

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

**CARACTERÍSTICAS MUSCULARES E NEURAIS DE CICLISTAS E
TRIATLETAS DURANTE O CICLO DE PEDALADA**

Porto Alegre, 2011

FÁBIO JUNER LANFERDINI

**CARACTERÍSTICAS MUSCULARES E NEURAIS DE CICLISTAS E
TRIATLETAS DURANTE O CICLO DE PEDALADA**

**Dissertação de Mestrado apresentada
à Escola de Educação Física da
Universidade Federal do Rio Grande
do Sul como requisito para a obtenção
do título de Mestre do Programa de
Pós-Graduação em Ciências do
Movimento Humano.**

**ORIENTADOR:
PROF. DR. CARLOS BOLLI MOTA**

Porto Alegre, 2011

CIP - Catalogação na Publicação

Lanferdini , Fábio Juner
Características musculares e neurais de ciclistas
e triatletas durante o ciclo de pedalada / Fábio
Juner Lanferdini . -- 2011.
78 f.

Orientador: Carlos Bolli Mota.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa
de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano,
Porto Alegre, BR-RS, 2011.

1. Esporte. 2. Ciclistas e triatletas. 3. Forças
no pedal. 4. Arquitetura muscular. 5. Ativação
muscular. I. Mota, Carlos Bolli, orient. II. Título.

FÁBIO JUNER LANFERDINI

**CARACTERÍSTICAS MUSCULARES E NEURAIAS DE CICLISTAS E
TRIATLETAS DURANTE O CICLO DE PEDALADA**

COMISSÃO DE AVALIAÇÃO:

PROF. DR. FELIPE PIVETTA CARPES – UNIPAMPA

PROF. DR. FLÁVIO ANTÔNIO DE SOUZA CASTRO – UFRGS

PROF. DR. RONEI SILVEIRA PINTO - UFRGS

AGRADECIMENTOS

Aos Professores Felipe Pivetta Carpes, Flávio Antônio de Souza Castro e Ronei Silveira Pinto, pelas contribuições no desenvolvimento do projeto e na avaliação do trabalho final. Obrigado.

À Professora Clarice Sperotto dos Santos Rocha, pelo incentivo e ajuda a ingressar em um grupo de pesquisa, além das primeiras lições em ciência. Obrigado.

Aos Professores e Colegas, Clarice Sperotto dos Santos Rocha, Cíntia Helena Ritzel, Ângela Roberta Conte Muraro, Jean Marcel Geremia, Fernando Diefenthaler, Rodrigo Rico Bini, Ricardo Peterson Silveira e Felipe Pivetta Carpes, pelos primeiros passos na ciência, sem os quais não chegaria a este momento. Obrigado.

Aos todos os colegas da sala 212, pelos conselhos, pela companhia e principalmente pela paciência em aguentar este que voz escreve. Obrigado.

Aos professores Felipe Pivetta Carpes e Fernando Diefenthaler pelas primeiras sugestões e críticas ao futuro projeto de mestrado que eu tinha em mente. Obrigado.

Aos amigos, atletas e colegas que aceitaram participar deste estudo, muitos dos quais vieram em coletas nos finais de semana. Obrigado.

Ao Colega e Mestre, Rodrigo Rico Bini, pela construção, elaboração, execução, análise e finalização deste projeto, sem o qual não chegaria a lugar algum. Obrigado.

Ao Bolsista de Iniciação Científica, Eduardo dos Santos Onzi pela ajuda na análise dos dados.

Ao Bolsista Voluntário Tiago Jacques pela ajuda em parte das coletas de dados. Obrigado.

Aos Professores Álvaro Reischak de Oliveira, André Luiz Lopes e Giovani dos Santos Cunha, pelo fornecimento do setor de fisiologia do exercício para as coletas e análise do teste máximo. Obrigado.

Ao Professor Carlos Bolli Mota, pelo incentivo a ciência, pelos conselhos nos momentos que podemos conversar e pela oportunidade de ingressar em um programa de pós-graduação (Mestrado). Obrigado.

Ao Professor Marco Aurélio Vaz, pela oportunidade em ingressar em um grupo de pesquisa (GPBiC) ao qual considero minha família, pela ajuda incondicional na construção, elaboração, execução e finalização deste projeto. Pelos inúmeros conselhos e, por que não, pelos puxões de orelha. Não mais queria lhe dizer que o considero um exemplo, ao qual tento seguir, em alguns pontos acredito que sim, mas ainda tenho muito a aprender. Obrigado.

A todos os Professores que de alguma forma contribuíram para a realização deste objetivo de vida e dos que virão na sequência.

Aos seguranças noturnos da ESEF, Alvorino Camargo, Giovani Dias, Oilson Carneiro e Ubiratã da Silva Mattos, pela paciência em aguentar quase todas as noites até as 24:00 até que eu saísse do LAPEX e pela companhia em algumas rodas de chimarrão.

Aos Funcionários do LAPEX, Alex de Oliveira Fagundes, Carla Santos Ferreira, Luciano Souza Wutke, Luiz Pinto Ribeiro, Vanessa Beatriz Rocha Vasconcellos e Rosangela Azevedo de Andrade (Dani), pelos inúmeros dias aos quais solicitei a ajuda de vocês, pelos conselhos e desabafos que fiz a alguns de vocês. Obrigado.

Às Funcionárias da Limpeza do LAPEX, Marcia dos Santos Vidal, Jenifer da Silva de Souza e Vanessa Ollegario Gades. Obrigado.

Aos Funcionários do PPGCMH, Ana Lúcia Minor Larratéia, André Luís Carmo dos Santos e Rosane Amaro Lopes, pelos inúmeros certificados, dúvidas, solicitações e conselhos que solicitei a vocês. Obrigado.

Aos meus irmãos Wilson Cesar Lanferdini e Andrieli Mara Lanferdini por fazerem parte de minha vida, pelas brincadeiras, conselhos e pelo entendimento do objetivo de vida que tracei. Obrigado.

Aos meus pais, Luiz Antônio Lanferdini e Helena Maria Lanferdini, pelos conselhos, apoio e pelos puxões de orelha em todos os momentos destes 30 anos de vida, sem os quais não chegaria onde estou. Pai e mãe, alcancei um dos objetivos que havia vos falado, ainda faltam outros. Muito Obrigado.

Conquistas fáceis, esquecemos facilmente!
Conquistas com muito trabalho, estas recordamos pelo resto de nossas vidas!
OBRIGADO POR ESTE MOMENTO

RESUMO

Introdução. O músculo esquelético se adapta a diferentes estímulos externos. Estas adaptações podem ser intrínsecas, bem como neurais, alterando a capacidade de produção de força. Portanto, é de se esperar que diferentes modalidades esportivas (ciclismo e triathlon), possuam diferentes adaptações intrínsecas e neuromusculares durante o ciclo de pedalada. O objetivo deste estudo foi investigar possíveis mudanças causadas pelo treinamento do ciclismo e do triathlon na arquitetura muscular, unidade músculo tendão, ativação muscular e suas possíveis consequências na capacidade de produção de força no pedal durante o ciclo de pedalada. Ainda, que efeitos o nível da carga de trabalho causa nas estruturas neuromusculares e capacidade de produção de força no pedal.

Artigo I. A arquitetura muscular de ciclistas e triatletas não parece ter sido determinada. O presente estudo compara a arquitetura muscular, unidade músculo tendão, ativação muscular e forças no pedal entre ciclistas, triatletas e não-atletas ao longo do ciclo da pedalada. Os sujeitos realizaram um teste incremental para determinar a potência máxima. Forças no pedal, ativação muscular, cinemática articular e arquitetura muscular foram registradas na potência máxima correspondente a primeira sessão na cadência de 90 rpm. O maior ângulo de penação e menor comprimento de fascículo foram encontrados em ciclistas e triatletas, comparados a não-atletas ($p < 0,05$). Triatletas apresentam maior ativação do reto femoral que ciclistas e não-atletas ($p < 0,05$); e ciclistas tem maior ativação, comparados a não-atletas ($p < 0,05$). Triatletas e não-atletas apresentam maior ativação do sóleo que ciclistas ($p < 0,05$) nos primeiros 90° do ciclo de pedalada, enquanto ciclistas ativam mais o sóleo que triatletas e não-atletas ($p < 0,05$) dos 90° aos 180° do ciclo de pedalada. Triatletas aplicam maior força resultante no pedal comparados a não-atletas no segundo quadrante, enquanto que no quarto quadrante não-atletas apresentam maior força resultante no pedal que ciclistas e triatletas ($p < 0,05$). O índice de efetividade é maior em ciclistas e triatletas, comparados a não atletas ($p < 0,05$). Ciclistas e triatletas são semelhantes na arquitetura muscular e forças no pedal, mas apresentam menor comprimento de fascículo e maior ângulo de penação, além de melhor eficiência das forças aplicadas ao pedal em relação a não-atletas.

Artigo II. Os efeitos da carga de trabalho na arquitetura muscular de ciclistas e triatletas ainda necessitam de melhores esclarecimentos. O objetivo deste estudo foi comparar a arquitetura muscular, unidade musculo-tendão, ativação muscular e forças no pedal em ciclistas, triatletas e não-atletas em diferentes níveis de carga de trabalho durante a fase propulsiva do ciclo de pedalada. Os participantes realizaram teste incremental para determinar o nível da carga de trabalho (máxima potência e potências correspondentes ao primeiro e segundo limiares ventilatórios). Forças no pedal, ativação muscular, cinemática articular e arquitetura muscular foram registrados um dia após a determinação dos respectivos níveis de carga de trabalho. Maior ângulo de penação e menor do comprimento de fascículo foram encontrados em ciclistas e triatletas, comparados a não-atletas ($p < 0,05$). A arquitetura muscular e a unidade músculo-tendão não sofreram alterações com o nível da carga de trabalho ($p > 0,05$). Ciclistas tem menor ativação do músculo vasto medial, comparados a triatletas e maior ativação do músculo sóleo comparados a triatletas e não-atletas ($p < 0,05$). Os músculos vasto medial, reto femoral, bíceps femoral e sóleo são mais ativados da com o incremento do nível da carga de trabalho ($p < 0,05$), sem alterações nos músculos tibial anterior e

gastrocnêmio medial ($p > 0,05$). A força resultante e o índice de efetividade não diferem entre os grupos ($p > 0,05$). O incremento do nível da carga de trabalho aumenta a força resultante ($p < 0,05$) sem alterações no índice de efetividade ($p > 0,05$). Ciclistas e triatletas tem arquitetura muscular similar, mas diferem de não-atletas. O incremento da carga de trabalho, provoca aumento a ativação muscular e a força resultante.

Palavras Chave: Arquitetura muscular, unidade músculo-tendão, força resultante e índice de efetividade.

ABSTRACT

Introduction. Skeletal muscle adapts to different external stimuli, and this adaptation can lead to intrinsic and neural changes, altering the capacity of the force produced. Therefore it is expected that different sports (cycling and triathlon) have different intrinsic and neuromuscular adaptations during crank cycle. Therefore, the objective of this study is to investigate possible changes caused to sports training (cycling and triathlon) in muscle architecture, muscle-tendon unit, muscle activation and its consequences in capacity of pedal force production in crank cycle. Furthermore, it is aimed at determining the effects of different effort levels on the muscle structures neural activation and pedal force mentioned above.

Article I. Muscle architecture of cyclists and triathletes during pedaling is unknown. Our study compared muscle architecture, muscle-tendon unit and activation, and pedal forces of cyclists, triathletes and non-athletes during a complete crank cycle. Participants performed an incremental test to determine maximal power output. Pedal forces, muscle activation, joint kinematics and muscle architecture were recorded at maximal power output and 90 rpm of cadence. Increased pennation angle and shorter fascicle length were found for cyclists and triathletes compared to non-athletes ($p < 0.05$). Higher activation of rectus femoris for triathletes than cyclists and non-athletes ($p < 0.05$); and for cyclists compared to non-athletes were observed ($p < 0.05$). Triathletes and non-athletes had higher activation of soleus than cyclists ($p < 0.05$). Cyclists had higher soleus activation than triathletes and non-athletes ($p < 0.05$). Triathletes applied greater resultant force on the pedal compared to non-athletes in second quarter while non-athletes presented higher resultant force than triathletes and cyclists in fourth quarter ($p < 0.05$). The index of effectiveness was higher for the athletes compared to non-athletes ($p < 0.05$). Cyclists and triathletes were similar in terms of muscle architecture and pedal forces but presented increased in pennation angle and shorter fascicle length for cyclists and triathletes compared to non-athletes and better efficiency of the forces applied to the pedal in relation to non-athletes.

Article II. Effects of workload level in cyclists and triathletes' muscle architecture during pedalling is unknown. Our goal was to compare muscle architecture, muscle-tendon unit and activation, and pedal forces of cyclists, triathletes and non-athletes at different workload levels during the propulsive phase of the crank cycle. Participants performed an incremental test to determine workload level (maximal power output and power output of the first and second ventilatory thresholds). Pedal forces, muscle activation, joint kinematics and muscle architecture were recorded at pre-set workload level. Increased pennation angle and shorter fascicle length were found for cyclists and triathletes compared to non-athletes ($p < 0.05$). Muscle architecture and muscle-tendon unit length were not affected by workload level ($p > 0.05$). Cyclists achieved lower activation of vastus medialis compared to triathletes, and higher activation of soleus compared to triathletes and non-athletes ($p < 0.05$). Vastus medialis, rectus femoris, biceps femoris and soleus activations were increased at higher workload level for all groups ($p < 0.05$) without changes for tibialis anterior and gastrocnemius medialis ($p > 0.05$). Resultant force and effectiveness index did not differ for between groups ($p > 0.05$). Higher workload level increased resultant force ($p < 0.05$) without changes in index of effectiveness ($p > 0.05$). Cyclists and triathletes were similar for muscle architecture

but differed to non-athletes. Higher workload level increased muscle activation and resultant force.

Keywords: Muscle architecture, muscle-tendon unit, EMG, resultant force and index of effectiveness.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Representação das fases de propulsão e recuperação durante o ciclo de pedalada.

Figura 2. Ilustração da arquitetura do músculo vasto lateral. Marcadores (números) digitalizados para cada quadro do vídeo de ultrassonografia: (1) marcador de pele; (2-3) aponeurose superficial; (4) inserção do fascículo na aponeurose profunda; (5-6) fascículo; e (7-8) aponeurose profunda. Comprimento de fascículo é definido como a distância entre a inserção na aponeurose profunda até a inserção na aponeurose superficial. O ângulo de penação é definido com o ângulo entre a aponeurose profunda e o fascículo. A espessura muscular é definida como a distância perpendicular entre a aponeurose superficial e a aponeurose profunda.

Figura 3. Ciclo de pedalada dividido em quatro quadrantes.

Figura 4. Valores médios do comprimento de fascículo, ângulo de penação, espessura muscular e unidade músculo tendão (UMT) do músculo vasto lateral (VL) durante o ciclo de pedalada de ciclistas, triatletas e não-atletas.

Figura 5. Média de ativação dos músculos vasto medial (VM), reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM) e sóleo (SOL) durante o ciclo de pedalada em ciclistas, triatletas e não-atletas.

Figura 6. Média da força resultante e do índice de efetividade (IE) durante o ciclo de pedalada em ciclistas, triatletas e não-atletas.

Figura 7. Ilustração da arquitetura do músculo vasto lateral. Marcadores (números) digitalizados para cada quadro do vídeo de ultrassonografia: (1) marcador de pele; (2-3) aponeurose superficial; (4) inserção do fascículo na aponeurose profunda; (5-6) fascículo; e (7-8) aponeurose profunda. Comprimento de fascículo é definido como a distância entre a inserção na aponeurose profunda até a inserção na aponeurose superficial. O ângulo de penação é definido com o ângulo entre a aponeurose profunda e o fascículo. A espessura muscular é definida como a distância perpendicular entre a aponeurose superficial e a aponeurose profunda.

Figura 8. Fases do ciclo de pedalada.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características dos atletas e dos não-atletas (média \pm desvio-padrão). Potência máxima ($PO_{M\acute{a}x}$), potência máxima normalizada pela massa corporal (PO/kg) e consumo máximo de oxigênio ($VO2_{M\acute{a}x}$).

Tabela 2. Características dos grupos de atletas e do grupo de não-atletas (média \pm desvio-padrão). Medidas antropométricas, potência máxima ($PO_{M\acute{a}x}$), potência máxima normalizada pela massa corporal (PO/kg), máximo consumo de oxigênio ($VO2_{M\acute{a}x}$), potência do segundo limiar ventilatório (PO_{LV2}), potência do segundo limiar ventilatório normalizada pela massa corporal ($PO_{LV2/kg}$), consumo de oxigênio do segundo limiar ventilatório (LV2), potência do primeiro limiar ventilatório (PO_{LV1}), potência do primeiro limiar ventilatório normalizada pela massa corporal ($PO_{LV1/kg}$), consumo de oxigênio do primeiro limiar ventilatório (LV1).

Tabela 3. Média \pm desvio-padrão das variáveis de arquitetura e unidade músculo tendão do vasto lateral durante a fase de propulsão do ciclo de pedalada (0° a 180°) em três condições de carga de trabalho (potência máxima - $PO_{M\acute{a}x}$, potência do segundo limiar ventilatório - PO_{LV2} e potência do primeiro limiar ventilatório - PO_{LV1}).

Tabela 4. Ativação muscular de músculos do membro inferior normalizada pelo pico de ativação durante o ciclo de pedalada em ciclistas, triatletas e não-atletas (média \pm desvio-padrão (coeficiente de variação). Média da ativação durante a fase de propulsão do ciclo de pedalada (0° a 180°) nas seguintes condições: Potência máxima ($PO_{M\acute{a}x}$), potência do segundo limiar ventilatório (PO_{LV2}), potência do primeiro limiar ventilatório (PO_{LV1}).

Tabela 5. Média \pm desvio-padrão (coeficiente de variação) da força resultante e do índice de efetividade (IE) durante a fase de propulsão do ciclo de pedalada (0° a 180°) em três condições de carga de trabalho (potência máxima - $PO_{M\acute{a}x}$, potência do segundo limiar ventilatório - PO_{LV2} e potência do primeiro limiar ventilatório - PO_{LV1}).

LISTA DE ABREVIATURAS

CO₂ - Dióxido de Carbono

CV - Coeficiente de variação

DVD - Digital Versatile Disc

EMG - Eletromiografia de Superfície

ESEF - Escola de Educação Física

F_y - Componente de Força normal

F_x - Componente de Força tangencial

IE - Índice de Efetividade

ISAK - International Society for the Advancement of Kinanthropometry

LV1 - Consumo de oxigênio no primeiro limiar ventilatório

LV2 - Consumo de oxigênio no segundo limiar ventilatório

O₂ - oxigênio

PO_{LV1} - Potência no primeiro limiar ventilatório

PO_{LV1}/kg - Potência no primeiro limiar ventilatório normalizada pela massa corporal

PO_{LV2} - Potência no segundo limiar ventilatório

PO_{LV2}/kg - Potência no segundo limiar ventilatório normalizada pela massa corporal

PO_{Máx} - Potência máxima

PO/kg - Potência máxima normalizada pela massa corporal

p. ex. - por exemplo

RMS - Root mean square

rpm - rotações por minuto

UMT - Unidade Músculo-Tendão

VO_{2Máx} - Consumo máximo de oxigênio

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO	16
INTRODUÇÃO	18
1.1. Problema de pesquisa	21
CAPITULO I	22
REVISÃO DE LITERATURA.....	22
1.1 Arquitetura muscular	22
1.1.1 Arquitetura muscular e treinamento de resistência.....	23
1.1.2 Arquitetura muscular durante o movimento.....	24
1.2 Ativação muscular durante o ciclo de pedalada	25
1.3 Forças envolvidas durante o ciclo de pedalada	27
1.4 Análise crítica da literatura.....	29
CAPÍTULO II.....	31
DIFERENÇAS NA FORÇA NO PEDAL, ATIVAÇÃO E ARQUITETURA DE MÚSCULOS DO MEMBRO INFERIOR ENTRE CICLISTAS, TRIATLETAS E NÃO-ATLETAS.	31
2.1 Introdução.....	31
2.2 Métodos	33
Critérios de inclusão	33
Critérios de exclusão	34
2.3 Resultados.....	39
2.4 Discussão	43
2.6 Conclusão	46
CAPÍTULO III	47
EFEITOS DA CARGA DE TRABALHO NA FORÇA NO PEDAL, ATIVAÇÃO E ARQUITETURA MUSCULAR EM CICLISTAS, TRIATLETAS E NÃO- ATLETAS	47
3.1 Introdução.....	47
3.2 Métodos	49
3.3 Resultados.....	56
3.4 Discussão	61
3.5 Conclusão	62
CAPÍTULO IV.....	63
CONSIDERAÇÕES FINAIS E DIREÇÕES	63
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	64
ANEXOS	70

APRESENTAÇÃO

O presente trabalho foi motivado pelo anseio de responder as seguintes questões: (1) Diferentes modalidades esportivas (Ciclismo e Triathlon) poderiam produzir diferentes adaptações morfológicas e neuromusculares ao treinamento e assim alterar a capacidade de produção de força durante o ciclo de pedalada? (2) O efeito do incremento de distintas potências, poderia produzir distintas respostas morfológicas, neuromusculares e de força dos diferentes grupos de atletas (Ciclistas e Triatletas) durante o ciclo de pedalada? A busca pelas respostas nos conduziu ao desenvolvimento de um projeto de pesquisa durante o período do mestrado junto aos setores de Fisiologia do Exercício e Plasticidade Neuromuscular do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física (ESEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). O conteúdo desta dissertação é apresentado por meio de três capítulos.

O Capítulo I apresenta uma revisão de literatura a respeito da adaptação neuromuscular de diferentes esportes. A continuidade do referido capítulo traz evidências encontradas na literatura sobre o comportamento das variáveis neuromusculares (arquitetura muscular, unidade músculo-tendão e ativação muscular), além do comportamento das forças aplicadas ao pedal de ciclistas e triatletas durante o ciclo de pedalada. Os capítulos subsequentes tratam de dois artigos originais oriundos dos experimentos realizados.

O Capítulo II é apresentado em formato de artigo científico e descreve parte do experimento que teve por objetivo avaliar e comparar as variáveis morfológicas (arquitetura muscular e unidade músculo-tendão), neuromusculares (ativação muscular) e seus efeitos sobre a capacidade de produção de força durante todo o ciclo de pedalada de ciclistas, triatletas e não-atletas.

O Capítulo III também é apresentado em formato de artigo científico e descreve outra parte do experimento, que teve por objetivo avaliar e comparar o efeito do incremento da carga de trabalho (potência) sobre comportamento das variáveis morfológicas (arquitetura muscular e unidade músculo-tendão), neuromusculares (ativação muscular) e seus efeitos sobre a capacidade de produção de força durante a fase de propulsão (0° a 180°) do ciclo de pedalada entre ciclistas, triatletas e não-atletas.

O Capítulo IV, trata-se uma síntese sobre os principais achados desta dissertação, além de alguns dos possíveis fatores intervenientes aos resultados encontrados. O capítulo

também trás algumas sugestões de investigações que poderiam melhor explicar a adaptação funcional de diferentes modalidades esportivas e sua interferência no desempenho destes atletas durante o ciclo de pedalada.

INTRODUÇÃO

Segundo o Princípio da Especificidade do Treinamento Desportivo, as adaptações decorrentes de um programa de treinamento são específicas e dependem diretamente das demandas funcionais às quais o organismo é submetido (FOX; BOWERS; FOSS, 1989; FLECK e KRAEMER, 1999). Nesse sentido, atletas de diferentes modalidades desportivas, que utilizam uma mesma articulação, e os mesmos músculos de maneira diferente (ou seja, apresentam diferentes demandas funcionais), apresentarão uma plasticidade muscular específica ou uma adaptação que é dependente das demandas ou exigências daquela modalidade desportiva (HERZOG *et al.*, 1991).

O sistema musculoesquelético tem uma grande capacidade de se adaptar as demandas funcionais a ele impostas (FRAÇÃO e VAZ, 2000). Estas adaptações podem ser relacionadas a aspectos neurais, fisiológicos, metabólicos e estruturais, provocando mudanças no padrão de produção de força (LIEBER, 1992; SAVELBERG e MEIJER, 2003). Portanto, a capacidade de produção de força de um atleta é decorrente das características do treinamento, tornando-se específica para cada modalidade esportiva.

Narici (1999) explica que a produção de força máxima de um músculo é proporcional ao número de sarcômeros em paralelo e a sua área de secção transversa. Desta forma, o aumento do número de sarcômeros em paralelo (e conseqüentemente a área de secção transversa) aumentaria a força máxima gerada por um músculo ou grupo muscular (KAWAKAMI, 2005). Outra possibilidade de alteração na capacidade de produção de força dos músculos esqueléticos é ocasionada pelo aumento do número de sarcômeros em série, o qual poderia resultar em um aumento na capacidade de produção de força em maiores comprimentos e velocidades de encurtamento muscular (WICKIEWICZ, *et al.*, 1983; LIEBER E FRIDEN, 2000; KAWAKAMI E FUKUNAGA, 2006).

A excursão de um músculo é determinada pela amplitude articular de movimento total e pode interferir com a estrutura muscular modificando a arquitetura muscular (REEVES; NARICI; MAGANARIS, 2004). Como as demandas funcionais de diferentes modalidades esportivas resultam em diferentes amplitudes de movimento, seria esperado que estas causassem alterações não apenas na capacidade de produção de força, mas fundamentalmente na arquitetura muscular.

Diversos estudos (ARAMPATZIS *et al.*, 2006; BLAZEVIČ; GILL; ZHOU, 2006; KORIAK, 2008) investigaram a estrutura do tecido muscular e as consequências que mudanças na sua arquitetura podem ocasionar na produção de força. Na área do desporto (ABE; KUMAGAI; BRECHUE, 2000), investigaram mudanças provocadas por diferentes modalidades esportivas na arquitetura muscular. Estes autores ressaltam que as demandas funcionais impostas, como sobrecarga mecânica, assim como fatores genéticos, influenciam adaptações intrínsecas musculares dos diferentes grupos de atletas.

Contudo, poucos estudos investigaram parâmetros de arquitetura muscular em movimento, especialmente durante a pedalada. Muraoka *et al.* (2001) investigaram alterações na arquitetura muscular do músculo vasto lateral durante o ciclo de pedalada. Os autores controlaram a cadência a 40 rpm (rotações por minuto) e a carga a 98 W, encontrando variações no comprimento do fascículo durante o ciclo de pedalada. Estes autores observaram um aumento gradual do comprimento de fascículo com aumento dos ângulos de flexão do joelho e uma redução do comprimento de fascículo conforme os ângulos do joelho se aproximam da extensão máxima. Os autores também encontraram variações na velocidade de encurtamento do fascículo muscular e da unidade músculo-tendão durante o ciclo de pedalada, sugerindo que as alterações observadas no fascículo muscular e na unidade músculo-tendão são independentes, e provavelmente dependem de diferentes fatores. No entanto, os autores investigaram sujeitos saudáveis, sugerindo futuras investigações em atletas especialistas.

A capacidade máxima e submáxima de produção de força dos músculos esqueléticos, além de depender da arquitetura, também está relacionada à capacidade de ativação muscular (HIGBIE *et al.*, 1996; GABRIEL; KAMEN; FROST, 2006). Diversos estudos (NEPTUNE e HERZOG, 2000; SASAKI e NEPTUNE, 2006; BINI *et al.*, 2008; DUC *et al.*, 2008; ROUFFET *et al.*, 2009) têm investigado como ocorrem as diferentes estratégias de recrutamento neuromuscular durante a prática esportiva, estes estudos fazem uso da técnica de eletromiografia, com o objetivo de entender o comportamento da atividade eletromiografia.

Chapman *et al.* (2007) e Candotti *et al.* (2009) investigaram a atividade eletromiográfica dos músculos da coxa de ciclistas e triatletas. Os autores encontraram padrões distintos de ativação entre os dois grupos de atletas, sobretudo para o músculo bíceps femoral. Eles sugerem que as diferentes estratégias estão associadas à

especificidade do treinamento, no qual ciclistas são mais eficientes na fase de recuperação do ciclo de pedalada (180° a 360°), desenvolvendo a puxada no pedal, além de triatletas possuírem um treinamento multidisciplinar (corrida, ciclismo, natação), resultando em uma menor eficiência neuromuscular quando comparado a ciclistas durante o ciclo de pedalada. Portanto, é de se esperar que diferentes modalidades esportivas, com diferentes demandas funcionais, tenham diferentes adaptações intrínsecas musculares e neurais (ativação muscular).

Segundo Herzog *et al.* (1991), a corrida e o ciclismo são modalidades esportivas que produzem diferentes demandas funcionais sobre o músculo reto femoral dos atletas. Mais especificamente, esses autores demonstraram que o músculo reto femoral de ciclistas reduz a sua capacidade de produção de força à medida que o comprimento muscular é aumentado, enquanto o comportamento oposto foi observado para os corredores. Esses autores sugerem que essa diferença na capacidade de produção de força está relacionada tanto a adaptações intrínsecas quanto a adaptações neurais. Mais especificamente, esses autores sugerem que ciclistas possuem menor número de sarcômeros em série quando comparados a corredores, o que explicaria esse comportamento oposto na capacidade de produção de força do músculo reto femoral.

Desta forma, se adaptações intrínsecas e neurais são específicas na comparação entre ciclistas e triatletas, é de se esperar que a capacidade de produção de força destes atletas seja diferente durante o ciclo de pedalada. Candotti *et al.* (2007) investigaram a força efetiva de ciclistas e triatletas durante o ciclo de pedalada. Os autores ressaltam que ciclistas e triatletas possuem padrões distintos de pedalada. Estes autores observaram que ciclistas apresentam níveis significativamente superiores a triatletas em relação à força efetiva aplicada no pedal nas cadências de pedalada de 60 e 75 rpm, e não encontraram diferenças nas cadências de 90 e 105 rpm. Isso sugere que ciclistas apresentam maior capacidade de produção de força em menores velocidades de encurtamento muscular, o que pode ter relação com a estrutura ou ainda com a capacidade de ativação diferenciada entre os atletas dessas duas modalidades desportivas.

Estudos envolvendo atletas praticantes de modalidades como o ciclismo (TAKAISHI *et al.*, 1998; BRANCACCIO *et al.*, 2008) e a corrida (ABE; KUMAGAI; BRECHUE, 2000; KUMAGAI *et al.*, 2000; KANEHISA *et al.*, 2003; ARAMPATZIS *et al.*, 2006; STAFILIDIS e ARAMPATZIS, 2007) podem ser encontrados na literatura

relacionados à arquitetura muscular e à ativação muscular (CHAPMAN *et al.*, 2007; CANDOTTI *et al.*, 2009; SUETTA *et al.*, 2008). Apesar do número de estudos, os mesmos utilizaram diferentes métodos e analisaram a arquitetura muscular e a atividade eletromiográfica de maneira isolada, o que impossibilita a comparação de seus resultados. Portanto, não foram encontrados estudos que tenham identificado diferenças estruturais de ciclistas e triatletas. Estes últimos apresentam demandas funcionais similares a de corredores durante a corrida e de ciclistas durante o ciclismo. Portanto, a compreensão dos mecanismos adaptativos do sistema de movimento decorrente do treinamento de diferentes modalidades esportivas que apresentam semelhanças e ao mesmo tempo distintas demandas funcionais sobre esse sistema, poderia explicar a capacidade de produção de força destes atletas, bem como se estas adaptações diferem de sujeitos não praticantes destas modalidades esportivas. Além disso, os efeitos de diferentes cargas externas (potências) sobre o sistema musculoesquelético também poderiam elucidar melhor possíveis adaptações provocadas pelas diferentes modalidades esportivas (ciclismo e triathlon) sobre a capacidade de produção de força, além de eventuais alterações na técnica de pedalada destes grupos de atletas.

1.1. Problema de pesquisa

Quais as alterações que diferentes modalidades esportivas (ciclismo e triathlon) provocam na arquitetura muscular, unidade músculo-tendão, ativação neural e capacidade de produção de força durante o ciclo da pedalada? Quais os efeitos do incremento da carga externa (potência) sobre as variáveis de arquitetura muscular, unidade músculo-tendão, ativação e capacidade de produção de força durante o ciclo de pedalada para os distintos grupos de atletas (ciclistas e triatletas)?

CAPITULO I

REVISÃO DE LITERATURA

1.1 Arquitetura muscular

A arquitetura muscular apresenta características que variam de um músculo para o outro (KAWAKAMI *et al.*, 2006). Músculos do quadríceps apresentam fibras com arranjos unipenado (ex. vasto lateral e vasto medial) e bipenado (ex. reto femoral). Além de possuírem grandes áreas de secção transversa, estes músculos são grandes produtores de força (LIEBER e FRIDEN, 2000). Outra diferença destes músculos (vasto lateral e vasto medial) em relação ao reto femoral é relativa ao fato de que eles são mono-articulares, enquanto o reto femoral é um músculo bi-articular. A alteração de todos estes fatores arquitetônicos resulta em adaptações distintas, sendo estas dependentes de estímulos externos (por exemplo, o sedentarismo e o treinamento). Esta combinação de fatores internos (por exemplo, a arquitetura muscular) e externos resulta no desenvolvimento de diferentes capacidades de geração de força dos componentes deste grupo muscular (BLAZEVIK; GILL; ZHOU, 2006). A arquitetura muscular é a principal variável que possibilita o entendimento da estrutura e função muscular. A estrutura morfológica de um músculo influencia significativamente a transferência de força das fibras musculares de um músculo para a estrutura tendínea (KORIAK, 2008).

Partindo-se deste pressuposto, muitos estudos têm investigado a arquitetura muscular com equipamentos de ultrassonografia e/ou ressonância magnética (AAGAARD *et al.*, 2001; ANDERSEN, 2003; NARICI *et al.*, 2003; KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2006; ISHIKAWA *et al.*, 2007; BRANCACCIO *et al.*, 2008). Estes equipamentos permitem examinar a arquitetura muscular *in vivo*. Usufruindo destas técnicas, pesquisadores têm mensurado o comprimento e o ângulo do fascículo, a espessura muscular e sua área de secção transversa anatômica e fisiológica em humanos. Blazevich e Sharp (2005) explicam que estas variáveis podem ser alteradas em resposta a um estímulo externo aplicado ao sistema de movimento (por exemplo, o treinamento).

Kawakami (2005) explica que o treinamento estimula mudanças morfológicas na arquitetura muscular, alterando a capacidade de produção de força da musculatura a

qual foi aplicada um estímulo externo (p. ex. carga externa). Em relação ao treinamento de força, estas alterações influenciam a arquitetura muscular (p. ex. pelo aumento da área de secção transversa) gerando um aumento de 5 a 20% na força durante um período de 5 a 12 semanas de treinamento, por meio de um aumento do ângulo de penação da fibra muscular. No entanto, o aumento do comprimento da fibra muscular (fascículo) está relacionado ao treinamento em maiores excursões da musculatura envolvida (como no treinamento excêntrico), gerando aumento no número de sarcômeros em série, alterando, dessa forma, a relação força-velocidade (WICKIEWICZ *et al.*, 1983; KAWAKAMI e FUKUNAGA, 2006).

1.1.1 Arquitetura muscular e treinamento de resistência

A influência do treinamento de resistência na arquitetura muscular também vem sendo investigada na última década. Abe; Kumagai; Brechue (2000) investigaram três grupos de sujeitos: corredores velocistas, fundistas e um grupo controle. O grupo de velocistas apresentou maior espessura muscular, além de um maior comprimento da fibra para os músculos vasto lateral, gastrocnêmios medial e lateral, quando comparado com o grupo de fundistas e o grupo controle (exceto o músculo gastrocnêmio lateral). Entretanto, os autores encontraram um maior ângulo de penação do fascículo no grupo de fundistas quando comparado com os grupos de velocistas (exceto gastrocnêmio lateral) e grupo controle, isto acarretou provavelmente numa maior da área de secção transversa para o grupo de corredores, desta forma, os mesmos teriam maior capacidade de produção de força.

Herzog *et al.* (1991) avaliaram dois grupos de atletas em um protocolo com contrações isométricas, no qual foram manipulados os ângulos do quadril e do joelho em um dinamômetro isocinético. Os autores demonstraram que ciclistas produzem mais força em menores comprimentos do músculo reto femoral, enquanto corredores apresentam uma maior capacidade produção de força em maiores comprimentos para este músculo. Assim, os autores sugerem que os corredores apresentariam um maior número de sarcômeros em série do que os ciclistas. Estes resultados vão ao encontro de Salvemberg e Meijer (2003), que encontraram resultados semelhantes para o músculo reto femoral; contudo, estes autores também sugerem adaptações intrínsecas para os

músculos vastos, uma vez que ciclistas produziram mais força com estes músculos mais alongados (maior número de sarcômeros em série), enquanto corredores produziram mais força com os vastos mais encurtados (menor número de sarcômeros em série). Entretanto, Ullrich e Brueggemann (2008) não encontraram diferenças significativas na capacidade de produção de torque durante a relação torque-ângulo dos músculos do quadríceps entre ciclistas, corredores, triatletas e tenistas, em um protocolo que manteve o ângulo do quadril em 90° e variou apenas ângulos do joelho.

Portanto, ainda é escassa a investigação de adaptações distintas da arquitetura muscular em diferentes grupos de atletas, e que influência esta adaptação poderia causar na capacidade de produção de força.

1.1.2 Arquitetura muscular durante o movimento

Somente nos últimos anos alguns estudos têm investigado a arquitetura muscular durante o movimento. Fukunaga *et al.* (2001) investigaram mudanças na arquitetura do músculo gastrocnêmio medial durante a caminhada em uma velocidade de 3 km/h. Os autores não encontraram mudanças significativas do comprimento da fibra muscular durante a caminhada; entretanto, os autores encontram mudanças no comprimento da unidade músculo-tendão durante a caminhada, indo de encontro aos resultados de Lichtwark; Bougoulias; Wilson, (2007), que investigaram a arquitetura do músculo gastrocnêmio medial durante a caminhada (4,5 km/h) e corrida (7,5 km/h). Estes autores encontraram diferenças na trajetória e comprimento dos fascículos musculares, além de mudanças na unidade musculo-tendão, estas mudanças são mais acentuadas durante a corrida (maior variação de comprimento), sugerindo que estas alterações poderiam estar relacionadas à variação de velocidade de contração e a mudanças nos ângulos das articulações do joelho e tornozelo durante as fases de apoio, balanço e apoio subsequente serem distintas entre a corrida e a caminhada. Os resultados de Lichtwark; Bougoulias; Wilson (2007) concordam com os achados de Ishikawa; Pakaslahti; Komi (2007), que avaliaram a arquitetura muscular do músculo gastrocnêmio medial durante a caminhada (5,32 km/h) e corrida (9,86 km/h). Os autores sugerem que há um comportamento diferente dos fascículos musculares entre caminhar e correr (maior

variação do comprimento fascicular ao correr). Este comportamento poderia estar relacionado ao armazenamento e liberação de energia mecânica nestas atividades.

Por outro lado, a investigação dos parâmetros de arquitetura muscular durante a pedalada é mais escassa na literatura. Muraoka *et al.* (2001) investigaram a arquitetura do músculo vasto lateral durante o ciclo de pedalada. Os autores controlaram a cadência a 40 rpm e a carga a 98 W, encontrando um aumento do comprimento do fascículo com o aumento gradual dos ângulos de flexão do joelho e redução do comprimento do fascículo com a redução dos ângulos do joelho aproximando-se da extensão máxima. Os autores também encontraram variações na velocidade de encurtamento do fascículo muscular e da unidade músculo-tendão durante o ciclo de pedalada, sugerindo que estas alterações são independentes.

Austin; Nilwik; Herzog (2010) também reportam comportamento semelhante do fascículo muscular, em estudo que variou a resistência mecânica externa (potência) aplicada (60 e 80% da máxima) no ciclismo. Contudo, os autores não encontraram mudanças do comportamento do fascículo muscular com o incremento da potência aplicada, sugerindo que ocorre uma adaptação muscular a fim de otimizar o comprimento muscular para a produção de força durante a pedalada. Além disso, adaptações dos tecidos conectivos e tendão também influenciam na capacidade de produção de força dos atletas durante a pedalada. Entretanto, a mensuração do comportamento desse tecido durante o ciclo da pedalada não parece ter sido investigada até o momento.

Fukunaga *et al.* (2002) explicam que diferentes atividades físicas provocam diferentes adaptações na arquitetura muscular em seres humanos. Os autores, ressaltam que, durante a caminhada, o músculo gastrocnêmio medial possui melhor capacidade de produção de força na fase ascendente da relação força-comprimento, já durante o ciclo de pedalada, o músculo vasto lateral apresenta melhores capacidades de produção de força durante a fase descendente da relação força-comprimento.

1.2 Ativação muscular durante o ciclo de pedalada

O movimento executado durante o ciclo de pedrada envolve a combinação de movimentos do quadril, joelho e tornozelo, gerando diferentes contribuições de cada

uma destas articulações para a propulsão da bicicleta (BINI; DIEFENTHAELER; MOTA, 2008). A variação na combinação de movimentos gera diferentes contribuições de diferentes músculos envolvidos na execução da pedalada (HASSON; CALDWELL; VAN EMMERIK, 2008; FERNANDEZ-PENA; LUCERTINI; DITROILO, 2009).

Muitos estudos tiveram como objetivo a análise da atividade elétrica muscular durante o ciclo de pedalada (NEPTUNE e HERZOG, 2000; CANNON; KOLKHORST; CIPRIANI, 2007). Contudo, poucos estudos têm investigado a ativação muscular de diferentes grupos de atletas (ciclistas e triatletas) durante o ciclo de pedalada. Chapman *et al.* (2007) sugerem que o recrutamento muscular de triatletas é menos desenvolvido que o de ciclistas durante o ciclo de pedalada. Os autores ressaltam ainda que devido a esta deficiência no recrutamento, triatletas necessitem ativar mais a musculatura do membro inferior (ex. tibial anterior, gastrocnêmio lateral e sóleo), para suportar a mesma carga de trabalho em relação a ciclistas. Ainda, Candotti *et al.* (2009) investigaram a atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral, reto femoral e bíceps femoral de ciclistas e triatletas durante o ciclo de pedalada. Contudo, os autores investigaram apenas a co-ativação entre músculos antagonistas (reto femoral-bíceps femoral e vasto lateral-bíceps femoral) entre os grupos de atletas. Os autores encontraram maior co-ativação de triatletas comparados a ciclistas na maioria das cadências avaliadas. Estes resultados sugerem que ciclistas teriam uma melhor técnica de pedalada, devido a menor co-ativação e, conseqüentemente, melhor economia neural em relação a triatletas.

Por outro lado, alguns estudos investigaram os efeitos do incremento da carga de trabalho (potência) sem alteração da cadência de pedalada sobre a atividade eletromiografia de músculos do membro inferior (MACINTOSH; NEPTUNE; HORTON, 2000; BIJKER; DE GROOT; HOLLANDER, 2002; HUG e DOREL, 2009). Macintosh; Neptune; Horton, (2000) investigaram a ativação dos músculos vasto medial, reto femoral, bíceps femoral, glúteo máximo tibial anterior, gastrocnêmio medial e sóleo, encontrando aumento significativo na ativação com o incremento da potência aplicada em todas as condições de cadência (exceto na cadência de 120 rpm). Bijker; De Groot; Hollander (2002) também reportam aumento da ativação muscular durante o ciclismo em músculos do membro inferior. Contudo, neste estudo foi realizado um teste incremental e, desta forma, o aumento da ativação poderia ser pelo aumento da carga externa (potência) ou pelo processo de fadiga muscular ocasionado

pelo teste incremental. Hug e Dorel (2009) ainda reportam, em uma revisão de literatura que músculos bi-articulares (ex. gastrocnêmio medial), podem não ter aumento da ativação muscular com o incremento da exigência mecânica. Essa falta de aumento se deveria ao fato destes músculos serem transferidores de força e não propulsores como os músculos monoarticulares.

1.3 Forças envolvidas durante o ciclo de pedalada

Muitos estudos vêm investigando e quantificado as forças envolvidas no ciclo de pedalada. Too (1990) separa o ciclo de pedalada em duas fases: fase de propulsão (0° a 180°), onde os músculos do quadríceps são grandes produtores de força, e a fase de recuperação (180° a 360°), no qual há uma maior participação de outros grupos musculares (figura 1). Estes estudos utilizam pedais instrumentados para mensurar as forças aplicadas pelo ciclista.

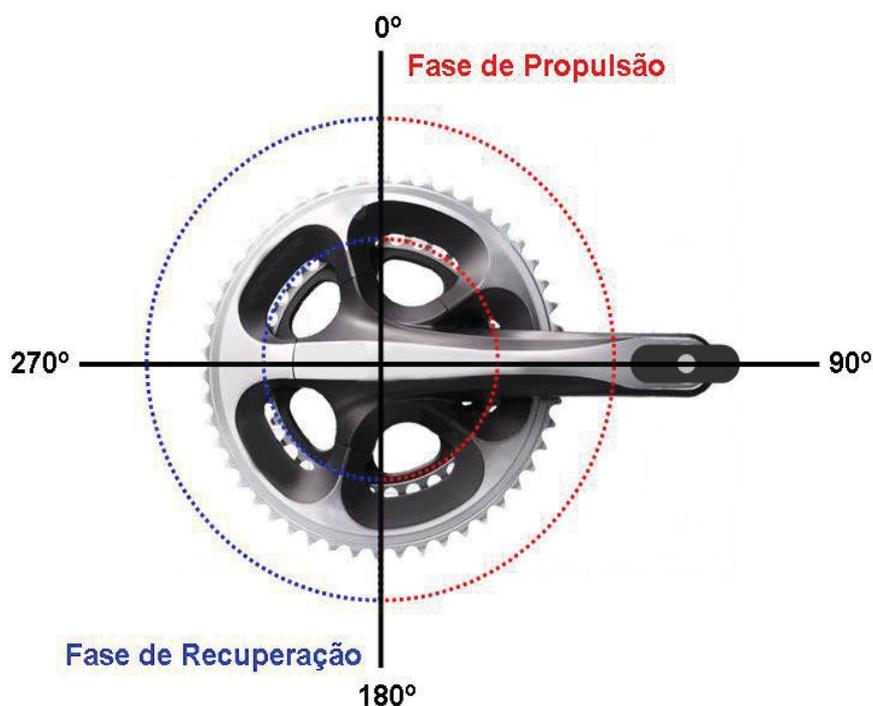


Figura 1. Representação das fases de propulsão e recuperação durante o ciclo de pedalada.

A maioria dos estudos utiliza pedais bi-dimensionais para avaliar as forças aplicadas no pedal. Estes pedais possibilitam a mensuração das componentes normal (F_y) e tangencial (F_x) (CARPES *et al.*, 2005; DIEFENTHAELER *et al.*, 2008; ETTEMA; LORAS; LEIRDAL, 2009).

Nem toda a força aplicada pelo ciclista durante a fase de propulsão no ciclo de pedalada é aproveitada, isto se deve à liberdade de giro entre o taco acoplado à sapatilha e ao pedal, bem como ao torque resistivo durante a fase de recuperação pela perna oposta à perna que está gerando a propulsão durante o ciclo de pedalada. Sendo assim, a maioria dos estudos tem utilizado das componentes normal (F_y) e tangencial (F_x) para calcular a força resultante e a força efetiva. Estas duas últimas forças indicam como estão se comportando as forças aplicadas pelos atletas durante o ciclo de pedalada. Outra componente que poderia ser utilizada para o cálculo da força resultante e da força efetiva é a componente médio-lateral (F_z), contudo esta componente contribui muito menos que as outras duas para a geração de força (BURKE, 1996).

A força resultante é obtida por meio da combinação das componentes normal (F_y) e tangencial (F_x) aplicadas no pedal pelo ciclista, representando a força total aplicada no pedal no plano sagital pelo atleta. Além da força resultante, a outra componente calculada é a força efetiva, esta se caracterizando como a força aplicada perpendicularmente ao pedivela, produzindo torque positivo ou torque propulsor e torque negativo ou torque resistivo na fase de propulsão (BURKE, 1996; DIEFENTHAELER *et al.*, 2008).

Por meio do cálculo da razão entre a força efetiva pela força resultante, pode-se calcular o índice de efetividade. Este índice é uma das formas de mensuração da técnica de pedalada, ou seja, sujeitos que obtêm um índice de efetividade maior terão consequentemente melhor aproveitamento da força produzida (força resultante) para a transmissão da mesma como propulsora na pedalada (força efetiva). Desta forma, quando maior o índice de efetividade, melhor a técnica de pedalada (CANDOTTI *et al.*, 2007).

Partindo do conhecimento das forças aplicadas ao pedal, bem como do seu efeito sobre a técnica de pedalada, alguns estudos têm investigado possíveis mudanças na aplicação de força e na técnica de pedalada (índice de efetividade) de diferentes modalidades esportivas que fazem o uso da bicicleta (ciclismo e triathlon).

Rossato *et al.* (2008) investigaram o efeito de diferentes cargas de trabalho (60% e 80% da potência máxima) sobre a técnica de pedalada de ciclistas. Os autores encontraram incremento da produção de força resultante e da técnica de pedalada (índice de efetividade) com o aumento da exigência mecânica (potência). Contudo, Bini e Diefenthaler (2010) não encontraram alterações no índice de efetividade com o aumento da potência aplicada (teste incremental máximo). Estes resultados podem estar relacionados a distintas contribuições dos músculos das articulações do quadril, joelho e tornozelo quando comparados aos resultados encontrados por Rossato *et al.* (2008), bem como ao teste ser incremental e não repetições com cargas constantes.

1.4 Análise crítica da literatura

A adaptação funcional do sistema musculoesquelético provoca mudanças na capacidade de produção de força e na velocidade de contração na musculatura envolvida no treinamento, tornando esta adaptação específica para a modalidade esportiva ao qual é submetido. O entendimento destas adaptações sejam elas intrínsecas, bem como neurais, resultaria no aprimoramento dos métodos de treinamento aos quais os atletas são submetidos para aperfeiçoar seu desempenho no esporte o qual praticam.

A revisão de literatura realizada neste estudo procurou analisar estudos originais que investigaram as adaptações estruturais e neurais no sistema musculoesquelético provocadas pelo treinamento de ciclismo, corrida ou mesmo ambos, e que possíveis mudanças estas adaptações provocariam na capacidade de produção de força durante o ciclo de pedalada.

Dois estudos sugerem que adaptações intrínsecas e neurais são provocadas por diferentes treinamentos de resistência (ciclismo e corrida), em que ciclistas produzem mais força a menores comprimentos do músculo reto femoral, enquanto que corredores produzem mais força a maiores comprimentos do mesmo músculo (HERZOG *et al.*, 1991; SAVELBERG e MEIJER, 2003). Contudo, estes estudos se limitam a sugerir possíveis adaptações intrínsecas e neurais, sem usar qualquer técnica que poderia indicar de forma direta se estas adaptações realmente ocorrem.

Desta forma, parece existir uma carência na literatura acerca dos processos adaptativos na arquitetura muscular que o sistema musculoesquelético sofre decorrentes

de diferentes modalidades esportivas. Da mesma forma, os processos adaptativos decorrentes do SNC (ativação neural), e que consequências estas adaptações provocam na capacidade de produção de força e desempenho de ciclistas e triatletas durante o ciclo de pedalada parecem não ter sido claramente identificados.

CAPÍTULO II

DIFERENÇAS NA FORÇA NO PEDAL, ATIVAÇÃO E ARQUITETURA DE MÚSCULOS DO MEMBRO INFERIOR ENTRE CICLISTAS, TRIATLETAS E NÃO-ATLETAS.

Fábio J. Lanferdini, Rodrigo R. Bini, Carlos B. Mota e Marco A. Vaz

2.1 Introdução

Tem sido amplamente demonstrado que a adaptação do músculo esquelético provoca alterações na ativação muscular (HIGBIE *et al.*, 1996), perfil metabólico (D'ANTONA *et al.*, 2006) e arquitetura muscular (AAGAARD *et al.*, 2001). Todas estas alterações provocam mudanças na capacidade de produção de força muscular (SAVELBERG e MEIJER, 2003).

O treinamento de ciclismo exige altas demandas dos atletas, com diferenças entre esportes que, além do ciclismo, também praticam outras modalidades esportivas. Um exemplo marcante é o treinamento de triatletas, que envolve natação e corrida, juntamente com o treinamento de ciclismo (SURIANO e BISHOP, 2010). Apesar da similaridade na alta demanda aeróbica metabólica produzida pelo treinamento de ciclismo e triathlon (SURIANO e BISHOP, 2010), o treinamento de corrida e ciclismo provoca mudança na relação força-comprimento muscular do músculo reto femoral (HERZOG *et al.*, 1991). Corredores e ciclistas de alto desempenho tendem a alterar o comprimento ótimo de produção de força na relação força-comprimento do músculo reto femoral. Corredores produzem mais força com o aumento do comprimento do reto femoral, enquanto ciclistas produzem mais força com a redução do comprimento. Opondo-se à adaptação do reto femoral, Savelberg e Meijer (2003) demonstraram que os músculos vastos apresentaram um comportamento oposto ao do músculo reto femoral de corredores comparados a ciclistas. Em contraste com estes estudos, Ullrich e Brueggemann (2008) encontraram similaridades na relação torque-ângulo e ativação muscular do grupo muscular quadríceps em atletas com diferentes demandas funcionais (corredores, ciclistas e triatletas).

Durante o ciclo de pedalada, os músculos são submetidos a ciclos de alongamento e encurtamento com contrações concêntricas e excêntricas (SANDERSON *et al.*, 2006). Tem sido demonstrado que parte das mudanças no ciclo alongamento da unidade músculo-tendão não estão relacionadas a mudanças das estruturas contráteis (MURAOKA *et al.*, 2001). Portanto, as estruturas passivas (p. ex. tendões e componentes elásticos do tecido musculoesquelético) podem desempenhar um papel como produtores de força, transferindo a mesma dos membros inferiores para os pedais (MURAOKA *et al.*, 2001). Contudo, este estudo se limitou a estudar o ciclo de pedalada em baixas cargas de trabalho (~100 W) e cadências (40 rpm), e não realizaram um estudo comparativo entre ciclistas e triatletas. Mudanças na produção de força durante o ciclo de pedalada não dependem exclusivamente de alterações do comprimento das estruturas ativas musculares (p. ex. comprimento de fascículo) (AUSTIN; NILWIK; HERZOG, 2010), mas dependem de mudanças do comprimento de tendões e componentes elásticos.

Adaptações neuromusculares do treinamento multidisciplinar parecem afetar de maneira diferente triatletas quando comparados a ciclistas. Chapman *et al.* (2007) sugerem que o recrutamento muscular é menos desenvolvido em triatletas comparados a ciclistas. Takaishi *et al.* (1998) destacam que ciclistas são adaptados a altas cadências de pedalada (90 rpm) comparado a não-atletas, produzindo menos ativação muscular nesta cadência.

A capacidade de aplicação de força no pedal também pode ser diferente entre ciclistas e triatletas. Candotti *et al.* (2007) reportam que ciclistas apresentam maior índice de efetividade (razão entre a força propulsiva e a força total aplicada no pedal) a 60 e 75 rpm comparado a triatletas, o que pode estar relacionado à maior co-ativação muscular de triatletas (CHAPMAN *et al.*, 2009). A cinemática articular também é observada como mais variável em ciclistas menos experientes comparados a ciclistas de elite (CHAPMAN *et al.*, 2009). Essas evidências, de uma maneira geral, sugerem a existência de diferenças no padrão de coordenação entre ciclistas e triatletas.

Até o momento ainda não existem fortes evidências de que ciclistas e triatletas com similaridades no desempenho de ciclismo tenham diferenças estruturais (p. ex. comprimento muscular). Além disso, se adaptações forem observadas, os efeitos potenciais sobre a força aplicada ao pedal, ativação muscular e unidade músculo-tendão podem elucidar os mecanismos relacionados ao processo adaptativo decorrente do

treinamento esportivo. Não-atletas foram selecionados para servir de grupo controle, e destacar as mudanças nas variáveis acima em função da comparação do treinamento de ciclistas e triatletas em relação a indivíduos destreinados.

Portanto o objetivo deste estudo foi comparar mudanças estruturais musculares (p. ex. comprimento de fascículo), aplicação de força no pedal, ativação muscular e comprimento da unidade músculo-tendão entre ciclistas, triatletas e não-atletas. A primeira pergunta de pesquisa procura elucidar quais diferenças seriam encontradas entre ciclistas e triatletas em função da diferente especificidade do treinamento dos mesmos. Nossa primeira hipótese é a de que triatletas teriam comprimento muscular do músculo vasto lateral semelhante a corredores, com menor eficiência da força aplicada ao pedal e maior ativação muscular quando comparados a ciclistas. Já a segunda hipótese é que ciclistas e triatletas teriam que apresentar menor comprimento muscular, melhor eficiência na aplicação de força ao pedal e menor ativação muscular, quando comparados a não-atletas.

2.2 Métodos

Sujeitos

Doze ciclistas, dez triatletas e doze não-atletas participaram deste estudo. Informações sobre a idade, massa, estatura, potência máxima, máximo consumo de oxigênio e potência máxima normalizada pela massa corporal são encontradas na Tabela 1. Antes do início da sessão de avaliação, todos os procedimentos do presente estudo foram apresentados aos participantes, que assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo comitê de ética em pesquisa humana da universidade onde o estudo foi conduzido.

Critérios de inclusão

Os sujeitos incluídos neste estudo: (1) possuem entre 20 e 35 anos de idade; (2) ser do sexo masculino; (3) estar treinando habitualmente a pelo menos 2 anos na sua respectiva modalidade esportiva; (4) para os ciclistas, possuir um volume mínimo de 300 km semanais; e para os triatletas um volume mínimo de 300 km (entre ciclismo, corrida e natação); (5) possuir pelo menos 5 anos de experiência esportiva na respectiva modalidade; (6) preferencialmente, participar de competições esportivas na sua

respectiva modalidade. Foram incluídos no grupo controle sujeitos fisicamente ativos não-atletas, selecionados junto à Escola de Educação Física.

Critérios de exclusão

Foram excluídos deste estudo os sujeitos: (1) histórico de lesão nos músculos do quadríceps e isquiotibiais, e nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, seis meses previamente a realização dos testes; (2) realizarem durante o período de dois meses previamente ao início da realização dos testes e durante os mesmos, qualquer tipo de treinamento que não seja a sua modalidade esportiva; (3) possuírem algum tipo de deficiência no sistema nervoso central (SNC) e ou sistema nervoso periférico (SNP); (4) possuírem algum tipo de doença cardiopulmonar, e (5) não preencherem os critérios de inclusão do estudo.

Tabela 1. Características dos atletas e dos não-atletas (média \pm desvio-padrão). Potência máxima ($PO_{Máx}$), potência máxima normalizada pela massa corporal (PO/kg), consumo máximo de oxigênio (VO_{2Max}) e volume de treinamento de ciclismo (VT).

	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)	$PO_{Máx}$ (W)	PO/kg	VO_{2Max} (ml.kg ⁻¹)	VT (km/semana)
Ciclistas	28,4 \pm	70,9 \pm	177,4 \pm	375,0 \pm	5,3 \pm	64,1 \pm	368,2 \pm
	6,6	6,8	9,7	30,1	0,5	5,0	69,5
Triatletas	28,4 \pm	76,8 \pm	180,6 \pm	386,1 \pm	5,1 \pm	59,3 \pm	265,0 \pm
	8,8	9,9	7,3	45,3	0,5	5,1	67,1 [#]
Não-Atletas	24,3 \pm	73,4 \pm	175,1 \pm	289,6 \pm	4,0 \pm	49,3 \pm	
	3,0	6,1	5,1	48,2*	0,7*	7,2*	

* diferença significativa entre atletas (ciclistas e triatletas) e não-atletas; # diferença significativa entre ciclistas e triatletas ($p < 0,05$).

Protocolo

Na primeira sessão de avaliação, variáveis antropométricas (massa e estatura) foram medidas de acordo com os protocolos da ISAK (*International Society for the Advancement of Kinanthropometry*). Comprimento do fêmur foi mensurado a partir do trocânter maior até o côndilo femoral lateral. Depois disto, os participantes (homens) realizaram um aquecimento de 10 minutos a 150 W antes do início do teste e foram

avaliados em sua própria bicicleta, posicionada em um ciclossimulador estacionário (Computrainer, ProLab 3D, Racermate Inc., Seattle, EUA) para determinar a máxima potência e o máximo consumo de oxigênio. O protocolo consistiu em um teste máximo iniciando a 100 W, com incremento de 25 W por minuto até a exaustão (o teste era interrompido se o participante não mente-se a cadência em pelo menos 70 rpm ou entrasse em exaustão). A cadência foi controlada por meio de *feedback* visual a 90 rpm (Computrainer, ProLab 3D, Racermate Inc., Seattle, EUA). O consumo de oxigênio foi mensurado por meio de um circuito aberto de troca de gases (CPX/D, Medical Graphics Corp., EUA). Antes do início do teste incremental, concentrações conhecidas de O₂ e CO₂ foram utilizadas para a calibração do sistema.

Na segunda sessão, os participantes realizaram um aquecimento de 10 minutos a 150 W antes do início do teste. Os sujeitos foram avaliados em sua própria bicicleta acoplada a um ciclossimulador, a fim de mensurar as forças aplicadas no pedal direito, ativação muscular, cinemática articular e arquitetura muscular. O protocolo consistiu em um teste de 30 segundos com carga correspondente a máxima potência alcançada no teste incremental. A cadência foi controlada a 90 rpm usando *feedback* visual. Os dados foram adquiridos nos últimos 20 segundos do teste.

Coleta de Dados

Componentes normal e anteroposterior de força no pedal direito foram mensuradas utilizando um pedal instrumentado plataforma 2D (NABINGER; ITURRIOZ; ZARO, 2002). Cinemática do membro inferior direito foi adquirida usando pontos de referência na articulação do quadril, joelho e tornozelo. Marcadores reflexivos foram colocados no lado direito dos sujeitos na espinha ilíaca ântero-superior, trocânter maior, côndilo femoral lateral, maléolo lateral, e dois no pedal (anterior e posterior). Dois marcadores foram posicionados no quadro da bicicleta a uma distância conhecida a fim de calibrar o sistema. A ativação muscular foi mensurada por meio de eletromiografia de superfície nos músculos vasto medial, reto femoral, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio medial e sóleo usando um sistema de eletromiografia Bortec (AMT-8, Bortec Eletrônicos, Canadá). Pares de eletrodos (configuração bipolar) com distância de 22 mm (entre os eletrodos) foram posicionados na pele após raspagem dos pelos e limpeza da área com abrasão com álcool a fim de reduzir a impedância da pele. Todos esses procedimentos são recomendados pela Sociedade Internacional de Eletromiografia e Cinesiologia (DE LUCA, 1997;

MERLETTI *et al.*, 2009). Os eletrodos foram posicionados sobre o ventre muscular, um terço do comprimento muscular a partir do ponto médio (evitando a junção musculotendão) em paralelo com as fibras musculares e coladas a pele com fita micropore (3M, EUA). Um eletrodo de referência foi posicionado sobre uma proeminência óssea (superfície anterior da tíbia) eletricamente neutra. Os cabos dos eletrodos foram fixados a pele com bandas de elástico a fim de reduzir o movimento dos artefatos. A arquitetura muscular foi mensurada no músculo vasto lateral direito usando uma sonda (60 mm linear e 7,5 MHz frequência) conectada a um sistema de ultrassonografia (ALOKA, SSD 4000, 51 Hz, Japão). A sonda foi posicionada longitudinalmente ao ventre muscular a 50% do comprimento da coxa (BLAZEVIK; GILL; ZHOU, 2006). Um marcador com fita micropore foi posicionado junto à pele sob a sonda a fim de controlar a posição da mesma sobre a pele.

A força no pedal foi registrada a 600 Hz por canal utilizando um sistema Entran MSC6 (Entran Ltd., Inglaterra) e uma placa conversora de 16-bits análogo-digital (DI220, DataQ Instrumentos, EUA) utilizando o *software* WINDAQ® (WINDAQ, DataQ Instrumentos, EUA). A cinemática dos dados foi adquirida a 60 quadros por segundo usando *AVT ActiveCam viewer software* (Allied Vision Technologies, Alemanha). A EMG foi registrada a 2100 Hz usando um Elétromiográfico de 8 canais (DataQ instrumentos, EUA), um sistema conversor de 16-bits análogo-digital (DI720, DataQ Instrumentos, EUA) e o *software* WINDAQ® (WINDAQ, DataQ Instrumentos, EUA). Um gravador de DVD (R130/XAZ, 30 Hz Samsung, Coreia do Sul) foi usado para gravar as imagens de arquitetura muscular para posterior análise. Os sistemas foram sincronizados por meio de um *trigger* externo (MURAOKA *et al.*, 2001).

Análise dos dados

Os sinais de força foram filtrados utilizando um filtro de terceira ordem passa baixa Butterworth com frequência de ordem definida para minimizar os resíduos do sinal, conforme descrito por WINTER (2005). Componentes de força normal e antero-posterior foram convertidos para componente tangencial ao pedivela (força efetiva) a fim de calcular o índice de efetividade, que se dá pela razão entre a força efetiva e força total (força resultante) (ROSSATO *et al.*, 2008). Os dados de força foram divididos em dez ciclos consecutivos a fim de calcular a média de cada sujeito. Os dados de força foram analisados *offline* usando rotinas matemáticas escritas em ambiente MATLAB® (MathWorks, EUA).

Os marcadores reflexivos dos vídeos foram rastreados e digitalizados automaticamente pelo *software* Skill Spector (Video4Coach, Dinamarca) para as coordenadas (x-y) ao longo do tempo. A cinemática foi suavizada por meio de um filtro de segunda ordem passa baixa Butterworth com frequência de corte a fim de reduzir os resíduos do sinal (WINTER, 2005). Os ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo foram calculados a partir dos dados suavizados por meio das coordenadas x-y. A unidade músculo-tendão do vasto lateral foi calculada usando o modelo de Hawkins e Hull (1990) em uma rotina escrita em ambiente MATLAB[®] (MathWorks, EUA).

Os sinais EMG foram filtrados utilizando um filtro passa baixa Butterworth com frequências de corte de 20 a 500Hz e corte de frequências otimizadas reduzindo os resíduos do sinal (WINTER, 2005). Os sinais foram cortados a partir da média de dez ciclos do pedivela para cada músculo, para cada sujeito. O envelope RMS foi normalizado a partir da média do RMS dos dez ciclos. Análises da EMG foram realizadas por meio de uma rotina matemática em ambiente MATLAB[®] (MathWorks, EUA).

Os arquivos de vídeo (ultrassonografia) foram extraídos a partir dos *triggers* externos editados no *software* Virtual Dub (Avery Lee, EUA). Marcadores nos quadros de ultrassonografia foram digitalizados para a calibração da mesma para cada sujeito. Os quadros foram rastreados manualmente por dois avaliadores experientes a fim de avaliar as seguintes estruturas em cada quadro (Figura 2): Espessura muscular é definida como a distância média no eixo y entre a aponeurose superficial e a aponeurose profunda. O ângulo de penação foi calculado por meio da média do ângulo entre a aponeurose profunda e o fascículo muscular. O comprimento de fascículo foi calculado pela razão entre a espessura do músculo e o seno do ângulo de penação, normalizado pelo comprimento do fêmur. O processamento das variáveis de arquitetura foi realizado em ambiente MATLAB[®] (MathWorks, EUA).

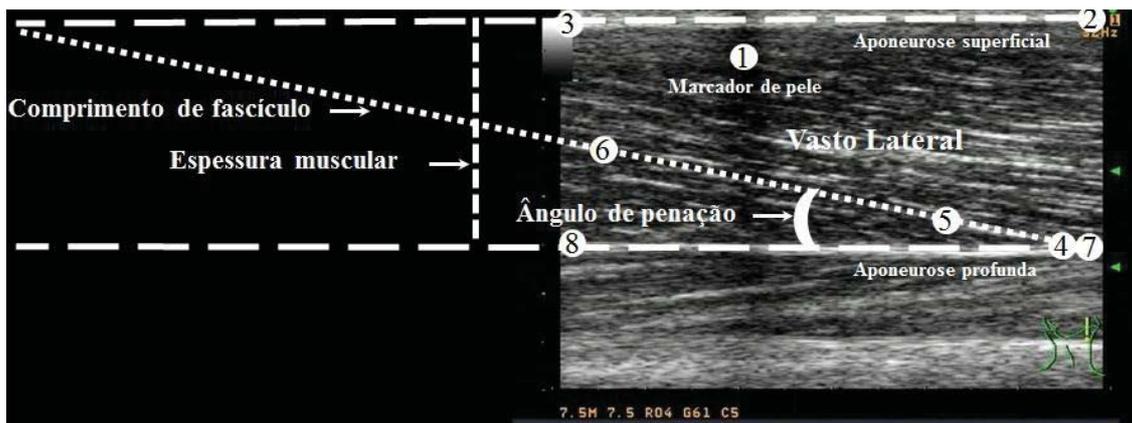


Figura 2. Ilustração da arquitetura do músculo vasto lateral. Marcadores (números) digitalizados para cada quadro do vídeo de ultrassonografia: (1) marcador de pele; (2-3) aponeurose superficial; (4) inserção do fascículo na aponeurose profunda; (5-6) fascículo; e (7-8) aponeurose profunda. Comprimento de fascículo é definido como a distância entre a inserção na aponeurose profunda até a inserção na aponeurose superficial. O ângulo de penetração é definido com o ângulo entre a aponeurose profunda e o fascículo. A espessura muscular é definida como a distância perpendicular entre a aponeurose superficial e a aponeurose profunda.

A média de janelas de 90° do pedivela foi calculada para todas as variáveis de EMG, arquitetura muscular, unidade músculo-tendão e força no pedal, a fim de comparar os grupos de sujeitos durante o ciclo de pedalada, totalizando quatro janelas, representando os quatro quadrantes do ciclo de pedalada para cada variável para cada sujeito.

Análise Estatística

A normalidade e a homogeneidade dos dados foram testadas por meio dos testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. ANOVA univariada foi utilizada para a comparação da força total (resultante), índice de efetividade, RMS dos músculos avaliados, unidade músculo-tendão do vasto lateral e arquitetura muscular (espessura muscular, ângulo de penetração e comprimento de fascículo) entre os grupos (ciclistas, triatletas e não atletas). Os efeitos principais significativos foram identificados pelo teste *post hoc* LSD. Análise e estatística foi realizada com o *software* SPSS 17.0 for Windows (nível de significância $\alpha = 0,05$ e poder observado $> 0,80$).

2.3 Resultados

Os resultados e discussão são divididos em quatro quadrantes do ciclo de pedalada (0° a 90° = primeiro quadrante; 91° a 180° = segundo quadrante; 181° a 270° = terceiro quadrante; e 271° a 360° = quarto quadrante) Figura 3.

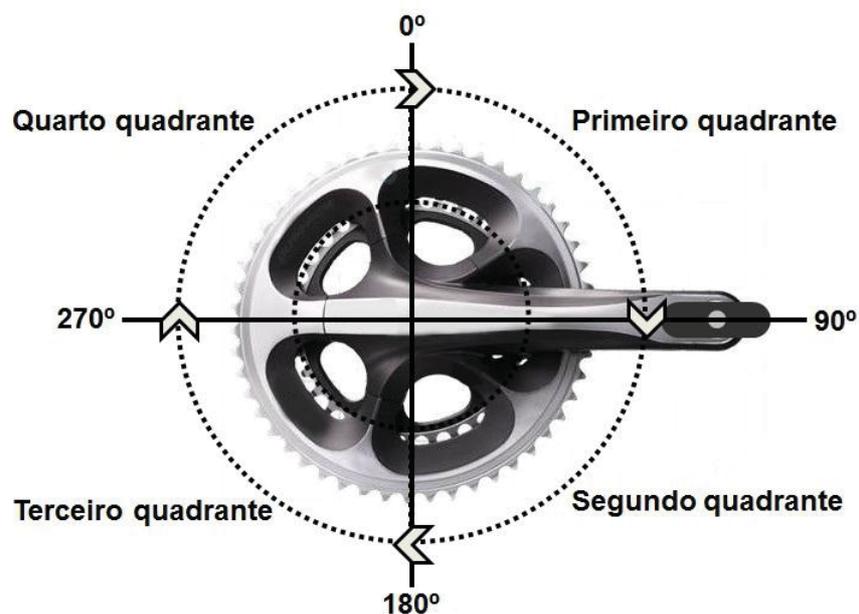


Figura 3: Ciclo de pedalada dividido em quatro quadrantes.

Houve diferença significativa na comparação das variáveis de arquitetura muscular entre os grupos. Os grupos de atletas apresentaram maior ângulo de penação e menor comprimento de fascículo, quando comparados aos não-atletas em quase todos os ângulos do ciclo de pedalada ($p < 0,05$ e poder observado = 0,91 a 0,92), sem diferenças entre ciclistas e triatletas ($p < 0,05$ e poder observado = 0,91 a 0,92). Contudo, os grupos de sujeitos não diferiram na arquitetura muscular e na unidade músculo-tendão para todos os ângulos ($p > 0,05$ e poder observado = 0,05 a 0,55), como mostrado na Figura 4.

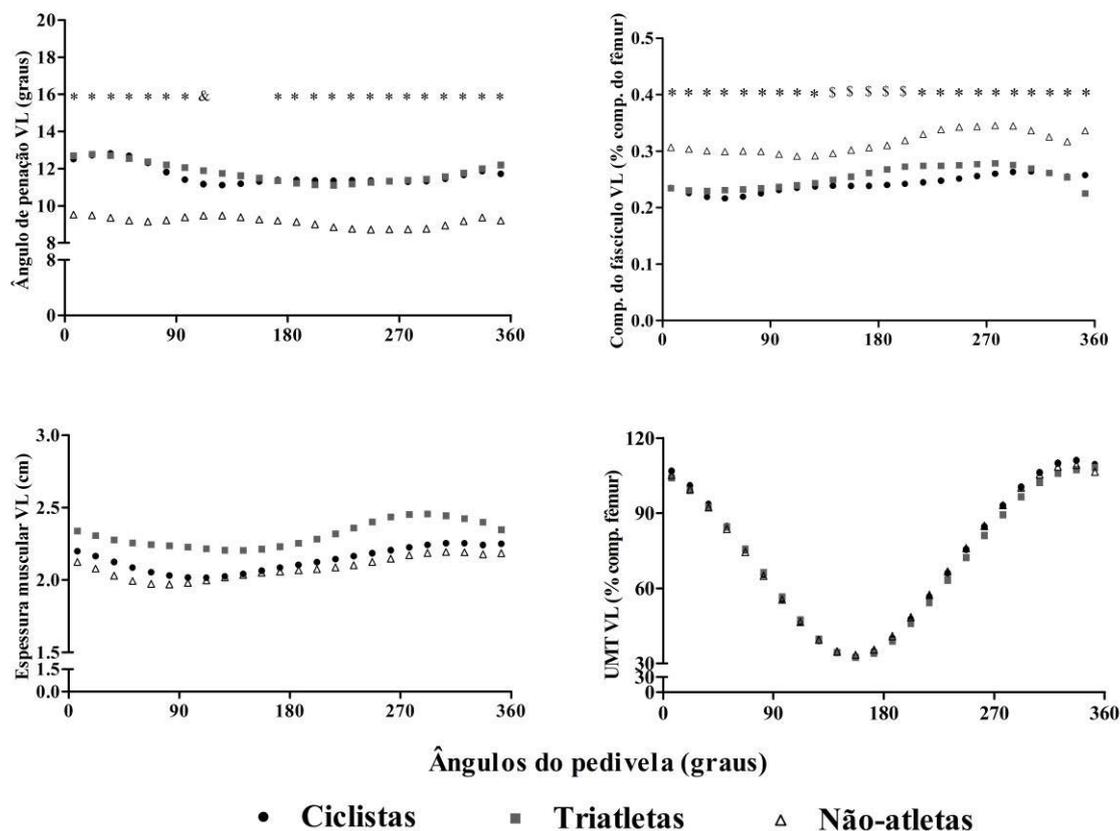


Figura 4. Valores médios do comprimento de fascículo, ângulo de penetração, espessura muscular e unidade músculo-tendão (UMT) do músculo vasto lateral (VL) durante o ciclo de pedalada de ciclistas, triatletas e não-atletas.

* diferença significativa entre atletas e não-atletas ($p < 0,05$).

& diferença significativa entre triatletas e não-atletas ($p < 0,05$).

§ diferença significativa entre ciclistas e não-atletas ($p < 0,05$).

Diferenças significativas foram observadas entre os grupos na ativação muscular. A ativação muscular do músculo vasto medial foi maior no segundo quadrante em triatletas comparado a não-atletas ($p < 0,05$ e poder observado = 0,93). Reto femoral de triatletas apresentou maior ativação no primeiro e no quarto quadrantes, quando comparado a ciclistas e não-atletas ($p < 0,05$ e poder observado = 0,99). Além disso, ciclistas também ativaram mais o músculo reto femoral que não-atletas no quarto quadrante ($p < 0,05$ e poder observado = 0,99). Triatletas apresentaram maior ativação do músculo bíceps femoral no terceiro quadrante, quando comparado a ciclistas e não-

atletas ($p < 0,05$ e poder observado = 0,99). O músculo tibial anterior de não-atletas foi mais ativado no terceiro e quarto quadrantes comparados a triatletas e no terceiro quadrante comparado a ciclistas ($p < 0,05$ e poder observado = 0,90). Ciclistas apresentaram maior ativação que triatletas no mesmo músculo no quarto quadrante ($p < 0,05$ e poder observado = 0,90). A ativação do músculo gastrocnêmio medial não diferiu entre os grupos ($p < 0,05$ e poder observado = 0,78). Triatletas e não-atletas apresentaram maior ativação do sóleo que ciclistas no primeiro quadrante ($p < 0,05$ e poder observado = 0,78). Contudo, ciclistas apresentaram maior ativação do sóleo no segundo quadrante, quando comparado a triatletas e não-atletas ($p < 0,05$ e poder observado = 0,78), como mostrado na Figura 5.

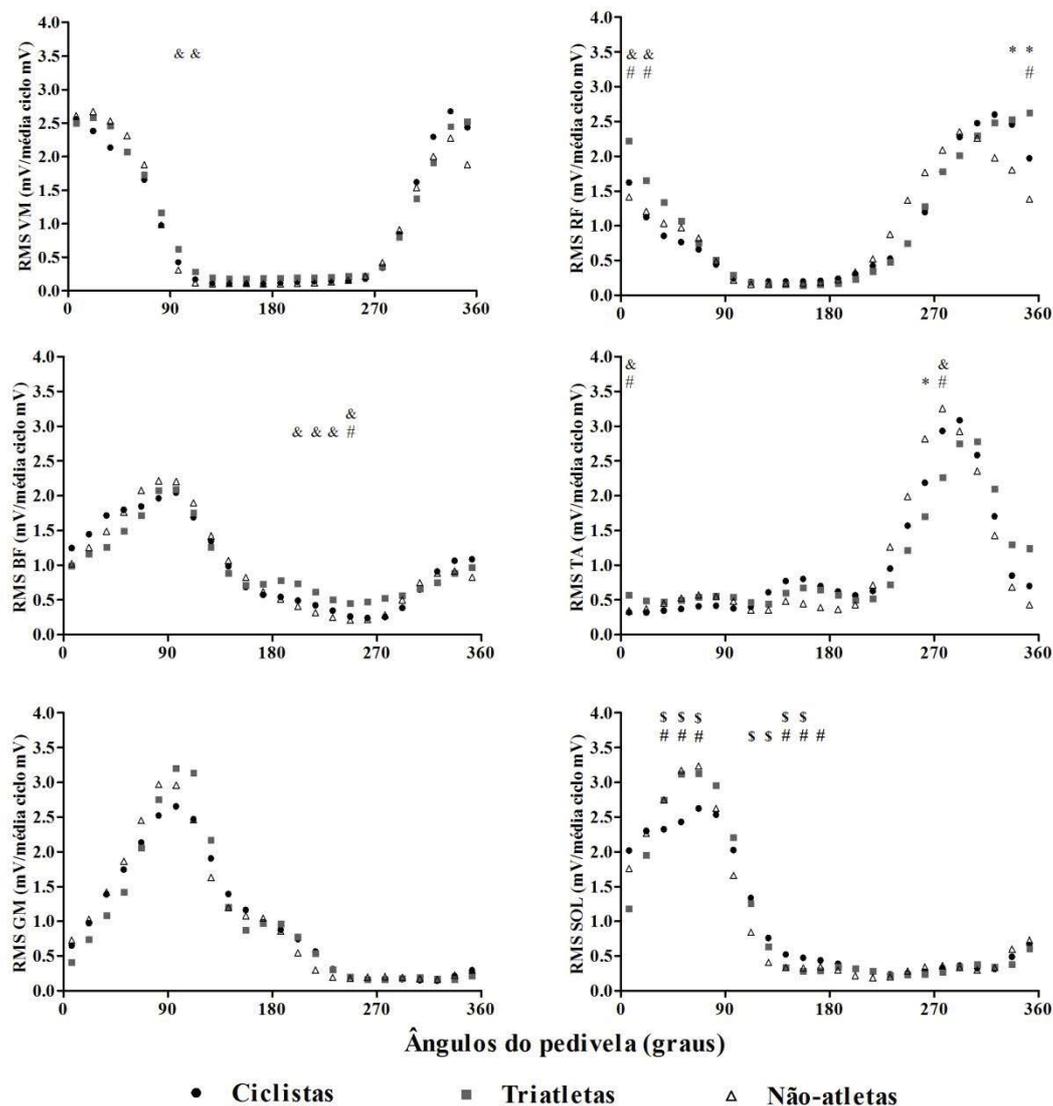


Figura 5. Média de ativação dos músculos vasto medial (VM), reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM) e sóleo (SOL) durante o ciclo de pedalada em ciclistas, triatletas e não-atletas.

* diferença significativa entre atletas e não-atletas ($p < 0,05$).

& diferença significativa entre triatletas e não-atletas ($p < 0,05$).

§ diferença significativa entre ciclistas e não-atletas ($p < 0,05$).

diferença significativa entre ciclistas e triatletas ($p < 0,05$)

A força resultante foi significativamente diferente entre os grupos de sujeitos no ciclo de pedalada. Triatletas aplicaram maior força resultante no pedal comparados a

não-atletas no segundo quadrante ($p < 0,05$ e poder observado = 0,83). Contudo, não-atletas apresentaram maior força resultante no pedal comparados a ciclistas e triatletas no quarto quadrante ($p < 0,05$ e poder observado = 0,83). O índice de efetividade foi maior para os grupos de atletas comparados aos não-atletas. Triatletas foram mais efetivos no terceiro quadrante e “menos inefetivos” no final do terceiro quadrante ($p < 0,05$ e poder observado = 0,81). Similarmente, ciclistas foram mais efetivos no terceiro quadrante e “menos inefetivos” no final do terceiro e no quarto quadrantes ($p < 0,05$ e poder observado = 0,81), como apresentado na Figura 6.

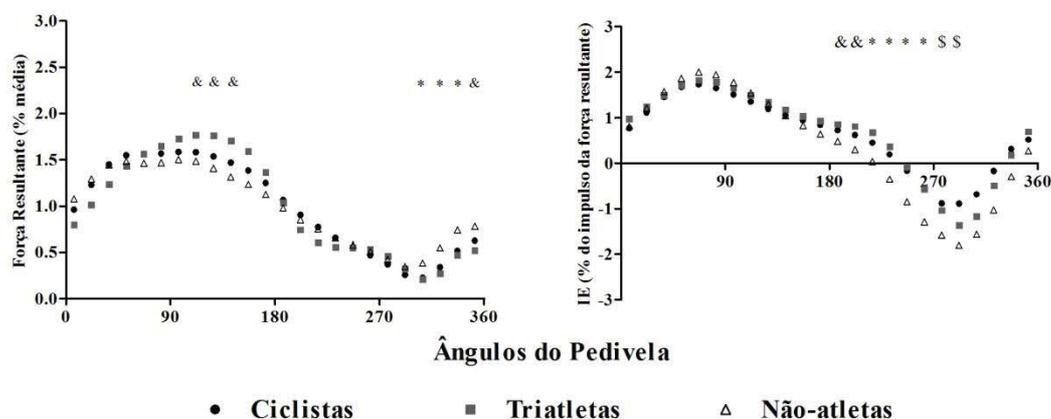


Figure 6. Média da força resultante e do índice de efetividade (IE) durante o ciclo de pedalada em ciclistas, triatletas e não-atletas.

* diferença significativa entre atletas e não-atletas ($p < 0,05$).

& diferença significativa entre triatletas e não-atletas ($p < 0,05$).

§ diferença significativa entre ciclistas e não-atletas ($p < 0,05$).

2.4 Discussão

O propósito deste estudo foi comparar se possíveis adaptações ocasionadas pelo treinamento de ciclistas e triatletas produzem adaptações morfológicas e neurais, juntamente com a capacidade de aplicação de força no pedal, considerando o nível de esforço máximo (correspondente à máxima potência realizada no primeiro dia) para os três grupos de sujeitos avaliados (ciclistas, triatletas e não-atletas). Parâmetros antropométricos (idade, massa e estatura) foram similares entre os grupos. Contudo, a máxima potência (PO), máxima potência normalizada pela massa corporal (PO/kg) e o máximo consumo de oxigênio (VO_{2max}) foram maiores para os grupos de atletas em

relação aos não-atletas (tabela 1). Diferenças na arquitetura muscular, ativação muscular e na técnica de pedalada também foram observadas entre os grupos de atletas comparados aos não-atletas durante o ciclo de pedalada. Contudo, poucas mudanças entre ciclistas e triatletas foram observadas.

Os grupos de atletas apresentaram menor comprimento de fascículo e maior ângulo de penação, sem alterações na espessura muscular e unidade músculo-tendão em relação aos não-atletas. Estes resultados indicam adaptações similares na arquitetura muscular do vasto lateral e unidade músculo-tendão dos vastos entre ciclistas e triatletas. Portanto, o treinamento multidisciplinar de triatletas (corrida, ciclismo e natação), parece não alterar a arquitetura muscular do vasto lateral comparada a de ciclistas. Por outro lado, ambos os grupos de atletas apresentaram menor comprimento de fascículo e ângulo de penação aumentado do músculo vasto lateral, comparados a não-atletas. Esta adaptação pode estar relacionada ao aumento da área de secção transversa fisiológica dos grupos de atletas devido ao treinamento (NARICI, 1999). A redução do comprimento de fascículo nos grupos de atletas comparados aos não-atletas, pode estar relacionada a redução do número de sarcômeros em série em ambo os grupos de atletas, causada pelo treinamento concêntrico de ciclismo (GLEESON *et al.*, 2003). Esta redução do número de sarcômeros em série pode estar associada à otimização do comprimento dos sarcômeros para o melhor aproveitamento da produção de força durante o ciclo de pedalada (AUSTIN; NILWIK; HERZOG, 2010).

A redução observada no comprimento do fascículo sem alterações na unidade músculo-tendão sugere que a adaptação do treinamento de ciclistas e triatletas pode ser mais evidente para os tecidos conectivos ao invés tecidos contráteis (fascículo). Kubo *et al.* (2002) demonstraram maior quantidade de tecidos conectivos (endomísio, perimísio e epimísio) em músculos com mais fibras em paralelo, acrescentando que corredores com pelo menos cinco anos de experiência de treinamento possuem incremento de 22% na área de secção transversa do tendão, comparados a não-corredores (MAGNUSSON *et al.*, 2008). Estas descobertas podem explicar os resultados deste estudo, onde ciclistas e triatletas tinham pelo menos cinco anos de experiência no esporte, apesar de que não mensuramos a área de secção transversa do tendão no presente estudo. Contudo, a primeira hipótese pode ser rejeitada já que o treinamento multidisciplinar de triatletas não alterou a arquitetura muscular durante o ciclo de pedalada comparada a de ciclistas como era esperado.

Triatletas apresentaram maior ativação do músculo reto femoral no início e no final do ciclo de pedalada em relação a ciclistas e não-atletas. Este aumento da ativação do reto femoral pode estar relacionado ao treinamento multidisciplinar dos triatletas, que pode estar sendo ativado em menores comprimentos durante o ciclismo, comparado à corrida. Esta adaptação intrínseca do reto femoral foi sugerida por Herzog *et al.* (1991) e Salvelberg e Meijer (2003), que demonstraram que corredores e ciclistas apresentam diferenças na produção de força muscular prevista do reto femoral. Estas diferenças na exigência mecânica no uso do músculo reto femoral por triatletas indicam que os mesmos requerem maior ativação do reto femoral, comparado a ciclistas e por sua vez reduzem a economia neuromuscular durante o ciclo de pedalada (CANDOTTI *et al.*, 2009). Por outro lado, o músculo sóleo apresentou maior ativação no primeiro quadrante em triatletas e não-atletas, em relação a ciclistas, contudo ciclistas tem maior ativação do sóleo que triatletas e não-atletas no segundo quadrante. Apesar de ter algumas diferenças na ativação muscular dos músculos vasto medial, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio medial, estas não foram substanciais e, portanto, não indicam diferenças entre os grupos.

A comparação das forças aplicadas ao pedal durante o ciclo de pedalada destaca diferenças entre os grupos de sujeitos. A força resultante aplicada por triatletas é significativamente maior que a de não-atletas no segundo quadrante, mas não difere dos ciclistas. Em relação ao índice de efetividade, que está associado à técnica de pedalada (ROSSATO *et al.*, 2008), os grupos de atletas apresentaram similar técnica de pedalada durante a fase de propulsão do ciclo de pedalada. No entanto, durante a fase de recuperação, um declínio maior da técnica de pedalada é observado para o grupo de não-atletas. Estes resultados demonstram que a técnica de pedalada de ciclistas e triatletas parece ser melhor que a de não-atletas no terceiro e quarto quadrantes do ciclo de pedalada.

Os resultados deste estudo mostraram similaridades entre os grupos de atletas na maioria das variáveis. Estes resultados podem estar relacionados à semelhança no desempenho em laboratório (p. ex. máxima potência e máximo consumo de oxigênio) entre os grupos. Os resultados deste estudo são conflitantes com outros estudos, que demonstram adaptações específicas entre ciclistas e triatletas (CANDOTTI *et al.*, 2007), que encontraram similaridades na massa e estatura entre ciclistas e triatletas corroborando com nosso estudo. Por outro lado, os mesmo autores, encontram que

ciclistas apresentaram maior produção de potência e maior consumo de oxigênio em relação a triatletas. Estes contrastes podem explicar as diferenças encontradas pelos autores na ativação muscular e na capacidade de produção de força entre os grupos de atletas.

Futuras pesquisas poderiam realizar melhorias na avaliação de arquitetura muscular com o uso do dinamômetro isocinético. Esta técnica, juntamente com a ultrassonografia, poderia demonstrar possíveis diferenças na arquitetura muscular e na produção de força (torque) entre ciclistas e triatletas. Contraste com um grupo de corredores também seria relevante para comparação juntamente com ciclistas e triatletas, a fim de entender a mudanças ocasionadas pelo treinamento da corrida no sistema neuromuscular.

2.6 Conclusão

A arquitetura muscular e a força aplicada ao pedal são similares entre ciclistas e triatletas. A maior ativação do reto femoral pode ser relacionada a uma adaptação especial do treinamento de triatletas, comparada a de ciclistas. Ciclistas e triatletas apresentam menor comprimento de fascículo e maior ângulo de penação comparados a não-atletas durante o ciclo de pedalada. Os grupos de atletas apresentam melhor técnica de pedalada em relação aos não-atletas.

CAPÍTULO III

EFEITOS DA CARGA DE TRABALHO NA FORÇA NO PEDAL, ATIVAÇÃO E ARQUITETURA MUSCULAR EM CICLISTAS, TRIATLETAS E NÃO-ATLETAS

Fábio J. Lanferdini, Rodrigo R. Bini, Fernando Diefenthaler, Carlos B. Mota e Marco A. Vaz

3.1 Introdução

Diferenças de distintos programas de treinamento no ciclismo podem adaptar o músculo esquelético e, conseqüentemente, a capacidade de produção de força. O triathlon, por exemplo, envolve diferentes disciplinas além do ciclismo: corrida e natação (SURIANO e BISHOP, 2010). Apesar das similaridades nas demandas aeróbicas entre o treinamento de ciclismo e o de triathlon (SURIANO e BISHOP, 2010), os treinamentos de corrida e ciclismo alteram de distintas formas a capacidade de produção de força do músculo reto femoral como determinado através da relação força-comprimento (HERZOG *et al.*, 1991). Em oposição a este estudo, Ullrich e Brueggemann, (2008) observaram similaridade na relação torque-ângulo e ativação muscular do quadríceps entre grupos de atletas fundistas (corredores, ciclistas e triatletas). Portanto, não está claro se existem diferenças entre distintos grupos de atletas fundistas na capacidade de produção de força muscular (ex. força produzida por triatletas e ciclistas durante o ciclo de pedalada).

Estruturas passivas também podem desempenhar um papel na produção de força, transferindo a mesma dos membros inferiores para os pedais (MURAOKA *et al.*, 2001), de modo que a unidade músculo-tendão carece de uma análise mais aprofundada durante o ciclo de pedalada. Além disso, estudos prévios se limitaram a avaliar a capacidade de produção de força em baixas cargas de trabalho (~100 W) e baixas cadências (40 rpm) em não-atletas (MURAOKA *et al.*, 2001), impossibilitando a identificação de possíveis diferenças no ciclo de pedalada em uma situação mais próxima daquela utilizada por atletas que praticam o ciclismo. A magnitude da carga de trabalho não parece afetar o comprimento das estruturas ativas do músculo esquelético

(ex. comprimento de fascículo) durante o ciclismo (AUSTIN; NILWIK; HERZOG, 2010), mas parece provocar mudanças do comprimento das estruturas passivas (ex. tendões). Caso diferentes modalidades esportivas levem a alterações na estrutura e no funcionamento dos componentes elásticos do músculo, isso pode acarretar mudanças nas relações força-comprimento e força-velocidade entre os atletas de diferentes modalidades. Contudo, não foi encontrado nenhum estudo até a presente data que tenha investigado os efeitos do nível da carga de trabalho sobre a unidade músculo-tendão (ex. comprimento das estruturas ativas e passivas no músculo esquelético).

Adaptações neuromusculares em ciclistas e triatletas podem ser diferentes, e devidas ao treinamento multidisciplinar de triatletas. Chapman *et al.* (2007) sugerem que o recrutamento muscular é menos desenvolvido em triatletas em relação a ciclistas durante a pedalada. A aplicação de força durante a pedalada também pode ser diferente entre as modalidades esportivas. Candotti *et al.* (2007) reportam que ciclistas apresentam maior índice de efetividade (razão entre a força propulsiva em relação a força total aplicada ao pedal) a 60 e 75 rpm. Maior eficiência de ciclistas competitivos em relação a não-ciclistas foi observada nas forças aplicadas ao pedal (MORNIEUX *et al.*, 2008), mas não na comparação entre ciclistas competitivos e ciclistas recreacionais (SANDERSON, 1991). A cinemática articular também parece ser mais variável em ciclistas menos experientes comparados a ciclistas de elite (CHAPMAN *et al.*, 2009). Portanto, diferenças no padrão de coordenação seriam de se esperar entre ciclistas, triatletas e não-atletas.

Estudos reportam que o incremento da carga de trabalho aumenta a ativação de músculos do membro inferior (MACINTOSH; NEPTUNE; HORTON, 2000; BIJKER; DE GROOT; HOLLANDER, 2002; HUG e DOREL, 2009). No entanto, a maioria dos estudos utilizou cargas de trabalho absolutas, que resulta em diferentes intensidades de exercício. Apenas Candotti *et al.* (2009) compararam ciclistas e triatletas em intensidades similares de exercício (ex. carga de trabalho do limiar ventilatório), mas limitaram-se à análise da co-ativação. Comparação adicional da magnitude de ativação em um maior número de músculos do membro inferior lançaria luz sobre as estratégias de recrutamento entre ciclistas e triatletas. Incrementos da carga de trabalho também provocam incremento das forças aplicadas ao pedal. Estudos demonstram que níveis elevados de carga de trabalho aumentam a aplicação de força no pedal (PATTERSON e MORENO, 1990; ROSSATO *et al.*, 2008), mas resultados conflitantes são observados

quanto a eficiência das forças aplicadas ao pedal. O aumento da eficiência das forças aplicadas ao pedal são controversos Black; Sanderson; Hennig, (1993) e Zameziati *et al.*, (2006) encontram aumento da eficiência, enquanto que Bini e Diefenthaler (2010) não encontraram alterações, ambos os estudos são com o incremento da carga de trabalho.

Até o momento, não há evidências claras de que o treinamento de ciclistas e triatletas altera a arquitetura muscular, unidade músculo-tendão, ativação muscular e forças aplicadas ao pedal durante ensaios em laboratório. Além disso, o efeito do nível da carga de trabalho na eficiência de aplicação de força no pedal não está claro, particularmente na comparação entre ciclistas e triatletas.

Portanto, o objetivo deste estudo é comparar os efeitos da carga de trabalho na arquitetura muscular, ativação muscular, unidade músculo-tendão e forças aplicadas ao pedal entre ciclistas, triatletas e não-atletas. A primeira hipótese é que haverá diferenças entre ciclistas e triatletas e devem provocar mudanças na arquitetura muscular, ativação e forças durante o ciclo de pedalada. Triatletas devem apresentar menor comprimento de fascículo e menor eficiência das forças aplicadas ao pedal, além de maior ativação de músculos do membro inferior comparados a ciclistas. A segunda hipótese é de que ciclistas e triatletas terão menor comprimento de fascículo, maior eficiência nas forças e menor ativação comparados a não-atletas. A terceira hipótese é que o nível da carga de trabalho não deve mudar a arquitetura muscular e a unidade músculo-tendão. Contudo, haverá incremento da ativação muscular e força resultante, sem alteração no índice de efetividade para todos os grupos.

3.2 Métodos

Sujeitos

Doze ciclistas, dez triatletas e doze não-atletas, todos do sexo masculino participaram deste estudo. As características dos grupos são apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2. Características dos grupos de atletas e do grupo de não-atletas (média \pm desvio-padrão). Medidas antropométricas, potência máxima ($PO_{Máx}$), potência máxima normalizada pela massa corporal (PO/kg), máximo consumo de oxigênio ($VO_{2Máx}$), potência do segundo limiar ventilatório (PO_{LV2}), potência do segundo limiar ventilatório normalizada pela massa corporal (PO_{LV2}/kg), consumo de oxigênio do segundo limiar ventilatório (LV2), potência do primeiro limiar ventilatório (PO_{LV1}), potência do primeiro limiar ventilatório normalizada pela massa corporal (PO_{LV1}/kg), consumo de oxigênio do primeiro limiar ventilatório (LV1).

	Ciclistas	Triatletas	Não-atletas
Idade (anos)	28 \pm 6,6	28 \pm 8,8	24 \pm 3,0
Massa (kg)	71 \pm 6,8	77 \pm 9,9	73 \pm 6,1
Estatura (cm)	177 \pm 9,7	181 \pm 7,3	175 \pm 5,1
$PO_{Máx}$ (W)	375 \pm 30,1†	386 \pm 45,3†	290 \pm 48,2
$PO_{Máx}/kg$	5 \pm 0,5†	5 \pm 0,5†	4 \pm 0,7
$VO_{2Máx}$ (ml/kg/min)	64 \pm 5,0†	59 \pm 5,1†	49 \pm 7,2
PO_{LV2} (W)	315 \pm 49,4†	321 \pm 36,4†	239 \pm 42,5
PO_{LV2}/kg	5 \pm 0,8†	4 \pm 0,5†	3 \pm 0,6
LV2 (ml/kg/min)	52 \pm 6,2†	47 \pm 5,8†	40 \pm 6,4
PO_{LV1} (W)	214 \pm 46,6†	184 \pm 41,3	156 \pm 40,1
PO_{LV1}/kg	3 \pm 0,5†‡	2 \pm 0,6	2 \pm 0,5
LV1 (ml/kg/min)	39 \pm 4,7†‡	33 \pm 6,1	30 \pm 4,5

† diferença significativa entre atletas e não-atletas ($p < 0,05$).

‡ diferença significativa entre ciclistas e triatletas ($p < 0,05$).

Previamente ao início da sessão de avaliação, todos os procedimentos foram apresentados aos participantes, que assinaram termo de consentimento aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Humana da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Protocolo

Na primeira sessão de avaliação foram avaliadas as medidas antropométricas (massa e estatura) de acordo com os protocolos ISAK (International Society for the Advancement of Kinanthropometry) (MARFELL-JONES *et al.*, 2006). O comprimento do fêmur foi mensurado entre o trocânter maior e o côndilo femoral lateral com os sujeitos em decúbito ventral. Depois disto, os sujeitos realizaram um aquecimento a 150 W com 10 minutos de duração antes do início do teste. Ciclistas e triatletas foram avaliados na sua própria bicicleta montada sobre um ciclossimulador (Computrainer, ProLab 3D, Racermate, EUA) para determinar a potência máxima e o consumo de oxigênio. Não-atletas usaram uma bicicleta de ciclismo de estrada, adequando as medidas de acordo com a antropometria corporal de cada sujeito, seguindo recomendações da ISAK (DE VEY MESTDAGH, 1998; BINI; HUME; CROFT, 2011). O protocolo consistiu em um teste com incremento de 25 W por minuto até a exaustão. Cadência de pedalada foi controlada a 90 ± 2 rpm para todos os sujeitos por meio de *feedback* visual do próprio ciclossimulador (Computrainer, ProLab 3D, Racermate, EUA). Todos os participantes foram instruídos a manter as mãos sobre a parte superior do guidão durante o teste. O consumo de oxigênio foi mensurado por meio de um circuito aberto de troca de gases (CPX/D, Medical Graphics, EUA). Inicialmente ao teste incremental, o O₂ e o CO₂ foram calibrados. Dados da troca de gases foram analisados para definir o primeiro e o segundo limiares ventilatórios, por meio de dois avaliadores experientes que analisaram a curva de ventilação e as curvas de troca de gases, como descrito anteriormente por (WESTON e GABBETT, 2001).

Na segunda sessão de avaliação os participantes realizaram um aquecimento a 150 W com 10 minutos de duração antes do início do teste. Cada variação do teste consistiu na duração de 30 segundos com a cadência a 90 ± 2 rpm em três condições. Cabe ressaltar que o protocolo foi randomizado, exceto a primeira condição, onde foi sempre adotada a potência máxima:

1. Máxima potência do teste incremental
2. Potência correspondente ao segundo limiar ventilatório
3. Potência correspondente ao primeiro limiar ventilatório

Os sujeitos foram avaliados na própria bicicleta posicionada no ciclossimulador descrito anteriormente, para a mensuração das forças aplicadas ao pedal, ativação muscular, cinemática articular e arquitetura muscular. Cada ensaio foi separado por dois minutos de intervalo na bicicleta, e os dados foram adquiridos nos últimos 20 segundos de cada ensaio.

Coleta de dados

Componentes normal e anteroposterior da força aplicada ao pedal direito foram mensuradas usando um pedal plataforma 2D (NABINGER, 2002). As forças no pedal foram adquiridas a 600 Hz por canal, por meio de uma placa análogo-digital de 16-bit com um conversor (DI220, DataQ Instrumentos, EUA) e o *software* WINDAQ® (WINDAQ, DataQ Instrumentos, EUA).

A cinemática do membro inferior direito foi adquirida utilizando uma câmera a quatro metros no plano sagital do movimento (AVT PIKE F-032, Allied Vision Technologies, Alemanha) gravando um vídeo com 60 quadros por segundo via AVT ActiveCam viewer *software* (Allied Vision Technologies, Alemanha). Marcadores reflexivos nas articulações quadril, joelho e tornozelo foram posicionados no membro inferior direito dos sujeitos na espinha ilíaca ântero-superior, trocânter maior, côndilo femoral lateral, maléolo lateral, e dois no pedal (anterior e posterior). Dois marcadores foram posicionados no quadro da bicicleta a uma distância conhecida a fim de possibilitar a calibração do sistema.

A atividade muscular foi mensurada com eletromiografia de superfície nos músculos tibial anterior, gastrocnêmio medial, sóleo, bíceps femoral, reto femoral e vasto medial usando um sistema de eletromiografia Bortec (AMT-8, Bortec Eletrônicos, Canadá). Pares de eletrodos (configuração bipolar) com distância de 22 mm foram posicionados na pele, após raspagem dos pelos e limpeza da área com abrasão com álcool a fim de reduzir a impedância da pele. Todos os procedimentos são recomendados pela Sociedade Internacional de Eletromiografia e Cinesiologia (DE LUCA, 1997; MERLETTI *et al.*, 2009). Os eletrodos foram posicionados sobre o ventre muscular, um terço do comprimento muscular a partir do ponto médio (evitando a junção musculo-tendão) em paralelo com as fibras musculares e colados à pele com fita micropore (3M, EUA). Um eletrodo de referência foi posicionado sobre uma proeminência óssea (superfície anterior da tíbia) eletricamente neutra. Os cabos dos eletrodos foram fixados a pele com bandas de elástico a fim de reduzir os artefatos do

movimento. EMG foi adquirida a 2100 Hz usando uma placa análogo-digital de 16-bit e conversor (DI720, DataQ Instrumentos, EUA) e o *software* WINDAQ® (WINDAQ, DataQ Instrumentos, EUA).

A arquitetura muscular foi avaliada no músculo vasto lateral do membro inferior direito usando uma sonda (60 mm, arranjo linear e 7.5 MHz frequência) conectada a um sistema de ultrassonografia (ALOKA, SSD 4000, 51 Hz, Japão). A sonda foi posicionada longitudinalmente ao ventre muscular a 50% do comprimento da coxa (BLAZEVIK; GILL; ZHOU, 2006). Um marcador com fita micropore foi posicionado junto à pele sob a sonda a fim de controlar a posição da mesma sobre a pele. Um gravador de DVD (R130/XAZ, 30 Hz Samsung, Coréia do Sul) foi utilizado para a gravação do vídeo com as imagens de arquitetura para posterior análise.

O sistema de coleta de dados (forças no pedal, cinemática, EMG e ultrassonografia) foi sincronizado utilizando um *trigger*, como descrito anteriormente (MURAOKA *et al.*, 2001).

Análise dos dados

Os sinais de força foram filtrados utilizando um filtro de terceira ordem passa baixa Butterworth com frequência de ordem definida para minimizar os resíduos do sinal, conforme descrito por WINTER (2005). Componentes de força normal e antero-posterior foram convertidos para componente tangencial ao pedivela (força efetiva) a fim de calcular o índice de efetividade, que se dá pela razão entre a força efetiva e força total (força resultante) (ROSSATO *et al.*, 2008). Os dados de força foram divididos em dez ciclos consecutivos a fim de calcular a média de cada sujeito. Os dados de força foram analisados *offline* usando rotinas matemáticas escritas em ambiente MATLAB® (MathWorks, EUA).

Os marcadores reflexivos dos vídeos de cinemática foram rastreados e digitalizados automaticamente pelo *software* Skill Spector (Video4Coach, Dinamarca) para as coordenadas (x-y) ao longo do tempo. A cinemática foi suavizada por meio de um filtro de segunda ordem passa baixa Butterworth com frequência de corte a fim de reduzir os resíduos do sinal (WINTER, 2005). Os ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo foram calculados a partir dos dados suavizados por meio das coordenadas (x-y). A unidade musculo-tendão do vasto lateral foi calculada usando o modelo de

Hawkins e Hull (1990) em uma rotina escrita em ambiente MATLAB[®] (MathWorks, EUA).

Os sinais EMG foram filtrados utilizando um filtro passa baixa Butterworth com corte de frequências otimizadas reduzindo os resíduos do sinal (WINTER, 2005). Os sinais foram cortados a partir da média de dez ciclos do pedivela para cada músculo para cara sujeito. O envelope RMS foi normalizado a partir da média do RMS dos dez ciclos. Análises da EMG foram realizadas por meio de uma rotina matemática em ambiente MATLAB[®] (MathWorks, EUA).

Os arquivos de vídeo (ultrassonografia) foram extraídos a partir dos *trigger* externos editados no *software* Virtual Dub (Avery Lee, USA). Marcadores nos quadros de ultrassonografia foram digitalizados para a calibração da mesma para cada sujeito. Os quadros foram rastreados manualmente por dois avaliadores experientes a fim de avaliar as seguintes estruturas em cada quadro (Figura 7): (1) espessura muscular, definida como a distância média no eixo y entre a aponeurose superficial e a aponeurose profunda; (2) o ângulo de penação, calculado por meio da média do ângulo entre a aponeurose profunda e o fascículo muscular; e (3) o comprimento de fascículo, calculado pela razão entre a espessura do músculo e o seno do ângulo de penação, normalizado pelo comprimento do fêmur. O processamento das variáveis de arquitetura foi realizado em ambiente MATLAB[®] (MathWorks, EUA).

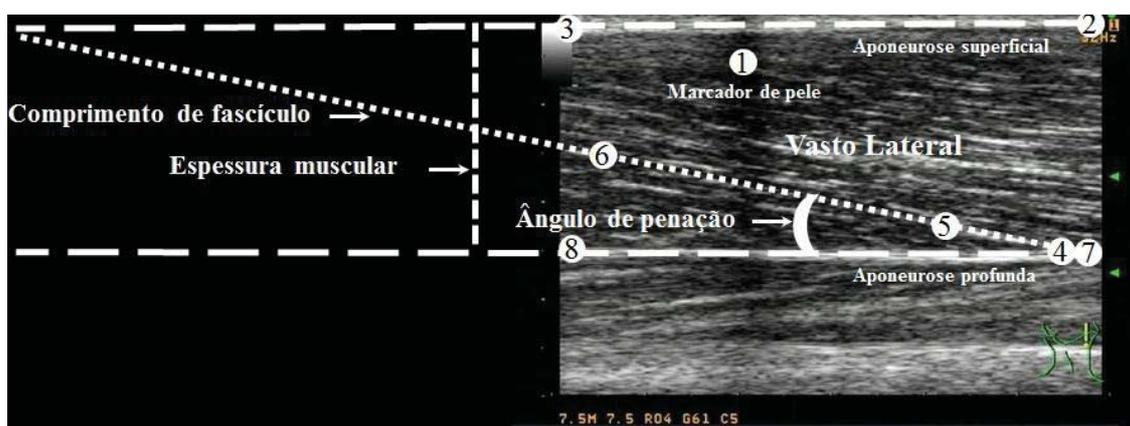


Figura 7. Ilustração da arquitetura do músculo vasto lateral. Marcadores (números) digitalizados para cada quadro do vídeo de ultrassonografia: (1) marcador de pele; (2-3) aponeurose superficial; (4) inserção do fascículo na aponeurose profunda; (5-6) fascículo muscular; e (7-8) aponeurose profunda. Comprimento de fascículo é definido como a distância entre a inserção na aponeurose profunda até a inserção na aponeurose superficial. O ângulo de penação é definido com o ângulo entre a aponeurose profunda e

o fascículo. A espessura muscular é definida como a distância perpendicular entre a aponeurose superficial e a aponeurose profunda.

Um marcador foi fixado no eixo do pedal para separar os sinais das revoluções consecutivas após a sincronização. A média de todas as variáveis foi calculada durante a fase de propulsão do ciclo de pedalada (0° a 180°), como mostrado na figura 8.

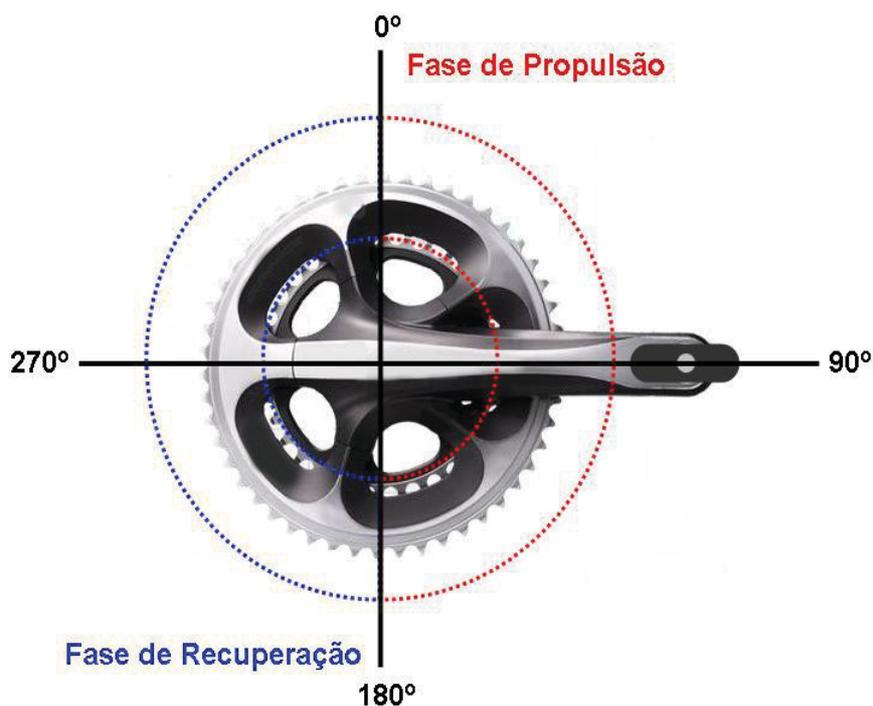


Figura 8. Fases do ciclo de pedalada.

Análise Estatística

Os valores de média, desvio-padrão e coeficiente de variação (CV) foram calculados. A normalidade e a homogeneidade dos dados foram testadas com os testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. A ANOVA multivariada foi utilizada para a comparação da força resultante aplicada ao pedal, do índice de efetividade, RMS dos músculos do membro inferior, unidade músculo tendão do vasto lateral e arquitetura muscular (espessura muscular, ângulo de penação e comprimento de fascículo) entre os grupos (ciclistas, triatletas e não-atletas) e nas condições de carga de trabalho (máxima potência - $PO_{Máx}$, potência do segundo limiar ventilatório - PO_{LV2} e potência do primeiro limiar ventilatório - PO_{LV1}). Os efeitos principais foram identificados pelo

teste *post hoc* LSD. A análise estatística foi realizada no software SPSS 17.0 for Windows, com nível de significância de $\alpha = 0,05$ e poder observado $> 0,80$.

3.3 Resultados

Houve diferenças significativas na arquitetura do músculo vasto lateral entre os grupos de sujeitos. Ciclistas e triatletas apresentam maior ângulo de penação ($p < 0,05$ e poder observado = 0,87 a 0,96) e menor comprimento de fascículo ($p < 0,05$ e poder observado = 0,87 a 0,96) em relação a não-atletas em todas as condições de carga de trabalho. O comprimento de fascículo de triatletas não diferiu de não-atletas na máxima carga de trabalho ($p = 0,06$ e poder observado = 0,87). Ciclistas e triatletas apresentaram ângulo de penação e comprimento de fascículo semelhantes em todas as cargas de trabalho ($p < 0,05$ e poder observado = 0,87 a 0,96). Os grupos de sujeitos não diferiram na espessura muscular e unidade músculo-tendão em todas as cargas de trabalho ($p > 0,05$) respectivamente; poder observado = 0,87 a 0,96). O nível da carga de trabalho não alterou significativamente a arquitetura muscular e o comprimento da unidade músculo-tendão do vasto lateral ($p > 0,05$ e poder observado = 0,24 a 0,42), como demonstrado na (Tabela 3).

Tabela 3. Média \pm desvio-padrão das variáveis de arquitetura e unidade músculo-tendão do vasto lateral durante a fase de propulsão do ciclo de pedalada (0° a 180°) em três condições de carga de trabalho (potência máxima - PO_{Máx}, potência do segundo limiar ventilatório - PO_{LV2} e potência do primeiro limiar ventilatório - PO_{LV1})

		Espessura muscular (cm)	Ângulo de penação (graus)	Comp. do fascículo (% comp. do fêmur)	Unidade músculo-tendão (% comp. do fêmur)
Ciclistas	PO _{Máx}	2 \pm 0,3	12 \pm 2,0†	23 \pm 4,0†	64 \pm 5,3
	PO _{LV2}	2 \pm 0,4	11 \pm 2,0†	25 \pm 4,0†	63 \pm 4,3
	PO _{LV1}	2 \pm 0,4	10 \pm 1,7†	25 \pm 5,0†	64 \pm 4,7
Triatletas	PO _{Máx}	2 \pm 0,4	12 \pm 1,9†	24 \pm 5,0	64 \pm 6,5
	PO _{LV2}	2 \pm 0,3	12 \pm 1,6†	25 \pm 4,0†	64 \pm 5,6
	PO _{LV1}	2 \pm 0,3	11 \pm 1,8†	25 \pm 4,0†	66 \pm 5,6
Não-atletas	PO _{Máx}	2 \pm 0,3	10 \pm 2,2	30 \pm 10,0	64 \pm 3,6
	PO _{LV2}	2 \pm 0,3	9 \pm 1,6	30 \pm 7,0	63 \pm 6,2
	PO _{LV1}	2 \pm 0,3	9 \pm 0,9	30 \pm 6,0	66 \pm 3,8

† diferença significativa de ciclistas e triatletas para não-atletas ($p < 0,05$).

Diferenças significativas foram observadas na ativação muscular entre os grupos e as cargas de trabalho. Ciclistas apresentaram menor ativação do vasto medial, comparados a triatletas ($p < 0,05$ e poder observado = 0,65 a 0,99), e maior ativação do sóleo comparado a triatletas e não-atletas ($p < 0,05$ e poder observado = 0,65 a 0,99). Os músculos vasto medial, reto femoral, bíceps femoral e sóleo apresentaram um incremento da ativação com o incremento da carga de trabalho em ambos os grupos, exceto o reto femoral de ciclistas ($p < 0,05$ e poder observado = 0,99 a 1,00). Por outro lado, os músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial não apresentam alteração da ativação muscular independente do nível da carga de trabalho em ciclistas e triatletas ($p < 0,05$ e poder observado = 0,99 a 1,00). Contudo, não-atletas apresentaram incremento da ativação muscular com o incremento da carga de trabalho nos músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial ($p < 0,05$ e poder observado = 1,0), Tabela 4.

Tabela 4. Ativação muscular de músculos do membro inferior normalizada pelo pico de ativação durante o ciclo de pedalada em ciclistas, triatletas e não-atletas (média \pm desvio-padrão (coeficiente de variação)). Média da ativação durante a fase de propulsão do ciclo de pedalada (0° a 180°) nas seguintes condições: potência máxima ($PO_{Máx}$), potência do segundo limiar ventilatório (PO_{LV2}), potência do primeiro limiar ventilatório (PO_{LV1}).

	Vasto Medial (% pico de ativação)	Reto Femoral (% pico de ativação)	Bíceps Femoral (% pico de ativação)	Tibial Anterior (% pico de ativação)	Gastrocnêmio Medial (% pico de ativação)	Sóleo (% pico de ativação)
Ciclistas						
$PO_{Máx}$	34 \pm 10*‡ (30%)	20 \pm 5 (55%)	55 \pm 11* (20%)	16 \pm 9 (55%)	59 \pm 11‡ (18%)	56 \pm 8*‡† (14%)
PO_{LV2}	27 \pm 8‡ (31%)	18 \pm 12 (64%)	51 \pm 17* (33%)	16 \pm 8 (48%)	55 \pm 13 (24%)	49 \pm 16‡ (33%)
PO_{LV1}	22 \pm 9 (41%)	15 \pm 10 (69%)	39 \pm 14 (35%)	13 \pm 6 (49%)	50 \pm 12 (23%)	43 \pm 7‡† (17%)
Triatletas						
$PO_{Máx}$	45 \pm 18* (41%)	23 \pm 9* (38%)	57 \pm 17* (29%)	21 \pm 22 (106%)	50 \pm 10 (20%)	48 \pm 5** (10%)
PO_{LV2}	36 \pm 13 (35%)	20 \pm 8 (42%)	50 \pm 15 (29%)	19 \pm 17 (92%)	49 \pm 9 (18%)	38 \pm 9* (24%)
PO_{LV1}	26 \pm 11 (43%)	13 \pm 6 (45%)	39 \pm 19 (50%)	19 \pm 25 (128%)	43 \pm 10 (24%)	27 \pm 7 (26%)
Não-atletas						
$PO_{Máx}$	38 \pm 6** (16%)	23 \pm 11* (48%)	57 \pm 9** (16%)	14 \pm 5* (36%)	57 \pm 9* (15%)	49 \pm 4** (7%)
PO_{LV2}	30 \pm 8* (27%)	19 \pm 10 (52%)	44 \pm 12* (28%)	12 \pm 4 (34%)	52 \pm 9 (17%)	41 \pm 10* (24%)
PO_{LV1}	23 \pm 5 (22%)	14 \pm 8 (55%)	31 \pm 12 (39%)	10 \pm 3 (30%)	48 \pm 9 (19%)	32 \pm 7 (21%)

** diferença significativa de $PO_{Máx}$ para PO_{LV2} e PO_{LV1} ; * diferença significativa de $PO_{Máx}$ e PO_{LV2} para PO_{LV1} ($p < 0,05$). † diferença significativa entre atletas e não-atletas; ‡ diferença significativa entre ciclistas e triatletas ($p < 0,05$).

Menor força resultante foi observada no grupo de triatletas comparados a não-atletas na máxima carga de trabalho ($p < 0,05$ e poder observado = 0,90). Ciclistas apresentaram maior força resultante na carga de trabalho correspondente ao primeiro limiar ventilatório comparado a não-atletas ($p < 0,05$ e poder observado = 1,00). Ocorreu um incremento da força resultante com o incremento da carga de trabalho em ciclistas, triatletas e não-atletas ($p < 0,05$ e poder observado = 0,99 a 1,00). O índice de efetividade somente apresentou diferenças significativa na carga de trabalho do primeiro limiar ventilatório (triatletas maior que não-atletas) ($p < 0,05$ e poder observado = 0,99 a 1,00) (Tabela 5).

Tabela 5. Média \pm desvio-padrão (coeficiente de variação) da força resultante e do índice de efetividade (IE) durante a fase de propulsão do ciclo de pedalada (0° a 180°) em três condições de carga de trabalho (potência máxima - PO_{Máx}, potência do segundo limiar ventilatório - PO_{LV2} e potência do primeiro limiar ventilatório - PO_{LV1})

		Força resultante (% pico da força resultante)	Índice de efetividade (% impulso da força resultante)
Ciclistas	PO _{Máx}	81 \pm 7,0** (8%)	73 \pm 0,07 (10%)
	PO _{LV2}	73 \pm 8,0* (11%)	73 \pm 10,0 (14%)
	PO _{LV1}	64 \pm 9,0‡ (15%)	74 \pm 8,0 (11%)
Triatletas	PO _{Máx}	77 \pm 6,0**† (7%)	75 \pm 6,0 (8%)
	PO _{LV2}	69 \pm 5,0* (7%)	77 \pm 5,0 (6%)
	PO _{LV1}	55 \pm 6,0 (11%)	77 \pm 4,0† (5%)
Não-atletas	PO _{Máx}	84 \pm 4,0** (5%)	70 \pm 6,0 (9%)
	PO _{LV2}	72 \pm 8,0* (11%)	72 \pm 8,0 (12%)
	PO _{LV1}	61 \pm 8,0 (12%)	70 \pm 7,0 (11%)

† diferença significativa de ciclistas e triatletas para não-atletas ($p < 0,05$). ‡ diferença significativa entre ciclistas e triatletas ($p < 0,05$). ** diferença significativa da máxima potência (PO_{Máx}) para a potência do segundo limiar ventilatório (PO_{LV2}) e do primeiro limiar ventilatório (PO_{LV1}) ($p < 0,05$). * diferença significativa entre a potência do segundo limiar ventilatório (PO_{VT2}) para a potência do primeiro limiar ventilatório (PO_{VT1}) ($p < 0,05$).

3.4 Discussão

O propósito deste estudo foi avaliar os efeitos de diferentes níveis de carga de trabalho em ciclistas e triatletas e seus efeitos em variáveis morfológicas e neuromecânicas durante a fase de propulsão do ciclo de pedalada. Ciclistas apresentaram maior potência e maior consumo de oxigênio no primeiro limiar ventilatório comparados a triatletas (~10% e 16%, respectivamente) e não-atletas (~31% e 37%, respectivamente), sem diferenças na potência máxima e na potência do segundo limiar ventilatório.

Diferenças na arquitetura do vasto lateral (maior ângulo de penação e menor comprimento de fascículo) e na ativação muscular (maior ativação do sóleo em ciclistas e maior ativação do vasto medial em triatletas) podem explicar a maior produção de potência de atletas, comparados a não-atletas. O aumento da ativação muscular e da força resultante foi observado em todos os grupos com o incremento do nível da carga de trabalho. Menores diferenças destas variáveis foram observadas na comparação ciclistas versus triatletas. Maior ângulo de penação e menor comprimento de fascículo foram observados no músculo vasto lateral de atletas comparados a não-atletas, o que sugere que o maior ângulo de penação está associado ao incremento da área de secção transversa fisiológica e otimização do comprimento muscular para a produção de força (NARICI, 1999). Contudo, o incremento do nível da carga de trabalho não afetou a arquitetura muscular, o que está de acordo com os resultados de Austin; Nilwik; Herzog (2010) que observaram que o comprimento muscular para a produção de força é independente da carga de trabalho no ciclismo.

Triatletas apresentaram maior ativação do vasto medial durante a fase de propulsão do ciclo de pedalada, comparados a ciclistas, o que pode estar relacionado ao treinamento multidisciplinar de triatletas (ex. maior ação concêntrica no ciclismo com o pico de força a maiores comprimentos muscular, em relação à corrida; Savelberg e Meijer (2003)). Contudo, ciclistas apresentaram maior ativação do músculo sóleo comparados a triatletas e não-atletas. A ativação do sóleo de ciclistas pode estar relacionada à estabilização da articulação do tornozelo na fase de propulsão (0 a 180°) do ciclo de pedalada (FREGLY e ZAJAC, 1996). A ativação dos músculos reto femoral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio medial não diferiu entre os grupos.

O aumento do nível da carga de trabalho provocou aumento da ativação muscular nos músculos vasto medial, reto femoral (triatletas e não-atletas), bíceps femoral e sóleo. Este incremento da ativação está associado ao maior torque no pedivela (MACINTOSH;

NEPTUNE; HORTON, 2000). Contudo, o músculo tibial anterior não sofreu incremento na ativação (exceto os não-atletas), que está relacionado a uma contribuição reduzida deste músculo na produção de torque durante a fase de produção de força do ciclo de pedalada (DOREL *et al.*, 2009). O músculo gastrocnêmio medial também não sofreu incremento da ativação (exceto os não-atletas), que pode estar relacionado a dupla ligação articular do mesmo e, conseqüentemente, sua principal função de transferidor de forças dos membros para os pedais (FREGLY e ZAJAC, 1996).

A força resultante não diferiu entre os grupos de sujeitos, mas sofreu aumento com o incremento da carga de trabalho. O aumento da força resultante em níveis mais elevados da carga de trabalho era esperado, devido ao maior torque a ser aplicado ao pedivela (BINI *et al.*, 2007). Por outro lado, não foram observadas diferenças significativas no índice de efetividade na fase de propulsão do ciclo de pedalada entre os grupos, bem como entre as cargas de trabalho. Estudos prévios indicam que o nível da carga de trabalho não afeta o índice de efetividade de ciclistas treinados (BINI e DIEFENTHAELER, 2010).

Este estudo ficou limitado pelas diferentes configurações da bicicleta de ciclistas e triatletas que podem ter afetado os resultados. Contudo, similaridades nas características antropométricas, fisiológicas e desempenho entre ciclistas e triatletas pode ter acarretado um efeito maior resultando na similaridade entre ciclistas e triatletas nos resultados encontrados neste estudo.

3.5 Conclusão

Ciclistas e triatletas, apresentam maior ângulo de penação e menor comprimento de fascículo comparados a não-atletas. Ciclistas apresentam aumento da ativação do músculo sóleo comparados a triatletas e a não-atletas, o que sugere uma adaptação particular no recrutamento muscular destes atletas. O músculo vasto medial é mais ativado em triatletas nas altas cargas de trabalho em relação a ciclistas. O nível da carga de trabalho provoca a maior ativação dos músculos vasto medial, reto femoral (triatletas e não-atletas), bíceps femoral, tibial anterior (não-atletas), gastrocnêmio medial (não-atletas) e sóleo. O incremento da carga de trabalho provoca aumento da força resultante aplicada ao pedal, sem alteração no índice de efetividade. Mudanças na arquitetura muscular e no recrutamento muscular dos grupos de atletas, comparados aos não-atletas sugerem efeito da adaptação ao treinamento, sem grandes diferenças entre ciclistas e triatletas.

CAPÍTULO IV

CONSIDERAÇÕES FINAIS E DIREÇÕES

Os resultados encontrados neste estudo indicam que ciclistas e triatletas, possuem semelhantes adaptações intrínsecas no músculo vasto lateral (arquitetura) e semelhanças em adaptações neurais nos músculos bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio medial. Contudo, parece que adaptações específicas ocorrem nos músculos vasto medial, reto femoral e sóleo entre os grupos de atletas. Semelhanças também na capacidade de produção de força e na técnica de pedalada foram encontradas entre os grupos de atletas.

Por outro lado, o nível da carga de trabalho não provoca mudanças na arquitetura muscular. Contudo, o incremento do nível da carga de trabalho aumenta ativação muscular e a força resultante, sem alterar a técnica de pedalada (índice de efetividade).

Estes resultados indicam muitas semelhanças entre os grupos de atletas, estas semelhanças podem estar associadas às semelhanças nas variáveis antropométricas e fisiológicas. Contudo, estes resultados também podem estar associados aos testes terem sido realizados em laboratório, este fator por si só é interveniente do desempenho dos grupos de atletas.

Por outro lado, também a investigação de atletas com elevados níveis de desempenho (p. ex. ranking nacional) também poderia melhor elucidar possíveis diferenças entre os grupos de atletas.

Além disso, a baixa frequência amostral da arquitetura muscular (30 Hz) também pode ter contribuído ao fato de não haver diferenças significativas entre os grupos de atletas.

Estudos futuros poderiam investigar a arquitetura do músculo reto femoral, esta parece sofrer mais os efeitos funcionais de diferentes modalidades esportivas (p. ex. ciclismo x corrida), juntamente com o triathlon. Ainda, a investigação do comportamento das estruturas passivas (p. ex. deslocamento da junção miotendinosa), também seria um avanço, com o objetivo de melhor entender o comportamento de distintas estruturas intrínsecas e assim possibilitar o melhor entendimento da capacidade de produção de força durante o ciclo de pedalada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAGAARD, P. et al. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. **J Physiol**, v. 534, n. Pt. 2, p. 613-23, Jul 15 2001.

ABE, T.; KUMAGAI, K.; BRECHUE, W. F. Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. **Med Sci Sports Exerc**, v. 32, n. 6, p. 1125-9, Jun 2000. I

ANDERSEN, J. L. Muscle fibre type adaptation in the elderly human muscle. **Scand J Med Sci Sports**, v. 13, n. 1, p. 40-7, Feb 2003.

ARAMPATZIS, A. et al. Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy. **J Exp Biol**, v. 209, n. Pt 17, p. 3345-57, Sep 2006.

AUSTIN, N.; NILWIK, R.; HERZOG, W. In vivo operational fascicle lengths of vastus lateralis during sub-maximal and maximal cycling. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 12, p. 2394-9, Aug 26 2010.

BIJKER, K. E.; DE GROOT, G.; HOLLANDER, A. P. Differences in leg muscle activity during running and cycling in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 6, p. 556-561, 2002.

BINI, R. R. et al. Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: relationship to muscle coordination and performance. **J Sci Med Sport**, v. 11, n. 4, p. 363-70, Jul 2008.

BINI, R. R.; DIEFENTHAELER, F. Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. **Sports Biomech**, v. 9, n. 4, p. 223-35, Nov 2010.

BINI, R. R. et al. **External work bilateral symmetry during incremental cycling exercise.** 25 International Symposium on Biomechanics in Sports. MENZEL, H.-J. e CHAGAS, M. H. Ouro Preto, Brazil: International Society of Biomechanics in Sports: 168-171 p. 2007.

BINI, R. R.; DIEFENTHAELER, F.; MOTA, C. B. Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2008.

BINI, R. R.; HUME, P. A.; CROFT, J. L. Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. **Sports Medicine**, v. 41, n. 6, p. 463-476, 2011.

BLACK, A. H.; SANDERSON, D. J.; HENNIG, E. M. Kinematic and kinetic changes during an incremental exercise test on a bicycle ergometer. **XIVth ISB Congress in Biomechanics**, p. 186-187, 1993.

BLAZEVIČH, A. J.; GILL, N. D.; ZHOU, S. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **Journal of Anatomy**, v. 209, n. 3, p. 289-310, Sep 2006a.

BLAZEVIICH, A. J.; SHARP, N. C. Understanding muscle architectural adaptation: macro- and micro-level research. **Cells Tissues Organs**, v. 181, n. 1, p. 1-10, 2005.

BRANCACCIO, P. et al. Changes in skeletal muscle architecture following a cycloergometer test to exhaustion in athletes. **J Sci Med Sport**, v. 11, n. 6, p. 538-41, Nov 2008.

BURKE, E. R. **High-tech cycling**. Colorado Springs, Humans Kinetics: 1996.

CANDOTTI, C. T. et al. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 5, p. 915-921, 2009.

_____. Effective force and economy of triathletes and cyclists. **Sports Biomechanics**, v. 6, n. 1, p. 31-43, Jan 2007.

CANNON, D. T.; KOLKHORST, F. W.; CIPRIANI, D. J. Effect of pedaling technique on muscle activity and cycling efficiency. **European Journal of Applied Physiology**, v. 99, n. 6, p. 659-664, 2007.

CARPES, F. P. et al. Aplicação de força no pedal em prova de ciclismo 40 Km contra-relógio simulada: estudo preliminar. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 19, n. 2, p. 105-13, 2005.

CHAPMAN, A. et al. Do differences in muscle recruitment between novice and elite cyclists reflect different movement patterns or less skilled muscle recruitment? **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 12, n. 1, p. 31-34, 2009.

CHAPMAN, A. R. et al. Leg muscle recruitment during cycling is less developed in triathletes than cyclists despite matched cycling training loads. **Experimental Brain Research**, v. 181, n. 3, p. 503-18, Aug 2007.

D'ANTONA, G. et al. Skeletal muscle hypertrophy and structure and function of skeletal muscle fibres in male body builders. **Journal of Physiology**, v. 570, n. Pt 3, p. 611-27, Feb 1 2006.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135-163, 1997.

DE VEY MESTDAGH, K. Personal perspective: In search of an optimum cycling posture. **Applied Ergonomics**, v. 29, n. 5, p. 325-334, 1998.

DIEFENTHAELER, F. et al. Methodological proposal for evaluation of the pedaling technique of cyclists: A case study. **Proposta metodológica para a avaliação da técnica da pedalada de ciclistas: Estudo de caso**, v. 14, n. 2, p. 155-158, 2008.

DOREL, S. et al. Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v. 41, n. 6, p. 1277-86, Jun 2009.

DUC, S. et al. Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 18, n. 1, p. 116-27, Feb 2008.

ETTEMA, G.; LORAS, H.; LEIRDAL, S. The effects of cycling cadence on the phases of joint power, crank power, force and force effectiveness. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 19, n. 2, p. e94-e101, Apr 2009.

FERNANDEZ-PENA, E.; LUCERTINI, F.; DITROILO, M. A maximal isokinetic pedalling exercise for EMG normalization in cycling. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 19, n. 3, p. e162-70, Jun 2009.

FLECK, S. L.; KRAEMER, W. Fundamentos do Treinamento de Força Muscular. **Ed. Artes Médicas, Porto Alegre**, 1999.

FOSS, E. L.; BOWERS, R. W.; FOSS, M. L. The Physiological Basis of Physical Education and Athletics. **Ed. Dubuque, Wc. C. Brown Publishers**, 1989.

FRAÇÃO, V. B.; VAZ, M. A. Influência da adaptação funcional na capacidade de produção de força no músculo esquelético. **Revista Perfil**, v. 4, n. 1, p. 103-10, 2000.

FREGLY, B. J.; ZAJAC, F. E. A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 1, p. 81-90, 1996.

FUKUNAGA, T. et al. Muscle and tendon interaction during human movements. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 30, n. 3, p. 106-10, Jul 2002.

_____. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. **Proc Biol Sci**, v. 268, n. 1464, p. 229-33, Feb 7 2001.

GABRIEL, D. A.; KAMEN, G.; FROST, G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. **Sports Med**, v. 36, n. 2, p. 133-49, 2006.

GLEESON, N. et al. Effects of prior concentric training on eccentric exercise induced muscle damage. **British Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 2, p. 119-25; discussion 125, Apr 2003.

HASSON, C. J.; CALDWELL, G. E.; VAN EMMERIK, R. E. Changes in muscle and joint coordination in learning to direct forces. **Hum Mov Sci**, v. 27, n. 4, p. 590-609, Aug 2008.

HAWKINS, D.; HULL, M. L. A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. **Journal of Biomechanics**, v. 23, n. 5, p. 487-494, 1990.

HERZOG, W. et al. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. **Med Sci Sports Exerc**, v. 23, n. 11, p. 1289-96, Nov 1991.

HIGBIE, E. J. et al. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. **J Appl Physiol**, v. 81, n. 5, p. 2173-81, Nov 1996.

HUG, F.; DOREL, S. Electromyographic analysis of pedaling: A review. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 2, p. 182-198, 2009.

ISHIKAWA, M.; PAKASLAHTI, J.; KOMI, P. V. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. **Gait Posture**, v. 25, n. 3, p. 380-4, Mar 2007.

KANEHISA, H. et al. Fascicle arrangements of vastus lateralis and gastrocnemius muscles in highly trained soccer players and swimmers of both genders. **Int J Sports Med**, v. 24, n. 2, p. 90-5, Feb 2003.

KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A. Mechanical and morphological properties of human quadriceps femoris and triceps surae muscle-tendon unit in relation to aging and running. **J Biomech**, v. 39, n. 3, p. 406-17, 2006.

KAWAKAMI, Y. The effects of strength training on muscle architecture in humans. **International Journal of Sport and Health Science**, v. 3, p. 208-217, 2005.

KAWAKAMI, Y. et al. Human skeletal muscle size and architecture: variability and interdependence. **Am J Hum Biol**, v. 18, n. 6, p. 845-8, Nov-Dec 2006.

KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA, T. New insights into in vivo human skeletal muscle function. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 34, n. 1, p. 16-21, Jan 2006.

KORIAK IU, A. [Functional and clinical significance of the architecture of human skeletal muscles]. **Fiziol Cheloveka**, v. 34, n. 4, p. 102-12, Jul-Aug 2008.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 2, p. 595-601, Feb 2002.

KUMAGAI, K. et al. Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. **J Appl Physiol**, v. 88, n. 3, p. 811-6, Mar 2000.

LICHTWARK, G. A.; BOUGOULIAS, K.; WILSON, A. M. Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. **J Biomech**, v. 40, n. 1, p. 157-64, 2007.

LIEBER, R. L. *Skeletal Muscle Structure and Function: Implications for Rehabilitation and Sports Medicine*. Baltimore, Maryland USA. **Editora: Willians & Wilkins**, 1992.

LIEBER, R. L.; FRIDEN, J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. **Muscle Nerve**, v. 23, n. 11, p. 1647-66, Nov 2000.

MACINTOSH, B. R.; NEPTUNE, R. R.; HORTON, J. F. Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. **Med Sci Sports Exerc**, v. 32, n. 7, p. 1281-7, Jul 2000.

- MAGNUSSON, S. P. et al. Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. **Journal of Physiology**, v. 586, n. 1, p. 71-81, Jan 1 2008.
- MARFELL-JONES, M. et al. **International standards for anthropometric assessment**. Potchefstroom, South Africa: ISAK, 2006.
- MERLETTI, R. et al. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 2, p. 122-134, 2009.
- MORNIEUX, G. et al. Effects of pedal type and pull-up action during cycling. **International Journal of Sports Medicine**, v. 29, n. 10, p. 817-822, 2008.
- MURAOKA, T. et al. Muscle fiber and tendon length changes in the human vastus lateralis during slow pedaling. **Journal of Applied Physiology**, v. 91, n. 5, p. 2035-40, Nov 2001.
- NABINGER, E., ITURRIOZ, I., ZARO, M. A. Development of a triaxial force platform for the measurement of force at a bicycle pedal. **Paper presented at the International Symposium of Biomechanics in Sports, Caceres - Extremadura - Spain. from 2002.**
- NARICI, M. Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n. 2, p. 97-103, Apr 1999.
- NARICI, M. V. et al. Effect of aging on human muscle architecture. **J Appl Physiol**, v. 95, n. 6, p. 2229-34, Dec 2003.
- NEPTUNE, R. R.; HERZOG, W. Adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady-state cycling. **J Biomech**, v. 33, n. 2, p. 165-72, Feb 2000.
- PATTERSON, R. P.; MORENO, M. I. Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. **Med Sci Sports Exerc**, v. 22, n. 4, p. 512-6, Aug 1990.
- REEVES, N. D.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. In vivo human muscle structure and function: adaptations to resistance training in old age. **Exp Physiol**, v. 89, n. 6, p. 675-89, Nov 2004.
- ROSSATO, M. et al. Cadence and workload effects on pedaling technique of well-trained cyclists. **International Journal of Sports Medicine**, v. 29, n. 9, p. 746-752, 2008.
- ROUFFET, D. M. et al. Timing of muscle activation of the lower limbs can be modulated to maintain a constant pedaling cadence. **J Electromyogr Kinesiol**, Jan 10 2009.
- SANDERSON, D. J. The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. **Journal of Sports Sciences**, v. 9, n. 2, p. 191-203, 1991.
- SANDERSON, D. J. et al. Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 16, n. 6, p. 642-9, Dec 2006.

SASAKI, K.; NEPTUNE, R. R. Differences in muscle function during walking and running at the same speed. **J Biomech**, v. 39, n. 11, p. 2005-13, 2006.

SAVELBERG, H. H.; MEIJER, K. Contribution of mono- and biarticular muscles to extending knee joint moments in runners and cyclists. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, n. 6, p. 2241-8, Jun 2003.

STAFILIDIS, S.; ARAMPATZIS, A. Muscle - tendon unit mechanical and morphological properties and sprint performance. **J Sports Sci**, v. 25, n. 9, p. 1035-46, Jul 2007.

SUETTA, C. et al. Resistance training induces qualitative changes in muscle morphology, muscle architecture, and muscle function in elderly postoperative patients. **J Appl Physiol**, v. 105, n. 1, p. 180-6, Jul 2008.

SURIANO, R.; BISHOP, D. Physiological attributes of triathletes. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 13, n. 3, p. 340-347, 2010.

TAKAISHI, T. et al. Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. **Med Sci Sports Exerc**, v. 30, n. 3, p. 442-9, Mar 1998.

TOO, D. Biomechanics of cycling and factors affecting performance. **Sports Med**, v. 10, n. 5, p. 286-302, Nov 1990.

ULLRICH, B.; BRUEGGEMANN, G. P. Moment-knee angle relation in well trained athletes. **Int J Sports Med**, v. 29, n. 8, p. 639-45, Aug 2008.

WESTON, S. B.; GABBETT, T. J. Reproducibility of ventilation of thresholds in trained cyclists during ramp cycle exercise. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 4, n. 3, p. 357-366, 2001.

WICKIEWICZ, T. L. et al. Muscle architecture of the human lower limb. **Clin Orthop Relat Res**, n. 179, p. 275-83, Oct 1983.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005.

ZAMEZIATI, K. et al. Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. **European Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 3, p. 274-281, 2006.

ANEXOS

ANEXO 1

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Linha de Pesquisa: PLASTICIDADE NEUROMUSCULAR

Título do Projeto: **CARACTERÍSTICAS MUSCULARES E NEURAIS DE CICLISTAS E TRIATLETAS DURANTE O CICLO DE PEDALADA**

Investigadores: Fábio Juner Lanferdini, Rodrigo Rico Bini, Carlos Bolli Mota e Marco Aurélio Vaz.

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

Telefone CEPUFRGS para contato 51 3308 2936

Registro na Auckland University of Technology Ethics Committee (AUTEC)

Número 09/228

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. 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 mesma 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 investigar possíveis adaptações morfológicas e neurais de ciclistas, triatletas e não-atletas e sua capacidade de produção de força durante o ciclo de pedalada.

Todos os sujeitos deste estudo irão realizar testes de ciclismo em dois dias diferentes. O primeiro teste será um teste progressivo máximo para determinação do consumo máximo de oxigênio e potência máxima, informações estas que lhe serão disponibilizadas ao término do teste, podendo ser úteis no seu treinamento. No segundo dia, serão aplicados mais dois testes com cargas e cadências constantes, a fim de avaliar possíveis adaptações morfológicas (arquitetura muscular), unidade músculo-tendão e neurais (ativação muscular) e sua interferência na capacidade de produção de força, durante o ciclo de pedala.

Durante o primeiro dia de teste para a determinação do consumo máximo de oxigênio e potência máxima você utilizará uma máscara facial confortável que permitirá avaliar o ar inspirado e expirado, enquanto a potência produzida será mensurada por um ciclo ergômetro. Durante o segundo dia de testes será mensurada a arquitetura muscular, por meio de uma sonda de ecografia posicionada sobre o ventre muscular. Já a atividade elétrica dos músculos será monitorada por meio de eletrodos de superfície, posicionados igualmente no ventre muscular. A força muscular será mensurada utilizando um pedal plataforma, semelhante aos pedais de bicicletas de competição. Também serão solicitadas informações pessoais como nome, idade, estatura, massa corporal, perímetro da coxa, comprimento do fêmur, tempo de treinamento, uso de medicamentos e lesões traumato-ortopédicas, além de um questionário de atividade física. Um profissional da área médica estará à 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 mundialmente na avaliação de atletas. 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. Também pode ocorrer vermelhidão da pele no local de colocação dos eletrodos de eletromiografia. Essa vermelhidão deverá desaparecer em no máximo dois dias.

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. 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. Se tiver qualquer dúvida referente a assuntos relacionados com esta pesquisa, favor entrar em contato com o Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz (Fone: 3308.5860) ou com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS (Fone: 3308.4085).

Eu, _____, pelo presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, declaro que autorizo a minha participação nesta pesquisa, pois fui informada, de forma clara e detalhada, livre de qualquer forma de constrangimento e coerção, dos objetivos, da justificativa, dos procedimentos que serei submetido, dos riscos, desconfortos e benefícios.

Para maiores informações contate o investigado: Fábio Juner Lanferdini (Fone: 51-9672-9671 – 3308-5859 – email: fabiolanferdini@gmail.com), Dr. Marco Aurélio Vaz (Fone: 51-33085860 – email: marcovaz@esef.ufrgs.br).

Assinatura do Investigador

____/____/____
Data

Assinatura do Participante

ANEXO 2

FICHA DE AVALIAÇÃO E IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO**Dados de identificação:**

Nome:

Data da avaliação:

Telefone para contato:

Endereço:

Idade:

Sexo:

Modalidade esportiva:

Tempo de Treinamento:

Especialidade: () Fundista () Velocistas

Número de sessões semanais:

Km semanal de treinamento:

Horas semanais de treinamento:

Medicamentos:

Lesões traumato-ortopédicas:

ANEXO 3

COLETA DE DADOS

COLETA DE DADOS				
DATA DAS AVALIAÇÕES:		PRIMEIRO DIA:		
		SEGUNDO DIA:		
NOME DO SUJEITO:				
DATA DE NASCIMENTO:		IDADE:		
MASSA:		ESTATURA:		
PRIMEIRO DIA				
MODALIDADE ESPORTIVA:		PERIMETRIA DA COXA:		
COMPRIMENTO DO FEMUR:		VO₂máx:		
CARGAMÁX:		CADÊNCIA MÉDIA:		
SEGUNDO DIA				
EMG (ganho)	RF	VL	VM	BF
MID				
MIE				
FORÇA (ganho)	PEDAL DIREITO		PEDAL ESQUERDO	
PROTOCOLO				
Cargas	1º limiar:		Randomizado	
	2º limiar:			
Cadências	70 e 90 rpm			

ANEXO 4



QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA.

Nome: _____ Data: ___/___/___

Idade : ____ Sexo: F () M ()

Você trabalha de forma remunerada: () Sim () Não.

Quantas horas você trabalha por dia: _____

Quantos anos completos você estudou: _____

De forma geral sua saúde está: () Excelente () Muito boa () Boa () Regular () Ruim

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em uma semana **última semana**. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor, responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

- Atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- Atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

SEÇÃO 1- ATIVIDADE FÍSICA NO TRABALHO

Esta seção inclui as atividades que você faz no seu serviço, que incluem trabalho remunerado ou voluntário, as atividades na escola ou faculdade e outro tipo de trabalho não remunerado fora da sua casa. **NÃO** incluir trabalho não remunerado que você faz na sua casa como tarefas domésticas, cuidar do jardim e da casa ou tomar conta da sua família. Estas serão incluídas na seção 3.

- 1a.** Atualmente você trabalha ou faz trabalho voluntário fora de sua casa?
 () Sim () Não – Caso você responda não **Vá para seção 2: Transporte**

As próximas questões são em relação a toda a atividade física que você fez na **última semana** como parte do seu trabalho remunerado ou não remunerado. **NÃO** inclua o transporte para o trabalho. Pense unicamente nas atividades que você faz por **pelo menos 10 minutos contínuos**:

- 1b.** Em quantos dias de uma semana normal você **anda**, durante **pelo menos 10 minutos contínuos**, como parte do seu trabalho? Por favor, **NÃO** inclua o andar como forma de transporte para ir ou voltar do trabalho.

_____ dias por **SEMANA** () nenhum - **Vá para a seção 2 - Transporte.**

- 1c.** Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** caminhando **como parte do seu trabalho** ?

____ horas _____ minutos

- 1d.** Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades **moderadas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como carregar pesos leves **como parte do seu trabalho**?

_____ dias por **SEMANA** () nenhum - **Vá para a questão 1f**

- 1e.** Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades moderadas **como parte do seu trabalho**?

____ horas _____ minutos

- 1f.** Em quantos dias de uma semana normal você gasta fazendo atividades **vigorosas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como trabalho de construção pesada, carregar grandes pesos, trabalhar com enxada, escavar ou subir escadas **como parte do seu trabalho**:

_____ dias por **SEMANA** () nenhum - **Vá para a questão 2a.**

- 1g.** Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades físicas vigorosas **como parte do seu trabalho**?

____ horas _____ minutos

SEÇÃO 2 - ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

Estas questões se referem à forma típica como você se desloca de um lugar para outro, incluindo seu trabalho, escola, cinema, lojas e outros.

- 2a.** O quanto você andou na ultima semana de carro, ônibus, metrô ou trem?

_____ dias por **SEMANA** () nenhum - **Vá para questão 2c**

- 2b.** Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** andando de carro, ônibus, metrô **ou trem**?

____ horas _____ minutos

Agora pense **somente** em relação a caminhar ou pedalar para ir de um lugar a outro na última semana.

- 2c. Em quantos dias da última semana você andou de bicicleta por **pelo menos 10 minutos contínuos** para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua o pedalar por lazer ou exercício)

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para a questão 2e.**

- 2d. Nos dias que você pedala quanto tempo no total você pedala **POR DIA** para ir de um lugar para outro?

_____ horas _____ minutos

- 2e. Em quantos dias da última semana você caminhou por **pelo menos 10 minutos contínuos** para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua as caminhadas por lazer ou exercício)

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para a Seção 3.**

- 2f. Quando você caminha para ir de um lugar para outro quanto tempo **POR DIA** você gasta? (**NÃO** inclua as caminhadas por lazer ou exercício)

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 3 – ATIVIDADE FÍSICA EM CASA: TRABALHO, TAREFAS DOMÉSTICAS E CUIDAR DA FAMÍLIA.

Esta parte inclui as atividades físicas que você fez na última semana na sua casa e ao redor da sua casa, por exemplo, trabalho em casa, cuidar do jardim, cuidar do quintal, trabalho de manutenção da casa ou para cuidar da sua família. Novamente pense **somente** naquelas atividades físicas que você faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**.

- 3a. Em quantos dias da última semana você fez atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer, rastelar **no jardim ou quintal**.

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para questão 3b.**

- 3b. Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo no total você gasta **POR DIA** fazendo essas atividades moderadas **no jardim ou no quintal**?

_____ horas _____ minutos

- 3c. Em quantos dias da última semana você fez atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer ou limpar o chão **dentro da sua casa**.

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para questão 3d.**

3d. Nos dias que você faz este tipo de atividades moderadas **dentro da sua casa** quanto tempo no total você gasta **POR DIA?**

_____ horas _____ minutos

3e. Em quantos dias da ultima semana você fez atividades físicas **vigorosas no jardim ou quintal** por pelo menos 10 minutos como carpir, lavar o quintal, esfregar o chão:

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para a seção 4.**

3f. Nos dias que você faz este tipo de atividades vigorosas **no quintal ou jardim** quanto tempo no total você gasta **POR DIA?**

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 4- ATIVIDADES FÍSICAS DE RECREAÇÃO, ESPORTE, EXERCÍCIO E DE LAZER.

Esta seção se refere às atividades físicas que você fez na ultima semana unicamente por recreação, esporte, exercício ou lazer. Novamente pense somente nas atividades físicas que faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**. Por favor, **NÃO** inclua atividades que você já tenha citado.

4a. Sem contar qualquer caminhada que você tenha citado anteriormente, em quantos dias da

ultima semana você caminhou **por pelo menos 10 minutos contínuos** no seu tempo livre?

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para questão 4b**

4b. Nos dias em que você caminha **no seu tempo livre**, quanto tempo no total você gasta **POR DIA?**

_____ horas _____ minutos

4c. Em quantos dias da ultima semana você fez atividades **moderadas no seu tempo livre** por pelo menos 10 minutos, como pedalar ou nadar a velocidade regular, jogar bola, vôlei, basquete, tênis :

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para questão 4d.**

4d. Nos dias em que você faz estas atividades moderadas **no seu tempo livre** quanto tempo no

total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

4e. Em quantos dias da ultima semana você fez atividades **vigorosas no seu tempo livre** por pelo menos 10 minutos, como correr, fazer aeróbicos, nadar rápido, pedalar rápido ou fazer

Jogging:

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para seção 5.**

4f. Nos dias em que você faz estas atividades vigorosas **no seu tempo livre** quanto tempo no total

você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 5 - TEMPO GASTO SENTADO

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

5a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

_____ horas _____ minutos

5b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

_____ horas _____ minutos

**CENTRO COORDENADOR DO IPAQ NO BRASIL - CELAFISCS -
INFORMAÇÕES, ANÁLISE, CLASSIFICAÇÃO E COMPARAÇÃO DE RESULTADOS NO BRASIL
011-42298980 ou 42299643. celafiscs@celafiscs.com.br
www.celafiscs.com.br IPAQ Internacional: www.ipaq.ki.se**