

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

EFEITO DA CADÊNCIA DE PEDALADA SOBRE A ARQUITETURA DO
MÚSCULO VASTO LATERAL E O COMPRIMENTO DA UNIDADE MÚSCULO-
TENDÍNEA.

Porto Alegre, Outubro de 2013

JULIO CÉZAR LIMA DA SILVA

EFEITO DA CADÊNCIA DE PEDALADA SOBRE A ARQUITETURA DO
MÚSCULO VASTO LATERAL E O COMPRIMENTO DA UNIDADE MÚSCULO-
TENDÍNEA.

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

ORIENTADOR:
PROF. DR. MARCO AURÉLIO VAZ

Porto Alegre, Outubro de 2013

CIP - Catalogação na Publicação

Lima da Silva, Julio César
EFEITO DA CADÊNCIA DE PEDALADA SOBRE A
ARQUITETURA DO MÚSCULO VASTO LATERAL E O COMPRIMENTO
DA UNIDADE MÚSCULO-TENDÍNEA / Julio César Lima da
Silva. -- 2013.
74 f.

Orientador: Marco Aurélio Vaz.

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, 2013.

1. Ciclismo. 2. Arquitetura Muscular. 3. Ciclo da
pedalada. 4. Eletromiografia. 5. Cadência. I. Vaz,
Marco Aurélio, orient. II. Título.

JULIO CÉZAR LIMA DA SILVA

EFEITO DA CADÊNCIA DE PEDALADA SOBRE A ARQUITETURA DO
MÚSCULO VASTO LATERAL E O COMPRIMENTO DA UNIDADE MÚSCULO-
TENDÍNEA.

COMISSÃO DE AVALIAÇÃO:

PROF. DR. FERNANDO DIEFENTHAELER – UFSC

PROF. DR. FLÁVIO ANTÔNIO DE SOUZA CASTRO – UFRGS

PROF. DRA. CLÁUDIA TARRAGÔ CANDOTTI – UFRGS

Porto Alegre, Outubro de 2013

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais João Carlos César da Silva e Gelci Lima da Silva pelos conselhos, ensinamentos e auxílios que me ajudaram a seguir meus caminhos e trilhar meu futuro, sem os quais não teria conquistado o que tinha como objetivo. Muito Obrigado.

A minha irmã Cristina Lima da Silva, pelos conselhos, amizade, pelo entendimento nos momentos difíceis. Muito Obrigado.

Aos professores Fernando Diefenthaler, Flávio Antônio de Souza Castro e Cláudia Tarragô Candotti, pelas contribuições no desenvolvimento e construção desse estudo e na avaliação do trabalho final. Obrigado.

Ao professor Rafael Reimann Baptista que me auxiliou durante minha graduação e me incentivou a realizar pesquisas científicas, além de me ajudar a ingressar no Grupo de Pesquisa em Biomecânica e Cinesiologia (GPBiC) desta instituição. Obrigado.

Aos professores e colegas Fábio Lanferdini Juner, Jean Marcel Geremia, Fernando Diefenthaler, Rodrigo Rico Bini, Felipe Pivetta Carpes, que me auxiliaram nos primeiros passos dentro do grupo de pesquisa, sem os quais não chegaria a este momento. Obrigado.

Ao todos os colegas da sala 212, pelos conselhos, companhia, paciência e brincadeiras durante esses anos. Obrigado.

Ao amigo e colega Fábio Juner Lanferdini e ao professor Rodrigo Rico Bini, pelo auxílio durante todo o processo desse manuscrito e pela paciência ao me explicar conteúdos sobre biomecânica do ciclismo. Obrigado.

Ao bolsista CENESP Tiago Canal Jacques, pela ajuda na análise dos dados. Obrigado

Ao Professor Marco Aurélio Vaz, por me receber junto ao grupo de pesquisa (GPBiC) e por me proporcionar a oportunidade de aprender ciência, pelo auxílio na elaboração,

construção, execução e finalização deste projeto. Pelo incentivo e ajuda na concretização de um estágio fora do país onde vivenciei outras culturas e conheci diferentes lugares e pessoas, e que sem seu auxílio eu não teria chagado nem na metade do caminho profissional que estou traçando, pelos conselhos e pela oportunidade de fazer parte de um grupo de pesquisa unido, onde considero todos que fazem parte deste grupo minha família. Muito Obrigado.

Ao Prof. Toni Arndt por me receber tão bem em Estocolmo durante meu estágio de seis meses, pela oportunidade de aprender e vivenciar diferentes técnicas, pela ajuda incondicional na Suécia e por me auxiliar no desenvolvimento do artigo original desta dissertação. Muito Obrigado.

As Profs. Maria Ekblom e Olga Tarassova, por me receberem em seu laboratório em Estocolmo, pelo auxílio na execução de um novo método de pesquisa e pela ajuda a entender novas técnicas. Obrigado.

Ao amigo e colega Paulo Gago, por me receber tão bem durante os últimos seis meses em seu apartamento em Estocolmo, por me auxiliar no que eu precisa-se e por me ajudar na execução de um método de pesquisa. Obrigado.

Aos funcionários do LAPEX, Luciano Souza Wutke, Luiz Pinto Ribeiro e Rosangela Azevedo de Andrade (Dani), pelo auxílio em diversos momentos durante minha estadia no laboratório. Obrigado.

Aos funcionários do PPGCMH, Ana Lúcia Minor Larratéia, André Luis Carmo dos Santos e Rosane Amaro Lopes, pelos auxílios durante meu mestrado, pelas inúmeras solicitações de certificados e dúvidas. Obrigado.

RESUMO

EFEITO DA CADÊNCIA DE PEDALADA SOBRE A ARQUITETURA DO MÚSCULO VASTO LATERAL E O COMPRIMENTO DA UNIDADE MÚSCULO-TENDÍNEA.

A cadência de pedalada é um importante componente na produção de potência, sendo responsável pelas mudanças na velocidade de encurtamento muscular, a qual influencia diretamente o desempenho no ciclismo. Ainda não está claro se a redução na ativação muscular e o menor torque no pedivela estão associados com a redução na contribuição dos tecidos ativos e/ou passivos em diferentes velocidades de pedalada. O objetivo da presente dissertação foi investigar o efeito de diferentes cadências de pedalada (70 e 90 rpm) sobre a arquitetura muscular do vasto lateral (VL) e comprimento da unidade músculo-tendão (UMT). Além de dados adicionais, da unidade músculo-tendão, força e a atividade elétrica dos músculos vasto medial, reto femoral e bíceps femoral, do torque muscular, força, ângulo do joelho, assim como a força resultante no pedal durante a pedalada. A amostra foi composta por 19 atletas (11 ciclistas e 8 triatletas) experientes em ciclismo. As características dos atletas avaliados foram (média±DP): $29 \pm 7,4$ anos de idade, $72 \pm 8,3$ kg de massa corporal, $178 \pm 8,9$ cm de altura, 382 ± 62 km por semana de treinamento de ciclismo, $PO_{MAX} = 381 \pm 37$ W da potência máxima aeróbica e 62 ± 6 ml/kg/min de consumo máximo de oxigênio. Os atletas realizaram um teste preliminar para determinação da potência máxima aeróbica durante carga máxima de trabalho, enquanto no segundo teste eles pedalarão na potência referente ao segundo limiar ventilatório ($PO_{LV2} = 324 \pm 37$ W) a 90 e 70 rpm em ordem randomizada por sorteio. A força aplicada no pedal direito, a ativação muscular do membro inferior, a cinemática da articulação do joelho e a arquitetura muscular foram coletadas durante os últimos 20 segundos de cada teste. Esses dados foram utilizados em um modelo biomecânico para verificação da variação do comprimento da unidade músculo-tendão nas respectivas cadências. Comparações estatísticas foram realizadas utilizando testes t de Student entre as duas cadências (70 e 90 rpm) para todas as variáveis do estudo, assumindo uma diferença significativa quando $p \leq 0,05$. Para o teste utilizamos o software SPSS 17.0 para Windows. Foi observada uma diminuição significativa no torque extensor do joelho (70 rpm = $108 \pm 13\%$ vs. 90 rpm = $97 \pm 13\%$; $p < 0,01$), na força

resultante no pedal (70 rpm = $107 \pm 11\%$ vs. 90 rpm = $94 \pm 7\%$; $p < 0,01$) e na força do quadríceps (70 rpm = $107 \pm 17\%$ vs. 90 rpm = $98 \pm 13\%$; $p < 0,01$) na cadência de 90 rpm comparado a cadência de 70 rpm. Foram observadas ainda similaridade para o ângulo do joelho entre as cadências ($100 \pm 20\%$ em 70 rpm vs. $99 \pm 6\%$ em 90 rpm; $p = 0,92$), e similaridade na espessura do músculo vasto lateral (70 rpm = $101 \pm 5\%$, 90 rpm = $99 \pm 6\%$; $p = 0,14$), enquanto o comprimento do fascículo (70 rpm = $74 \pm 33\%$, 90 rpm = $86 \pm 35\%$; $p = 0,01$) aumentou e o ângulo de penação diminuiu da cadência de 70 para a de 90 rpm (70 rpm = $115 \pm 45\%$, 90 rpm = $96 \pm 34\%$; $p < 0,01$). O comprimento da UMT do quadríceps (70 rpm = $99 \pm 2\%$, 90 rpm = $100 \pm 2\%$; $p \leq 0,05$) e o comprimento da UMT do vasto lateral (70 rpm = $98 \pm 4\%$, 90 rpm = $100 \pm 4\%$; $p = 0,02$) apresentaram um aumento na cadência de 70 para a cadência de 90 rpm. Para os músculos reto femoral (70 rpm = $100 \pm 1\%$, 90 rpm = $100 \pm 1\%$; $p = 0,08$) e bíceps femoral (70 rpm = $100 \pm 1\%$, 90 rpm = $100 \pm 1\%$; $p = 0,16$) não houveram diferenças significativas para o comprimento da UMT. A ativação muscular do vasto medial em 90 rpm apresentou um diminuição comparada à cadência de 70 rpm (70 rpm = $114 \pm 34\%$ vs. 90 rpm = $83 \pm 19\%$; $p \leq 0,05$), enquanto a ativação dos músculos bíceps femoral e reto femoral não apresentaram diferença significativa entre as cadências. Em conclusão, a mudança na cadência de pedalada de 70 para 90 rpm em carga constante de trabalho reduz a produção de força dos extensores do joelho à 90 rpm, provavelmente decorrente de uma menor ativação do vasto medial e de um trabalho do fascículo em um maior comprimento e em um menor ângulo de penação do vasto lateral nessa cadência mais elevada.

Palavras-chave: ciclistas, ciclo de pedalada, unidade-músculo tendão.

ABSTRACT

CYCLING CADENCE EFFECT ON MUSCLE ARCHITECTURE OF THE VASTUS LATERALIS AND MUSCLE-TENDON UNIT LENGTH.

Cycling cadence is an important component in power production, where changes muscle shortening velocity can affect cycling performance. It is not yet clear if the reduction in muscle activation and the lower crank torque are associated with decreases in contribution from active and/or passive tissues in different cycling cadences. The propose of this master thesis was to investigated the influence of two cycling cadences (70 and 90 rpm) on muscle architecture of the vastus lateralis and muscle-tendon unit length. As well, addicional data was analyzed as muscle-tendon unit, force, and the muscle activation of vastus medialis, rectus femoris and biceps femoris, muscular torque, force, knee angle and resultant force during pedaling. Nineteen athletes (11 cyclists and 8 triathletes) experienced in cycling have taken part in this study. The characteristics of cyclists/triathletes were(mean \pm SD): 29 \pm 7.4 years of age, 72 \pm 8.3 kg of body mass, 178 \pm 8.9 cm of height, 382 \pm 62 km per week of cycling training, 381 \pm 37 W of maximal aerobic power output, and 62 \pm 6 ml/kg/min of maximal oxygen uptake. The athletes performed an incremental cycling test to determinate their maximal workload. In a second they pedalled in their maximal workload and at the workload of their second ventilatory threshold ($PO_{VT2} = 324 \pm 37$ W) at 90 and 70 rpm in random order. The force applied to the right pedal, lower limb muscles' activation, lower limb kinematics and the ultrasound images from vastus lateralis were collected during the last 20 seconds of each test. This data was used in a biomechanical model to assess the influence of muscle-tendon unit in the two cadences. Student t tests were used to compare effects from pedalling cadences (70 and 90 rpm) in this study, assuming a significant difference when $p \leq 0.05$ using a statistical package (SPSS 17.0 for windows). A significant decrease in knee extensor torque (70 rpm = 108 \pm 13% vs. 90 rpm = 97 \pm 13%; $p < 0.01$), in crank torque (70 rpm = 107 \pm 11% vs. 90 rpm = 94 \pm 7%; $p < 0.01$) and in quadriceps force (70 rpm = 107 \pm 17% vs. 90 rpm = 98 \pm 13%; $p < 0.01$) were found at 90 rpm compared to 70 rpm. No differences were found for the knee angle between cadences (100 \pm 20% at 70 rpm vs. 99 \pm 6% at 90 rpm; $p = 0.92$). Muscle thickness was not significantly different between cadences (70 rpm = 101 \pm 5%, 90 rpm = 99 \pm 6%; $p = 0.14$),

however the fascicle length significantly increased (70 rpm = $74\pm 33\%$, 90 rpm = $86\pm 35\%$; $p=0.01$) and pennation angle decreased (70 rpm = $115\pm 45\%$, 90 rpm = $96\pm 34\%$; $p<0.01$) from 70 rpm to 90 rpm. Muscle-tendon unit length of quadriceps showed a significant increase (70 rpm = $99\pm 2\%$, 90 rpm = $100\pm 2\%$; $p\leq 0.05$) followed by a significant increase in muscle-tendon unit length of vastus lateralis (70 rpm = $98\pm 4\%$, 90 rpm = $100\pm 4\%$; $p=0.02$) from 70 rpm to 90 rpm. Rectus femoris (70 rpm = $100\pm 1\%$, 90 rpm = $100\pm 1\%$; $p=0.08$) and biceps femoris (70 rpm = $100\pm 1\%$, 90 rpm = $100\pm 1\%$; $p=0.16$) did not differ between the two cadences. Muscle activation of vastus medialis at 90 rpm showed a decrease compare to 70 rpm (70 rpm = $114\pm 34\%$ vs. 90 rpm = $83\pm 19\%$; $p\leq 0.05$), while biceps femoris and rectus femoris muscle did not differ between the two cadences. In conclusion, changes in cycling cadence from 70 rpm to 90 rpm at constant workload reduced force production at 90 rpm, resulting in a lower activation of the vastus medialis while fascicles worked at longer lengths and at smaller pennation angles.

Key-words: cyclists, crank cycle, muscle-tendon unit length.

LISTAS DE FIGURAS

Figura 1. Bicicleta posicionada no equipamento de treinamento estacionário (Computrainer).	33
Figura 2. Posicionamento da sonda do sistema de ultrasonografia à 50% do comprimento do músculo vasto lateral (VL) (BLAZEVICH, GILL e ZHOU, 2006)....	36
Figura 3. Ilustração dos locais anatômicos usados para criação do modelo no plano sagital e estimar o centro da articulação do joelho usando marcadores no epicôndilo lateral do joelho. Ângulo do quadril (θQ); ângulo do joelho (θJ), ângulo do tornozelo (θT), marcadores anteroposterior do pedal (Pp e Pa).	38
Figura 4. Ilustração da arquitetura do vasto lateral. Marcas (números) foram digitalizadas para cada frame do vídeo do ultrasonografia: (1) marcador da pele; (2-3) aponeurose superficial; (4) inserção do fascículo na aponeurose profunda; (5-6) fascículo; e (7-8) aponeurose profunda. Comprimento do fascículo foi definido como a distância entre a inserção do fascículo na aponeurose profunda até a aponeurose superficial. Ângulo de penação foi definido como o ângulo entre a aponeurose profunda e o fascículo. Espessura muscular foi definida como a distância perpendicular entre a aponeurose superficial e profunda.	39
Figura 5. Ciclo de pedalada e seção selecionada na fase de propulsão (45° - 135°) para recorte e análise dos dados (DOREL et al., 2009).....	40
Figura 6. Ângulo do joelho, torque do joelho, força resultante e força do quadríceps a 70 e 90 rpm. * = diferença significativa entre as duas cadências ($p \leq 0,05$).	41
Figura 7. Dados não normalizados da (a) força resultante e (b) ângulo do joelho durante o ciclo completo da pedalada em 70 e 90 rpm. Valores médios (+DP). Ângulos entre 45° e 135° (linhas verticais pontilhadas) foram utilizados na análise estatística.	
Figura 8. Espessura muscular, comprimento de fascículo e ângulo de penação do vasto lateral (VL) a 70 e 90 rpm. * = diferença significativa entre as duas cadências ($p \leq 0,05$).	43
Figura 9. Dados não normalizados da (a) espessura muscular, (b) comprimento do fascículo, (c) ângulo de penação e (d) comprimento da unidade músculo-tendão (UMT) do vasto lateral (VL) durante o ciclo completo da pedalada em 70 e 90 rpm. Valores médios (+DP). Ângulos entre 45° e 135° (linhas verticais pontilhadas) foram utilizados na análise estatística.....	44
Figura 10. Unidade músculo-tendão dos músculos vasto lateral (VL), reto femoral (RF), bíceps femoral (BF) e quadríceps a 70 e 90 rpm. * = diferença significativa entre as cadências ($p \leq 0,05$).	45
Figura 11. Sinal RMS para os músculos vasto medial (VM), reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF) a 70 e 90 rpm. * = diferença significativa entre as duas cadências ($p \leq 0,05$).	45
Figura 12. Valores médios (+DP) do sinal RMS para os músculos (a) vasto medial (VM), (b) reto femoral (RF) e (c) bíceps femoral (BF) durante o ciclo pedalada a 70 e 90 rpm. Ângulos entre 45° e 135° (linhas verticais pontilhadas) sendo utilizados na análise estatística.	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resumo de estudos experimentais examinando força e/ou torque do pedal em diferentes cadências.....	19
Tabela 2: Resumo de estudos experimentais examinando ativação muscular em diferentes cadências.....	24
Tabela 3: Número da amostra por estudo em cada variável de interesse.....	31

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1. A força resultante (F_R) foi calculada utilizando a força normal (F_N) e a força tangencial (F_T).	36
Equação 2 e 3. Cálculos para conversão as forças referenciais do pedal no sistema para as forças na referencia global. A força vertical (F_Y) e horizontal (F_X) são as forças na coordenada global do sistema computada usando a força normal (F_N) e anteroposterior (F_{AP}) no pedal sobre a superfície do pedal e o ângulo pedal (θ_P).	37
Equação 4. Comprimento de fascículo (CF) foi calculado com a razão entre a espessura muscular (EM) e o seno do ângulo de penetração (AP).	39

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES.

θ_{AP} – Ângulo de Penação

θ_J – Ângulo do Joelho

θ_P – Ângulo do Pedal

θ_Q – Ângulo do Quadril

θ_T – Ângulo do Tornozelo

BF – Bíceps Femoral

CF – Comprimento do Fascículo

cm – Centímetro

CO₂ – Dióxido de Carbono

DVD – *Digital Versatile Disc*

EM – Espessura Muscular

EMG – Eletromiografia

F_{AP} – Força Anteroposterior do Pedal

FC_{MAX} – Frequência Cardíaca Máxima

FECO₂ – Fração expirada de dióxido de carbono

FL – Fibular Longo

F_N – Força Normal

F_R – Força Resultante

F_T – Força Tangencial

F_X - Força horizontal na coordenada global do sistema

F_Y – Força vertical na coordenada global do sistema

GAS – Gastrocnêmios

GL – Gastrocnêmio Lateral

GL_{MAX} – Glúteo Máximo

GL_{MED} – Glúteo Médio

GM – Gastrocnêmio Medial

Hz – Hertz

ISQ_{MED} – Semimembranoso e semitendinoso

Kg – Kilogramas

Km – Kilômetros

LV₂ – Segundo Limiar Ventilatório

MHz – Megahertz

ml/kg/min – Mililitro por Quilograma por Minuto

mm – Milímetros

N – Newton

O₂ – Oxigênio

P_A – Ponto Anterior do Pedal

PO_{LV2} – Potência no Segundo Limiar Ventilatório

PO_{MAX} – Potência Máxima

P_P – Ponto Posterior do Pedal

RF – Reto Femoral

RMS – *Root Mean Square*

RPM – Revoluções por Minuto

SOL – Sóleo

TA – Tibial Anterior

TP – Tibial Posterior

UMT – Unidade-Músculo Tendão

VE/VCO₂ – Equivalente Ventilatório de Dióxido de Carbono

VEVO₂ – Equivalente Ventilatório de Oxigênio

VL – Vasto Lateral

VM – Vasto Medial

VO_{2MAX} – Consumo de Oxigênio Máximo

W – Watts

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO.....	14
INTRODUÇÃO.....	15
1.1 Objetivo Geral	16
1.1.1 Objetivos Específicos	16
REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 Efeitos das diferentes cadências nos parâmetros biomecânicos (força e ativação muscular), na arquitetura muscular e no deslocamento da UMT.....	17
2.1.1 Cadências vs. Força e/ou torque na pedalada.....	17
2.1.2 Cadência vs. Atividade elétrica muscular na pedalada.....	22
2.1.3 Cadências vs. Arquitetura muscular e deslocamento da UMT na pedalada..	28
2.2 Análise crítica da literatura.....	29
2.3 Problema de Pesquisa	30
2.4 Hipóteses	30
MATERIAIS E MÉTODOS.....	30
3.1 Tipo de estudo	30
3.2 Variáveis.....	31
3.3 Amostra	31
3.3.1 Critérios de inclusão	32
3.3.2 Critérios de exclusão	32
3.4 Protocolo de avaliação.....	32
3.5 Coleta de dados.....	34
3.6 Análise dos dados	36
3.7 Análise estatística	40
RESULTADOS	41
DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	47
CONSIDERAÇÕES FINAIS E DIREÇÕES FUTURAS.....	51
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	52
ANEXO I.....	57
ANEXO II	72

APRESENTAÇÃO

O presente manuscrito (dissertação) faz parte de um projeto posterior que envolveu a obtenção de diversas variáveis biomecânicas e fisiológicas em ciclistas e triatletas com experiência competitiva. Realizamos um projeto entre 2009-2010 no qual objetivamos estudar a função muscular utilizando ultra sonografia e outras técnicas. Dentre os experimentos, as variações de cadência não haviam sido exploradas.

A estrutura escolhida foi o formato clássico, qual uma breve introdução do tema proposto será apresentada, seguida de uma revisão breve da literatura a respeito dos efeitos de manipulações na cadência na arquitetura muscular e deslocamento da unidade musculotendínea (UMT). A referida revisão também traz evidências científicas sobre o efeito de diferentes cadências nas variáveis neuromusculares (ativação, torque e força muscular) em ciclistas durante a pedalada. Em sequência, os materiais e métodos utilizados no presente estudo serão apresentados com as seguintes subseções: amostra, protocolo de avaliação, coleta de dados, análise dos dados e análise estatística. Logo em seguida, os resultados observados no estudo serão apresentados, seguidos de sua discussão e conclusão do estudo.

Por fim, uma síntese sobre os principais achados desta dissertação, sugestões de futuras investigações que poderiam auxiliar o entendimento da função muscular em diferentes cadências e sua interferência no desempenho do atleta durante o ciclo de pedalada serão apresentados.

INTRODUÇÃO

A cadência de pedalada é um importante componente na produção de potência durante o ciclismo, alterações neste componente podem alterar a velocidade de encurtamento muscular, a qual tem influência direta no desempenho no ciclismo (ANSLEY e CANGLEY, 2009). De acordo com Martin (2007), a produção de força muscular voluntária é influenciada pela velocidade de encurtamento, tempo de contração (excitação-relaxamento) e comprimento muscular. A influência da velocidade de encurtamento muscular sobre a produção de força foi observada quando a tensão muscular *in situ* aumenta com o decréscimo da velocidade de contração (HILL, 1938).

Para uma produção de potência constante, o aumento da cadência de pedalada é acompanhado pela diminuição do torque no pedivela e aumento do trabalho muscular negativo devido a uma grande contribuição inercial dos segmentos para a velocidade angular do pedivela (NEPTUNE e HERZOG, 1999). Entretanto, em uma alta cadência, o tecido muscular tem um curto período de tempo para produção de força, requerendo uma alta ativação elétrica ordenada para manter o trabalho mecânico (BAUM e LI, 2003). Macintosh et al. (2000) encontraram que o nível de ativação varia com a cadência e com a potência produzida. A cadência que minimiza a ativação muscular aumenta linearmente com o aumento da potência produzida. Em 100 W, 60 rpm permitem minimizar a ativação muscular, enquanto que em 400 W, 100 rpm resulta em mínima ativação. Essas mudanças no recrutamento e também na velocidade de encurtamento afetam as forças no pedal. Diferentes estudos têm encontrado uma diminuição nas forças do pedal para uma potência constante em torno de 40-100 rpm (NEPTUNE e HERZOG, 1999; PATTERSON e MORENO, 1990), sendo esta redução na força no pedal associada a diminuição no torque muscular (NEPTUNE e HERZOG, 1999). Porém, não está claro se a redução da ativação e um baixo torque muscular durante cadências elevadas podem ser devido a uma redução na contribuição dos componentes ativos ou passivos do tecido musculoesquelético (ISHIKAWA e KOMI, 2008).

Um estudo prévio avaliou os parâmetros de arquitetura muscular e o deslocamento da unidade músculo-tendão (UMT) do VL em diferentes cadências. Austin, Nilwik e Herzog, (2010) reportaram que o comprimento do fascículo do VL não foi significativamente afetado pela mudança da cadência de pedalada (50 e 80 rpm). Porém, não está claro se uma redução observada na amplitude de movimento do joelho

em alta cadência (BINI et al., 2010) provocaria uma redução na excursão dos fascículos musculares. Grandes mudanças no comprimento de componentes passivos comparado aos componentes ativos do VL foram observadas durante a pedalada (MURAOKA et al., 2001), o que poderia sugerir que as alterações na amplitude de movimento do joelho teriam um efeito preponderante sobre os componentes passivos, mas não sobre os ativos.

Mudanças no movimento do joelho poderia ser resultado de uma combinação da redução da excursão dos fascículos e componentes passivos (ex. tendões e aponeuroses). De fato, não está claro se mudanças na cadência podem alterar a excursão dos componentes musculares, resultando em adaptações na ativação muscular. Em carga de trabalho constante, mudanças na cadência deveriam afetar inversamente a força e a velocidade durante a pedalada, que por sua vez podem afetar a excursão dos componentes ativos (ex. fascículo) e passivos para manter o mesmo trabalho mecânico.

1.1 Objetivo Geral

Investigar os efeitos de duas cadências de pedalada (70 e 90 rpm) sobre a arquitetura muscular do vasto lateral e a variação do deslocamento da UMT durante o ciclo de pedalada.

1.1.1 Objetivos Específicos

1. Comparar os efeitos de duas cadências de pedalada (70 e 90 rpm) sobre os parâmetros de arquitetura muscular (comprimento de fascículo, ângulo de penação e espessura muscular) do vasto lateral durante o ciclo de pedalada.
2. Comparar os efeitos de duas cadências de pedalada (70 e 90 rpm) sobre o deslocamento da UMT do vasto lateral, reto femoral, bíceps femoral e quadríceps durante o ciclo de pedalada.
3. Comparar os efeitos de duas cadências de pedalada (70 e 90 rpm) sobre a ativação elétrica muscular do vasto medial, reto femoral e bíceps femoral durante o ciclo de pedalada.

4. Comparar os efeitos de duas cadências de pedalada (70 e 90 rpm) sobre o ângulo do joelho, torque, força muscular e força resultante durante o ciclo de pedalada.

REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Efeitos das diferentes cadências nos parâmetros biomecânicos (força e ativação muscular), na arquitetura muscular e no deslocamento da UMT.

A cadência possui influência direta no desempenho do atleta durante uma competição. A “cadência preferida” é definida como a escolhida e utilizada livremente pelo competidor (ANSLEY e GANGLEY, 2009). Ciclistas com diferentes níveis de treinamento possuem uma cadência preferida diferente, sendo mais alta (90rpm) para ciclistas profissionais (DIAS, LIMA e NOVAES, 2007). Uma cadência ótima é definida pela tentativa de minimizar o consumo de energia, stress muscular ou a percepção de esforço durante a pedalada (ANSLEY e GANGLEY, 2009; FARIA,SJOJAARD e BONDE-PETERSEN, 1982).

De acordo com a literatura, diferentes cadências podem alterar os parâmetros biomecânicos (EMG, força) durante a pedalada, os quais repercutem no desempenho do atleta em termos da capacidade de propulsionar a bicicleta à frente (BAUM e LI, 2003; CANDOTTI et al, 2007; NEPTUNE e HERZOG, 1999).

2.1.1 Cadências vs. Força e/ou torque na pedalada

Durante um ciclo de pedalada podemos observar duas fases: fase de propulsão (0°-180°) e a fase de recuperação (180°-360°) (TOO, 1990). Estudos tem se beneficiado de pedais instrumentados bi-dimensionais para avaliar as forças durante o ciclo da pedalada, possibilitando a mensuração das componentes normal (Fy) e tangencial (Fx) (CARPES et al., 2005; DIEFENTHAELER et al., 2008; ETTEMA, LORAS e LEIRDAL, 2009). Durante o ciclo de pedalada nem toda a força aplicada é aproveitada devido à liberdade de giro entre o taco acoplado na sapatilha e o pedal. Sendo assim, os

autores têm utilizado as componentes normal (F_y) e tangencial (F_x) para calcular a força resultante (F_r) e a força efetiva (F_e).

A força resultante (F_r) é obtida por meio da combinação das duas componentes (F_y e F_x), e representa a força total aplicada no plano sagital pelo atleta. A outra componente envolvida no ciclo de pedalada é a força efetiva (F_e), caracterizada como a força aplicada perpendicularmente ao pedivela (BURKE, 1996; DIEFENTHAELER et al., 2008). Quando calculada a razão entre a força efetiva e a força resultante, pode-se obter o índice de efetividade, que é uma das formas de mensurar a técnica de pedalada, onde um índice de efetividade maior trará um melhor aproveitamento da força produzida para a transmissão da mesma como propulsora do pedivela, assim melhorando a técnica (CANDOTTI et al., 2007).

Estudos têm avaliado as forças no pedal em diferentes cadências, onde para uma potência constante seguida de incremento da cadência, há uma diminuição na força e no torque nos pedivelas (SINCLAIR, 2010; DOREL et al., 2010; CANDOTTI et al., 2007).

Resumo dos estudos avaliando a força e/ou torque em diferentes cadências se encontra na tabela 1.

Tabela 1: Resumo de estudos experimentais examinando força e/ou torque do pedal em diferentes cadências.

Estudos	Métodos de intervenção	Variáveis mensuradas	Nº de sujeitos	Principais resultados
Candotti et al., 2007	1º dia: protocolo para estimar o 2º limiar ventilatório. 2º dia: teste utilizando 5% abaixo do 2º limiar ventilatório em 60, 75, 90 e 105 rpm. Foram utilizados pedais instrumentados na bicicleta.	Força efetiva em 60, 75, 90 e 105 rpm.	9 ciclistas	Apresentou uma diminuição da força efetiva com o aumento da cadência.
Rossato et al., 2008	Protocolo submáximo: 2 testes de 30min. com intensidade de 60% e 80% da PO_{MAX} , cada teste com 10 min., à uma cadência 20% acima e abaixo da cadência preferida.	Força aplicada no pedal 20% abaixo e acima da cadência preferida.	8 ciclistas de estrada	Não houve diferença na média da força resultante entre as cadências nas diferentes intensidades.
Whitty et al., 2009	Teste no cicloergometro em duas potências: 150 e 200 W nas cadências de 50, 65, 80, 95 e 110 rpm randomizadas.	Pico de torque e média do torque no pedal.	18 homens não ciclistas	Diminuição do pico de torque com o aumento da cadência e diminuição na média do torque na fase de propulsão com o aumento da cadência.
Dorel et al., 2010	Cicloergômetro equipado com pedal instrumentado.	Força no pedal 100-150W 80,117,170 rpm	14 homens ativos saudáveis	Correlação positiva entre a diminuição da força efetiva e o aumento da cadência. Durante a fase de propulsão também foi encontrado uma diminuição da força com o aumento da cadência.
Sinclair, 2010	Modelamento matemático simulando o torque no pedal.	Torque no pedal entre 10 e 120 rpm.	—————	96% na diminuição do torque no pedal possui relação com o aumento da cadência.

rpm = revoluções por minuto; PO_{MAX} = Potência máxima; W = wats; min = minutos.

Tabela 1: Resumo de estudos experimentais examinando força e/ou torque do pedal em diferentes cadências (continuação).

Estudos	Métodos de intervenção	Variáveis mensuradas	Nº de sujeitos	Principais resultados
Patterson e Moreno, 1990	Teste em bicicleta ergométrica com pedal instrumentado em duas situações; 1ª: 100 w em 40-120 rpm; 2ª: 200w em 50-120 rpm.	Força no pedal durante as duas cargas de trabalho com suas respectivas cadências.	11 homens	Diminui a força no pedal durante o ciclo para as duas cargas de trabalho (3% para 100 W 60 rpm comparada a 120 rpm; 13% para 200 W em 100 rpm).
Takaishi et al., 1998	Teste em duas condições diferente: 150 e 200 w (40, 45, 60, 75 e 105 rpm randomizado).	Força no pedal em 40, 45, 60, 75 e 105 rpm.	7 ciclistas	Não apresentou diferença na força com o aumento da cadência.
Neptune e Herzog, 1999	Teste em 260 W nas cadências de 60, 75, 90, 105 e 120 rpm.	Torque muscular positivo e torque muscular negativo.	8 ciclistas	Aumento significativo do torque muscular negativo com o aumento da cadência. Mesmo observando uma diminuição do torque positivo muscular com o aumento cadência, esse não foi significativo.
Sanderson, Hening e Black, 2000	Teste de 12 pedaladas consecutivas em 60, 80 e 100 rpm.	Força efetiva e resultante em 60, 80, 100 rpm.	29 ciclistas	Diminuição do pico de força resultante e efetiva com o aumento da cadência.
Bieuzen et al., 2007	Teste constante em cicloergometro por 12 min., (4 min., em 50, 110 e cadência preferida) com uma potência correspondente a 80% do limiar ventilatório.	Torque no pedal em 50 rpm, cadência preferida e 110 rpm.	24 ciclistas	Diminuição do pico de torque da cadência preferida para a maior cadência (110 rpm).

rpm = revoluções por minuto; PO_{MAX} = Potência máxima; W = wats; min = minutos.

De acordo com a revisão realizada, uma relação inversa entre o aumento da cadência e a diminuição da força/torque aplicado no pedal é observada.

Dorel et al., (2010), observou que durante baixas velocidades de pedalada a fase de flexão do joelho ocorrida durante a fase de propulsão tem implicações importantes para produção da potência mecânica durante a pedalada, sendo ela correspondente a mais de 10% do nível de força.

De acordo com Sanderson, Hening e Black (2000), o aumento da cadência de pedalada implica no aumento do impulso negativo, onde não há uma “puxada” eficiente do pedal durante a fase de recuperação realizada pela perna contralateral. Segundo os autores, isso dificulta a produção de força dos extensores do joelho na fase de propulsão do ciclo de pedalada (WHITTY et al., 2009 e DOREL et al., 2010).

A força efetiva negativa é associada à fase de recuperação (180-360°), já a força efetiva é relacionada à fase de propulsão (0-180°; CANDOTTI et al., 2007). Essa força efetiva negativa (resistência contra o movimento) pode ser produzida em parte pelo sistema musculoesquelético influenciando a força total aplicada no pedal. Assim como os componentes musculares (fibras musculares) produzem força, os componentes não-musculares (gravidade e inércia) também exercem um papel de se oporem na produção de força por serem forças que contribuem negativamente durante a fase de propulsão (NEPTUNE e HULL, 1999).

Patterson e Moreno (1990) e Candotti et al., (2007) avaliaram o índice de efetividade o qual apresenta uma diminuição linear com o incremento da cadência. Essa diminuição está relacionada à inabilidade de aplicação da força diretamente no pedal durante a pedalada. Ocorrendo uma dificuldade de coordenação muscular para aplicar força na direção perpendicular ao pedivela.

Quando um ciclista pedala em cadências elevadas, o torque muscular apresenta uma diminuição e há um aumento do torque não-muscular (NEPTUNE e HERZOG, 1999), enquanto em cadências baixas a tendência de realizar uma técnica melhor de pedalada, por meio de uma melhor coordenação de movimento, minimiza o torque negativo (ROSSATO et al., 2008).

2.1.2 Cadência vs. Atividade elétrica muscular na pedalada

Essa coordenação do movimento está associada com o tempo de ativação muscular (excitação-relaxamento) em diferentes cadências. Estudos relacionam essa diminuição da força ou torque com o decréscimo na ativação muscular em altas velocidades (TAKAISH et al 1998; BIEUZEN et al., 2007) (ver tabela 2). O tecido muscular requer um tempo para desenvolver a tensão e um tempo para o relaxamento, e quanto maior for a velocidade de execução da tarefa motora, menor é o tempo hábil para produzir essa tensão (MARTIN, 2007).

Com o aumento da cadência, a força gerada durante cada contração é diminuída, enquanto a velocidade de contração aumenta, ou seja, o tempo de contração em cada fase do ciclo de pedalada limita a produção de força durante movimentos rápidos. Essa relação existente entre a máxima capacidade de produção de força e a velocidade de contração, sendo denominada de relação força-velocidade, onde a força depende das mudanças instantâneas do comprimento muscular durante a contração (NIGG e HERZOG, 1999).

A perda substancial na produção de força em movimentos cíclicos é devida, além dos aspectos acima mencionados em relação à ativação, também aos mecanismos contráteis que atuam na relação força-velocidade (ex. limitações na formação de pontes cruzadas). Todos esses mecanismos atuam de maneira a reduzir a força muscular no ciclo de pedalada com o aumento da cadência (ANSLEY e GANGLEY, 2009; MARTIN, 2007; BIEUZEN et al., 2007).

Em cadências mais altas unidades motoras mais rápidas devem ser recrutadas para manter a mesma potência. Entretanto, em cadências baixas unidades motoras lentas também são recrutadas, as quais produzem mais força em menores velocidades aumentando o potencial de produção de força do componente contrátil (ANSLEY e GANGLEY, 2009; UMBERGER, GERRISTSEN e MARTIN, 2006).

Lucia et al. (2004) compararam padrões de pedalada usando uma cadência baixa (60 rpm) em alta potência, e observaram que o músculo requer contrações vigorosas para produção de força, e que essa contração provavelmente pode se sustentar com o aumento no recrutamento de unidade motoras, particularmente contendo fibras rápidas (tipo II). Por outro lado, em uma alta cadência o nível de força diminui, talvez induzido preferencialmente pelo desrecrutamento de unidade motoras lentas (fibras tipo I).

Unidade motoras lentas possuem uma eficiência mecânica máxima em 72 rpm, enquanto para unidade motoras rápidas a eficiência mecânica máxima encontra-se em 84 rpm. Com o aumento da cadência essa eficiência tende a diminuir, talvez essa eficiência mecânica pode ser associada com o alterações na taxa de gasto energético de cada fibra, onde cadência altas aumentaria o gasto energético para os dois tipos de fibras (UMBERGER, GERRISTSEN e MARTIN, 2006).

Resumo dos estudos avaliando a atividade elétrica muscular em diferentes cadências se encontra na tabela 2.

Tabela 2: Resumo de estudos experimentais examinando ativação muscular em diferentes cadências.

Estudos	Métodos de intervenção	Variáveis mensuradas	Nº de sujeitos	Principais resultados
Bieuzen et al., 2007	Teste constante em cicloergometro por 12 min., (4 min., em 50, 110 e cadência preferida) com uma potência correspondente a 80% do limiar ventilatório.	EMG: VL, RF e BF	24 ciclistas	Diminuição na EMG do VL com o incremento da cadência.
Candotti et al., 2009	1º teste: aquecimento em cicloergometro com 30 W mantido por 3 min. Posteriormente foi realizado o incremento de 30 W por mim até a exaustão para determinação do VO ₂ MAX. 2º teste: teste em cicloergometro em 5% do 2º limiar ventilatório nas cadências de 60, 75, 90 e 105 rpm.	EMG: RF, BF e VL Co-ativação: RF-BF e VL-BF	9 ciclistas e 8 triatletas	Não foi observada diferença significativa na co-ativação entre as diferentes cadências nos dois grupos. Triatletas apresentam um percentual significativamente maior de co-ativação quando comparado aos ciclistas em 60, 75 e 90 rpm para o RF-BF e em todas as cadências para o VL-BF.
McGhie e Ettema, 2011	1º teste: teste incremental para determinar a FC _{MAX} . 2º teste: teste a 75% da FC _{MAX} nas diferentes cadências.	EMG: RF, BF, VM, GAS, TA e SOL	9 ciclistas	Sem antecipação da ativação para as maiores cadências.

rpm = revoluções por minuto; PO_{MAX} = potência máxima; W = wats; min = minutos; FC_{MAX} = frequência cardíaca máxima; VO₂MAX = consumo de oxigênio máximo; EMG = sinal eletromiográfico; RF = reto femoral; BF = bíceps femoral; VM = vasto medial; GAS = gastrocnemios; TA = tibial anterior; SOL = sóleo; VL = vasto lateral; FL = fibular longo; TP = tibial posterior; GL = gastrocnêmio lateral; GL_{MAX} = glúteo máximo; GL_{MED} = glúteo médio; ISQ_{MED} = semimembranoso e semitendinoso.

Tabela 2: Resumo de estudos experimentais examinando ativação muscular em diferentes cadências (continuação).

Estudos	Métodos de intervenção	Variáveis mensuradas	Nº de sujeitos	Principais resultados
Lucia et al., 2004	Teste para determinação do PO_{MAX} , posteriormente um teste incremental (100 W com aumento de 20 W min.) em 60, 80 e 100 rpm.	EMG: VL, GL_{MAX}	8 ciclistas	Diminuição da EMG do VL e GL_{MAX} com o aumento da cadência.
Li e Baum, 2004	Teste em potência constante (250 W) em 60, 80 e 100 rpm	EMG: TA e SOL	16 ciclistas recreacionais	O músculo TA apresenta um onset mais precoce em alta cadência (100 rpm), um pico de EMG precoce com o aumento da cadência e não foi encontrado diferença no offset em diferentes cadências. O SOL não apresentou influência do incremento da cadência no onset, um pico de EMG precoce com o aumento da cadência e nenhuma diferença no offset com o aumento da cadência.
Chapman et al., 2006	Aquecimento de 7 min. Teste de 3 min., sendo 2 min. para aclimatização mais 1 min. de coleta de dados em 55-60, 75-80 e 90-95 rpm em ordem aleatória. Utilizaram uma bicicleta acoplada em um ciclo simulador.	EMG: FL, SOL, GL, TP e TA	7 ciclistas de estrada	Aumento linear de cada músculo com o incremento da cadência.

rpm = revoluções por minuto; PO_{MAX} = potência máxima; W = wats; min = minutos; FC_{MAX} = frequência cardíaca máxima; $VO2_{MAX}$ = consumo de oxigênio máximo; EMG = sinal eletromiográfico; RF = reto femoral; BF = bíceps femoral; VM = vasto medial; GAS = gastrocnemios; TA = tibial anterior; SOL = sóleo; VL = vasto lateral; FL = fibular longo; TP = tibial posterior; GL = gastrocnêmio lateral; GL_{MAX} = glúteo máximo; GL_{MED} = glúteo médio; ISQ_{MED} = semimembranoso e semitendinoso.

Tabela 2: Resumo de estudos experimentais examinando ativação muscular em diferentes cadências (continuação).

Estudos	Métodos de intervenção	Variáveis mensuradas	Nº de sujeitos	Principais resultados
Ericson et al., 1985	Teste de 5 min em diferentes cadências (40, 60, 80 e 100 rpm).	EMG:GL _{MAX} , GL _{MED} , RF, VM, BF, ISQ _{MED}	11 homens	Aumento na EMG com o incremento da cadência, exceto para o RF e BF.
Marsh e Martin, 1995	Teste de 2 min., a 100 W com incremento de 50 W a cada 2 min até a exaustão.	EMG: VL, RF, BF, SOL e GAS	8 ciclistas	A cadência afeta a EMG do VL e RF, mas não a EMG do BF e SOL. Diminuição do pico de EMG com o aumento da cadência.
Takaishi et al., 1998	Teste em duas condições diferentes: 150 e 200 W (40, 45, 60, 75, 90 e 105 rpm randomizado).	EMG: VL, VM e BF	7 ciclistas	Aumento da EMG do BF de 75 para 90 rpm (200 W).
MacIntosh et al., 2000	Aquecimento de 5 min à 100 W, após eram realizadas combinações de cadências (50, 60, 80, 100 e 120 rpm) e potências (100, 200, 300 e 400 W) em ordem aleatória.	EMG: SOL, GAS, TA, VM, RF, BF, GL _{MAX}	8 homens ativos	Apresenta uma diminuição do sinal EMG com o incremento da cadência; quanto maior for a potência menor será o sinal.
Baum e Li, 2003	Teste em potência constante (250 W) em 60, 80 e 100 rpm.	EMG: GL _{MAX} , RF, BF, VL, TA, GAS e SOL	16 homens	Os músculos GL _{MAX} , RF, BF, VL, TA e SOL apresentaram uma antecipação no onset durante o ciclo de pedalada com o aumento da cadência. Já o mesmo acontece no offset para os músculos GL _{MAX} , RF, BF e VL. O tempo de duração é diminuído com o aumento da cadência para o BF e TA.

rpm = revoluções por minuto; POMAX = potência máxima; W = wats; min = minutos; FC_{MAX} = frequência cardíaca máxima; VO₂MAX = consumo de oxigênio máximo; EMG = sinal eletromiográfico; RF = reto femoral; BF = bíceps femoral; VM = vasto medial; GAS = gastrocnemios; TA = tibial anterior; SOL = sóleo; VL = vasto lateral; FL = fibular longo; TP = tibial posterior; GL = gastrocnêmio lateral; GL_{MAX} = glúteo máximo; GL_{MED} = glúteo médio; ISQ_{MED} = semimembranoso e semitendinoso.

Observamos nos estudos que o aumento da velocidade no ciclismo produz uma diminuição da força produzida no pedivela. Talvez a estratégia de um menor recrutamento muscular seja realizada para manter a potência constante sem que ocorra uma fadiga. Outro aspecto importante mencionado nos estudos é o início precoce da ativação muscular durante ciclo de pedalada em altas cadências. Isso pode ser associado com a perda na eficiência muscular, que provocaria alterações na coordenação muscular, acometendo o tempo de ativação e, conseqüentemente, a produção de força durante a pedalada com o incremento da cadência (BIEUZEN et al., 2007).

Essa diminuição da ativação muscular durante o ciclo da pedalada em altas cadências, provavelmente está relacionado com o recrutamento seletivo de unidades motoras que possuam capacidade de gerar força em determinadas cadências. Em outras palavras, em cadências elevadas, unidades motoras de contração lenta não teriam condições de gerar força rapidamente, e interfeririam na coordenação do movimento. Em função disso, essas unidades lentas não seriam recrutadas em cadências elevadas, gerando uma redução na ativação muscular e, conseqüentemente, na capacidade de produção de força que seria reduzida em função desse recrutamento seletivo.

Em cadências mais baixas, essas unidades motoras lentas têm condições de se contrair e gerar força, aumentando a contribuição do componente contrátil na geração de força, e também um aumento no sinal eletromiográficos devido ao aumento no recrutamento de unidades motoras em baixas cadências.

Entretanto, uma vez que a fadiga muscular pode interferir tanto com o padrão de recrutamento quanto com a capacidade total de produção de força, talvez o nível de esforço do teste também pode ter relação direta e deve ser levado em consideração. Em níveis máximos de esforço voluntário, o ciclista é obrigado a recrutar o número máximo de unidades motoras disponíveis, de modo que o nível de ativação muscular deve reduzir à medida que a exaustão ocorre.

Níveis submáximos de esforço voluntário possibilitam um aumento no recrutamento de unidades motoras com a fadiga, o que resultaria em um aumento na ativação devido ao crescente recrutamento de unidades motora maiores com o aumento da fadiga. Portanto, a comparação entre os estudos deve ser realizada com cautela a fim de evitar interpretações errôneas em relação aos mecanismos de ativação e de produção de força no pedal com o aumento da cadência de pedalada.

2.1.3 Cadências vs. Arquitetura muscular e deslocamento da UMT na pedalada

Somente dois estudos foram encontrados na literatura (MURAOKA et al., 2001; AUSTIN, NILWIK e HERZOG, 2010) abordando as alterações do tecido contrátil durante o ciclo de pedalada, os quais avaliaram os parâmetros de arquitetura muscular e deslocamento da UMT. Entretanto, no primeiro estudo tanto o comportamento da UMT e da arquitetura muscular foram avaliados em apenas uma cadência, enquanto o segundo estudo avaliou os efeitos de diferentes cadências sobre a arquitetura muscular sem que o comportamento da UMT fosse avaliado.

Muruoka et al. (2001) avaliaram em cicloergometro o comprimento fascicular do VL, UMT e o tecido não-contrátil durante pedalada lenta (40 rpm) em homens. Durante a fase de propulsão (extensão do joelho), o fascículo e a UMT apresentaram uma diminuição já para a fase de recuperação (flexão do joelho), o fascículo e a UMT tiveram um aumento do comprimento. Os elementos não-contráteis (diferença entre os componentes relativos ao fascículo e da UMT) apresentaram um aumento na fase de propulsão. A velocidade de enurtamento do fascículo é maior comparado a velocidade de encurtamento da UMT e na fase de extensão do joelho foi observado uma maior velocidade de encurtamento para a UMT.

No estudo de Austin, Nilwik e Herzog (2010), os autores avaliaram a relação torque-comprimento fascicular em duas cadências diferentes (50 e 80 rpm). Para isso utilizaram as seguintes técnicas: dinamômetro isocinético para obter o torque máximo do VL, enquanto um aparelho de ultrassom foi utilizado para mensuração das imagens de arquitetura do VL. O teste no dinamômetro isocinético consistiu em 10 contrações voluntárias máximas isométricas entre os ângulos de 10° a 110° de flexão do joelho. O fascículo do VL foi avaliado durante o ponto de máxima produção de torque e nos ângulos de 0°, 90° e 180° do pedivela (esses ângulos representam o início e o fim da fase de propulsão, sendo que o ângulo de 90° representa o ângulo de máxima produção de força). A partir desta metodologia observaram que o comprimento fascicular do VL diminuiu durante a fase de propulsão independente da cadência utilizada.

Os resultados de Austin, Nilwik e Herzog (2010) revelaram que o comprimento do fascículo para esses esforços abrange uma grande porção da região do platô da relação força-comprimento independente da cadência. Os resultados sugerem que não

há uma variação do comprimento fascicular do VL com o aumento da cadência (90° a 50 rpm = 1,33cm ± 0,18cm, 90° a 80 rpm = 1,43cm ± 0,21cm).

Assim, verificamos que há uma diferença no comprimento fascicular e na UMT durante o ciclo de pedalada. Durante a fase de propulsão em que ocorre a extensão do joelho, há uma redução do comprimento dos fascículos do VL com aumento do comprimento dos componentes não contráteis, que estão sendo distendidos pelo componente contrátil. Entretanto, durante a fase de recuperação, o joelho está sendo flexionado, o que deveria provocar obrigatoriamente um aumento no comprimento tanto do componente contrátil quanto do componente não contrátil devido ao estiramento em ambos componentes pelo aumento da flexão de joelho e consequente alongamento tanto do ventre muscular quanto da UMT (MURAOKA et al., 2001).

2.2 Análise crítica da literatura

A revisão de literatura realizada neste manuscrito procurou analisar estudos originais que investigaram as alterações na força e/ou torque e no sinal eletromiográfico em diferentes cadências de pedalada.

Os estudos reportaram que o aumento da cadência diminui o recrutamento muscular e força/torque durante o ciclo de pedalada. Somente dois estudos avaliaram os parâmetros de arquitetura muscular e deslocamento da UMT em diferentes cadências, o que dificulta o entendimento destas variáveis e suas alterações durante o ciclo de pedalada em diferentes velocidades, uma vez que os mesmos possuem diferentes metodologias.

Demonstrado que mudanças na cadência implicam em alterações na produção de força e torque no pedal, bem como alterações na ativação muscular. Ainda não há evidências concretas de como as mudanças na cadência alterariam os parâmetros de arquitetura muscular e o que provocariam no deslocamento da UMT durante o ciclo de pedalada.

Os conhecimentos gerados em um estudo sistemático com essas características podem auxiliar no entendimento dos efeitos da velocidade de encurtamento sobre o comportamento dos tecidos contráteis e não contráteis durante a pedalada, e o quanto essas alterações podem influenciar diretamente o desempenho de ciclistas, uma vez que ele não utiliza cadências constantes durante uma prova de ciclismo.

Portanto, o objetivo desse estudo é avaliar as diferenças que duas cadências distintas de pedalada produzem no comportamento dos componentes contráteis, UMT, força e ativação muscular.

2.3 Problema de Pesquisa

Quais os efeitos de duas cadências distintas (90 e 70 rpm) de pedalada sobre a arquitetura muscular do vasto lateral e o deslocamento da UMT durante o ciclo da pedalada?

2.4 Hipóteses

O comprimento do fascículo deverá diminuir e o ângulo de penação do vasto lateral deverá aumentar na cadência mais lenta (70 rpm), tendo em vista a maior capacidade de produção de força em cadências mais baixas de pedalada comparado a cadências mais altas. Já o comprimento da unidade-músculo tendão deverá permanecer sem alterações devido a potencial complacência dos componentes passivos do musculoesquelético do vasto lateral decorrente do aumento da capacidade de geração de força.

Em adicional, uma diminuição da atividade muscular, bem como da força e torque durante a cadência mais elevada (90 rpm), devido à ineficiência no recrutamento de unidades motoras diminuindo a produção de força muscular por unidade motora recrutada durante o ciclo da pedalada.

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Tipo de estudo

O estudo realizado nesta presente dissertação é caracterizado como tipo ex-post-fato, com delineamento descritivo e transversal, de caráter comparativo.

3.2 Variáveis

Dependentes: arquitetura muscular (espessura muscular, comprimento de fascículo e ângulo de penetração) do músculo VL; unidade músculo-tendão dos músculos VL, RF, BF e quadríceps; ângulo e torque do joelho; força resultante e do quadríceps e ativação elétrica muscular do VM, RF e BF

Independentes: Duas velocidades (cadências) de pedalada (70 e 90 rpm).

3.3 Amostra

A priori, a amostra foi constituída por 20 sujeitos do sexo masculino, ciclistas (n=10), triatletas (n=10), Tabela 3. Para o cálculo amostral utilizamos a variabilidade encontrada em dois estudos que avaliaram as variáveis de arquitetura muscular (EM, AP e CF), sendo essas, as mesmas variáveis que serão analisadas no presente estudo. Este cálculo foi realizado por meio do software WINPEPI (PEPI-for-Windows).

Tabela 3: Número da amostra por estudo em cada variável de interesse.

Estudos	EM	AP	CF
	n°	n°	n°
ABE, KUMAGAI E BRECHUE (2000)	10	6	5
MURAOKA et al. (2001)	-	-	9

Tendo em vista que as variáveis de arquitetura muscular são as mais importantes para a comparação das cadências e configurações do selim durante o ciclo de pedalada, ela foi escolhida em detrimento das variáveis de função muscular (UMT e Força) para o cálculo amostral. Em função disso, utilizamos o número mais elevado encontrado no cálculo amostral, ou seja, 10 sujeitos em cada grupo.

A amostra para a presente dissertação foi composta por dezenove atletas com experiência competitiva em ciclismo (11 ciclistas) e triatlon (8 triatletas). Essa alteração no número amostral foi devido a problemas durante análise de dados para alguns sujeitos, assim havendo a exclusão de dois triatletas e a inclusão de um ciclista. As características dos ciclistas/triatletas são: (média±DP): 29 ±7,4 anos de idade, 72 ±8,3 kg de massa corporal, 178 ±8,9 cm de altura, 382 ±62 km de treinamento de ciclismo

por semana, 381 ± 37 W da potência máxima aeróbica e 62 ± 6 ml/kg/min de consumo máximo de oxigênio.

O estudo teve aprovação do comitê de ética e pesquisa da universidade (nº protocolo: 17684) e todos os sujeitos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido para participar do estudo.

3.3.1 Critérios de inclusão

Os sujeitos incluídos neste estudo deveriam: (1) possuir 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) preferencialmente, participar de competições esportivas na sua respectiva modalidade.

3.3.2 Critérios de exclusão

Foram excluídos deste estudo os sujeitos: (1) com 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) que tivessem realizado durante o período de dois meses previamente ao início dos testes e durante os mesmos, qualquer tipo de treinamento que não fosse o da sua modalidade esportiva.

3.4 Protocolo de avaliação

Na primeira sessão, foram mensurados os dados antropométricos (massa corporal e estatura) dos participantes de acordo com a *International Society for the Advancement of Kinanthropometry protocols* (MARFEL-JONES et al., 2006). Também foi mensurado o comprimento do fêmur (medida do trocanter maior ao côndilo femoral lateral) com os participantes em decúbito ventral (MARFEL-JONES et al., 2006). Após, os ciclistas realizaram um aquecimento na bicicleta a 150 W por 10 minutos anteriormente ao início do teste. Os ciclistas foram avaliados em suas próprias bicicletas

posicionadas em um equipamento de treinamento estacionário (Computrainer, ProLab 3D, Racermate Inc., Seattle, WA, EUA; Figura 1) para determinar a potência máxima (PO_{MAX}) e o consumo de oxigênio máximo (VO_{2MAX}).



Figura 1. Bicicleta posicionada no equipamento de treinamento estacionário (Computrainer).

Protocolo da 1ª avaliação: um teste incremental iniciando a 100 W com incremento de 25 W por minuto até a exaustão foi realizado. A cadência foi controlada visualmente à 90 ± 2 rpm para todos os participantes, utilizando *feedback* visual pelo visor do ciclo simulador (Computrainer, ProLab 3D, Racermate Inc., Seattle, WA, EUA). Todos os participantes foram instruídos a posicionar as mãos no guidão da bicicleta durante o teste. O consumo máximo de oxigênio foi mensurado por um sistema de calorimetria indireta em circuito aberto (CPX/D, Medical GraphicsCorp., St Louis, EUA), qual anteriormente ao teste incremental foi realizada a calibração dos sensores de O_2 e CO_2 do equipamento usando gases de qualidade médica em faixas de referência fisiológica. Os dados de troca gasosa foram analisados e determinados durante a carga de trabalho respectiva ao segundo limiar ventilatório (PO_{LV2}) para cada participante, como descritos em Weston e Gabbett (2001).

Para a determinação dos limiares ventilatório, os dados dos equivalentes ventilatório de oxigênio (VE/V_{O_2}) e dióxido de carbono (VE/V_{CO_2}) foram plotados em função da carga de trabalho juntamente com os dados de ventilação. Os limiares ventilatórios foram identificados visualmente por dois avaliadores experientes através de um modelo de três segmentos (McLELLAN, 1985), que determinavam uma pontuação individual para cada limite (PRUD'HOMME et al., 1984). O segundo limiar

ventilatório (LV_2) foi definido por um aumento secundário na ventilação, no equivalente ventilatório de oxigênio (VE/VO_2), aumento acentuado no equivalente ventilatório de CO_2 (VE/VCO_2) e diminuição da fração expirada de CO_2 ($FECO_2$) durante o exercício.

Protocolo da 2ª de avaliação: Os participantes realizaram um aquecimento à 150 W por 10 minutos antes do início do test. Durante o test, os participantes pedalarão a carga máxima inicial obtida no primeiro dia. Após 1-2 minutos de intervalo, eles realizaram testes na carga de trabalho individual de seu segundo limiar ventilatório ($PO_{LV2} = 324 \pm 37$ W) a 90 e 70 rpm, sendo que essa cadência foi selecionada em ordem aleatória por sorteio. O ciclo simulador foi configurado em um modo de carga de trabalho constante para mudar a resistência na roda traseira em ambas as cadências. A força aplicada no pedal direito, atividade muscular do membro inferior, cinemática das articulações e arquitetura muscular foram coletadas durante os últimos 20 segundos de cada teste.

3.5 Coleta de dados

Os componentes normal e anteroposterior da força aplicada no pedal direito foram amplificados (MSC6, ENTRAN, Inglaterra) e mensurados usando um pedal instrumental bidimensional (NABINGER, ITURRIOZ e ZARO, 2002). As forças no pedal foram gravadas com uma frequência amostral de 600 Hz por canal usando um conversor analógico-digital de em 16 bits (DI220, DataQ Instruments, EUA) controlado pelo software WINDAQ® (WINDAQ, DataQ Instruments Inc., EUA).

A cinemática do membro inferior direito foi adquirida utilizando uma câmera filmadora posicionada 4 metros do plano sagital de movimento (AVT PIKE F-032, Allied Vision Technologies GmbH, Alemanha) conectada a um micro computador por meio de uma placa de aquisição (IEEE 3x Firewire 800 64 Bit Host Adapter Card, New Taipei City, Sunix, Taiwan) gravando vídeos em uma frequência amostral de 60 imagens por segundo através do software da AVT ActiveCam software de visualização (Allied Vision Technologies GmbH, Alemanha). Pontos de referências foram aderidos às superfícies ósseas relativas aos eixos articulares do quadril, joelho e tornozelo por meio de marcadores reflexíveis fixados no membro inferior direito dos participantes na espinha ilíaca ântero-superior, trocanter maior, cômulo femoral lateral, maléolo lateral e superfície anterior e posterior do pedal. Dois marcadores foram fixados em distâncias

conhecidas no quadro da bicicleta para posterior calibração dos vídeos do movimento dos participantes.

A atividade elétrica muscular foi mensurada por meio de um eletromiógrafo de superfície (Octopus AMT-8, Bortec Electronics Inc., Calgary, Canadá) nos músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM), sóleo (SOL), cabeça longa do bíceps femoral (BF), reto femoral (RF) e vasto lateral (VL). Pares de eletrodos em configuração bipolar (Ag/AgCl) com um diâmetro de 22 mm foram posicionados sobre a pele, posteriormente à tricotomia e limpeza abrasiva da pele com álcool para reduzir a impedância da pele, como recomendado pela *International Society of Electrophysiology and Kinesiology* (DE LUCA, 1997; MERLETTI et al., 2009). Os eletrodos foram fixados sobre o ventre muscular, um terço do comprimento muscular do ponto médio (para evitar a junção musculotendínea), paralelo à orientação das fibras e utilizando uma fita micropore para auxiliar na fixação (3M Cia, Minnesota, EUA). O eletrodo de referência foi fixado sobre um osso proeminente com um sinal elétrico neutro (superfície anterior da tíbia). Os sinais EMG foram gravados a 2100 Hz por canal usando um conversor analógico-digital em 16 bits (DI720, DataQ Instruments, EUA) no software WINDAQ[®] (WINDAQ, DataQ Instruments Inc., EUA).

A arquitetura muscular foi adquirida do músculo vasto lateral direito por um probe linear de 60 mm (7.5 MHz) conectado a um sistema de ultrasonografia (ALOKA, SSD 4000, Tokyo, Japão) adquirindo imagens a uma frequência de 51 Hz. O probe foi posicionado longitudinalmente no ventre muscular a 50% do comprimento da coxa (BLAZEVIK, GILL e ZHOU, 2006; Figura 2). Uma fita micropore foi fixada na pele para referência da posição do probe em relação à pele. Um gravador de DVD (R130/XAZ, Samsung Inc., Seoul, Coreia do Sul) foi utilizado para gravar as imagens da arquitetura muscular em vídeo para posterior análise a uma frequência de 30 imagens por segundo. Um sistema de sincronização externo foi acionado durante as coletas para o envio de um sinal analógico para as placas de aquisição assim como de sinais visuais para o aparelho de DVD e para a câmera filmadora.

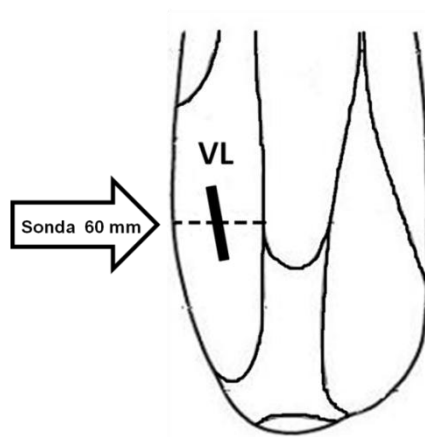


Figura 2. Posicionamento da sonda do sistema de ultrasonografia à 50% do comprimento do músculo vasto lateral (VL) (BLAZEVIK, GILL e ZHOU, 2006).

3.6 Análise dos dados

O sinal de força foi filtrado utilizando um filtro digital Butterworth de terceira ordem passa baixa com corte de frequência inicial de 10 Hz e otimização desta para minimizar os resíduos entre o sinal bruto e o sinal filtrado, descrito por Winter (2005). O produto vetorial das componentes normal e anteroposterior da força no pedal foi definido como a força total no pedal (ROSSATO et al., 2008; Equação 1). A força resultante foi calculada como mostrado na equação 1.

Equação 1:

$$F_R = \sqrt{F_N^2 + F_T^2}$$

Equação 1. A força resultante (F_R) foi calculada utilizando a força normal (F_N) e a força tangencial (F_T).

Dados de força foram divididos em 10 ciclos consecutivos para obtenção de uma curva média para cada sujeito. A análise dos dados foi conduzida off-line usando um programa computacional elaborado em ambiente MATLAB[®] (MathWorks Inc., Natick, EUA).

Os arquivos de vídeo com o movimento dos participantes foram digitalizados e o rastreamento automático dos marcadores foi conduzido em um software de análise de movimento (Skill Spector, Video4Coach, Dinamarca) para adquirir coordenadas bi-dimensionais das articulações ao longo do tempo. Os dados cinemáticos foram

suavizados com um filtro digital Butterworth passa baixa de segunda ordem com uma frequência de corte inicial em 5 Hz otimizada para reduzir o resíduo entre o sinal bruto e o sinal filtrado (WINTER, 2005). Os ângulos da articulação do quadril, joelho e tornozelo durante a pedalada foram calculados a partir de uma suavização dos dados das coordenadas x-y (Figura 3). O comprimento da UMT do vasto lateral, reto femoral e bíceps femoral foram computados utilizando o modelo de Hawkins e Hull (1990) através de um programa computacional elaborado em ambiente MATLAB[®].

O ângulo do pedal em relação ao sistema de coordenada global foi calculado para converter as forças no sistema de referência do pedal para o sistema de coordenadas global, sendo utilizados os procedimentos descritos na literatura (BINI e HUME, 2013) usando as equações 2 e 3. O membro inferior direito foi modelado em três segmentos rígidos (coxa, perna e pé-pedal) e a massa e centro de massa dos segmentos foram estimados de acordo com De Leva, (1996).

Equação 2:

$$F_Y = F_N \cos \theta_P + F_{AP} \sin \theta_P$$

Equação 3:

$$F_X = F_N \sin \theta_P + F_{AP} \sin \theta_P$$

Equação 2 e 3. Cálculos para conversão das forças referenciais do pedal para as forças na referência global. A força vertical (F_Y) e horizontal (F_X) são as forças na coordenada global do sistema computada usando a força normal (F_N) e anteroposterior (F_{AP}) no pedal sobre a superfície do pedal e o ângulo pedal (θ_P).

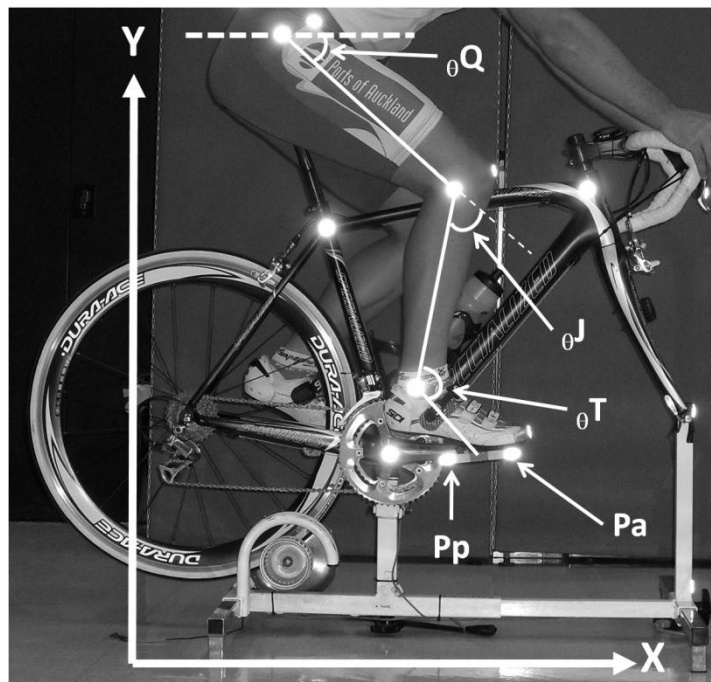


Figura 3. Ilustração dos locais anatômicos usados para criação do modelo no plano sagital e estimar o centro da articulação do joelho usando marcadores no epicôndilo lateral do joelho. Ângulo do quadril (θ_Q); ângulo do joelho (θ_J), ângulo do tornozelo (θ_T), marcadores anteroposterior do pedal (Pp e Pa).

A velocidade linear e angular e a aceleração do centro de massa dos segmentos foram calculadas a partir de dados cinemáticos suavizados por método de derivada de três pontos (WINTER, 2005). Dinâmica inversa convencional foi conduzida para calcular o momento articular do joelho e do tornozelo (REDFIELD e HULL, 1986), utilizando um programa computacional elaborado em ambiente MATLAB[®] adaptado de Van den Bogert e de Koning (1996; <http://isbweb.org/data/invdyn/index.html>). A força muscular do quadríceps foi estimada pela razão entre o momento dos extensores do joelho e o braço de momento estimado por meio do modelo antropométrico de Herzog e Read (1993), somente quando o momento do joelho era extensor.

Para análise da EMG, o sinal bruto foi filtrado usando um filtro Butterworth passa-banda com frequências de corte iniciais de 20-500 Hz otimizada para reduzir o resíduo entre o sinal bruto e o sinal filtrado (WINTER, 2005). Os sinais foram separados e foi calculada a média para 10 ciclos consecutivos do pedivela para cada músculo de cada participante. Os envelopes *root mean square* (RMS) foram normalizados pelo valor da média RMS dos resultados de EMG obtidos durante o teste

com carga P_{Omax} a 90 rpm da segunda sessão. Os dados de EMG foram analisados através de um programa computacional elaborado em ambiente MATLAB[®].

Os arquivos de vídeo com as imagens de ultrassonografia foram extraídos da mídia DVD para análise visual do trigger externo e editados no software Virtual Dub (Avery Lee, EUA). Os frames foram digitalizados manualmente por dois observadores experientes usando um software de análise de movimento (Skill Spector, Video4Coach, Dinamarca). A calibração das coordenadas de ultrassonografia foi calculada para cada vídeo. A espessura muscular foi definida como a distância média no eixo y da imagem entre a aponeurose superficial e profunda. O ângulo de penação foi definido com o ângulo entre o fascículo mais visível e a aponeurose profunda (Equação 4; Figura 4). O comprimento de fascículo foi calculado como mostrado na equação 4.

Equação 4:

$$CF = EM / \sin AP$$

Equação 4. Comprimento de fascículo (CF) foi calculado com a razão entre a espessura muscular (EM) e o seno do ângulo de penação (AP).

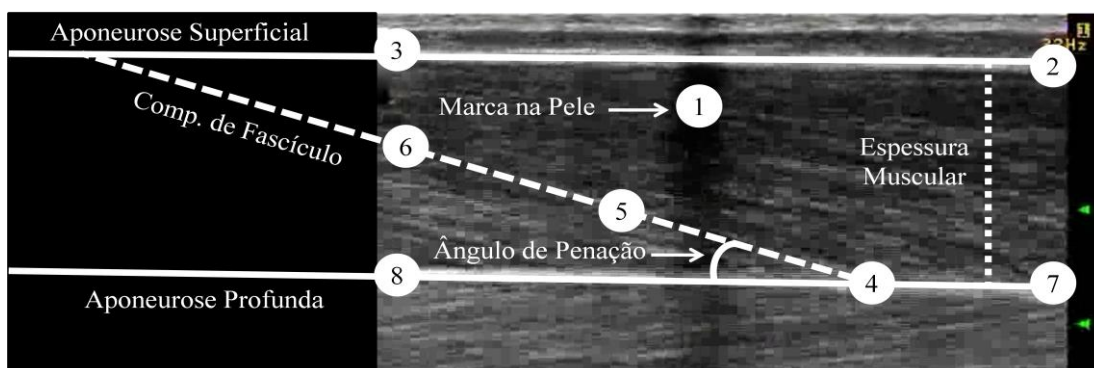


Figura 4. Ilustração da arquitetura do vasto lateral. Marcas (números) foram digitalizadas para cada frame do vídeo do ultrassonografia: (1) marcador da pele; (2-3) aponeurose superficial; (4) inserção do fascículo na aponeurose profunda; (5-6) fascículo; e (7-8) aponeurose profunda. Comprimento do fascículo foi definido como a distância entre a inserção do fascículo na aponeurose profunda até a aponeurose superficial. Ângulo de penação foi definido como o ângulo entre a aponeurose profunda e o fascículo. Espessura muscular foi definida como a distância perpendicular entre a aponeurose superficial e profunda.

Para comparações entre sujeitos, o CF foi normalizado pelo comprimento do fêmur. Toda a análise da arquitetura muscular foi conduzida utilizando um programa computacional elaborado em ambiente MATLAB[®] (Anexo I).

Um marcador fixado ao eixo do pedal foi usado para separar os sinais de força, EMG, cinemática e ultrassonografia em revoluções do pedivela após a sincronização. Todas as variáveis foram calculadas na seção selecionada da fase de propulsão do ciclo de pedalada (45° até 135°), adaptado de Dorel et al. (2009; figura 5).

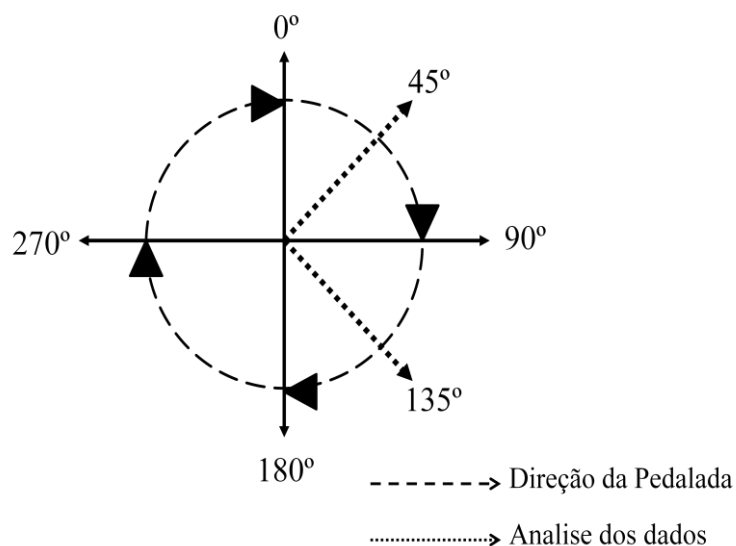


Figura 5. Ciclo de pedalada e seção selecionada na fase de propulsão (45°-135°) para recorte e análise dos dados (DOREL et al., 2009).

Todas as variáveis foram normalizadas pelos valores registrados durante o teste de desempenho (PO_{MAX}) na segunda sessão, a fim de reduzir a variabilidade dos dados entre os sujeitos.

3.7 Análise estatística

A normalidade dos dados foi realizada usando o teste de Shapiro-Wilk. Quando os dados não apresentavam uma distribuição seguindo um perfil de Gauss (normal), uma transformada logarítmica foi usada para reduzir a não-uniformidade dos dados antes de aplicar o teste de comparação. Um teste T de Student para amostra pareada foi realizado para uma comparação estatística entre as duas diferentes cadências (70 e 90 rpm) para todas as variáveis do estudo. Análise estatística foi realizada no software SPSS 17.0 para Windows (SPSS, IBM Inc, Chicago, EUA). Foi assumida uma diferença significativa quando $p \leq 0,05$. Os dados normalizados foram usados para apresentação das figuras via média e desvio-padrão, exceto a Figura 5, quando os

resultados são apresentados usando os dados não normalizados via média e desvio-padrão.

RESULTADOS

Durante a fase de propulsão o torque do joelho foi 11% menor na alta cadência de pedalada (70 rpm = $108 \pm 13\%$ vs. 90 rpm = $97 \pm 13\%$; $p < 0,01$). A força resultante apresentou uma redução de 13% (70 rpm = $107 \pm 11\%$ vs. 90 rpm = $94 \pm 7\%$; $p < 0,01$), acompanhado por uma redução de 9% na força do quadríceps na cadência mais alta (70 rpm = $107 \pm 17\%$ vs. 90 rpm = $98 \pm 13\%$; $p < 0,01$). O ângulo de flexão de joelho não apresentou diferença significativa entre as cadências ($100 \pm 20\%$ em 70rpm vs. $99 \pm 6\%$ em 90 rpm; $p = 0,92$) (Figura 6).

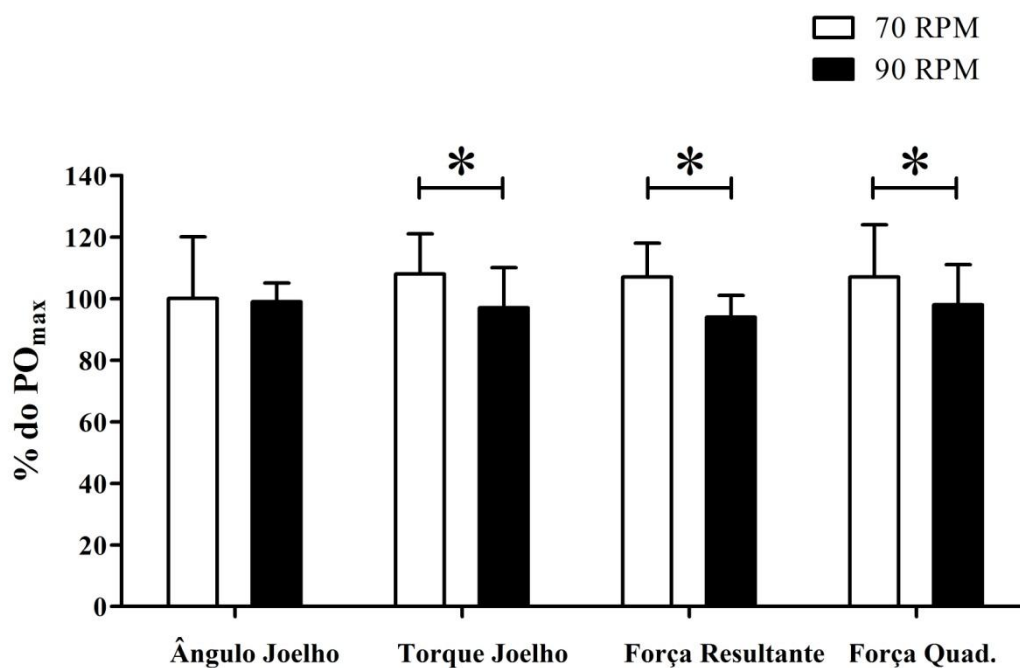


Figura 6. Ângulo do joelho, torque do joelho, força resultante e força do quadríceps a 70 e 90 rpm. * = diferença significativa entre as duas cadências ($p \leq 0,05$).

Na figura 7 apresentamos o comportamento da força resultante e do ângulo de joelho durante o ciclo da pedalada a 70 e 90 rpm.

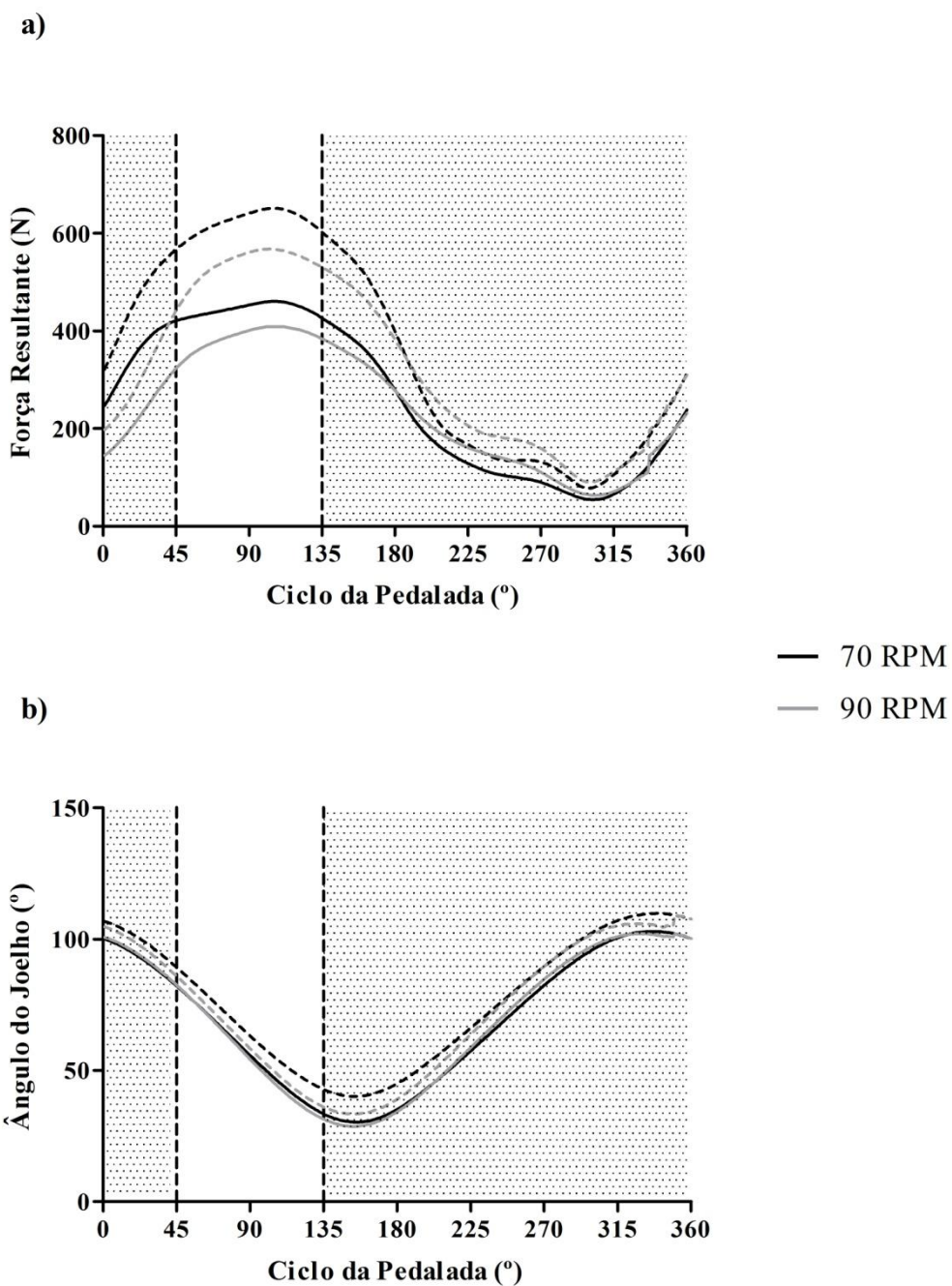


Figura 7. Dados não normalizados da (a) força resultante e (b) ângulo do joelho durante o ciclo completo da pedalada em 70 e 90 rpm. Valores médios (+DP). Ângulos entre 45° e 135° (linhas verticais pontilhadas) foram utilizados na análise estatística.

A arquitetura muscular do VL apresentou mudanças entre as duas cadências. Um incremento de 12% no comprimento do fascículo foi observado na cadência alta (70 rpm = $74 \pm 33\%$, 90 rpm = $86 \pm 35\%$; $p=0,01$), isso foi associado com uma redução de 19% no ângulo de penação (70 rpm = $115 \pm 45\%$, 90 rpm = $96 \pm 34\%$; $p<0,01$), mas sem

alterações na espessura muscular (70 rpm = $101 \pm 5\%$, 90 rpm = $99 \pm 6\%$; $p=0,14$) (Figura 8).

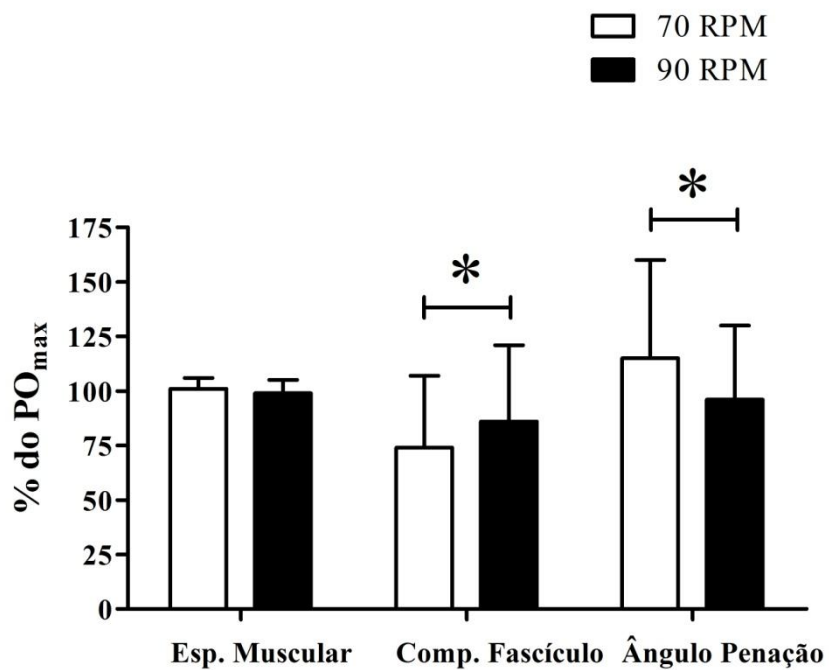


Figura 8. Espessura muscular, comprimento de fascículo e ângulo de penação do vasto lateral (VL) a 70 e 90 rpm. * = diferença significativa entre as duas cadências ($p \leq 0,05$).

Na Figura 9 apresentamos o comportamento dos parâmetros de arquitetura muscular e comprimento da UMT do VL durante o ciclo da pedalada a 70 e 90 rpm.

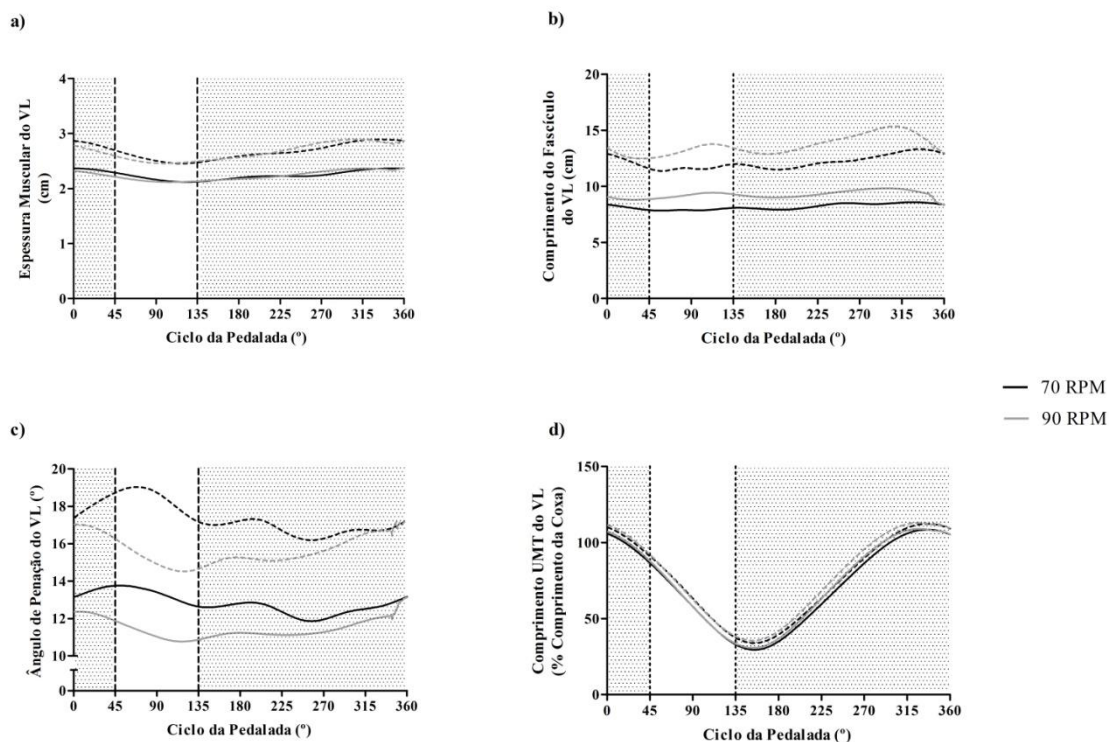


Figura 9. Dados não normalizados da (a) espessura muscular, (b) comprimento do fascículo, (c) ângulo de penação e (d) comprimento da unidade músculo-tendão (UMT) do vasto lateral (VL) durante o ciclo completo da pedalada em 70 e 90 rpm. Valores médios (+DP). Ângulos entre 45° e 135° (linhas verticais pontilhadas) foram utilizados na análise estatística.

A UMT do quadríceps apresentou um maior comprimento na cadência alta (70 rpm = $99 \pm 2\%$, 90 rpm = $100 \pm 2\%$; $p \leq 0,05$). Quando observamos os diferentes músculos podemos relatar um maior comprimento significativo da UMT do VL em 90 rpm (70 rpm = $98 \pm 4\%$, 90 rpm = $100 \pm 4\%$; $p=0,02$), sem alterações estatisticamente significativas no comprimento da UMT do RF (70 rpm = $100 \pm 1\%$, 90 rpm = $100 \pm 1\%$; $P=0,08$) e BF (70 rpm = $100 \pm 1\%$, 90 rpm = $100 \pm 1\%$; $p=0,16$) entre as cadências (Figura 10).

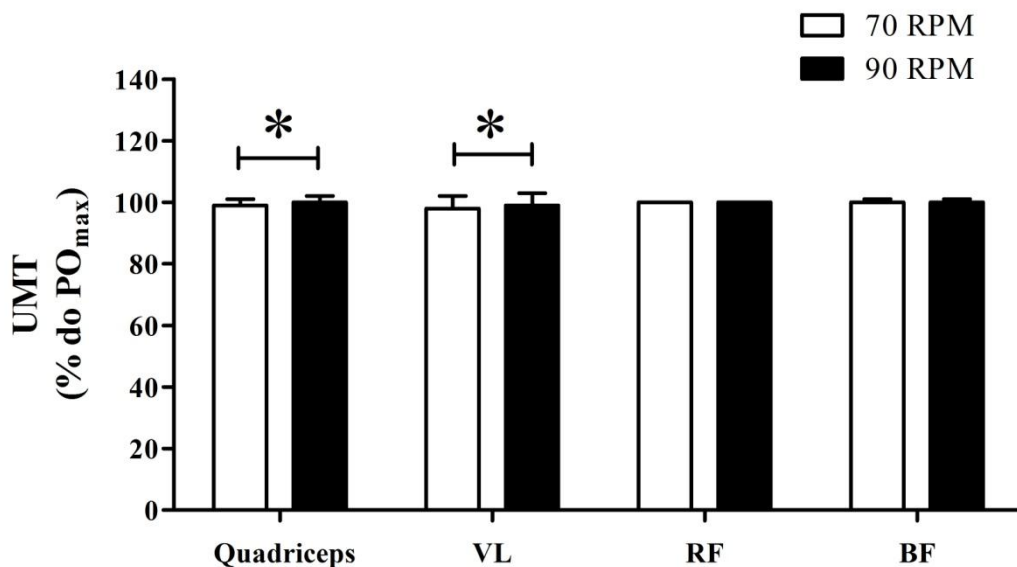


Figura 10. Unidade músculo-tendão dos músculos vasto lateral (VL), reto femoral (RF), bíceps femoral (BF) e quadríceps a 70 e 90 rpm. * = diferença significativa entre as cadências ($p \leq 0,05$).

O sinal de EMG apresentou uma redução com o aumento da cadência para o músculo VM (70 rpm = $114 \pm 34\%$ vs. 90 rpm $83 \pm 19\%$; $p \leq 0,05$), os músculos RF e BF não apresentaram diferenças significativas entre as duas cadências ($p \geq 0,05$; Figura 11).

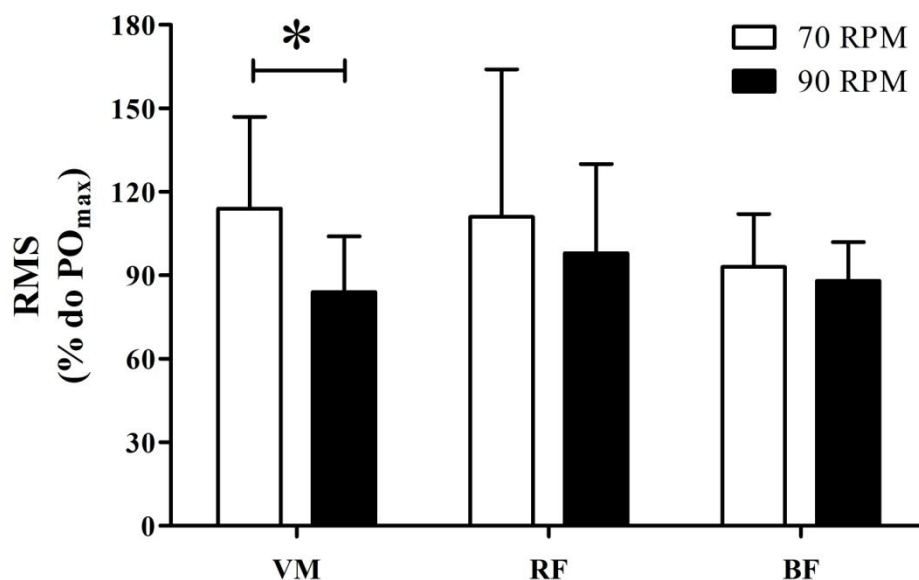


Figura 11. Sinal RMS para os músculos vasto medial (VM), reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF) a 70 e 90 rpm. * = diferença significativa entre as duas cadências ($p \leq 0,05$).

Durante o ciclo de pedalada, o VM e RF apresentaram uma grande ativação na fase de propulsão em 70 rpm, contudo o BF não apresentou um aumento da ativação durante a fase de propulsão nas duas cadências (figura 12).

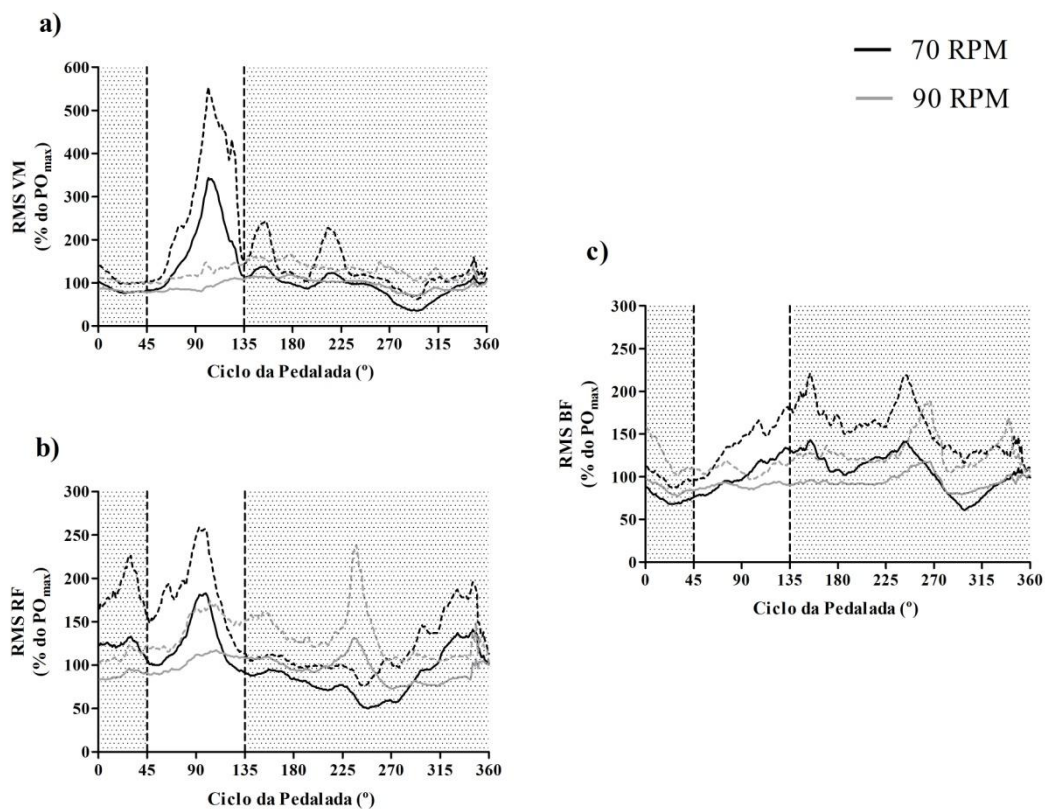


Figura 12. Valores médios (+DP) do sinal RMS para os músculos (a) vasto medial (VM), (b) reto femoral (RF) e (c) bíceps femoral (BF) durante o ciclo pedalada a 70 e 90 rpm. Ângulos entre 45° e 135° (linhas verticais pontilhadas) sendo utilizados na análise estatística.

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Mudanças na cadência (70 e 90 rpm) resultaram em um maior comprimento do fascículo e menor ângulo de penação na cadência mais alta juntamente com um maior comprimento da unidade-músculo tendão para o quadríceps e VL em 90 rpm. Essas mudanças foram associadas com uma menor força no pedal e no torque extensor da articulação do joelho necessário no ciclo de pedalada na cadência mais rápida e em uma constante carga de trabalho. A hipótese em relação a possíveis mudanças na arquitetura muscular foi confirmada, uma vez que nas maiores velocidades o componente contrátil reduziu sua capacidade de produção de força, resultando em um maior comprimento de fascículo. Por outro lado, em relação às mudanças na unidade-músculo tendão nossa hipótese foi rejeitada, tendo em vista que não foi observada diferença na UMT entre as duas cadências de pedalada, quando na verdade esperávamos que na cadência de 70 rpm haveria um maior estiramento da UMT em função da maior capacidade de produção de força do componente contrátil nessa cadência em relação a 90 rpm.

Durante a pedalada o grupo dos vastos teve uma grande contribuição para força no pedal (FREGLY e ZAJAC, 1996). Entretanto, não se tem um entendimento de como as alterações na cadência de pedalada poderiam influenciar a excursão do VL durante a pedalada. No presente estudo, um maior comprimento do fascículo e um menor ângulo de penação para o VL em 90 rpm foram observados. Em contraste, Austin, Nilwik e Herzog, (2010) observaram que mudanças na cadência de 50 para 80 rpm não afetaram o comprimento do fascículo no VL. Entretanto, Austin, Nilwik e Herzog, (2010) avaliaram não-ciclistas pedalando com um carga de trabalho de ~150 W, que difere das condições de experimento do presente estudo (ciclistas e triatletas em uma carga de trabalho de 324 ± 37 W). A diferença reportada deve ser devida à elasticidade dos elementos musculoesqueléticos passivos (MURAOKA et al., 2001), que permitiu aos fascículos produzirem força em seu comprimento próximos ao ideal (AUSTIN, NILWIK e HERZOG, 2010).

Durante o ciclo de pedalada observamos que os parâmetros de arquitetura muscular (espessura muscular, comprimento de fascículo e ângulo de penação) do VL apresentam um comportamento estável durante todo o ciclo nas duas cadências; já para a UMT do VL durante a fase de propulsão observamos uma diminuição do comprimento e um aumento durante a fase de recuperação, sendo este comportamento similar entre as duas cadências. Portanto, mais pesquisas são necessárias para avaliar se

os ciclistas e não-atletas diferem no comportamento da arquitetura muscular do VL durante a pedalada. Sujeitos menos experientes podem ter uma maior co-contracção (CHAPMAN et al., 2008), que aumentaria a necessidade de força muscular (ex. mudanças na arquitetura muscular) para pedalar em carga de trabalho similar.

Para manter uma carga de trabalho constante em alta cadência, uma diminuição da força resultante (13%), torque do joelho (11%) e força do quadríceps (9%) foi observada a 90 rpm. Efeitos combinados dos componentes musculares e não-musculares têm sido sugeridos para determinar a magnitude da força no pedal (NEPTUNE e HULL, 1999). Entretanto, em alguns estudos usando teste de carga constante, alterações na cadência de 70 para 90 rpm tem apresentado também uma diminuição (NEPTUNE e HERZOG, 1999; PATTERSON e MORENO, 1990) ou nenhuma mudança nas forças do pedal (ROSSATO et al., 2008; TAKAISHI et al., 1998). A redução na força do pedal a 90 rpm deve ter ocorrido devido a uma diferença no recrutamento muscular e na estratégia de coordenação durante a pedalada (ETTEMA et al., 2009; TAKAISHI et al., 1998).

Em alta cadência, grandes unidades motoras com uma capacidade de ativação e relaxamento rápido podem ser mais ativadas (ANSLEY e CANGLEY, 2009). Em contraste, baixa produção de força pode requisitar o recrutamento de fibras musculares pequenas, que são suportadas por uma grande proporção de fibras do tipo I observadas no músculo VL de ciclistas treinados (COYLE et al., 1991). Umberger et al. (2006) reportou que fibras de contração lenta tem máxima eficiência em 72 rpm, e que fibras de rápida contração trabalham otimamente a 84 rpm. No presente estudo uma redução foi observada na ativação do VM (30%) de 70 para 90 rpm. Essa redução no sinal do VM suporta nossa hipótese inicial de que um aumento na cadência de pedalada deveria provocar uma redução no recrutamento dos extensores do joelho (e conseqüente redução da força).

Entretanto, a ausência de redução da ativação no caso do músculo RF refutaria nossa hipótese inicial. Cumpre lembrar que o RF é um músculo biarticular que atua tanto na extensão do joelho quanto na flexão do quadril, e talvez por esse motivo a redução da ativação desse músculo não seja tão significativa quanto a dos músculos monoarticulares como o VM e o VL, pois não há uma mesma variação em seu comprimento durante a fase de propulsão da pedalada e seu controle motor é dependente do que ocorre nas duas articulações (quadril e joelho) e não apenas em uma.

Diferentes comportamentos dos sinais EMG para os músculos VM, RF e BF, foram observados. Os músculos extensores do joelho possuem comportamentos semelhantes na fase de propulsão para 70 rpm, enquanto que à 90 rpm, o comportamento EMG dos dois músculos parece ser menor. A EMG do BF apresenta um aumento no final da fase de propulsão se estendendo pela fase descendente da pedalada para 70 rpm, já em 90 rpm não à uma identificação de altas utilizações desse músculo no movimento. Na cadência de 90 rpm o RF apresenta um pico do sinal EMG na fase de recuperação, esse comportamento difere em relação a cadência baixa (70 rpm). Esse resultado pode suportar a hipótese que o ciclista poderá recorrer a menores unidades motoras para uma produção de força menor a 90 rpm. Isso contribuiria para as semelhanças de 90 rpm para a cadências de pedalada auto-selecionada de ciclistas de estrada experientes (MARSH, MARTIN e SANDERSON, 2000).

Diferentes níveis de treinamento entre atletas e diferentes protocolos tem resultado em diferentes conclusões sobre o recrutamento muscular durante a pedalada. Takaishi et al. (1998) encontraram um aumento significativo na ativação do BF de 75 para 90 rpm, enquanto Marsh e Martin (1995) não reportaram diferença na ativação do BF entre as diferentes cadências, mas um aumento significativo na EMG do VL e uma diminuição para o RF com o incremento da cadência (50 para 110 rpm). Entretanto, no presente estudo nenhuma diferença foi observada na ativação do BF entre as cadências, sugerindo que ciclistas controlaram a força no pedal por meio do ajuste dos músculos extensores do joelho e do torque extensor do joelho através de um menor recrutamento dos músculos vastos.

Essas alterações na EMG em diferentes velocidades de pedalada, ainda não estão relacionadas por um início prévio, atraso da ativação muscular ou combinação dos dois durante o período de ativação. Estudos recentes indicam que ciclistas variam em torno da sua adaptação de ativação para as mudanças na cadência (MCGHIE e ETTEMA, 2011), outros estudos sugerem que em ciclistas treinados não ocorra alterações na articulação do joelho (CANDOTTI et al., 2009) ou no tornozelo (CHAPMAN et al., 2008) para as alterações no recrutamento muscular quando ocorre mudanças na cadência.

A variação do comprimento da UMT tem se mostrado ser maior do que a variação apresentada pelo fascículo (MURAOKA et al., 2001), sugerindo um papel de mola para os componentes passivos do tecido musculoesquelético (ISHIKAWA e KOMI, 2008). Em contraste a essa hipótese, o presente estudo apresentou mudanças no

comprimento do fascículo (12%) que potencialmente não foram acomodadas pelos componentes passivos do tecido músculo-esquelético a fim de manter o comprimento da UMT constante (~1%) na fase de propulsão (45°-135°). Esses resultados foram de encontro à hipótese de que uma produção de força muscular ideal poderia ser ajustada, mantendo o comprimento do fascículo próximo a uma ótima sobreposição dos filamentos (AUSTIN, NILWIK e HERZOG, 2010) e alterando o comprimento dos componentes passivos musculares (ex. tendões e aponeuroses) (MURAOKA et al., 2001).

Pesquisas futuras são necessárias a fim de acompanhar simultaneamente as mudanças no comprimento do fascículo e do tendão durante o ciclismo em uma ampla gama de cadências e carga de trabalho para ciclistas treinados.

Recomendações práticas decorrente deste estudo são que, quando pedalarem em aclave (*uphill*), os ciclistas deveriam realizar mudanças na marcha e pedalar em cadências mais elevadas para manter sua carga de trabalho. Compensações na carga de trabalho em altas cadências podem ser uma solução para minimizar a força muscular e sustentar um prolongado exercício de ciclismo. Em altas cadências possivelmente uma diminuição na força muscular de componentes ativos musculares podem resultar em uma grande contribuição necessária dos componentes passivos, o que pode ser mais eficiente na produção de força, onde ocorreria uma diminuição da quantidade de produção de força por fascículo (ISHIKAWA e KOMI, 2008).

Em conclusão, alterações na cadência de pedalada de 70 para 90 rpm em uma constante carga de trabalho reduz a força muscular dos vastos, levando a um maior comprimento fascicular, menor ângulo de penação do músculo VL, menor ativação muscular do VM e maior comprimento da UMT para o músculo VL e quadríceps.

CONSIDERAÇÕES FINAIS E DIREÇÕES FUTURAS

Os resultados encontrados neste estudo indicam que diferentes cadências de pedalada alteram a produção de força aplicada no pedal, torque muscular, arquitetura muscular, deslocamento da UMT e o sinal eletromiográfico de ciclistas durante a pedalada. Contudo, não ficou clara, a partir dos resultados observados, a estabilidade da UMT.

Por outro lado, essas alterações na arquitetura muscular e deslocamento da UMT foram observados somente para o músculo VL. Em estudos futuros poderia se investigar o comportamento de outros músculos e outras articulações durante o ciclo de pedalada. Também a investigação de atletas com elevados níveis de performance (ex. ranking nacional) poderiam elucidar de forma mais clara possíveis diferenças no comportamento muscular em diferentes cadências.

A frequência amostral dos dados de arquitetura muscular utilizada na presente dissertação foi de 30 Hz, qual influencia na perda de sequência de imagens. Essa variabilidade de corrente da perda e/ou falha na sequência de imagens obtidas através da ultrasonografia pode afetar o comportamento muscular durante análise destes dados, ou seja, obtendo uma. Métodos indiretos para calcular a UMT como utilizados nesta dissertação, a dificuldade de coletar por ultrasonografia o comprimento completo do fascículo, bem como considerar o comprimento fascicular linear podem influenciar o resultado final desses resultados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABE, T., KUMAGAI, K. e BRECHUE, W. Fascicle length of leg muscles in greater in sprinters than distances runners. **Medicine and Science in Sport and exercise**, v.32, n.6, p.1125-1129, 2000.

ANSLEY L. e GANGLEY P. Determinants of “optimal” cadence during cycling. **European Journal of Sport Science**, v.9, n.2, p.61-85, 2009.

AUSTIN N., NILWIK R. e HERZOG W. In vivo operational fascicle lengths of vastus lateralis during sub-maximal and maximal cycling. **Journal of Biomechanics**, v.43, n.12, p.2394-2399, 2010.

BAUM, B. S. e LI, L. Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.13, p.181-190, 2003.

BIEUZEN, F., LEPERS, R., VERCRUYSSSEN, F., HAUSSWIRTH, C. e BRISSWALTER, J. Muscle activation during cycling at different cadences: Effect of maximal strength capacity. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.17, p.731-738, 2007.

BINI, R. R. e HUME, P. A. Effects of workload and pedalling cadence on knee forces in cyclists. **Sports Biomechanics**, v.12, n.2, p.93-107, 2013.

BINI, R. R., ROSSATO, M., DIEFENTHAELER, F., CARPES, F. P., REIS, D. C. e MORO, A. R. P. Pedalling cadence effects on joint mechanical work during cycling. **Isokinetics and Exercise Science**, v.18, n.1, p 7-13, 2010.

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

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

CANDOTTI CT, RIBEIRO J, SOARES DP, DE OLIVEIRA AR, LOSS JF e GUIMARAES AC. Effective force and economy of triathletes and cyclists. **Sports Biomechanics**, v.6, n.1, p.31-43, 2007.

CANDOTTI, C. T., LOSS, J. F., BAGATINI, D., SOARES, D. P., DA ROCHA, E. K., DE OLIVEIRA, A. R. e GUIMARÃES, A. C. 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.

CARPES, F. P., MOTA, C., B., BINI, R. R., DIEFENTHAELER, F., GUIMARÃES, A. C. S. e NABINGER, E. 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.105-113, 2005.

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

CHAPMAN, A., VICENZINO, B., BLANCH, P. e HODGES, P. W. Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.18, n.3, p.359-371, 2008.

COYLE, E. F., FELTNER, M. E., KAUTZ, S. A., HAMILTON, M. T., MONTAIN, S. J., BAYLOR, A. M., ABRAHAM, L. D. e PETREK, G. W. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.23, n.1, p.93-107, 1991.

DE LEVA, P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. **Journal of Biomechanics**, v.29, p.1223-1230, 1996.

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

DIAS, M., LIMA, J. R. e NOVAES, J. S. Cadência de pedalada no ciclismo: uma revisão de literatura. **Motricidade**, v.3, n.1, p.270-278, 2007.

DIEFENTHAELER, F., BINI, R. R., NABINGER, E., LAITANO, O., CARPES, F. P., MOTA, C. B. e GUIMARÃES, A. C. S. Methodological proposal for evaluation of the pedaling technique of cyclists: A case study. **Proposta metodologica para a avaliação da técnica da pedalada de ciclistas: Estudo de caso**, v. 14, n. 2, p. 155-158, 2008.

DOREL, S., COUTURIER, A., LACOUR, J. R., VANDEWALLE, H., HAUTIER, C. e HUG, F. Force-Velocity relationship in cycling revisited: Benefit of two-dimensional pedal forces analysis. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.41, n.6, p.1174-1183, 2010.

DOREL, S., DROUET, J. M., COUTURIER, A., CHAMPOUX, Y. e HUG, F. Changes of pedalling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.41, n.6, p.1277-1286, 2009.

ERICSON, M. O., NISELL, R., ARBORELIUS, U. P. e EKHOLM, J. Muscular activity during ergometer cycling. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v.17, n.2, p.53-61, 1985.

ETTEMA, G., LORAS, H. e LEIRDAL, S. The effects of cycling cadence on the phases of joint power, crank power, force and effectiveness. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.19, n.2, p.94-101, 2009.

FARIA, I., SJOJAARD, G. e BONDE-PETERSEN, F. Oxygen cost during different pedaling speeds for constant power output. **Journal of Sport and Medicine**, v.22, n.3, p.295-299, 1982.

- FREGLY, B. J. e ZAJAC, F. E. A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedalling. **Journal of Biomechanics**, v.29, n.1,p.81-90, 1996.
- HAWKINS, D. e M. L. HULL. 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. e READ, L. J. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. **Journal of Anatomy**, v. 182, p.213-230, 1993.
- HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. **Proceedings of the Royal Society of Lond**, v.126, n.843, p.612-745, 1938.
- ISHIKAWA, M. e KOMI, P.V. Muscle fascicle and tendon behavior during human locomotion revisited. **Exercise and sport Sciences Reviews**, V.36, n.4, p.193-199, 2008.
- LI L. e BAUM, B. S. Electromechanical delay estimated by using electromyography during cycling at different pedaling frequencies. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.14, n.6, p.647-52, 2004.
- LUCIA, A., SAN JUAN, A. F., MONTILLA, M., CAÑETE, S., SANTALLA, A. EARNEST, C. e PÉREZ, M. In professional road cyclists, low pedaling cadences are less efficient. **Medicine Science and Sport Exercise**, v.36, n.6, p.1048-1054, 2004.
- MacINTOSH B. R., NEPTUNE R. R. e HORTON J. F. Cadence, Power, and Muscle activation in cycle ergometry. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.32, n.7, p.1281-1287, 2000.
- MARFEL-JONES, M., OLDS, T., STEWART, A. e CARTER, L. International standards for anthropometric assessment. **Potchefstroom**, South Africa: ISAK, 2006.
- MARSH A. P. e MARTIN P. E. The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.27, n.2, p. 217-225, 1995.
- MARSH, A.P., MARTIN, P.E. e SANDERSON, D. J. Is a joint moment-based cost function associated with preferred cycling cadence? **Journal of Biomechanics**, v.33, n.2, p.173-180, 2000.
- MARTIN, J. M. Muscle power: The interaction of cycle frequency and shortening velocity. **Exercise and Sport Science Review**, n. 35, v.2, p.74-81, 2007.
- MCGHIE, D. e ETTEMA, G. The effect of cadence on timing of muscle activation and mechanical output in cycling: On the activation dynamics hypothesis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.21, n.1, p.18-24, 2011.

- MERLETTI, R., BOTTER, A., TROIANO, A., MERLO, E. e MINETTO, M. A. 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.
- MURAOKA, T., KAWAKAMI, Y., TACHI, M. e FUKUNAGA, T. Muscle fiber and tendon length changes in the human vastuslateralis during slow pedaling. **Journal of Applied Physiology**, v.91, n.5, p.2035-40. 2001.
- NABINGER, E., ITURRIOZ, I. e ZARO, M. A. Development of a triaxial force platform for the measurement of force at a bicycle pedal. **20° International Symposium of Biomechanics in Sports**, Cáceres, Espanha: ISB, 290, 2002.
- NEPTUNE, R. R. e HULL, M. L. A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. **Journal of Biomechanics**, v.32, n.4, p.409-15, 1999.
- NEPTUNE, R. R. e HERZOG, W. The association between negative muscle work and pedaling rate. **Journal of Biomechanics**, v.32, n.10, p.1021-6. 1999.
- NIGG, B. M. e HERZOG, W. Biomechanics of the musculo-skeletal system. **Wiley & Sons**, 2 ed., 1999.
- PATTERSON R. P. e MORENO M. I. Bicycle pedaling forces as a function pedaling rate and power output. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.22, n.4, p.512-516, 1990.
- REDFIELD, R. e HULL, M. L. On the relation between joint moments and pedalling rates at constant power in bicycling. **Journal of Biomechanics**, v.19, n.4, p.317-329, 1986.
- ROSSATO, M., BINI, R. R., CARPES, F. P., DIEFENTHAELER, F. e MORO, A. R. P. Cadence and workload effects on pedalling technique of well-trained cyclists. **International Journal of Sports Medicine**, v.29, n.9, p.746-752, 2008.
- SANDERSON D. J., HENNING E. M. e BLACK A. H. The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. **Journal of Sports Sciences**, v.18, n.3, p.173-181, 2000.
- SINCLAIR, P. J. Modelling the muscle force-velocity relationship for multiple joint. **IFMBE Proceedings**, v.31, p.992-995, 2010.
- TAKAISHI, T., YAMAMOTO, T., ONO, T., ITO, T. e MORITANI, T. Neuromuscular, metabolic and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. **Medicine & Science in Sports and Exercise**, v.30, n.3, p. 442-9. 1998.
- UMBERGER, B. R., GERRITSEN, K. G. M. e MARTIN, P. E. Muscle fiber type effects on energetically optimal cadences in cycling. **Journal of Biomechanics**, v.39, p.1472-1479, 2006.

WESTON, S. B. e 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.

WHITY, A. G., MURPHY, A. J., COUTTS, A. J. e WATSFORD, M. L. Factors associated with the selection of the freely chosen cadence in non-cyclists. **European Journal of Applied Physiology**, v.106, n.5, p.705-712, 2009.

Winter, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005.

ANEXO I

```

function alluntrasound_v2

% Ultrasound analysis of VastusLateralis during cycling - Saddle position effects
% by Bini
% date Jun 2010, Updated in February 2013
% -----
% Three stage processing of data:
% 1- Uploads raw ultrasound data from two raters for processing and
% average.
% 2- Sync ultrasound files with EMG, force and kinematics
% 3- Extracts variables to save into Excel spreadsheet.
% Stage 1:
% Load raw coordinate data of ultrasound to measure fascicle length, angle
% of penation and muscle thickness. Uploads raw data from 2 raters to use
% averages of both for further analyses.
% Uses the following functions:
% optimalfiltfc.m = optimal low pass filtering
% cutcycles.m = split time series data into varying crank cycles
% meanSD.m = computes mean +/- SD of varying crank cycles
% eccentriccycling.m = computes timing of eccentric and concentric contractions
% emgonset2.m = computes timing of muscle activation (onset and offset)
% Save data as .mat file
%
=====
=====

clc
clear all

%% Import data from 1st rater
h=msgbox('Import data from first rater');
waitfor(h);

%% Input calibration file for ultrasound
[answercal_ult,directory_name] = uigetfile('*.txt','Select calibration file for
ultrasound','MultiSelect','on');
cd(directory_name);
cal_ult = importdata(answercal_ult);
cal_ultrasound = cal_ult.data;      %file with header
% cal_ultrasound = cal_ult;        %file without header

%% Sample rate
SR3 = 30; %sample rate of ultrasound data

%% Import .txt files - ultrasound data
[answerdata,directory_name] = uigetfile('*.txt','Select ultrasound raw data for
import','MultiSelect','on');

```

```

cd(directory_name);

for files = 1:length(answerdata)
filename = answerdata(1,files);
ultrasound = importdata(filename{1,1});
%   ultrasound = ultrasound.data;           %file with header

%% Filt data - optimalfiltfc.m
fc2 = 5; %Initial guess of cut frequency for optimal low pass filter
[ultrasoundfilt] = optimalfiltfc(ultrasound,SR3,fc2);

%% Calibrating ultrasound frames
calfactor1 = 0.01/abs(mean(cal_ultrasound(:,2)-cal_ultrasound(:,4))); %vertical 1 to
vertical 2
calfactor2 = 0.01/abs(mean(cal_ultrasound(:,7)-cal_ultrasound(:,9))); %horizontal 1 to
horizontal 2
calfactor3 = 0.02/abs(mean(cal_ultrasound(:,2)-cal_ultrasound(:,6))); %vertical 1 to
vertical 3
calfactor4 = 0.02/abs(mean(cal_ultrasound(:,7)-cal_ultrasound(:,11))); %horizontal 1 to
horizontal 3

calfactor = (calfactor1+calfactor2+calfactor3+calfactor4)/4; %average calfactor based
on three segments

ultrasoundfilt = ultrasoundfilt.*calfactor;

clear('calfactor1','calfactor2','calfactor3','calfactor4')

%% Correct skin marker movement
move = 0;
fori = 1:length(ultrasoundfilt)-1
move(i+1,1) = ultrasoundfilt(i,1)-ultrasoundfilt(i+1,1); %Using skin frame

if move(i,1)>0.007 || move(i,1)<-0.007 %if skin marker moves >7mm, correct
coordinates
for A = 1:2:min(size(ultrasoundfilt))
ultrasoundfilt(i,A) = ultrasoundfilt(i,A)-move(i,1);
move2(i,1)= 1; %if marker moves, set move2 = 1
end
else
move2(i,1)= 0;
end
end

clear('i','A')

%% Create markers - collum 1 = X, collum 2 = Y
% SkinMarker = ultrasoundfilt(:,1:2);
SupAponRight = ultrasoundfilt(:,3:4); %Superficial aponeurosis (right marker)
SupAponLeft = ultrasoundfilt(:,5:6); %Superficial aponeurosis (left marker)

```

```

Insertion = ultrasoundfilt(:,7:8); %Fascicle insertion on the deep aponeurosis
Fascicle1 = ultrasoundfilt(:,9:10); %Proximal fascicle marker
Fascicle2 = ultrasoundfilt(:,11:12); %Mid fascicle marker
DeepAponRight = ultrasoundfilt(:,13:14);%Deep aponeurosis (right marker)
DeepAponLeft = ultrasoundfilt(:,15:16); %Deep aponeurosis (left marker)

%% Measure pennation angle
angle1 = asind((Fascicle2(:,2)-Insertion(:,2))./sqrt(((Fascicle2(:,1)-
Insertion(:,1)).^2)+((Fascicle2(:,2)-Insertion(:,2)).^2))));
angle2 = asind((Fascicle1(:,2)-Insertion(:,2))./sqrt(((Fascicle1(:,1)-
Insertion(:,1)).^2)+((Fascicle1(:,2)-Insertion(:,2)).^2))));
PenAngle = (angle1+angle2)./2; %average of pennation angle using two markers on the
fascicle

clear('angle1','angle2')

%% Muscle thickness
thick1 = SupAponRight(:,2) - DeepAponRight(:,2);
thick2 = SupAponLeft(:,2) - DeepAponLeft(:,2);
thick3 = SupAponRight(:,2) - DeepAponLeft(:,2);
thick4 = SupAponLeft(:,2) - DeepAponRight(:,2);
MusThick = (thick1+thick2+thick3+thick4)./4; %average muscle thickness using two
marker on the superficial and two markers on the deep aponeurosis

clear('thick1','thick2','thick3','thick4')

%% Muscle fascicle length
FascicleLength = MusThick./(sind(PenAngle));

%% Filt variables to reduce noise
[B,A]=butter(2,(2*(fc2/SR3)),'low');
PenAnglefilt=filtfilt(B,A,PenAngle);
MusThickfilt=filtfilt(B,A,MusThick);
FascicleLengthfilt=filtfilt(B,A,FascicleLength);
% [PenAnglefilt] = optimalfiltfc(PenAngle,SR3,fc2);
% [MusThickfilt] = optimalfiltfc(MusThick,SR3,fc2);
% [FascicleLengthfilt] = optimalfiltfc(FascicleLength,SR3,fc2);

%% Plot figs of fascicle variables
fnameout = strep(filename{1,1}, '.txt', '');
axes('FontWeight','bold','FontSize',14)
subplot(3,1,1); plot(PenAnglefilt,'k','LineWidth',2); ylabel('Pennation Angle
(deg.)','FontWeight','bold','FontSize',12); set(gca,'FontWeight','bold','FontSize',12);
title_handle = title(fnameout); set(title_handle,'String',fnameout)
subplot(3,1,2); plot(MusThickfilt,'b','LineWidth',2); ylabel('Muscle Thick
(m)','FontWeight','bold','FontSize',12); set(gca,'FontWeight','bold','FontSize',12);
subplot(3,1,3); plot(FascicleLengthfilt,'r','LineWidth',2); ylabel('Fascicle length
(m)','FontWeight','bold','FontSize',12);
xlabel('Frames','FontWeight','bold','FontSize',12);
set(gca,'FontWeight','bold','FontSize',12);

```

```

h=msgbox('Check Ultrasound results');
waitfor(h);
close all

%% Save data
cd(directory_name)
save([fnameout '_ultrasound1.mat']);

end

%% Import data from 2nd rater
h=msgbox('Import data from second rater');
waitfor(h);

%% Input calibration file for ultrasound
[answercal_ult,directory_name] = uigetfile('*.*.txt','Select calibration file for
ultrasound','MultiSelect','on');
cd(directory_name);
cal_ult = importdata(answercal_ult);
cal_ultrasound = cal_ult.data;    %file with header
% cal_ultrasound = cal_ult;      %file without header

%% Sample rate
SR3 = 30; % sample rate of ultrasound data

%% Import .txt files - ultrasound data
[answerdata,directory_name] = uigetfile('*.*.txt','Select ultrasound raw data for
import','MultiSelect','on');
cd(directory_name);

for files = 1:length(answerdata)
filename = answerdata(1,files);
ultrasound = importdata(filename{1,1});
%   ultrasound = ultrasound.data;    %file with header

%% Filt data - optimalfiltfc.m
fc2 = 5; % Initial guess of cut frequency for optimal low pass filter
[ultrasoundfilt] = optimalfiltfc(ultrasound,SR3,fc2);

%% Calibrating ultrasound frames
calfactor1 = 0.01/abs(mean(cal_ultrasound(:,2)-cal_ultrasound(:,4))); %vertical 1 to
vertical 2
calfactor2 = 0.01/abs(mean(cal_ultrasound(:,7)-cal_ultrasound(:,9))); %horizontal 1 to
horizontal 2
calfactor3 = 0.02/abs(mean(cal_ultrasound(:,2)-cal_ultrasound(:,6))); %vertical 1 to
vertical 3
calfactor4 = 0.02/abs(mean(cal_ultrasound(:,7)-cal_ultrasound(:,11))); %horizontal 1 to
horizontal 3

```

```
calfactor = (calfactor1+calfactor2+calfactor3+calfactor4)/4; %average calfactor based
on three segments
```

```
ultrasoundfilt = ultrasoundfilt.*calfactor;
```

```
clear('calfactor1','calfactor2','calfactor3','calfactor4')
```

```
%% Correct skin marker movement
```

```
move = 0;
```

```
fori = 1:length(ultrasoundfilt)-1
```

```
move(i+1,1) = ultrasoundfilt(i,1)-ultrasoundfilt(i+1,1); %Using skin frame
```

```
if move(i,1)>0.007 || move(i,1)<-0.007 %if skin marker moves >7mm, correct
coordinates
```

```
for A = 1:2:min(size(ultrasoundfilt))
```

```
ultrasoundfilt(i,A) = ultrasoundfilt(i,A)-move(i,1);
```

```
move2(i,1)= 1; %if marker moves, set move2 = 1
```

```
end
```

```
else
```

```
move2(i,1)= 0;
```

```
end
```

```
end
```

```
clear('i','A')
```

```
%% Create markers - collum 1 = X, collum 2 = Y
```

```
% SkinMarker = ultrasoundfilt(:,1:2);
```

```
SupAponRight = ultrasoundfilt(:,3:4); %Superficial aponeurosis (right marker)
```

```
SupAponLeft = ultrasoundfilt(:,5:6); %Superficial aponeurosis (left marker)
```

```
Insertion = ultrasoundfilt(:,7:8); %Fascicle insertion on the deep aponeurosis
```

```
Fascicle1 = ultrasoundfilt(:,9:10); %Proximal fascicle marker
```

```
Fascicle2 = ultrasoundfilt(:,11:12); %Mid fascicle marker
```

```
DeepAponRight = ultrasoundfilt(:,13:14);%Deep aponeurosis (right marker)
```

```
DeepAponLeft = ultrasoundfilt(:,15:16); %Deep aponeurosis (left marker)
```

```
%% Measure pennation angle
```

```
angle1 = asind((Fascicle2(:,2)-Insertion(:,2))./(sqrt(((Fascicle2(:,1)-
```

```
Insertion(:,1)).^2)+((Fascicle2(:,2)-Insertion(:,2)).^2))));
```

```
angle2 = asind((Fascicle1(:,2)-Insertion(:,2))./(sqrt(((Fascicle1(:,1)-
```

```
Insertion(:,1)).^2)+((Fascicle1(:,2)-Insertion(:,2)).^2))));
```

```
PenAngle = (angle1+angle2)/2; %average of pennation angle using two markers on the
fascicle
```

```
clear('angle1','angle2')
```

```
%% Muscle thickness
```

```
thick1 = SupAponRight(:,2) - DeepAponRight(:,2);
```

```
thick2 = SupAponLeft(:,2) - DeepAponLeft(:,2);
```

```
thick3 = SupAponRight(:,2) - DeepAponLeft(:,2);
```

```
thick4 = SupAponLeft(:,2) - DeepAponRight(:,2);
```


MusThick = (thick1+thick2+thick3+thick4)/4; % average muscle thickness using two marker on the superficial and two markers on the deep aponeurosis

clear('thick1','thick2','thick3','thick4')

%% Muscle fascicle length

FascicleLength = MusThick./(sind(PenAngle));

%% Filt variables to reduce noise

[B,A]=butter(2,(2*(fc2/SR3)), 'low');

PenAnglefilt=filtfilt(B,A,PenAngle);

MusThickfilt=filtfilt(B,A,MusThick);

FascicleLengthfilt=filtfilt(B,A,FascicleLength);

% [PenAnglefilt] = optimalfiltfc(PenAngle,SR3,fc2);

% [MusThickfilt] = optimalfiltfc(MusThick,SR3,fc2);

% [FascicleLengthfilt] = optimalfiltfc(FascicleLength,SR3,fc2);

%% Plot figs of fascicle variables

fnameout = strep(filename{1,1}, '.txt', '');

axes('FontWeight','bold','FontSize',14)

subplot(3,1,1); plot(PenAnglefilt,'k','LineWidth',2); ylabel('Pennation Angle (deg.)','FontWeight','bold','FontSize',12); set(gca,'FontWeight','bold','FontSize',12);

title_handle = title(fnameout); set(title_handle,'String',fnameout)

subplot(3,1,2); plot(MusThickfilt,'b','LineWidth',2); ylabel('Muscle Thick (m)','FontWeight','bold','FontSize',12); set(gca,'FontWeight','bold','FontSize',12);

subplot(3,1,3); plot(FascicleLengthfilt,'r','LineWidth',2); ylabel('Fascicle length (m)','FontWeight','bold','FontSize',12);

xlabel('Frames','FontWeight','bold','FontSize',12);

set(gca,'FontWeight','bold','FontSize',12);

h=msgbox('Check Ultrasound results');

waitfor(h);

close all

%% Save data

cd(directory_name)

save([fnameout '_ultrasound2.mat']);

end

clear all

%% Average each ultrasound variable for both raters

[answerdata,directory_name] = uigetfile('*.*mat','Select all ultrasound raw data to import','MultiSelect','on');

cd(directory_name);

for files = 1:(length(answerdata)/2)

filename1 = answerdata((files*2)-1);

filename2 = answerdata((files*2));

```

ultrasound1 = importdata(filename1{1,1});
ultrasound2 = importdata(filename2{1,1});

PenAngle = (ultrasound1.PenAngle+ultrasound2.PenAngle)/2;
MusThick = (ultrasound1.MusThick+ultrasound2.MusThick)/2;
FascicleLength = (ultrasound1.FascicleLength+ultrasound2.FascicleLength)/2;

allultrasound.PenAngle = PenAngle;
allultrasound.MusThick = MusThick;
allultrasound.FascicleLength = FascicleLength;

fnameout = strep(filename1, '_ultrasound1.mat', '');
save([fnameout{1,1} '_ultrasoundall.mat'],'allultrasound');
delete(filename1{1,1},filename2{1,1});
end

clear all

%%=====
%%
%% Stage 2:
%% Fascicle length, force, muscle tendon unit and EMG during cycling
%% Pedal forces, EMG, 2D kinematics and ultrasound
%% by Bini
%% date Sep 2010, Updated in February 2013.
%% -----
%% Load ready data of pedal force, kinematics and emg. Sinc of pedal force,
%% joint kinematics, EMG and pre-processed ultrasound coordinates (average
%% of both raters).
%% Uses the following functions:
%% cutcycles.m
%% meanSD.m
%%
%%=====
%%
%% Import .mat files - ready data (force, EMG and kinematics)
[answerdata,directory_name] = uigetfile('*_ready.mat','Select READY data of force,
EMG and kinematics to import','MultiSelect','on');
cd(directory_name);

mkdir('Ultrasound')
directory_name2 = [directory_name '\Ultrasound']; %Indicate folder to save data

for files = 1:length(answerdata)
cd(directory_name)
filename = answerdata(files);
h=msgbox(['Check file name = ' filename{1,1}]);
waitfor(h);

```

```

alldata = importdata(filename{1,1});

%% Import ultrasound pre-processed coordinates - calibrated, filtered and
%% average of two raters
[fileultrasound,directory_name] = uigetfile('*_ultrasoundall.mat','Select pre-processed
ultrasound related file');
cd(directory_name);
h=msgbox(['Check file name = ' fileultrasound]);
waitfor(h);

Ultrasound = importdata(fileultrasound);
PenAngle = Ultrasound.PenAngle;
MusThick = Ultrasound.MusThick;
FascicleLength = Ultrasound.FascicleLength;

%% Interpolate ultrasound variables to force and EMG (2100Hz)
PenAngle = interpft(PenAngle,length(PenAngle)*(2100/30));
MusThick = interpft(MusThick,length(MusThick)*(2100/30));
FascicleLength = interpft(FascicleLength,length(FascicleLength)*(2100/30));

%% Extract Peakanalog and index variables
Peakanalog = alldata.Pekanalog;
switchangle = alldata.switchangle;

%% Cutting signals in 10 superimposed revolutions - cutcycles.m
index = alldata.index;
ncycles = 10;
PenAngleall = cutcycles(PenAngle,Peakanalog,ncycles); PenAngleall =
PenAngleall(:,index); %select only valid cycles
MusThickall = cutcycles(MusThick,Peakanalog,ncycles); MusThickall =
MusThickall(:,index);
FascicleLengthall = cutcycles(FascicleLength,Peakanalog,ncycles); FascicleLengthall
= FascicleLengthall(:,index);

%% Cut signals into n complete revolutions
fori = 1:length(PenAngleall) %vector with crank angle for 2 revolutions
CrankAngle2(:,1) = (switchangle:(720/length(PenAngleall)):((switchangle+720)-
(720/length(PenAngleall))));
end

%Find the 360 and 720 that limits each revolution
CUT1 = find(CrankAngle2>(360-(720/length(PenAngleall))) &
CrankAngle2<(360+(720/length(PenAngleall))), 1,'first');
CUT2 = find(CrankAngle2>(720-(720/length(PenAngleall))) &
CrankAngle2<(720+(720/length(PenAngleall))), 1,'first');

CrankAngle = CrankAngle2(CUT1:CUT2,:)-360;
PenAngleall = PenAngleall(CUT1:CUT2,:);
MusThickall = MusThickall(CUT1:CUT2,:);

```

```

FascicleLengthhall = FascicleLengthhall(CUT1:CUT2,:);

clear CrankAngle2

%% Cut ultrasound variables into complete revolutions of the pedal
index2 = alldata.index2;
PenAngleall = PenAngleall(:,index2); %select only valid cycles
MusThickall = MusThickall(:,index2);
FascicleLengthhall = FascicleLengthhall(:,index2);

%% Average results of ultrasound - meanSD.m
[PenAnglemean, PenAngleSD, PenAngleplusSD, PenAngleminusSD, PenAngleMD] =
meanSD(PenAngleall, 1);
[MusThickmean, MusThickSD, MusThickplusSD, MusThickminusSD, MusThickMD] =
meanSD(MusThickall, 1);
[FascicleLengthmean, FascicleLengthSD, FascicleLengthplusSD, FascicleLengthminusS
D, FascicleLengthMD] = meanSD(FascicleLengthhall, 1);

%% Muscle tendon unit length analysis
muscleslength = alldata.muscleslength; %hawkinshull
% Biceps_H = muscleslength{1,3}.*100;
% Rectus_H = muscleslength{1,6}.*100;
MVastii_H = muscleslength{1,12};
LVastii_H = muscleslength{1,11}.*100;
IVastii_H = muscleslength{1,10}.*100;
% Gastroc_H = (((muscleslength{1,13})*100)+((muscleslength{1,14})*100))./2;

%% Knee angle
KneeAngle2 = alldata.KneeAngle2; KneeAngle2(:,index2);

%% Save processed data
cd(directory_name2)
savenameout = strrep(fileultrasound, '_ultrasoundall.mat', '_alldata.mat');
save(savenameout);

end

clear all

%=====
%=====
% Muscle mechanics in cycling
% by Bini
% date November 2012
% -----
% Computes quadriceps muscle force and length during cycling. Input _ready.mat files
% Exports following variables at the power section of crank cycle (45-135 degrees of
crank angle
% RF = total pedal force (N)
% Mknee = knee joint net moment (N.m - positive for knee extension)

```

```

% KneeAngle = knee flexion angle (degrees - zero = full extension)
% EMG = activation of six lower limb muscles (MV, RF, BF, TA, MG, Sol)
% Muscleforces = lower limb muscle group forces
% Musclelength = lower limb muscle group length (tendon unit as % of segment length)
% Ultrasound = pennation angle, muscle length and fascicle length of vastuslateralis
%
% Uses following supporting scripts:
% eccentriccycling.m = computes timing of eccentric and concentric contractions
% emgonset2.m = computes timing of muscle activation (onset and offset)
%
=====
=====

clc
clear all

%% Define subject name
prompt2{1,1} = {'Define subject name:'};
dlg_title2 = 'Input';
num_lines2 = 1;
def2 = {'Joazinho'};
subjectname(1,1) = inputdlg(prompt2{1,1},dlg_title2,num_lines2,def2);

%% Input related POmax file
h=msgbox('SeleccionarquivoPOmax (i.e. pomax_alldata.mat)');
waitfor(h);
[answer_max,directory_max] = uigetfile('*_alldata.mat','Select files to
upload','MultiSelect','on');
cd(directory_max)

allPOmax = importdata(answer_max);
clear('answer_max','indexmax');
% indexmax = allPOmax.alldata.index2;
% MedialVastiiMAX = mean(max(allPOmax.alldata.MedialVastiirms(:,indexmax)));
% RectusFMAX = mean(max(allPOmax.alldata.RectusFrms(:,indexmax)));
% BicepsFMAX = mean(max(allPOmax.alldata.BicepsFrms(:,indexmax)));
% TibialisAMAX = mean(max(allPOmax.alldata.TibialisArms(:,indexmax)));
% GastrocMMAX = mean(max(allPOmax.alldata.GastrocMrms(:,indexmax)));
% SoleusMAX = mean(max(allPOmax.alldata.Soleusrms(:,indexmax)));

indexmax = 1:min(size(allPOmax.alldata.MedialVastiirms));
MedialVastiiMAX = mean(max(allPOmax.alldata.MedialVastiirms(:,indexmax)));
RectusFMAX = mean(max(allPOmax.alldata.RectusFrms(:,indexmax)));
BicepsFMAX = mean(max(allPOmax.alldata.BicepsFrms(:,indexmax)));
TibialisAMAX = mean(max(allPOmax.alldata.TibialisArms(:,indexmax)));
GastrocMMAX = mean(max(allPOmax.alldata.GastrocMrms(:,indexmax)));
SoleusMAX = mean(max(allPOmax.alldata.Soleusrms(:,indexmax)));

%% Chosingfilestoimport

```

```

[FileName,PathName] = uigetfile('*_alldata.mat','Selecionar arquivos para cada sujeito
(*_alldata.mat)','MultiSelect','on');
cd(PathName);

allfiles = length(FileName);

for files = 1:allfiles;

%% Import files
answerdata = FileName(1,files);
% [alldata] = importdata(answerdata{1,1});
[alldata] = load(answerdata{1,1});
h = warndlg(answerdata,'Confirmaarquivo!');
waitfor(h);

%% Extract variables
MKnee = alldata.alldata.MKnee;
MAnkle = alldata.alldata.MAnkle;
KneeAngle = alldata.alldata.KneeAngle2;
AnkleAngle = alldata.alldata.AnkleAngle3;
MedialVastiirms = alldata.alldata.MedialVastiirms;
RectusFrms = alldata.alldata.RectusFrms;
BicepsFrms = alldata.alldata.BicepsFrms;
TibialisArms = alldata.alldata.TibialisArms;
GastrocMrms = alldata.alldata.GastrocMrms;
Soleusrms = alldata.alldata.Soleusrms;
RFall = alldata.alldata.RFall;

%% Dorsi and plantar flexors force
Dorsi_MomArm = (-7.1092e-006.*(AnkleAngle.^3)) + (0.0031615.*(AnkleAngle.^2))
+ (-0.45527.*AnkleAngle) + 25.457; %Maganaris 2000 (J Biomech)
Dorsi_MomArm = Dorsi_MomArm./100; %convert to m
Planti_MomArm = (-0.0022866.*(AnkleAngle.^2)) + (0.77651.*AnkleAngle) + (-
2.0087); %Hashizume 2012 (J Biomech)
Planti_MomArm = (Planti_MomArm)./1000; %convert to m

for A = 1:min(size(MAnkle))
fori = 1:length(MAnkle)
ifMAnkle(i,A)>0 %Ankle plantar flexor is positive
Plantiforce(i,A) = (MAnkle(i,A))./Planti_MomArm(i,A);
Dorsiforce(i,A) = 0;
elseifMAnkle(i,A)<0 %Ankle dorsi flexor is negative
Plantiforce(i,A) = 0;
Dorsiforce(i,A) = (MAnkle(i,A))./Dorsi_MomArm(i,A);
else
Plantiforce(i,A) = 0;
Dorsiforce(i,A) = 0;
end
end
end
end

```

```

%% Quadriceps and hamstrings forces
Quad_MomArm = ((1.04e-8.*(KneeAngle.^4)) + (3.87e-6.*(KneeAngle.^3)) + (-
0.0011653.*(KneeAngle.^2)) + (0.046081.*(KneeAngle)) + 4.2137).*0.01; %From
Arnold 2010
Hams_MomArm = ((1.3e-8.*(KneeAngle.^4)) + (-7.23e-6.*(KneeAngle.^3)) +
(0.00052674.*(KneeAngle.^2)) + (0.0028499.*(KneeAngle)) + 2.8097).*1e-8;

for A = 1:min(size(MKnee))
fori = 1:length(MKnee)
ifMKnee(i,A)>0 % Knee extensor is positive
Quadricepsforce(i,A) = (MKnee(i,A))./Quad_MomArm(i,A);
Hamstringsforce(i,A) = 0;
elseifMKnee(i,A)<0 % Knee flexor is negative
Quadricepsforce(i,A) = 0;
Hamstringsforce(i,A) = (MKnee(i,A))./Hams_MomArm(i,A);
else
Quadricepsforce(i,A) = 0;
Hamstringsforce(i,A) = 0;
end
end
end

%% Normalize EMG activations by P0max trial
MedialVastiiALL = (mean(alldata.alldata.MedialVastiiirms'))./MedialVastiiMAX;
RectusFALL = mean(alldata.alldata.RectusFrms')./RectusFMAX;
BicepsFALL = mean(alldata.alldata.BicepsFrms')./BicepsFMAX;
TibialisAALL = mean(alldata.alldata.TibialisArms')./TibialisAMAX;
GastrocMALL = mean(alldata.alldata.GastrocMrms')./GastrocMMAX;
SoleusALL = mean(alldata.alldata.Soleusrms')./SoleusMAX;

%% Muscle tendon-unit lengths
Dorsilength = (mean(alldata.alldata.muscleslength{1,15}'))';
Plantilength =
(((mean(alldata.alldata.muscleslength{1,13}')))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,1
4}'))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,16}')))./2);
Quadricepslength =
(((mean(alldata.alldata.muscleslength{1,10}')))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,1
1}'))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,6}')))./3);
Hamstringslength =
(((mean(alldata.alldata.muscleslength{1,3}')))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,9
}'))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,4}'))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,
5}')))./4);

TibialisALength = (mean(alldata.alldata.muscleslength{1,15}'))';
GastrocMLength =
(mean((((alldata.alldata.muscleslength{1,13}))+alldata.alldata.muscleslength{1,14}))./2
));
SoleusLength = (mean(alldata.alldata.muscleslength{1,16}'))';
RectusFLength = (mean(alldata.alldata.muscleslength{1,6}'))';

```

```

BicepsFLength =
(mean((((alldata.alldata.muscleslength{1,3})+(alldata.alldata.muscleslength{1,9}))./2)')
)');
MedialVastiiLength =
(mean((((alldata.alldata.muscleslength{1,10})+(alldata.alldata.muscleslength{1,11}))./2
)'))'; %Use VL and VI as reference

%% Eccentric contractions - uses eccentriccycling.m
[RectusFactive(files,:)] =
eccentriccycling((((alldata.alldata.RectusFrms)./RectusFMAX)).*100,RectusFLength);
[BicepsFactive(files,:)] =
eccentriccycling((((alldata.alldata.BicepsFrms)./BicepsFMAX)).*100,BicepsFLength);
[MedialVastiiactive(files,:)] =
eccentriccycling((((alldata.alldata.MedialVastiiFrms)./MedialVastiiMAX)).*100,Medial
VastiiLength);
[TibialisAactive(files,:)] =
eccentriccycling((((alldata.alldata.TibialisArms)./TibialisAMAX)).*100,TibialisALengt
h);
[GastrocMactive(files,:)] =
eccentriccycling((((alldata.alldata.GastrocMrms)./GastrocMMAX)).*100,GastrocMLen
gth);
[Soleusactive(files,:)] =
eccentriccycling((((alldata.alldata.Soleusrms)./SoleusMAX)).*100,SoleusLength);

% %% Compute muscle group force during eccentric contraction - uses
eccentricforce.m
% [Quadricepsconcentric,Quadricepseccentric] =
eccentricforce(Quadricepsforce,RectusFconcentric,RectusFeccentric,MedialVastiiconce
ntric,MedialVastiieccentric);
% [Tricepsconcentric,Tricepseccentric] =
eccentricforce(Plantiforce,GastrocMconcentric,GastrocMeccentric,Soleusconcentric,Sol
euseccentric);
% [Hamstringsconcentric,Hamstringseccentric] =
eccentricforce(Hamstringsforce,BicepsFconcentric,BicepsFeccentric,BicepsFconcentric,
BicepsFeccentric);
% [Dorsiconcentric,Dorsieccentric] =
eccentricforce(Dorsiforce,TibialisAconcentric,TibialisAeccentric,TibialisAconcentric,Ti
bialisAeccentric);

%% Variables averaged at the power section (45-135 deg of crank cycle)
CrankAngle = alldata.CrankAngle; section(1,1) = find(CrankAngle>45,1);
section(1,2) = find(CrankAngle>135,1);

RF_section(files,1) = mean(mean(RFall(section(1,1):section(1,2),:)));
MKknee_section(files,1) = mean(mean(MKknee(section(1,1):section(1,2),:)));
KneeAngle_section(files,1) = mean(mean(KneeAngle(section(1,1):section(1,2),:)));

EMG_section(files,1) = mean(MedialVastiiALL(1,section(1,1):section(1,2)));
EMG_section(files,2) = mean(RectusFALL(1,section(1,1):section(1,2)));
EMG_section(files,3) = mean(BicepsFALL(1,section(1,1):section(1,2)));

```



```

EMG_section(files,4) = mean(TibialisAALL(1,section(1,1):section(1,2)));
EMG_section(files,5) = mean(GastrocMALL(1,section(1,1):section(1,2)));
EMG_section(files,6) = mean(SoleusALL(1,section(1,1):section(1,2)));

Muscleforces_section(files,1) = mean(mean(Plantiforce(section(1,1):section(1,2),:)));
Muscleforces_section(files,2) = mean(mean(Dorsiforce(section(1,1):section(1,2),:)));
Muscleforces_section(files,3) =
mean(mean(Quadricepsforce(section(1,1):section(1,2),:)));
Muscleforces_section(files,4) =
mean(mean(Hamstringsforce(section(1,1):section(1,2),:)));

Mlength = mean(alldata.alldata.muscleslength{1,15}');
Musclelength(files,1) = mean(Mlength(:,section(1,1):section(1,2))); %Dorsi
Mlength =
((mean(alldata.alldata.muscleslength{1,13}'))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,14}'))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,16}')))/2;
Musclelength(files,2) = mean(Mlength(:,section(1,1):section(1,2))); %Planti
Mlength =
((mean(alldata.alldata.muscleslength{1,10}'))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,11}'))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,6}')))/3;
Musclelength(files,3) = mean(Mlength(:,section(1,1):section(1,2))); %Quadriceps
Mlength =
((mean(alldata.alldata.muscleslength{1,3}'))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,9}'))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,4}'))+(mean(alldata.alldata.muscleslength{1,5}')))/4;
Musclelength(files,4) = mean(Mlength(:,section(1,1):section(1,2))); %Hamstrings
Mlength = alldata.alldata.muscleslength{1,15};
Musclelength(files,5) = mean(mean(Mlength(section(1,1):section(1,2),:))); %Tibialis
Mlength =
((alldata.alldata.muscleslength{1,13}))+((alldata.alldata.muscleslength{1,14}))/2;
Musclelength(files,6) = mean(mean(Mlength(section(1,1):section(1,2),:))); %Gastroc
Mlength = alldata.alldata.muscleslength{1,16};
Musclelength(files,7) = mean(mean(Mlength(section(1,1):section(1,2),:))); %Soleus
Mlength = alldata.alldata.muscleslength{1,6};
Musclelength(files,8) = mean(mean(Mlength(section(1,1):section(1,2),:))); %Rectus
Mlength =
((alldata.alldata.muscleslength{1,3}))+((alldata.alldata.muscleslength{1,9}))/2;
Musclelength(files,9) = mean(mean(Mlength(section(1,1):section(1,2),:))); %Biceps
Mlength =
((alldata.alldata.muscleslength{1,10}))+((alldata.alldata.muscleslength{1,11}))/2; %Use
VL and VI as reference
Musclelength(files,10) = mean(mean(Mlength(section(1,1):section(1,2),:))); %MVastii
clearMlength

Ultrasound(files,1) = mean(mean(alldata.PenAngleall(section(1,1):section(1,2),:)));
%Pennation angle
Ultrasound(files,2) = mean(mean(alldata.MusThickall(section(1,1):section(1,2),:)));
%Muscle thickness
Ultrasound(files,3) =
mean(mean(alldata.FascicleLengthall(section(1,1):section(1,2),:))); %Fascicle length

```

```

end

%% Group mean values to save in Excel files
save([subjectname{1,1} '_mechanics.mat']); %save matfile

%Save outputs to an Excel spreadsheet
savexls = [subjectname{1,1} '_mechanics.xls'];

%Start Excel link
Excel = actxserver('excel.application');
% set(Excel, 'DefaultSaveFormat', 'xlExcel8');
% set(Excel, 'DefaultSaveFormat', 'xlExcel9795') ;
Excel.Quit ;



xlswrite(savexls, {'Arquivo'}, 'Resultados', 'A1');
xlswrite(savexls, FileName, 'Resultados', 'A2');
xlswrite(savexls, {'RF'}, 'Resultados', 'B1');
xlswrite(savexls, RF_section, 'Resultados', 'B2');
xlswrite(savexls, {'Torque Joelho'}, 'Resultados', 'C1');
xlswrite(savexls, MKnee_section, 'Resultados', 'C2');
xlswrite(savexls, {'Angulo Joelho'}, 'Resultados', 'D1');
xlswrite(savexls, KneeAngle_section, 'Resultados', 'D2');
xlswrite(savexls, {'EMG'}, 'Resultados', 'E1');
xlswrite(savexls, EMG_section, 'Resultados', 'E2');
xlswrite(savexls, {'Força muscular'}, 'Resultados', 'K1');
xlswrite(savexls, Muscleforces_section, 'Resultados', 'K2');
xlswrite(savexls, {'Comprimento muscular'}, 'Resultados', 'O1');
xlswrite(savexls, Musclelength, 'Resultados', 'O2');
xlswrite(savexls, {'EMG_eccentrico'}, 'Resultados', 'Y1');
xlswrite(savexls, {'EMG_concentrico'}, 'Resultados', 'Z1');
xlswrite(savexls, RectusFactive, 'Resultados', 'Y2');
xlswrite(savexls, BicepsFactive, 'Resultados', 'AA2');
xlswrite(savexls, MedialVastiiactive, 'Resultados', 'AC2');
xlswrite(savexls, TibialisAactive, 'Resultados', 'AE2');
xlswrite(savexls, GastrocMactive, 'Resultados', 'AG2');
xlswrite(savexls, Soleusactive, 'Resultados', 'AI2');
xlswrite(savexls, {'Arquitetura'}, 'Resultados', 'AK1');
xlswrite(savexls, Ultrasound, 'Resultados', 'AK2');

h = warndlg('Analise completa!',subjectname{1,1});
waitfor(h);

end

```

ANEXO II

	UFRGS UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL	PRÓ-REITORIA DE PESQUISA Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs	
---	--	---	---

CARTA DE APROVAÇÃO

O Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs analisou o projeto:

Número: 17684
Título: CARACTERÍSTICAS INTRÍNSECAS E NEUROMUSCULARES ESPECÍFICAS DE CICLISTAS E TRIATLETAS: IMPLICAÇÕES NA PRODUÇÃO DE FORÇA DURANTE A PEDALADA

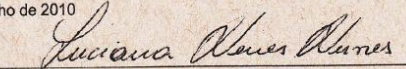
Pesquisadores:

Equipe UFRGS:

MARCO AURELIO VAZ - coordenador desde 02/01/2010
FERNANDO DIEFENTHAELER - pesquisador desde 02/01/2010
RODRIGO RICO BINI - pesquisador desde 02/01/2010
CARLOS BOLLI MOTA - pesquisador desde 02/01/2010
Fabio Juner Lanferdini - pesquisador desde 02/01/2010

O mesmo foi aprovado pelo Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs, em reunião realizada em 08/07/2010 - Sala de Reuniões do Gabinete do Reitor (Ex Salão Vermelho) - Prédio Reitoria, 6º andar, por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho nacional de Saúde.

Porto Alegre, Quinta-Feira, 8 de Julho de 2010



p/ JOSE ARTUR BOGO CHIES
Coordenador da comissão de ética

1