000; KAUTZ *et al.*, 2006). Considerando o GM, essa variável não foi influenciada pela experiência com o ciclismo. O fato do GM estar relacionado com a transferência de potência da perna para o pedivela pode ter sido determinante desses resultados (JORGE e HULL, 1986; HUG *et al.*, 2004b).

A comunicação entre os membros, provavelmente, tem relação com a coordenação, agindo como uma unidade funcional que interage considerando os estados ipsi- e contralateral (TING *et al.*, 2000). Embora não comentado em estudos anteriores, a preferência lateral pode influenciar esta relação. Por exemplo, durante o andar em situação em que se deve evitar o contato do membro inferior com um obstáculo, a trajetória do tornozelo não apresentou uma condição de espelho na perna contralateral, sugerindo que somente parte da informação foi transferida (VAN HEDEL *et al.*, 2002). Assim, se geradores centrais de padrão separados para cada perna podem existir (REISMAN *et al.*, 2005), também podem apresentar influência da preferência e do treinamento, especialmente durante a adaptação à nova tarefa. Isso deveria ser analisado considerando diferentes grupos randomicamente treinados e avaliados.

Aqui, nosso objeto foi verificar esta situação em uma avaliação transversal, sem considerar o aprendizado, a fim de verificar como a influência da preferência se apresenta. Mesmo avaliando um número pequeno de músculos, nossos dados são consistentes com elementos de controle bilateral que são excitados e modulados, mesmo quando somente uma perna está pedalando, o que já fora descrito previamente (TING *et al.*, 2000; KAUTZ *et al.*, 2002; KAUTZ *et al.*, 2006), porém esses resultados diferiram para a perna preferida, entre ciclistas e não-ciclistas.

As limitações do nosso estudo incluem não terem sido realizadas medidas das forças aplicadas no pedal. Em virtude disso, tentamos assegurar que a mesma produção de força ocorresse entre as pernas pelo controle da carga de trabalho e da cadência de pedalada. Os movimentos da pélvis não foram monitorados, e mesmo orientando os sujeitos a reduzirem os movimentos da extremidade superior, qualquer efeito dessa situação não pôde ser quantificado durante a pedalada unilateral.

3.5 Conclusão

Durante os testes unilaterais, a preferência lateral não influenciou o consumo de oxigênio e a eficiência muscular. A magnitude da ativação muscular e sua variabilidade não diferiram entre as pernas, o que não ajuda a explicar assimetrias de força dependentes em aspectos neurais. Os resultados de comunicação entre membros sugerem efeitos da preferência lateral para ciclistas na perna preferida, o que poderia influenciar a transferência interlateral de aprendizagem em sujeitos treinados.

CAPÍTULO 4

RELAÇÃO ENTRE SIMETRIA BILATERAL E ASPECTOS NEUROMUSCULARES E DE TREINAMENTO DOS MEMBROS INFERIORES

Os questionamentos sobre a relação da preferência lateral e o desempenho, apresentada na literatura, guiaram-nos à elaboração de algumas hipóteses que foram abordadas em dois estudos originais. Para elucidar os efeitos da experiência, consideramos um grupo de ciclistas treinados e um grupo de não-ciclistas. Nesse contexto, a questão central de pesquisa se deu em torno da influência da preferência podal sobre a ativação muscular e a eficiência muscular durante a pedalada.

Considerando a pedalada natural, bilateral, nossos dados sugerem que a preferência não afeta a magnitude da ativação muscular para BF, GM e VL. No entanto, a variabilidade na ativação muscular apresentou efeitos do grupo e da perna. Atletas apresentaram menor variabilidade na ativação muscular. Isso é consistente com um padrão mais robusto de ativação em ciclistas. O grupo de não-ciclistas, quando avaliado durante o ciclismo bilateral

em intensidade submáxima, apresentou maior variabilidade para a perna não-preferida. Isso sugere que, além de apresentar um padrão mais variável sugerindo um menor nível técnico, a perna preferida difere da perna não-preferida. Essa diferença na variabilidade da ativação muscular entre as pernas pode influenciar a variabilidade na força produzida e acarretar assimetrias na cinética de movimento, mas essa hipótese não teve correlatos para o grupo de ciclistas. Em não-ciclistas, é possível que sinergias musculares não sejam bem desenvolvidas na perna não-preferida, apesar da magnitude de ativação semelhante entre as pernas.

Em ciclistas, a preferência não leva a assimetria na ativação muscular, o que não suporta assimetrias de força descritas na literatura como relacionadas a fatores neurais. Nesse sentido, as assimetrias de força poderiam ser dependentes de fatores externos referentes à execução da tarefa, como o efeito do percurso de uma prova simulada, o nível atencional do atleta durante o desempenho, ou talvez aspectos mecânicos referentes a equipamentos.

A pedalada envolve a interação de mecanismos neurais que atuam bilateralmente, gerando padrões rítmicos de movimentos. Uma forma de verificar o desempenho de cada um dos membros inferiores é a avaliação unilateral. Desenvolvemos avaliações unilaterais da pedalada, em ciclistas e não-ciclistas, para verificar se a preferência poderia apresentar algum efeito significativo durante estas ações unilaterais. A similar eficiência muscular entre perna preferida e não-preferida, durante ciclismo unilateral, mostrou que a preferência não tem relação com vantagem em termos de consumo energético. Mesmo durante a pedalada unilateral, a magnitude de ativação muscular foi semelhante entre as pernas, e também entre ciclistas e não-ciclistas. Essa semelhança entre os grupos sugeriu que as sinergias musculares aprimoradas pelo treinamento contínuo de ciclismo podem não manter sua consistência durante ações unilaterais. O mesmo foi observado para a variabilidade da ativação muscular.

Um dado interessante foi observado em relação à comunicação entre os membros, enquanto uma perna está sendo mobilizada e a outra permanece em repouso. Houve maior

ativação na perna que não estava pedalando, para ciclistas, quando esta perna era a preferida. Isso poderia estar associado com maior magnitude de informação enviada para o membro preferido em atletas, o que poderia ser uma estratégia de reforçar a preferência lateral que poderia diferir entre sujeitos treinados e não-treinados.

Nossos dados sugerem que as assimetrias possam ser mais comuns em relação à produção de força, e não fundamentadas na magnitude de ativação muscular, mas talvez tenham alguma relação a sua variabilidade. Para ambos os protocolos, bilateral e unilateral, não houve diferenças estatisticamente significativas na magnitude ativação muscular entre os membros inferiores. Um atleta que está começando um programa de treinamento de longo prazo e que apresenta assimetria entre as pernas (cinética ou cinemática) pode alcançar simetria devido à prática, independente de seu treinamento não visar o aprimoramento de simetria; o que poderia estar relacionada à adaptação de geradores centrais de padrão com o decorrer do treinamento.

Dados que não foram considerados para apresentação nesta tese, somente apresentados como tema livre no 13º Congresso Brasileiro de Biomecânica (Anexo 5) sugerem que o padrão de recrutamento muscular, expresso pela inclinação da curva de ativação ao longo de um teste incremental, também não diferiu entre perna preferida e não-preferida de 12 ciclistas. O mesmo foi encontrado para a magnitude de ativação correspondente a carga em que o LV2 foi detectado. Os atletas avaliados apresentaram um esforço muscular, ilustrado pela EMG, similar entre o membro preferido e o não-preferido, durante o teste incremental máximo. Esses resultados são consistentes com o efeito da prática e da experiência sobre a atividade elétrica muscular, bem como sobre a redução de assimetrias de desempenho.

As assimetrias de força, previamente reportadas para ciclistas, parecem não ser dependentes da magnitude de ativação muscular. Essas assimetrias, especialmente em relação à força, parecem mais dependentes de aspectos relacionados ao contexto da tarefa, como no

caso de uma competição simulada, às diferenças na demanda de atenção relativa à execução da tarefa, ou aos aspectos ambientais.

Os experimentos aplicados nos dois estudos apresentados tiveram algumas limitações. A análise eletromiográfica não contemplou as análises do envelope RMS, que descrevem o padrão de ativação ao longo da realização da ação analisada, como por exemplo, os períodos de ativação. Em relação à força produzida, a impossibilidade de medir as forças aplicadas no pedal foi uma limitação que tentamos minimizar pelo uso de cargas constantes e uso de cadências guiadas por *feedback* visual. Analisar a força aplicada no pedal permitiria verificar se a variabilidade na ativação muscular poderia estar relacionada à variabilidade na força muscular gerada e aplicada aos pedais. Isso poderia ser útil para a quantificação da técnica de pedalada, embora não tenha figurado entre os objetivos propostos. Da mesma forma, a informação sobre a cinemática angular do membro inferior durante a pedalada poderia prover informações importantes em relação à variabilidade de movimento, principalmente em relação a articulação do tornozelo. Mesmo que a magnitude da EMG não tenha diferido entre as pernas, assimetrias na cinemática podem ter relação com o alinhamento dos membros visando à produção de força por influenciar os comprimentos musculares ótimos para a produção de força.

Os resultados encontrados com o desenvolvimento deste estudo permitem sugerir que a preferência não afeta a magnitude da ativação muscular e a eficiência muscular, mas afeta a variabilidade da EMG intra-grupo. O papel da preferência lateral de membros inferiores torna mais complexa a análise em relação ao observado na extremidade superior, justamente pela extremidade inferior atuar de modo mais frequente em ações bilaterais. Como também, as assimetrias observadas em tarefas com o pedalar parecem não ser dependentes de fatores neurais reguladores da ativação muscular.

Estudos futuros podem considerar aspectos como a taxa de desenvolvimento de força em ações isométricas voluntárias máximas e estimuladas artificialmente. Em ações de produção de força isométrica máxima e induzida artificialmente, o uso de técnicas, como a estimulação elétrica artificial, permitiria verificar as respostas do membro preferido e não-preferido, em termos de força produzida independente do comando central, que parece ser similar entre os lados. Os aspectos expostos anteriormente permitiriam verificar se alterações estruturais (como volume muscular ou ângulo de penação) podem ter características relacionadas à preferência. Por fim, aspectos relacionados à alteração na tarefa mecânica de pedalada poderiam ser analisados em relação à preferência, a fim de determinar se ambos os membros inferiores possuem capacidade similar de adaptação.

REFERÊNCIAS

- ADAM, A., C. J. DE LUCA e Z. ERIM. Hand dominance and motor unit firing behavior. *J Neurophysiol*, v.80, n.3, p.1373-82. 1998.
- AMUNTS, K., L. JANCKE, H. MOHLBERG, H. STEINMETZ e K. ZILLES. Interhemispheric asymmetry of the human motor cortex related to handedness and gender. *Neuropsychologia*, v.38, n.3, p.304-12. 2000.
- ANGUERA, J. A., C. A. RUSSELL, D. C. NOLL e R. D. SEIDLER. Neural correlates associated with intermanual transfer of sensorimotor adaptation. *Brain Res*, v.1185, p.136-51. 2007.
- ASHTON, G. C. Handedness: an alternative hypothesis. *Behav Genet*, v.12, n.2, p.125-47. 1982.
- BATES, B. T. e B. H. HAVEN. An analysis of the mechanics of highly skilled female runners. In: J. L. BLAUSIEIN (Ed.). *Mechanics of Sports*, v.4, 1973. An analysis of the mechanics of highly skilled female runners.
- BENTLEY, D. J., L. R. MCNAUGHTON, D. THOMPSON, V. E. VLECK e A. M. BATTERHAM. Peak power output, the lactate threshold, and time trial performance in cyclists. *Med Sci Sports Exerc*, v.33, n.12, p.2077-81. 2001.
- BERNARDI, M., M. SOLOMONOW, G. NGUYEN, A. SMITH e R. BARATTA. Motor unit recruitment strategy changes with skill acquisition. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.74, n.1-2, p.52-9. 1996.
- BERTUCCI, W., F. GRAPPE, A. GIRARD, A. BETIK e J. D. ROUILLON. Effects on the crank torque profile when changing pedalling cadence in level ground and uphill road cycling. *J Biomech*, v.38, n.5, p.1003-10. 2005.
- BINI, R., F. DIEFENTHAELER, F. CARPES e C. B. MOTA. *External work bilateral symmetry during incremental cycling exercise*. 25 International Symposium on Biomechanics in Sports. Ouro Preto, Brasil, 2007. 168-171 p.

- BINI, R. R., F. P. CARPES, F. DIEFENTHAELER, C. B. MOTA e A. C. GUIMARAES. Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: Relationship to muscle coordination and performance. *J Sci Med Sport*, v.11, p.363-70. 2008.
- BLASZCZYK, J. W., F. PRINCE, M. RAICHE e R. HEBERT. Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *J Biomech*, v.33, n.10, p.1243-8. 2000.
- BOLES, D. B., J. M. BARTH e E. C. MERRILL. Asymmetry and performance: Toward a neurodevelopmental theory. *Brain Cogn*, v.66, n.2, p.124-39. 2008.
- BONING, D., Y. GONEN e N. MAASSEN. Relationship between work load, pedal frequency, and physical fitness. *Int J Sports Med*, v.5, n.2, p.92-7. 1984.
- BOONSTRA, T. W., A. DAFFERTSHOFER, J. C. VAN DITSHUIZEN, M. R. VAN DEN HEUVEL, C. HOFMAN, N. W. WILLIGENBURG e P. J. BEEK. Fatigue-related changes in motor-unit synchronization of quadriceps muscles within and across legs. *J Electromyogr Kinesiol*, v.18, n.5, p.717-31. 2008.
- BROKER, R. J. Cycling biomechanics: road and mountain. In: E. R. BURKE (Ed.). *High Tech Cycling*. Champaign: Human Kinetics, 2003. Cycling biomechanics: road and mountain, p.119-174
- BROUWER, B. J., P. ALLARD e H. LABELLE. Running patterns of juveniles wearing SACH and single-axis foot components. *Arch Phys Med Rehabil*, v.70, n.2, p.128-34. 1989.
- BRYDEN, M. P. Choosing sides: the left and right of the normal brain. *Canadian Psychology*, v.31, n.4, p.297-309. 1990.
- BUCKALEW, D. P., D. A. BARLOW, J. W. FISCHER e R. S. J.G. Biomechanical profile of elite women marathoners. *Int J Sport Biomech*, v.1, n.330-47. 1985.
- BURKE, E. R. Fisiologia do Ciclismo. In: K. D. GARRET WE (Ed.). *A ciência do exercício e dos esportes*. Porto Alegre: Artmed, 2003. Fisiologia do Ciclismo, p.745-57
- CALANCIE, B., B. NEEDHAM-SHROPSHIRE, P. JACOBS, K. WILLER, G. ZYCH e B. A. GREEN. Involuntary stepping after chronic spinal cord injury. Evidence for a central rhythm generator for locomotion in man. *Brain*, v.117 (Pt 5), p.1143-59. 1994.
- CAREY, D. P., D. T. SMITH, D. MARTIN, G. SMITH, J. SKRIVER, A. RUTLAND e J. W. SHEPHERD. The bi-pedal ape: Plasticity and asymmetry in footedness. *Cortex*, v.45, n.5, p.650-61. 2009.
- CARPES, F. P., R. R. BINI e C. B. MOTA. Training level, perception and bilateral asymmetry during multi-joint leg-press exercise. *Braz J Biomotricity*, v.2, n.1, p.51-62. 2008.
- CARPES, F. P., M. ROSSATO, I. E. FARIA e C. B. MOTA. Influence of exercise intensity on bilateral pedaling symmetry. In: M. DUARTE e G. L. ALMEIDA (Ed.). *Progress in Motor Control IV*. São Paulo, Brazil: Human Kinetics, v.11, 2007a. Influence of exercise intensity on bilateral pedaling symmetry, p.S54-55

_____. Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. *J Sports Med Phys Fitn*, v.47, n.1, p.51-7. 2007b.

CARPES, F. P., M. ROSSATO, J. O. L. SANTOS, L. O. C. PORTELA e C. B. MOTA. Abordagem biomecânica das relações entre a cinemática, intensidade do exercício e dominância de membros em ciclistas. *Rev Bras Biomec*, v.7, p.55-61. 2006.

CARSON, R. G. Neural pathways mediating bilateral interactions between the upper limbs. *Brain Res Brain Res Rev*, v.49, n.3, p.641-62. 2005.

CAVAGNA, G. A. The landing-take-off asymmetry in human running. *J Exp Biol*, v.209, n.Pt 20, p.4051-60. 2006.

CAVAGNA, G. A., M. A. LEGRAMANDI e L. A. PEYRE-TARTARUGA. The landing-take-off asymmetry of human running is enhanced in old age. *J Exp Biol*, v.211, Pt 10, p.1571-78. 2008.

CAVANAGH, P. R., A. G. C., R. KRAM, M. M. RODGERS, D. J. SANDERSON e E. M. HENNIG. An approach to biomechanical profiling of elite distance runners. *Int J Sport Biomech*, v.1, p.36-62. 1985.

CAVANAGH, P. R., PETAK, K.L., SHAPIRO, R., DALY, D. Bilateral asymmetry in work output during cycling ergometer pedaling. *Med Sci Sports Exerc*, n.6, p.80-1. 1974.

CAVANAGH, P. R., M. L. POLLOCK e J. LANDA. A biomechanical comparison of elite and good distance runners. *Ann N Y Acad Sci*, v.301, p.328-45. 1977.

CHAO, E. Y., R. K. LAUGHMAN, E. SCHNEIDER e R. N. STAUFFER. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J Biomech*, v.16, n.3, p.219-33. 1983.

CHAPMAN, A. R., B. VICENZINO, P. BLANCH e P. W. HODGES. Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *J Electromyogr Kinesiol*, v.18, n.3, p.359-71. 2008.

CHAPMAN, A. R., B. VICENZINO, P. BLANCH, J. J. KNOX e P. W. HODGES. Leg muscle recruitment in highly trained cyclists. *J Sports Sci*, v.24, n.2, p.115-24. 2006.

CHAVARREN, J. e J. A. L. CALBET. Cycling efficiency and pedaling frequency in road cyclists. *Euro J Appl Physiol*, v.80, p.555-63. 1999.

CHAVET, P., M. A. LAFORTUNE e J. R. GRAY. Asymmetry of lower extremity responses to external impact loading. *Hum Mov Scie*, v.16, n.4, p.391-406. 1997.

CHOI, J. T. e A. J. BASTIAN. Adaptation reveals independent control networks for human walking. *Nat Neurosci*, v.10, n.8, p.1055-62. 2007.

CHRISTOU, E. A., M. ZELENT e L. G. CARLTON. Force control is greater in the upper compared with the lower extremity. *J Mot Behav*, v.35, n.4, p.322-4. 2003.

- COYLE, E. F., L. S. SIDOSSIS, J. F. HOROWITZ e J. D. BELTZ. Cycling efficiency is related to the percentage of Type I muscle fibers. *Med Sci Sports Exerc*, v.24, n.7, p.782-88. 1992.
- CRENSHAW, S. J. e J. G. RICHARDS. A method for analyzing joint symmetry and normalcy, with an application to analyzing gait. *Gait Post*, v.24, n.4, p.515-21. 2006.
- CUK, T., P. LEBEN-SELJAK e M. STEFANCIC. Lateral asymmetry of human long bones. *Variability and Evolution*, v.9, p.19-23. 2001.
- CUMMINGS, G., J. P. SCHOLZ e K. BARNES. The effect of imposed leg length difference on pelvic bone symmetry. *Spine*, v.18, n.3, p.368-73. 1993.
- DALY, D. J. e P. R. CAVANAGH. Asymmetry in bicycle ergometer pedalling. *Med Sci Sports Exerc*, v.8, n.3, p.204-8. 1976.
- DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, v.13, n.2, p.135-63. 1997.
- DE LUCA, C. J., M. A. SABBAHI e S. H. ROY. Median frequency of the myoelectric signal. Effects of hand dominance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.55, n.5, p.457-64. 1986.
- DIEDERICHSEN, L. P., J. NORREGAARD, P. DYHRE-POULSEN, A. WINTHER, G. TUFEKOVIC, T. BANDHOLM, L. R. RASMUSSEN e M. KROGSGAARD. The effect of handedness on electromyographic activity of human shoulder muscles during movement. *J Electromyogr Kinesiol*, v.17, n.4, p.410-9. 2007.
- DIETZ, V. Neurophysiology of gait disorders: present and future applications. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, v.103, n.3, p.333-55. 1997.
- _____. Physiology of human gait. Neural processes. *Adv Neurol*, v.87, p.53-63. 2001.
- EDELIN, O., D. POLIN, C. TOURNY-CHOLLET e J. WEBER. Effect of workload on bilateral pedaling kinematics in non-trained cyclists. *J Hum Mov Stud*, v.46, n.6, p.493-517. 2004.
- ELIAS, L. J., M. P. BRYDEN e M. B. BULMAN-FLEMING. Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. *Neuropsychologia*, v.36, n.1, p.37-43. 1998.
- GABBARD, C. e S. HART. A question of foot dominance. *J Gen Psychol*, v.123, n.4, p.289-96. 1996.
- GAESSER, G. A. e G. A. BROOKS. Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. *J Appl Physiol*, v.38, n.6, p.1132-9. 1975.
- GAMET, D., J. DUCHENE e F. GOUBEL. Reproducibility of kinetics of electromyogram spectrum parameters during dynamic exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.74, n.6, p.504-10. 1996.

- GLASS, L. Synchronization and rhythmic processes in physiology. *Nature*, v.410, p.277-84. 2001.
- GOBLE, D. J., G. W. MARINO e J. R. POTVIN. The influence of horizontal velocity on interlimb symmetry in normal walking. *Hum Mov Sci*, v.22, n.3, p.271-83. 2003.
- GOLICH, D. e J. BROKER. SRM bicycle instrumentation and the power output of elite male cyclists during the 1994 Tour Dupont. *Perform Cond Cycling*, v.2, n.9, p.6-8. 1996.
- GUTNIK, B., J. LEAVER, C. STANDEN e C. LONGLEY. Inferred influence of human lateral profile on limb load asymmetry during a quiet standing balance test. *Acta Med Okayama*, v.62, n.3, p.175-84. 2008.
- HAMILL, J., B. T. BATES e K. M. KNUTZEN. Ground reaction force symmetry during walking and running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, v.55, n.3, p.289-93. 1984.
- HART, S. e C. GABBARD. Brief communication: bilateral footedness and task complexity. *Int J Neurosci*, v.88, n.1-2, p.141-6. 1996.
- HEBBAL, G. V. e V. R. MYSOREKAR. Evaluation of some tasks used for specifying handedness and footedness. *Percept Mot Skills*, v.102, n.1, p.163-4. 2006.
- HERMENS, H. J., B. FRERIKS, C. DISSELHORST-KLUG e G. RAU. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, v.10, n.5, p.361-74. 2000.
- HESSE, S., M. SCHAUER e M. T. JAHNKE. Standing-up in healthy subjects: symmetry of weight distribution and lateral displacement of the centre of mass as related to limb dominance. *Gait Post*, v.4, p.287-92. 1996.
- HODGES, P. W. e B. H. BUI. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, v.101, n.6, p.511-9. 1996.
- HUG, F., D. BENDAHAN, Y. LE FUR, P. J. COZZONE e L. GRELOT. Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. *Eur J Appl Physiol*, v.92, n.3, p.334-42. 2004a.
- HUG, F., P. DECHERCHI, T. MARQUESTE e Y. JAMMES. EMG versus oxygen uptake during cycling exercise in trained and untrained subjects. *J Electromyogr Kinesiol*, v.14, n.2, Apr, p.187-95. 2004b.
- HUG, F. e S. DOREL. Electromyographic analysis of pedaling: A review. *J Electromyogr Kinesiol*, v.19, n.2, p.182-98. 2009.
- HUG, F., J. M. DROUET, Y. CHAMPOUX, A. COUTURIER e S. DOREL. Interindividual variability of electromyographic patterns and pedal force profiles in trained cyclists. *Eur J Appl Physiol*, v.104, n.4, p.667-78. 2008.

- HUNT, M. A., D. J. SANDERSON, H. MOFFET e J. T. INGLIS. Interlimb asymmetry in persons with and without an anterior cruciate ligament deficiency during stationary cycling. *Arch Phys Med Rehabil*, v.85, n.9, p.1475-8. 2004.
- IMPELLIZZERI, F. M., E. RAMPININI, N. MAFFIULETTI e S. M. MARCORA. A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. *Med Sci Sports Exerc*, v.39, n.11, p.2044-50. 2007.
- JAMES, S. L., B. T. BATES e L. R. OSTERNIG. Injuries to runners. *Am J Sports Med*, v.6, n.2, p.40-50. 1978.
- JAMMES, Y., F. CAQUELARD e M. BADIÉ. Correlation between surface electromyogram, oxygen uptake and blood lactate concentration during dynamic leg exercises. *Respir Physiol*, v.112, n.2, p.167-74. 1998.
- JORGE, M. e M. L. HULL. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *J Biomech*, v.19, n.9, p.683-94. 1986.
- KAPRELI, E., S. ATHANASOPOULOS, M. PAPATHANASIOU, P. VAN HECKE, D. KELEKI, R. PEETERS, N. STRIMPAKOS e S. SUNAERT. Lower limb sensorimotor network: issues of somatotopy and overlap. *Cortex*, v.43, n.2, p.219-32. 2007.
- KAPRELI, E., S. ATHANASOPOULOS, M. PAPATHANASIOU, P. VAN HECKE, N. STRIMPAKOS, A. GOULIAMOS, R. PEETERS e S. SUNAERT. Lateralization of brain activity during lower limb joints movement. An fMRI study. *Neuroimage*, v.32, n.4, p.1709-21. 2006.
- KARAMANIDIS, K., A. ARAMPATZIS e G. P. BRUGGEMANN. Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques. *Med Sci Sports Exerc*, v.35, n.6, p.1009-16. 2003.
- KAUTZ, S. A., D. A. BROWN, H. F. VAN DER LOOS e F. E. ZAJAC. Mutability of bifunctional thigh muscle activity in pedaling due to contralateral leg force generation. *J Neurophysiol*, v.88, n.3, p.1308-17. 2002.
- KAUTZ, S. A., C. PATTEN e R. R. NEPTUNE. Does unilateral pedaling activate a rhythmic locomotor pattern in the nonpedaling leg in post-stroke hemiparesis? *J Neurophysiol*, v.95, n.5, p.3154-63. 2006.
- KERN, D. S., J. G. SEMMLER e R. M. ENOKA. Long-term activity in upper- and lower-limb muscles of humans. *J Appl Physiol*, v.91, n.5, p.2224-32. 2001.
- KNAPIK, J. J., C. L. BAUMAN, B. H. JONES, J. M. HARRIS e L. VAUGHAN. Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *Am J Sports Med*, v.19, n.1, p.76-81. 1991.
- KNUTSON, G. A. Anatomic and functional leg-length inequality: a review and recommendation for clinical decision-making. Part I, anatomic leg-length inequality: prevalence, magnitude, effects and clinical significance. *Chiropr Osteopat*, v.13, p.11. 2005.

- LAPLAUD, D., F. HUG e L. GRELOT. Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. *J Electromyogr Kinesiol*, v.16, n.2, p.158-66. 2006.
- LASSEL, E., VOISIN, PH, LOSLEVER, P, HERLANT, M. Analyse de la dissymétrie des deux mebres inferieurs au cours de la marche normale. *Annales de Rééducation et de Médecine Physique*, v.35, p.159-73. 1992.
- LIN, W. H., Y. F. LIU, C. C. HSIEH e A. J. LEE. Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. *J Sci Med Sport*, v.12, n.1, p.42-9. 2009.
- LISSEK, S., M. HAUSMANN, F. KNOSSALLA, S. PETERS, V. NICOLAS, O. GUNTURKUN e M. TEGENTHOFF. Sex differences in cortical and subcortical recruitment during simple and complex motor control: an fMRI study. *Neuroimage*, v.37, n.3, p.912-26. 2007.
- LUFT, A. R., G. V. SMITH, L. FORRESTER, J. WHITALL, R. F. MACKO, T. K. HAUSER, A. P. GOLDBERG e D. F. HANLEY. Comparing brain activation associated with isolated upper and lower limb movement across corresponding joints. *Hum Brain Mapp*, v.17, n.2, p.131-40. 2002.
- MACKAY-LYONS, M. Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. *Phys Ther*, v.82, n.1, p.69-83. 2002.
- MCCARTNEY, G. e P. HEPPEP. Development of lateralized behaviour in the human fetus from 12 to 27 weeks' gestation. *Dev Med Child Neurol*, v.41, n.2, p.83-6. 1999.
- MIRKA, G. A. The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, v.34, n.3, p.343-52. 1991.
- MORITANI, T., M. MURO e A. NAGATA. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol*, v.60, n.4, p.1179-85. 1986.
- MUNRO, C. F., D. I. MILLER e A. J. FUGLEVAND. Ground reaction forces in running: a reexamination. *J Biomech*, v.20, n.2, p.147-55. 1987.
- NEGRETE, R. J., E. A. SCHICK e J. P. COOPER. Lower-limb dominance as a possible etiologic factor in noncontact anterior cruciate ligament tears. *J Strength Cond Res*, v.21, n.1, p.270-3. 2007.
- NICKLEBERRY, B. L., JR. e G. A. BROOKS. No effect of cycling experience on leg cycle ergometer efficiency. *Med Sci Sports Exerc*, v.28, n.11, p.1396-401. 1996.
- OHTSUKI, T. Changes in strength, speed, and reaction time induced by simultaneous bilateral muscle activity. In: S. P. SWINNEN, H. HEUER, J. MASSION e P. CASAER (Ed.). *Interlimb coordination: neural, dynamical, and cognitive constraints*. Boston: Academic Press Inc., 1994. Changes in strength, speed, and reaction time induced by simultaneous bilateral muscle activity, p.259-74

- PEARSON, K. G. Generating the walking gait: role of sensory feedback. *Prog Brain Res*, v.143, p.123-9. 2004.
- PINTER, M. M. e M. R. DIMITRIJEVIC. Gait after spinal cord injury and the central pattern generator for locomotion. *Spinal Cord*, v.37, n.8, p.531-7. 1999.
- POOLE, D. C., W. SCHAFFARTZIK, D. R. KNIGHT, T. DERION, B. KENNEDY, H. J. GUY, R. PREDILETTO e P. D. WAGNER. Contribution of exercising legs to the slow component of oxygen uptake kinetics in humans. *J Appl Physiol*, v.71, n.4, p.1245-60. 1991.
- POTDEVIN, F., C. GILLET, F. BARBIER, Y. COELLO e P. MORETTO. Propulsion and braking in the study of asymmetry in able-bodied men's gaits. *Percept Mot Skills*, v.107, n.3, p.849-61. 2008.
- REISMAN, D. S., H. J. BLOCK e A. J. BASTIAN. Interlimb coordination during locomotion: what can be adapted and stored? *J Neurophysiol*, v.94, n.4, p.2403-15. 2005.
- RILEY, T. L., W. F. RAY e E. W. MASSEY. Gait mechanisms: asymmetry of arm motion in normal subjects. *Military Medicine*, v.142, n.6, p.467-68. 1977.
- ROBINSON, R. O., W. HERZOG e B. M. NIGG. Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *J Manipulative Physiol Ther*, v.10, n.4, p.172-6. 1987.
- RODGERS, M. M. e B. F. LEVEAU. Effectiveness of foot orthotic devices used to modify pronation in runners. *2nd Biannual Conference of the Canadian Society for Biomechanics - Human Locomotion II: 102-103* 1982.
- ROSSATO, M., R. R. BINI, F. P. CARPES, F. DIEFENTHAELER e A. R. MORO. Cadence and workload effects on pedaling technique of well-trained cyclists. *Int J Sports Med*, v.29, n.9, p.746-52. 2008.
- ROUGIER, P. R. e N. GENTHON. Dynamical assessment of weight-bearing asymmetry during upright quiet stance in humans. *Gait Post*, v.29, n.3, p.437-43. 2009.
- RYAN, M. M. e R. J. GREGOR. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *J Electromyogr Kinesiol*, v.2, n.2, p.69-80. 1992.
- SADEGHI, H., P. ALLARD, F. PRINCE e H. LABELLE. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Post*, v.12, n.1, p.34-45. 2000.
- SANCHIS-MOYSI, J., C. DORADO, G. VICENTE-RODRIGUEZ, L. MILUTINOVIC, G. L. GARCES e J. A. CALBET. Inter-arm asymmetry in bone mineral content and bone area in postmenopausal recreational tennis players. *Maturitas*, v.48, n.3, p.289-98. 2004.
- SANDERSON, D. J. The influence of cadence and power output on asymmetry of force application during steady-rate cycling. *J Hum Mov Stud*, v.19, p.1-9. 1990.

- SANDERSON, D. J., E. M. HENNIG e A. H. BLACK. The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci*, v.9, n.2, p.191-203. 1991.
- SARGEANT, A. J. e C. T. M. DAVIES. Forces applied to the cranks of a bicycle ergometer during one and two-legged pedaling. *J Appl Physiol*, v.42, p.514-18. 1977.
- SEELEY, M. K., B. R. UMBERGER e R. SHAPIRO. A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait Post*, v.28, n.1, p.24-8. 2007.
- SEIDLER, R. D. e D. C. NOLL. Neuroanatomical correlates of motor acquisition and motor transfer. *J Neurophysiol*, v.99, n.4, p.1836-45. 2008.
- SERRIEN, D. J. Coordination constraints during bimanual versus unimanual performance conditions. *Neuropsychologia*, v.46, n.2, p.419-25. 2008.
- SERRIEN, D. J., R. B. IVRY e S. P. SWINNEN. Dynamics of hemispheric specialization and integration in the context of motor control. *Nat Rev Neurosci*, v.7, n.2, p.160-6. 2006.
- SIDOSSIS, L. S., J. F. HOROWITZ e E. F. COYLE. Load and velocity of contraction influence gross and delta mechanical efficiency. *Int J Sports Med*, v.13, n.5, p.407-11. 1992.
- SIMON, A. M. e D. P. FERRIS. Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. *Exp Brain Res*, v.187, n.1, p.129-38. 2008.
- SINGH, I. Functional asymmetry in the lower limbs. *Acta Anat (Basel)*, v.77, n.1, p.131-8. 1970.
- SIRIN, A. V., R. P. WELLS e A. E. PATLA. *Bilateral power analysis or ergometer cycling*. American Society of Biomechanics, 1989. 170-171 p.
- SMAK, W., R. R. NEPTUNE e M. L. HULL. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *J Biomech*, v.32, n.9, p.899-911. 1999.
- STEENHUIS, R. E. e M. P. BRYDEN. Different dimensions of hand preference that relate to skilled and unskilled activities. *Cortex*, v.25, n.2, p.289-304. 1989.
- STEFANYSHYN, D. J. e J. R. ENGSBERG. Right to left differences in the ankle joint complex range of motion. *Med Sci Sports Exerc*, v.26, n.5, p.551-5. 1994.
- TATE, C. M., G. N. WILLIAMS, P. J. BARRANCE e T. S. BUCHANAN. Lower extremity muscle morphology in young athletes: an MRI-based analysis. *Med Sci Sports Exerc*, v.38, n.1, p.122-8. 2006.
- TEICHTAHL, A. J., A. E. WLUKA, M. E. MORRIS, S. R. DAVIS e F. M. CICUTTINI. The associations between the dominant and nondominant peak external knee adductor moments during gait in healthy subjects: evidence for symmetry. *Arch Phys Med Rehabil*, v.90, n.2, p.320-4. 2009.

- TEIXEIRA, L. A. Timing and force components in bilateral transfer of learning. *Brain Cogn*, v.44, n.3, p.455-69. 2000.
- TEIXEIRA, L. A. e L. Q. CAMINHA. Intermanual transfer of force control is modulated by asymmetry of muscular strength. *Exp Brain Res*, v.149, n.3, p.312-9. 2003.
- TEIXEIRA, L. A. e V. H. OKAZAKI. Shift of manual preference by lateralized practice generalizes to related motor tasks. *Exp Brain Res*, v.183, n.3, p.417-23. 2007.
- TEIXEIRA, L. A., M. V. SILVA e M. CARVALHO. Reduction of lateral asymmetries in dribbling: the role of bilateral practice. *Laterality*, v.8, n.1, p.53-65. 2003.
- TEIXEIRA, M. C. T. e L. A. TEIXEIRA. Leg preference and interlateral performance asymmetry in soccer player children. *Develop Psychobiol*, v.50, n.8, p.799-806. 2008.
- TING, L. H., S. A. KAUTZ, D. A. BROWN e F. E. ZAJAC. Contralateral movement and extensor force generation alter flexion phase muscle coordination in pedaling. *J Neurophysiol*, v.83, n.6, p.3351-65. 2000.
- TING, L. H. e J. L. MCKAY. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Curr Opin Neurobiol*, v.17, n.6, p.622-8. 2007.
- TING, L. H., C. C. RAASCH, D. A. BROWN, S. A. KAUTZ e F. E. ZAJAC. Sensorimotor state of the contralateral leg affects ipsilateral muscle coordination of pedaling. *J Neurophysiol*, v.80, n.3, p.1341-51. 1998.
- VAGENAS, G. e T. B. HOSHIZAKI. Functional asymmetries and lateral dominance in the lower limbs of distance runners. *Int J Sport Biomech*, v.7, p.311-329. 1991.
- _____ A multivariable analysis of lower extremity kinematic asymmetry in running. *Int J Sport Biomech*, v.8, p.11-29. 1992.
- _____ Evaluation of rearfoot asymmetries in running with worn and new running shoes. *Int J Sport Biomech*, n.4, p.220-230. 1988.
- VALDERRABANO, V., B. M. NIGG, B. HINTERMANN, B. GOEPFERT, W. DICK, C. B. FRANK, W. HERZOG e V. VON TSCHARNER. Muscular lower leg asymmetry in middle-aged people. *Foot Ankle Int*, v.28, n.2, p.242-9. 2007.
- VAN HEDEL, H. J., M. BIEDERMANN, T. ERNI e V. DIETZ. Obstacle avoidance during human walking: transfer of motor skill from one leg to the other. *J Physiol*, v.543, n.Pt 2, p.709-17. 2002.
- VANGHELUWE, S., V. PUTTEMANS, N. WENDEROTH, M. VAN BAELEN e S. P. SWINNEN. Inter- and intralimb transfer of a bimanual task: generalisability of limb dissociation. *Behav Brain Res*, v.154, n.2, p.535-47. 2004.
- WASSERMAN, K., A. L. VAN KESSEL e G. G. BURTON. Interaction of physiological mechanisms during exercise. *J Appl Physiol*, v.22, n.1, p.71-85. 1967.

WILLIAMS, K. R., P. R. CAVANAGH e J. L. ZIFF. Biomechanical studies of elite female distance runners. *Int J Sports Med*, v.8, Sup 2, p.107-18. 1987.

YANG, J. F., E. V. LAMONT e M. Y. PANG. Split-belt treadmill stepping in infants suggests autonomous pattern generators for the left and right leg in humans. *J Neurosci*, v.25, n.29, p.6869-76. 2005.

YEO, R. A., S. W. GANGESTAD e W. F. DANIEL. Hand preference and developmental instability. *Psychobiology*, v.21, p.161-8. 1991.

YOUNG, R. S., P. D. ANDREW e G. S. CUMMINGS. Effect of simulating leg length inequality on pelvic torsion and trunk mobility. *Gait Post*, v.11, n.3, p.217-23. 2000.

ZIFCHOCK, R. A., I. DAVIS e J. HAMILL. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *J Biomech*, v.39, n.15, p.2792-7. 2006.

ZIFCHOCK, R. A., I. DAVIS, J. HIGGINSON e T. ROYER. The symmetry angle: A novel, robust method of quantifying asymmetry. *Gait Post*, v.27, n.4, p.622-7. 2007.

ANEXOS

Anexo 1 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Linha de Pesquisa: NEUROMECAÂNICA DO MOVIMENTO HUMANO

Título do Projeto: Estudo da relação entre a eficiência muscular e o desempenho no ciclismo.

Investigadores: Felipe Pivetta Carpes, Mateus Rossato, Rodrigo Rico Bini, Fernando Diefenthaler, Carlos Bolli Mota.

Registro no comitê de ética em pesquisa com humanos da UFRGS (CEPUFRGS) número 2007945

Telefone CEPUFRGS para contato 51 3308 2936

Termo de Consentimento do Participante e Sumário Informativo

Esse termo de consentimento, cuja cópia lhe foi entregue, é apenas parte de um processo de consentimento informado de um projeto de pesquisa do qual você participará como voluntário. Ele deve lhe dar uma idéia básica do que se trata o projeto, e o que sua participação envolverá. Se você quiser mais detalhes sobre algo mencionado aqui, ou informação não incluída aqui, sinta-se livre para solicitar. Por favor, leia atentamente esse termo, a fim de que você tenha entendido plenamente o objetivo desse projeto, e o seu envolvimento nesse estudo como sujeito participante. O investigador tem o direito de encerrar o seu envolvimento nesse estudo, caso isso se faça necessário. De igual forma, você pode retirar o seu consentimento em participar no mesmo a qualquer momento se assim o desejar. Você está sendo convidado a participar de uma pesquisa cujo objetivo é avaliar a relação entre a eficiência muscular (razão entre o consumo energético e o trabalho – potência – produzido) e o desempenho no ciclismo sob diferentes situações.

Todos os sujeitos deste estudo irão realizar testes de ciclismo em quatro dias diferentes. O primeiro teste será um teste progressivo máximo para determinação do consumo máximo de oxigênio, potência máximo e limites ventilatórios, informações estas que lhe serão disponibilizadas podendo ser úteis no seu treinamento. No segundo dia, este mesmo modelo de teste será realizado para ciclismo unilateral, ou seja, os sujeitos irão pedalar com apenas uma das pernas. No terceiro dia, serão realizados testes unilaterais com intensidade constante, e será realizado um teste contra-relógio de 10 km, com intensidade livre e em ritmo competitivo. No último dia de avaliação, mais dois testes de 10km contra-relógio serão realizados, onde um feedback para produção de força será utilizado.

Durante estes testes, medidas de consumo de oxigênio, potência produzida e atividade elétrica dos músculos do membro inferior serão realizadas. Você utilizará uma máscara facial confortável que permitirá avaliar o ar inspirado e expirado, a potência produzida será mensurada pelo ciclo ergômetro, e a atividade elétrica dos músculos será monitorada por eletrodos de superfície, semelhantes aos utilizados em exames de eletrocardiograma, sem nenhum tipo de dor. Também serão solicitadas informações pessoais como nome, estatura, massa corporal, idade, tabagismo, etilismo, uso de medicamentos, lesões traumato-ortopédicas. Um profissional da área médica estará a disposição caso aconteça algum problema durante sua avaliação.

Riscos e benefícios: O principal benefício em sua participação voluntária será o recebimento dos resultados dos testes, que serão gratuitos, e irão fornecer importantes informações para seu treinamento, assim como determinar o seu condicionamento competitivo atual por meio de equipamentos utilizados a nível mundial na avaliação de ciclistas. Os riscos associados podem ser traduzidos em dor muscular tardia no dia subsequente as avaliações, mas são pouco esperados devido a sua condição de treinamento.

Confidencialidade: Todas as informações obtidas como parte desse estudo permanecerão confidenciais. As únicas pessoas com acesso aos seus resultados pessoais serão os investigadores e bolsistas envolvidos nesse estudo. Qualquer documento publicado apresentando os resultados desse estudo não identificará os participantes.

A sua assinatura nesse formulário indica que você entendeu satisfatoriamente a informação relativa à sua participação nesse projeto e você concorda em participar como sujeito. De forma alguma esse consentimento lhe faz renunciar aos seus direitos legais, e nem libera os investigadores, patrocinadores, ou instituições envolvidas de suas responsabilidades pessoais ou profissionais. Você está livre para retirar-se do estudo a qualquer momento que assim o queira.

A sua participação continuada deve ser tão bem informada quanto o seu consentimento inicial, de modo que você deve se sentir à vontade para solicitar esclarecimentos ou novas informações durante a sua participação.

Caso deseje maiores informações contate: Felipe P Carpes (Fone – 51-8444-9409 – felipecarpes@gmail.com) ou Carlos Bolli Mota (55 3320 8027 – bolliemota@gmail.com)

_____	____/____/____	_____
Assinatura Participante	Data	Assinatura Investigador
_____		_____
Nome por extenso		Nome por extenso



UFRGS
UNIVERSIDADE FEDERAL
DO RIO GRANDE DO SUL



Anexo 2 - Inventário de Waterloo

Please, answer the questions of the Waterloo Footedness Questionary as adequated.

Please, follow the instructions below

Name:

Gender () M () F

Age:

What lower limb do you consider as yours preferred? () right () left

Instructions: please answer each of the following questions as best as you can. If you **always** use one foot to perform the described activity, circle **Ra** or **La** (for **right always** or **left always**). If you **usually** use on foot circle **Ru** or **Lu**, as appropriate. If you use **both feet equally often**, circle **Eq**.

Please **do not simply circle one answer for all questions**, but imagine yourself performing each activity in turn, and then mark the appropriate answer. **If necessary, stop and pantomime the activity.**

1. Which foot would you use to kick a stationary ball at a target straight in front of you?	La	Lu	Eq	Ru	Ra
2. If you had to stand on one foot, which foot would it be?	La	Lu	Eq	Ru	Ra
3. Which foot you use to smooth sand at the beach?	La	Lu	Eq	Ru	Ra
4. If you had to step up onto a chair, which foot would you place on the chair first?	La	Lu	Eq	Ru	Ra
5. Which foot would you use to stomp on a fast-moving bug?	La	Lu	Eq	Ru	Ra
6. If you were to balance on one foot on a railway track, which foot would you use?	La	Lu	Eq	Ru	Ra
7. If you wanted to pick up a marble with your toes, which foot would you use?	La	Lu	Eq	Ru	Ra
8. If you had to hop on one foot, which foot would you use?	La	Lu	Eq	Ru	Ra
9. Which foot would you use to help push a shovel into the ground?	La	Lu	Eq	Ru	Ra
10. During relaxed standing, people initially put most of their weight on one foot, leaving the other leg slightly bent. Which foot do you put most of your weight on first?	La	Lu	Eq	Ru	Ra
11. Is there any reason (i.e., injury why you have changed your foot preference for any of the above activities?	YES		NO		
12. Have you ever been given special training or encouragement to use a particular foot for certain activities?	YES		NO		
If you have answered YES for either question 11 or 12, please explain:					

Versão traduzida para o português



GEPEC
Grupo de Estudo e Pesquisa em Ciclismo
Projeto de pesquisa
UFSM / UFRGS

Obrigado por participar em nosso estudo. Por favor, responda as questões abaixo:

Nome:

Sexo:

Idade:

Estatura:

Massa corporal:

e-mail:

Treina ciclismo há quanto tempo?

Já teve algum tipo de lesão nos membros inferiores?

Por favor, responda cada questão do inventário de Waterloo, a seguir, da melhor forma para você. Se você SEMPRE usa um pé para a atividade descrita, circule DS ou ES (para direito sempre, ou, esquerdo sempre). Se você frequentemente (mas não sempre) usa o pé direito ou esquerdo, circule DF ou EF, respectivamente de acordo com sua resposta. Se você usa ambos os pés com a mesma frequência para a atividade descrita, assinale AMB.

Por favor, não simplesmente circule uma resposta, mas imagine a realização da atividade e então marque a resposta. Se precisar, pare e realize o movimento.

1. Qual pé você usa para chutar uma bola que está parada na sua frente e alinhada com um alvo também a sua frente?	DS	DF	AMB	ES	EF
2. Se fosse tiver que ficar em um pé só, em qual pé ficaria?	DS	DF	AMB	ES	EF
3. Com qual pé você costuma mexer na areia da praia (desenhar ou aplanar a areia)?	DS	DF	AMB	ES	EF
4. Se você tem que subir numa cadeira, qual pé você coloca primeiro em cima dela?	DS	DF	AMB	ES	EF
5. Com qual pé você tenta matar um inseto rápido no chão, como uma barata ou um grilo?	DS	DF	AMB	ES	EF
6. Se você tiver que ficar em pé sobre um trilho de trem, em um pé só, qual pé seria?	DS	DF	AMB	ES	EF
7. Se você tiver que pegar uma bola de gude com os pés, qual pé escolheria?	DS	DF	AMB	ES	EF
8. Se você tem que saltar em um pé só, qual pé seria?	DS	DF	AMB	ES	EF
9. Com qual pé você ajudaria a enterrar uma pá no solo?	DS	DF	AMB	ES	EF

10. Quando estamos em pé, parados, geralmente largamos nosso peso mais sobre uma das pernas. No seu caso, em qual das pernas você apóia mais o peso?	DS	DF	AMB	ES	EF
11. Alguma vez houve alguma razão (uma lesão, por exemplo) que fez você mudar sua preferência para alguma das atividades descritas acima?	Sim () Não ()				
12. Alguma vez você treinou uma das pernas em especial para alguma dessas atividades descritas?	Sim () Não ()				
Se você respondeu sim para as questões 11 e 12, por favor explique.					

Anexo 3 - Relatório de avaliação resumido para ciclistas



GEPEC
Grupo de Estudo e Pesquisa em Ciclismo
Projeto de pesquisa
UFSM / UFRGS

Atleta: S10

Idade: 36 anos
Massa: 59 kg
Estatura: 1,62m

Dados fisiológicos

VO₂máx: 76,9 ml/kg/min
Potência máxima: 375 W
Potência de limiar: 325W
%W @ limiar: 86,6%
Razão potência-massa: 6,35 W/kg

Descritivo:

Avaliação constou de teste incremental, rampa, com carga inicial de 50W e incrementos de 25W a cada minuto, até exaustão voluntária. Medidas de trocas gasosas foram feitas a cada respiração. O atleta foi avaliado na sua própria bicicleta.

O consumo máximo de oxigênio indica que o atleta está muito bem condicionado fisicamente no que diz respeito ao sistema cardiorrespiratório, e é similar ao observado para a elite do ciclismo de estrada, independente da especialidade considerada. Embora a potência máxima produzida pareça baixa quando analisado o valor do consumo máximo de oxigênio, duas coisas devem ser consideradas: (1) a razão potência máxima do atleta está acima inclusive do encontrado, em média, para ciclistas de nível internacional especialistas no plano (em média 6W/kg), e (2) a massa corporal do atleta está abaixo do observado para ciclistas internacionais (em média de 65 a 70kg). Os resultados do atleta podem ser utilizados como exemplo para comparação com atletas de nível internacional. Em anexo os dados descritivos e de limiares ventilatórios.

Anexo 4 - Relatório de avaliação resumido para não-ciclistas



UFRGS
UNIVERSIDADE FEDERAL
DO RIO GRANDE DO SUL



Calgary, 2008 November 13th

Thank you for participating in our study. This report presents the main results of your test. Summarized row data are attached.

Name: **S02**

Age (yrs): 24

Body mass (kg): 90.6

Height (m): 1.82

Physiological results

Maximal Oxygen Uptake (L/min): 4.3

Maximal Oxygen Uptake (ml/kg/min): 47.7

Maximal Power Output (W): 275

Power/mass ratio (w/kg): 3.03

Power output @ ventilatory threshold 2 (W): 250

%Maximal Power Output @ ventilatory threshold 2 (%): 90

No cardiac abnormality

Anexo 5 - Resumo apresentado no 13º CBB

PREFERÊNCIA LATERAL NÃO INFLUENCIA EMG DURANTE TESTE INCREMENTAL EM CICLISTAS

¹²Felipe P Carpes, ¹Fernando Diefenthaler, ³Rodrigo Bini ¹Giovani Cunha, ²Carlos Bolli Mota

¹Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Laboratório de Pesquisa do Exercício

²Universidade Federal de Santa Maria, Laboratório de Biomecânica

³Institute of Sport and Recreation Research, Auckland University of Technology – New Zealand

Grupo de Pesquisa em Ciclismo – GEPEC www.ufsm.br/gepec

e-mail de contato: felipecarpes@gmail.com

INTRODUÇÃO: Estudos consideram a carga correspondente ao segundo limiar ventilatório (LV2) um parâmetro de normalização para avaliar diferentes sujeitos sob situação de equivalência fisiológica. Em avaliações envolvendo ciclismo, o padrão de atividade elétrica muscular é geralmente analisado para um dos membros apenas. No entanto, estudos prévios sugerem assimetrias na força e/ou torque produzido por ciclistas [1,2]. Tal fato pode ter relação com diferenças na atividade muscular entre os membros [3]. Portanto, o objetivo do presente estudo foi comparar a ativação elétrica entre os membros inferiores para carga de trabalho relativa ao LV2, bem como se a inclinação da curva de ativação ao longo de um teste incremental poderia variar entre os membros. **MATERIAIS E MÉTODO:** Doze ciclistas treinados participaram do estudo (idade, massa, VO_2 e potência máxima de 27 ± 6 anos, 75 ± 8 kg, $60,2 \pm 8$ $\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ e 360 ± 50 W, respectivamente). Os atletas completaram um teste progressivo máximo com carga inicial de 50 W incrementada em 25 W a cada minuto até exaustão, usando suas próprias bicicletas acopladas ao um ciclo simulador (Computrainer Pro, Racermate Inc., EUA). Trocas gasosas foram monitoradas por meio de um ergoespirômetro (CPXD Med Graphs, EUA). A atividade elétrica muscular foi monitorada continuamente com frequência de amostragem de 2000 Hz utilizando o sistema Miograph (Miotec, Brasil). Os músculos bíceps femoral (BF), gastrocnêmio medial (GM) e vasto lateral (VL) direito e esquerdo foram avaliados. A preferência lateral foi determinada pelo inventário de Waterloo. O *root mean square* (RMS) foi considerado como indicador de ativação, sendo normalizado pelo máximo valor observado durante o teste incremental (RMS_{MAX}), e comparado entre o membro preferido (pref) e o não-preferido (n-pref) dos ciclistas avaliados. O LV2 foi determinado pelo método dos equivalentes respiratório. O RMS correspondente a carga do LV2 foi analisado, bem como a inclinação da curva RMS ao longo do teste incremental, para cada músculo de cada lado avaliado. Após processamento dos dados em ambiente Matlab (v 7.0, Mathworks, EUA) os resultados dos membros pref e n-pref foram comparados por teste t independente para $\alpha=0,05$ (SPSS Inc., EUA). **RESULTADO:** Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no RMS normalizado correspondente ao LV2 quando os membros pref e n-pref foram comparados (BF pref 80 ± 11 non-pref $81 \pm 12\% \text{RMS}_{\text{MAX}}$; GM pref 84 ± 16 non-pref $89 \pm 10\% \text{RMS}_{\text{MAX}}$; VL pref 76 ± 11 non-pref $76 \pm 11\% \text{RMS}_{\text{MAX}}$). Da mesma forma, a inclinação da curva RMS não diferiu estatisticamente entre os membros pref e n-pref. **CONCLUSÃO:** Os atletas avaliados apresentaram um esforço muscular, ilustrado pela EMG, similar entre os membros pref e n-pref durante teste incremental máximo. Estes resultados são consistentes com o efeito da prática e experiência sobre a atividade elétrica muscular, bem como sobre a redução de assimetrias de desempenho. Assimetrias de força observadas previamente parecem não ser relacionadas com a atividade elétrica muscular.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Carpes, F. P., et al. Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. *J Sports Med Phys Fitn* **47**(1): 51-7, 2007.
- [2] Sanderson, D. J., et al. The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci* **9**(2): 191-203, 1991.
- [3] Simon, A. M.; D. P. Ferris. Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. *Exp Brain Res* **187**(1): 129-138, 2008.