

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

**AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DA POSIÇÃO
DO SELIM NA TÉCNICA DA PEDALADA
DE CICLISTAS: ESTUDO DE CASOS**

Fernando Diefenthaler

Porto Alegre, setembro de 2004

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DA POSIÇÃO
DO SELIM NA TÉCNICA DA PEDALADA
DE CICLISTAS: ESTUDO DE CASOS**

Fernando Diefenthaler

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Stringhini Guimarães

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

Porto Alegre, setembro de 2004

LISTA DE ABREVIATURAS

VO ₂	consumo de oxigênio
VCO ₂	produção de dióxido de carbono
RER	taxa de troca respiratória
EC	economia de movimento
F _y	força normal
F _x	força tangencial
F _r	força resultante
F _e	força efetiva
IE	índice de efetividade
PMS	ponto morto superior
EMG	eletromiografia
GM	<i>gluteus maximus</i>
RF	<i>rectus femoris</i>
BF	<i>biceps femoris</i>
VL	<i>vastus lateralis</i>
GA	<i>gastrocnemius medialis</i>
TA	<i>tibialis anterior</i>
RMS	<i>root mean square</i>

LISTA DE FIGURAS

– <i>Figura 2.1</i>	Forças aplicadas no pedal e no pé-de-vela durante a pedalada (adaptado de BURKE, 1996).....	27
– <i>Figura 3.1</i>	Ciclossimulador magnético Cateye Cs1000 com a bicicleta acoplada.....	41
Figura 3.2	Pedal-plataforma com um taco acoplado (A) e ilustração do potenciômetro no pedal (B).....	44
Figura 3.3	Sistema de referência do pedal com a direção e o sentido das forças.....	45
Figura 3.4	Sistema de coordenadas do pé-de-vela (Y e X) e do pedal (Y' e X'), e o ângulo relativo (α) formado entre os eixos Y e Y'.....	47
Figura 3.5	Ângulo do pedal (θ) e ângulo do pé-de-vela (β) (Adaptada de Vellado, 2003).....	48
Figura 3.6	Ângulos articulares entre os segmentos do tronco, da coxa, da perna e do pé.....	51
Figura 3.7	Modelo de reconstrução bidimensional, no qual este trabalho baseou-se, para o cálculo das variáveis cinemáticas (A), e trajetória descrita pelos pontos de referência durante a pedalada (B).....	52
Figura 3.8	Critério utilizado para demarcação do período de ativação dos músculos.....	55
Figura 4.1	Economia de movimento dos três ciclistas nas cinco posições avaliadas.....	57

- Figura 4.2** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista A, com o selim na posição de referência: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 59
- Figura 4.3** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista A, com o selim na posição mais para baixo: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 60
- Figura 4.4** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista A, com o selim na posição mais para cima: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 61
- Figura 4.5** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista A, com o selim na posição mais para frente: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 62
- Figura 4.6** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista A, com o selim na posição mais para trás: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 63
- Figura 4.7** Gráfico da relação entre o impulso da força resultante (normalizado pela posição de referência) e o respectivo impulso da força efetiva do ciclista A..... 64
- Figura 4.8** Gráfico do impulso da força efetiva normalizado pela posição de referência em cada posição do selim avaliada do ciclista A..... 64

- Figura 4.9** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista B, com o selim na posição de referência: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 65
- Figura 4.10** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista B, com o selim na posição mais para baixo: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 66
- Figura 4.11** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista B, com o selim na posição mais para cima: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 67
- Figura 4.12** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista B, com o selim na posição mais para frente: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 68
- Figura 4.13** Gráfico da relação entre o impulso da força resultante (normalizado pela posição de referência) e o respectivo impulso da força efetiva do ciclista B..... 69
- Figura 4.14** Gráfico do impulso da força efetiva normalizado pela posição de referência em cada posição do selim avaliada do ciclista B..... 69
- Figura 4.15** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista C, com o selim na posição de referência: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 70

- Figura 4.16** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista C, com o selim na posição mais para baixo: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 71
- Figura 4.17** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista C, com o selim na posição mais para cima: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 72
- Figura 4.18** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista C, com o selim na posição mais para frente: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 73
- Figura 4.19** Gráficos da média de dez ciclos de pedalada, do ciclista C, com o selim na posição mais para trás: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela..... 74
- Figura 4.20** Gráfico da relação entre o impulso da força resultante (normalizado pela posição de referência) e o respectivo impulso da força efetiva do ciclista C..... 75
- Figura 4.21** Gráfico do impulso da força efetiva normalizado pela posição de referência em cada posição do selim avaliada do ciclista C..... 75
- Figura 4.22** Gráfico do comportamento angular do tronco ao longo do ciclo da pedalada do ciclista A..... 76
- Figura 4.23** Gráfico do comportamento angular do quadril ao longo do ciclo da pedalada do ciclista A..... 77

Figura 4.24	Gráfico do comportamento angular do joelho ao longo do ciclo da pedalada do ciclista A.....	77
Figura 4.25	Gráfico do comportamento angular do tornozelo ao longo do ciclo da pedalada do ciclista A.....	78
Figura 4.26	Gráfico do comportamento angular do tronco ao longo do ciclo da pedalada do ciclista B.....	79
Figura 4.27	Gráfico do comportamento angular do quadril ao longo do ciclo da pedalada do ciclista B.....	79
Figura 4.28	Gráfico do comportamento angular do joelho ao longo do ciclo da pedalada do ciclista B.....	80
Figura 4.29	Gráfico do comportamento angular do tornozelo ao longo do ciclo da pedalada do ciclista B.....	81
Figura 4.30	Gráfico do comportamento angular do tronco ao longo do ciclo da pedalada do ciclista C.....	81
Figura 4.31	Gráfico do comportamento angular do quadril ao longo do ciclo da pedalada do ciclista C.....	82
Figura 4.32	Gráfico do comportamento angular do joelho ao longo do ciclo da pedalada do ciclista C.....	83
Figura 4.33	Gráfico do comportamento angular do tornozelo ao longo do ciclo da pedalada do ciclista C.....	84
Figura 4.34	Período de ativação do músculo GM dos ciclistas A e C.....	85
Figura 4.35	Período de ativação do músculo RF dos ciclistas A, B e C.....	85
Figura 4.36	Período de ativação do músculo BF dos ciclistas A, B e C.....	86
Figura 4.37	Período de ativação do músculo VL dos ciclistas A, B e C.....	87
Figura 4.38	Período de ativação do músculo GA dos ciclistas A, B e C.....	87

Figura 4.39 Período de ativação do músculo TA dos ciclistas A, B e C..... 88

Lista de Tabelas

–	<i>Tabela 3.1</i>	Caracterização da amostra.....	40
–	<i>Tabela 3.2</i>	Características antropométricas da amostra.....	41
Tabela 4.1		Valores do VO ₂ dos ciclistas A, B e C em todas as posições avaliadas e as respectivas médias e desvio-padrão.....	57
Tabela 5.1		Mudanças angulares esperadas em cada articulação avaliada em relação à posição de referência (↑ significa aumento e ↓ significa redução dos ângulos articulares).....	102
Tabela 5.2		Mudanças angulares ocorridas em cada articulação avaliada em relação à posição de referência de cada ciclista (↑ significa aumento, ↓ significa redução dos ângulos articulares e = significa sem alteração).....	103
Tabela AN1		Pico máximo (valores positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e pedal na posição de referência do ciclista A	
Tabela AN2		Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e pedal na posição com o selim para baixo do ciclista A	
Tabela AN3		Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e pedal na posição com o selim para cima do ciclista A	
Tabela AN5		Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela	

e do pedal na posição com o selim para trás do ciclista A

Tabela AN6 Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição de referência do ciclista B

Tabela AN7 Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para baixo do ciclista B

Tabela AN8 Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para cima do ciclista B

Tabela AN9 Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para frente do ciclista B

Tabela AN10 Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição na posição de referência do ciclista C

Tabela AN11 Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para baixo do ciclista C

Tabela AN12 Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para cima do ciclista C

Tabela AN13 Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela

e do pedal na posição com o selim para frente do ciclista C

- Tabela AN14** Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para trás do ciclista C
- Tabela AN15** Características cinemáticas do tronco e do pé-de-vela do ciclista A
- Tabela AN16** Características cinemáticas do quadril e do pé-de-vela do ciclista A
- Tabela AN17** Características cinemáticas do joelho e do pé-de-vela do ciclista A
- Tabela AN18** Características cinemáticas do tornozelo e do pé-de-vela do ciclista A
- Tabela AN19** Características cinemáticas do tronco e do pé-de-vela do ciclista B
- Tabela AN20** Características cinemáticas do quadril e do pé-de-vela do ciclista B
- Tabela AN21** Características cinemáticas do joelho e do pé-de-vela do ciclista B
- Tabela AN22** Características cinemáticas do tornozelo e do pé-de-vela do ciclista B
- Tabela AN23** Características cinemáticas do tronco e do pé-de-vela do ciclista C
- Tabela AN24** Características cinemáticas do quadril e do pé-de-vela do ciclista C
- Tabela AN25** Características cinemáticas do joelho e do pé-de-vela do ciclista C
- Tabela AN26** Características cinemáticas do tornozelo e do pé-de-vela do ciclista C
- Tabela AN27** Pico do valor RMS e o ângulo do pé-de-vela correspondente do músculo GM, em todas as posições, dos ciclistas A, B e C
- Tabela AN28** Pico do valor RMS e o ângulo do pé-de-vela correspondente do músculo RF, em todas as posições, dos ciclistas A, B e C
- Tabela AN29** Pico do valor RMS e o ângulo do pé-de-vela correspondente do

músculo BF, em todas as posições, dos ciclistas A, B e C

Tabela AN30 Pico do valor RMS e o ângulo do pé-de-vela correspondente do músculo VL, em todas as posições, dos ciclistas A, B e C

Tabela AN31 Pico do valor RMS e o ângulo do pé-de-vela correspondente do músculo GA, em todas as posições, dos ciclistas A, B e C

Tabela AN32 Pico do valor RMS e o ângulo do pé-de-vela correspondente do músculo TA, em todas as posições, dos ciclistas A, B e C

RESUMO

DIEFENTHAELER, F. Avaliação dos efeitos da posição do selim na técnica da pedalada de ciclistas: estudo de casos. *Dissertação de mestrado*. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano. Escola de Educação Física. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2004. Tendo em vista a importância da otimização das forças aplicadas no pedal por ciclistas, o presente estudo objetivou analisar os efeitos de diferentes posturas do ciclista durante a pedalada, por meio da variação da posição do selim, e relacionando-as com as seguintes variáveis: (1) economia de movimento (EC); (2) aplicação das forças no pedal; (3) índice de efetividade (IE) da pedalada; (4) alterações nos ângulos das articulações do tronco, do quadril, do joelho e do tornozelo; e (5) ativação dos músculos selecionados. Participaram deste estudo três ciclistas da elite gaúcha. O protocolo constou da avaliação de quatro diferentes posições de selim (mais para frente, mais para trás, mais para cima e mais para baixo) a partir da posição de referência na qual o ciclista treina e na sua cadência preferida. Os atletas permaneceram durante 30 s em cada posição, contados após a estabilização da taxa da troca respiratória entre 0,90 e 1. A avaliação foi realizada em um ciclossimulador magnético com a bicicleta do atleta, na qual foi acoplado um pedal instrumentado para obtenção das forças aplicadas no pedal. Os músculos do membro inferior direito monitorados para a eletromiografia foram estes: *gluteus maximus*, *rectus femoris*, *biceps femoris*, *vastus lateralis*, *gastrocnemius medialis* e *tibialis anterior*. A partir das forças normal e tangencial, foram calculadas as forças resultante e efetiva para obtenção do IE. A EC foi calculada a partir do VO_2

e da potência gerada. Para a análise dos dados, foi utilizada a média de 10 ciclos consecutivos de pedalada. Os resultados obtidos demonstraram que os ajustes na posição do selim modificaram a direção e a magnitude das forças e, conseqüentemente, o IE; e que os três ciclistas avaliados apresentaram IE e EC maiores na posição de referência. Os dados cinemáticos mostraram pequenas variações nos ângulos articulares em função das mudanças na posição do selim. A ativação muscular apresentou variação no período de ativação assim como na magnitude do valor RMS, nas diferentes posições de selim avaliadas.

Palavras-chave: ciclismo, força no pedal, índice de efetividade, economia de movimento, eletromiografia.

ABSTRACT

DIEFENTHAELER, F. Assessment of the saddle position effects on the cyclists' pedaling technique. *Master thesis*. Postgraduation Program in Human Movement Sciences. School of Physical Education. Federal University of Rio Grande do Sul, 2004. Considering the importance of optimizing the pedal forces, the purpose of this study was to analyze the effects of different body postures of cyclists during pedaling by shifting the saddle position and relating them with the following variables: (1) economy of movement (EC); (2) pedal forces; (3) index of effectiveness (IE); (4) alteration in the trunk, hip, knee, and ankle joint angles; (5) electrical activation of the muscles selected. Three elite cyclists have participated in this study. The protocol consisted of the evaluation of four different positions of saddle (forwards, backwards, upwards, and downwards) from the reference position in which the cyclists usually train, pedaling in their preferred cadence. The athletes pedaled during 30 s in each position after the respiratory exchange rate has reached between 0.90 and 1. The athletes' bicycles were assembled in a magnetic cycle simulator, and the dynamometric pedal was fixed in the bicycles in order to acquire the normal and tangential components of the force applied on the pedal. Electrical activation of six lower limb muscles was registered: *gluteus maximus*, *rectus femoris*, *biceps femoris*, *vastus lateralis*, *gastrocnemius medialis*, and *tibialis anterior*. The resultant and effective forces was calculated from normal and tangential forces to obtain the IE. The data analyzes was calculated from 10 pedaling cycles. The EC was calculated from VO_2 and from the power output. The results demonstrated that the different saddle adjustments changed the forces

direction and magnitude, and, consequently, the IE; and the three cyclist evaluated showed a better IE and a better EC in the reference position. The kinematics data showed little variation in the joint angles due to the changes in the saddle position. The electrical activation has changed both in the activation period and in the magnitude of the root mean square in all the different saddle positions evaluated.

Key words: cycling, pedal force, index of effectiveness, economy of movement, electromyography.

AGRADECIMENTOS

- Aos meus pais, **Athos** e **Delci**, por todo o amor e carinho e principalmente pela educação que recebi, e aos meus irmãos **Henrique** e **Eduardo**.
- Ao **Prof. Dr. Antônio Carlos Stringhini Guimarães** pela oportunidade e pelos princípios éticos ensinados.
- Ao **Programa de Pós-Graduação em Ciência do Movimento Humano** pela excelente qualidade de ensino.
- Ao meu bolsista, **Rodrigo Rico Bini**, pela amizade, lealdade e dedicação desde a concepção até o encerramento deste projeto.
- Ao amigo **Eduardo Nabinger** por sua parceria e enorme contribuição neste estudo.
- Ao amigo **Felipe Pivetta Carpes** por estar sempre pronto para ajudar.
- À **Ana Paula Barcellos Karolczak** pelo carinho, amizade, companheirismo e dedicação nas horas mais difíceis.
- Aos primos **Paulo Ricardo Kranz** e **Márcia Ramazini** por todo o apoio ao longo desta jornada.
- À minha maravilhosa equipe de coleta, **Aline Tamborindeguy**, **Feliciano Bastos**, **Guilherme Garcia**, **Orlando Laitano** e **Otávio Bertoletti**, minha eterna gratidão.
- Aos colegas **Flávio Castro**, **Jerri Ribeiro**, **Márcio Oliveira**, **Cíntia Freitas** e **Érico da Silveira**, muito obrigado por todos os ensinamentos e ajuda prestada.
- À **Prof. Dra. Cláudia Tarragô Candotti** pelo anteprojeto que originou este trabalho.
- Ao **Prof. Dr. Jefferson Loss** e à colega **Denise Soares** pelos primeiros passos deste projeto.
- Aos **atletas** que se dispuseram a participar deste trabalho.
- Ao queridos amigos do LAPEX, **Dani**, **Alex**, **Luiz**, **Carla**, **Luciano** e em especial à **Márcia**, pelo carinho, amizade e dedicação durante esses anos.
- Aos amigos do PPGCMH, **André**, **Rosane** e **Ana**, pela competência e disposição.

- Ao **CAPES** pela bolsa de estudos concedida.
- À **Cateye Co.** pela doação do ciclossimulador, sem o qual não seria possível realizar este estudo.
- Aos **professores** membros da banca de avaliação:

Dr. Jake Carvalho do Carmo (UNB);

Dr. Carlos Bolli Mota (UFSM);

Dra. Cláudia Tarragô Candotti (UNISINOS).

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO	38
1.1 OBJETIVOS	42
1.1.1 <i>Objetivo geral</i>	42
1.1.2 <i>Objetivos específicos</i>	42
2. REVISÃO DE LITERATURA	43
2.1 ECONOMIA DE MOVIMENTO NA PEDALADA.....	43
2.2 FORÇAS ENVOLVIDAS NA PEDALADA	44
2.2.1 <i>Índice de efetividade durante a pedalada.....</i>	48
2.3 CINEMÁTICA DA PEDALADA	50
2.4 RELAÇÃO FORÇA-COMPIMENTO EM DIFERENTES ALTURAS DO SELIM	52
2.5 ATIVIDADE MUSCULAR NA PEDALADA.....	53
2.5.1 <i>Atividade muscular em diferentes alturas do selim</i>	55
3. METODOLOGIA.....	57
3.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA.....	57
3.2 HIPÓTESES	57
3.3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS	58
3.3.1 <i>Caracterização da pesquisa.....</i>	58
3.3.2 <i>População e amostra</i>	58
3.3.3 <i>Procedimentos de aquisição e análise dos dados</i>	59
3.3.3.1 <i>Dinamometria.....</i>	62
3.3.3.2 <i>Eletrogoniometria</i>	65
3.3.3.3 <i>Cinemetria.....</i>	68
3.3.3.4 <i>Eletromiografia</i>	72

4. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....	75
4.1 ASPECTOS FISIOLÓGICOS DA NORMALIZAÇÃO.....	75
4.2 ECONOMIA DE MOVIMENTO NA PEDALADA.....	76
4.3 ASPECTOS RELACIONADOS À APLICAÇÃO DAS FORÇAS NO PEDAL.....	77
4.4 ASPECTOS CINEMÁTICOS DA PEDALADA.....	94
4.5 ATIVAÇÃO MUSCULAR DURANTE A PEDALADA.....	103
5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	108
5.1 ASPECTOS FISIOLÓGICOS NA PERFORMANCE.....	108
5.2 ASPECTOS RELACIONADOS À APLICAÇÃO DAS FORÇAS NO PEDAL.....	110
5.3 ASPECTOS RELACIONADOS ÀS ALTERAÇÕES ANGULARES E À ATIVAÇÃO MUSCULAR.....	120
6. CONSIDERAÇÕES FINAS.....	131
7. LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	133
8. PERSPECTIVAS FUTURAS.....	134
9. REFERÊNCIAS.....	135
ANEXO 1: Termo de consentimento informado	
ANEXO 2: Rotina utilizada para o cálculo das forças aplicadas no pedal	
ANEXO 3: Rotina utilizada para o cálculo do valor RMS	
ANEXO 4: Tabelas dos picos máximos das forças aplicadas no pedal	
ANEXO 5: Tabelas das características cinemáticas	
ANEXO 6: Gráficos do valor RMS em função da posição do pé-de-vela	
ANEXO 7: Laudo apresentado aos atletas	

1. INTRODUÇÃO

O ciclismo é um dos esportes mais tradicionais no mundo, principalmente na Europa, onde se concentram os melhores ciclistas e as maiores equipes. Esse esporte data do século XIX, quando surgiram as primeiras bicicletas de competição e, também, as primeiras provas. Atualmente essa modalidade é um esporte olímpico dividido em provas de pista (velódromo) e provas de rua (estrada), individualmente e por equipes (BURKE, 2000).

Ao longo do tempo, as bicicletas e os equipamentos vêm sofrendo mudanças, da mesma forma que os treinamentos físico e tático, na busca da superação dos atletas em provas como o *Tour de France*, o *Giro di Italia* e a *Vuelta de España*, que têm, em média, 20 dias de duração entre os mais variados tipos de terrenos.

Esses dados mostram a importância do conhecimento e do domínio de variáveis biomecânicas e fisiológicas a fim de otimizar o desempenho dos ciclistas, visto que o ciclismo é afetado pela interação de um grande número de variáveis, incluindo o meio-ambiente e fatores mecânicos e biológicos. Muitos engenheiros têm focado seus estudos na busca de *designs* para a construção de

bicicletas mais rápidas e mais eficientes, minimizando o arrasto aerodinâmico do complexo ciclista-bicicleta, bem como o posicionamento correto do ciclista na bicicleta (BURKE, 1996; TOO, 1990).

Em competições, o objetivo principal é o máximo desempenho do atleta, sendo importante, portanto, que o ciclista esteja em uma posição mais aerodinâmica possível para minimizar o efeito da resistência do ar e maximizar a energia despendida. Em virtude disso, pesquisas envolvendo ciclistas de elite têm objetivado, principalmente, fatores relacionados às (a) respostas fisiológicas e mecânicas nas mudanças da carga de trabalho e/ou na força produzida, e aos (b) efeitos da posição do corpo no ajuste da bicicleta (GREGOR, 2000).

Um dos fatores fisiológicos envolvidos no ciclismo é a demanda energética, que pode ser afetada diretamente pela intensidade, bem como pela mudança de diferentes variáveis mecânicas, entre elas: (1) posição do selim; (2) comprimento do pé-de-vela; e (3) cadência de pedalada (TOO, 1990; BURKE, 1996).

Outra variável importante, que envolve tanto fatores fisiológicos quanto mecânicos, é a economia de movimento, que consiste na razão entre a potência e o consumo de oxigênio (VO_2), e está intimamente relacionada ao nível de treinamento e à técnica do ciclista. Quanto à técnica, vários estudos têm registrado as forças aplicadas no pedal com o objetivo de mensurar sua magnitude e sua orientação (SHARP, 1896; HULL & DAVIS, 1981; ROWE, HULL & WANG, 1988; BOYD, NEPTUNE & HULL, 1997; NABINGER, 1997; CARMO, 2001; CANDOTTI, 2003).

A partir da análise das forças e da sua respectiva orientação, é possível mensurar a capacidade do ciclista de transmitir a força aplicada no pedal ao pé-de-vela, o qual se denomina *índice de efetividade*.

Além da técnica, outro aspecto determinante no desempenho é a geometria do corpo (ângulos segmentares), a qual é dependente de alterações na configuração da bicicleta (tamanho do quadro, ângulo entre os tubos, entre outras medidas) e dos ajustes na posição do selim, estudados por meio da cinemática (TOO, 1990; NEPTUNE & HULL, 1999; CHEN, KAUTZ & ZAJACA, 2001).

As modificações na postura do corpo mudam os ângulos entre os segmentos e, conseqüentemente, as relações força-comprimento e força-velocidade, podendo influenciar a magnitude e a direção de aplicação das forças no pedal. Tais mudanças podem ter repercussão na estratégia neuromuscular adotada e, portanto, afetar a técnica da pedalada, a economia de movimento e também o desempenho.

Além do estudo da técnica, podem ser analisados os padrões de ativação muscular por meio da eletromiografia (EMG) e, assim, compreender qual a contribuição de cada músculo envolvido no movimento da pedalada, bem como as alterações decorrentes dos diferentes ajustes adotados pelo ciclista (GREGOR, 2000). No entanto, o uso isolado da EMG não fornece um cenário completo do problema, sendo necessário associá-lo, simultaneamente, com o registro das forças no pedal e da geometria articular.

A necessidade de se estudar a ativação muscular, os respectivos índices de efetividade e as diferenças na cinemática, ao variar-se a posição do ciclista na bicicleta, tem uma importância fundamental no momento da escolha do tamanho do quadro da bicicleta, do tamanho do pé-de-vela a ser adotado, da regulagem da altura do selim, do tamanho do avanço e dos demais ajustes do complexo ciclista-bicicleta.

Todas essas alterações afetarão diretamente o desempenho do atleta; no entanto, essa é uma questão difícil de ser generalizada, e talvez existam ajustes relativamente pequenos que podem exercer grande influência nas questões levantadas acima, de maneira distinta para diferentes ciclistas. Portanto, trabalhar essa questão de forma individualizada torna-se essencial em se tratando de atletas de alto nível do ciclismo, do *triathlon*, do *mountain bike* ou de qualquer outra modalidade envolvendo bicicleta.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

Este trabalho teve como objetivo geral descrever e testar um protocolo para avaliação dos efeitos da posição do selim de ciclistas.

1.1.2 Objetivos específicos

O objetivo específico deste estudo foi analisar os efeitos de diferentes posturas do ciclista durante a pedalada, ajustando o selim em quatro posições (mais para frente, mais para trás, mais para cima e mais para baixo) a partir da posição de referência, relacionando-as com as seguintes variáveis:

- (1) Economia de movimento;
- (2) Aplicação das forças no pedal;
- (3) Índice de efetividade da pedalada;
- (4) Alterações nos ângulos das articulações do tronco, do quadril, do joelho e do tornozelo);
- (5) Ativação muscular dos músculos: GM, RF, BF, VL, GA e TA;

2. REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo do trabalho será descrita a revisão de literatura a respeito de estudos relacionados com o ciclismo e suas variáveis. A estrutura da revisão abordará os seguintes tópicos: (1) economia de movimento na pedalada; (2) forças envolvidas na pedalada; (3) índice de efetividade durante a pedalada; (4) cinemática da pedalada; (5) relação força-comprimento em diferentes posições do selim; (6) atividade muscular em diferentes posições do selim.

2.1 Economia de movimento na pedalada

Vários estudos têm sugerido que a eficiência é um importante fator na *performance* de esportes cíclicos de *endurance* e definem eficiência como a medida do trabalho efetivo, comumente expressa como a porcentagem da energia despendida que produz trabalho (MOSELEY & JEUKENDRUP, 2001; PASSFIELD & DOUST, 2000).

A eficiência muscular é a relação entre o consumo de oxigênio (VO_2) e a produção mecânica. A economia de movimento é a combinação entre eficiência muscular, fatores técnicos, fatores psicológicos, equipamentos e condições do meio ambiente (ROWLANDS & DOWNEY, 2000).

Durante o ciclismo, a economia do movimento influencia diretamente a *performance* em provas de *endurance*. Pedalar na intensidade de moderada a alta provoca um aumento no VO_2 , associado com uma diminuição na economia de movimento e possíveis alterações no rendimento. Essa redução da economia

acontece independentemente do condicionamento físico e, possivelmente, está associada com a atividade muscular desenvolvida durante a pedalada e a perda da técnica devida à fadiga (PASSFIELD & DOUST, 2000).

A economia de movimento durante o ciclismo está intimamente relacionada à ativação neuromuscular, à magnitude e à orientação das forças aplicadas no pedal, e à frequência da pedalada (cadência). Na medida em que a técnica da pedalada puder ser identificada e melhorada com informações pertinentes, o ciclista poderá reestruturar seu padrão de pedalada, melhorando assim sua economia e, conseqüentemente, seu desempenho (NEPTUNE & HULL, 1999).

2.2 Forças envolvidas na pedalada

Muitos estudos em ciclismo utilizam pedais instrumentados como uma ferramenta para a compreensão da distribuição e da contribuição das forças tanto na fase de propulsão ($0^\circ - 180^\circ$) como na fase de recuperação ($180^\circ - 360^\circ$) da pedalada (TOO, 1990).

O estudo de HOES, BINKHORST, SMEEKES-KUYL & VISSERS (1968) foi um dos primeiros a mensurar as forças no pedal. Por meio de um pedal e um pé-de-vela instrumentados com *strain gauges*, os autores mediram o torque e a componente da força normal (F_y) durante o ciclo da pedalada. Posteriormente, SODEN & ADEYEFA (1979) desenvolveram um modelo de pedal capaz de medir as componentes das forças normal e tangencial (F_x) ao longo do ciclo da pedalada.

Somente a partir do estudo de HULL & DAVIS (1981), entretanto, as forças não-sagittais aplicadas no pedal passaram a ser mensuradas por meio de um dinamômetro acoplado a um pedal, medindo, assim, além das forças normal e tangencial, a componente da força médio-lateral (F_z).

Embora predominem estudos que utilizaram pedais com *strain gauges*, BROKER & GREGOR (1990) desenvolveram um modelo de pedal instrumentado com cristais piezoelétricos, que são capazes de diminuir a interferência entre as forças (*cross-talk*) e reduzir o ruído do sinal, quando comparado a pedais com *strain gauges*, com o propósito de medir a magnitude das forças de reação do pedal e a orientação do vetor da força resultante durante os 360° da pedalada.

Os pedais instrumentados utilizados na maioria das pesquisas revisadas neste estudo são bidimensionais, ou seja, possibilitam a medição de duas componentes da força, normal e tangencial, ao longo da pedalada. No entanto, há alguns estudos que utilizaram pedais tridimensionais capazes de mensurar, além das componentes normal e tangencial, a componente da força médio-lateral (NABINGER, 1997).

Em virtude da liberdade de giro existente entre o taco da sapatilha de ciclismo e o pedal, nem toda a força aplicada ao pedal ao longo do ciclo é, de fato, aproveitada na propulsão da bicicleta. Sendo assim, diferentes autores têm avaliado o comportamento das componentes normal e tangencial para o cálculo da força resultante e da força efetiva.

A componente da força resultante (F_r) é obtida mediante combinação das componentes normal (F_y) e tangencial (F_x) aplicadas no pedal, e representa a força total, no plano sagital, aplicada pelo ciclista no pedal, conforme ilustra a Figura 1. Além das forças normal e tangencial, há também outras duas forças

envolvidas no movimento da pedalada: (1) a força efetiva (F_e), que é a componente da força aplicada perpendicularmente ao pé-de-vela e que produz torque positivo, também chamada de força transmitida; e (2) a força inefetiva (F_i), que é a componente da força paralela ao pé-de-vela e que não produz torque (LAFORTUNE & CAVANAGH, 1983; BURKE, 1996; GREGOR, 2000).

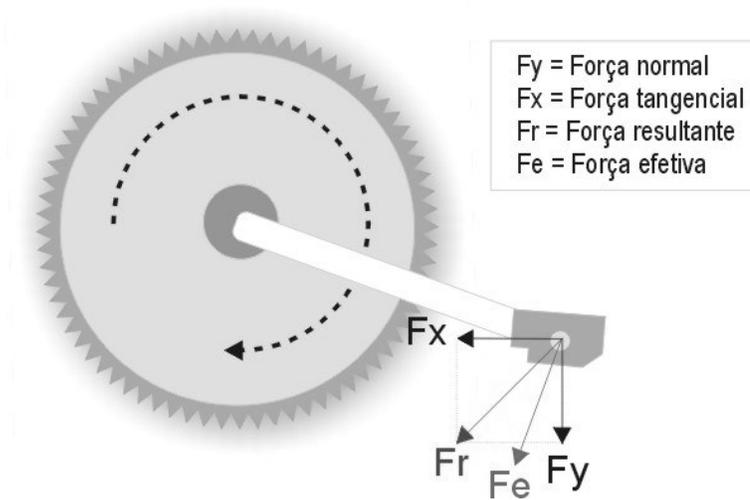


Figura 2.1 – Forças aplicadas no pedal e no pé-de-vela durante a pedalada (adaptada de BURKE, 1996).

A magnitude da componente da força efetiva depende da orientação da força aplicada pelo ciclista no pedal, durante as fases de propulsão e recuperação. Essa orientação é uma característica da técnica de pedalada de cada indivíduo, presente principalmente em ciclistas de elite (GROOT, WELBERGEN, CLIJSEN, CARIJS, CABRI & ANTONIS, 1994).

Segundo GREGOR (2000), para o cálculo das forças efetiva e inefetiva, é necessário conhecer os ângulos do pedal e do pé-de-vela simultaneamente, ao

longo dos 360°. A partir desses parâmetros, é possível constatar que a força efetiva é positiva e maior durante a fase de propulsão, e negativa e menor durante a fase de recuperação.

Em um estudo envolvendo ciclistas, LAFORTUNE & CAVANAGH (1983) apresentaram resultados de ambas as pernas com a força efetiva atingindo valor máximo a 94° e mínimo a 274° do ciclo da pedalada; enquanto que a força resultante apresentou picos a 109° e 289°, respectivamente.

De acordo com BURKE (1996), ciclistas de elite têm a habilidade de “puxar” o pedal durante a fase de recuperação, gerando menor torque negativo para a perna contralateral. A força inefetiva tende a aumentar (tornar-se mais negativa) à medida que a cadência da pedalada aumenta; e o contrário ocorre durante *sprints* e subidas, situação na qual o ciclista posiciona-se em pé, produzindo uma força menos negativa.

NEPTUNE & HERZOG (1999b) utilizaram um pedal capaz de mensurar e quantificar a produção de força inefetiva durante o movimento da pedalada de um grupo de ciclistas de elite. Os autores concluíram que há um aumento de força inefetiva em cadências elevadas. O aumento na produção de força muscular, combinado com a diminuição do torque do pé-de-vela, exige que o ciclista pedale em cadências mais altas para manter o mesmo nível de trabalho requerido, desfavorecendo, assim, a economia de movimento.

De acordo com KYLE (1988), DIPRAMPERO, CORTILI, MOGNOLI & SAIBENE (1979), a força gerada durante o movimento da pedalada é utilizada para vencer duas resistências: (1) a resistência aerodinâmica e (2) a resistência de atrito com o solo; sendo que mais de 90% dessa força produzida são gastas para vencer a resistência do ar, em velocidades acima de 30 km/h.

Vale ressaltar que a possibilidade de medir a magnitude e, principalmente, a orientação das forças aplicadas no pedal, ao longo de todo o ciclo, torna-se uma importante ferramenta para a compreensão e a melhoria da técnica da pedalada, visando, assim, a maximizar o aproveitamento das forças minimizando o gasto energético.

2.2.1 Índice de efetividade durante a pedalada

O índice de efetividade (IE), ou efetividade da pedalada, é definido como a razão entre a componente perpendicular ao pé-de-vela (F_e) e a componente resultante (F_r) no pedal. Normalmente, a componente da força efetiva é utilizada por muitos pesquisadores para descrever a técnica da pedalada. (LAFORTUNE & CAVANAGH, 1983; CAVANAGH & SANDERSON, 1986; ERICSON & NISELL, 1988).

Segundo CAVANAGH & KRAM (1985), o índice de efetividade, ou também chamado de força de efetividade pelos autores, é utilizado para calcular a relação entre a força total aplicada pelo ciclista no pedal e o quanto dessa força é transmitida para o pé-de-vela.

Em um estudo envolvendo 20 ciclistas e utilizando duas diferentes configurações de pedal e sapatilha – (1) pedal com superfície de borracha e sapatilha com solado de couro; e (2) pedal de metal com firma-pé e sapatilha com taco – os autores calcularam o IE a partir da razão entre o impulso linear da F_e e o impulso linear da F_r . Os resultados indicaram que não houve diferença significativa entre os dois modelos testados (LAFORTUNE & CAVANAGH, 1983).

O índice de *performance* proposto por DAVIS & HULL (1981), que representa, também, a razão entre a força efetiva e a força resultante, foi utilizado para avaliar a técnica dos ciclistas durante a pedalada. Os autores estabeleceram valores entre 1 e -1, sendo que, ao aproximar-se do valor 1, a força resultante é mais propulsora e mais perpendicular ao pé-de-vela (mais efetiva), enquanto que, ao aproximar-se do valor -1, esta é menos propulsora e menos perpendicular ao pé-de-vela (mais inefetiva).

Em um estudo envolvendo seis ciclistas recreacionais, ERICSON & NISELL (1988) calcularam o índice de efetividade em três diferentes alturas de selim (102, 113 e 120% da distância entre a tuberosidade do ísquio e o maléolo medial de cada indivíduo), com diferentes cargas e cadências. Os resultados não apresentaram diferenças significativas no índice de efetividade entre as três alturas de selim. Acredita-se que esses achados devam-se ao fato de que a amostra foi composta de ciclistas recreacionais, e não de ciclistas experientes, sendo esta uma limitação desse estudo.

É interessante observar que o índice de efetividade pode ser utilizado para avaliar a técnica da pedalada envolvendo diversas situações no ciclismo, como, por exemplo, (1) na escolha correta do tamanho do quadro da bicicleta; (2) na posição da sapatilha (taco) em relação ao eixo do pedal; (3) na escolha da cadência de pedalada; (4) no ajuste do selim; entre outras.

2.3 Cinemática da pedalada

A pedalada é decorrente de movimentos cíclicos dos membros inferiores produzidos mediante a flexão e a extensão das articulações do quadril, do joelho e do tornozelo. As ações simultâneas da coxa em torno da articulação do quadril, da perna em torno da articulação do joelho e do pé em torno da articulação do tornozelo produzem a translação do complexo bicicleta-atleta.

Segundo GREGOR (2000), a maioria dos estudos envolvendo análise da cinemática no ciclismo é realizada no plano sagital – flexão e extensão de quadril e joelho; flexão dorsal e flexão plantar do tornozelo – devido, principalmente, a questões de instrumentação. Em contrapartida, outros estudos apontam que a análise da pedalada vista pelo plano frontal revela informações importantes quanto à cinemática do movimento (GREGOR, BROKER & RYAN, 1991).

No plano sagital, as variáveis de deslocamento, velocidade e aceleração da coxa, da perna e do pé parecem ser mais afetadas pela cadência de pedalada e pelo posicionamento do ciclista na bicicleta – por exemplo, altura do selim, posição para trás ou para frente do selim, comprimento do pé-de-vela e posição do pé no pedal – (GREGOR, 2000).

Já a inclinação do tronco do ciclista (posição aerodinâmica) parece exercer pequeno efeito sobre a cinemática dos membros inferiores durante a pedalada; entretanto, afeta a relação força-comprimento dos músculos flexores e extensores do quadril, principalmente os biarticulares (BURKE, 2000).

Analisando o movimento da pedalada no plano sagital, FARIA & CAVANAGH (1978) reportaram um deslocamento angular total, ao longo do ciclo,

de 45° para a articulação do quadril, de 75° para a articulação do joelho e de 20° para a articulação do tornozelo.

As mudanças no padrão do ângulo do quadril e do joelho estão diretamente relacionadas com a altura do selim. O pico de extensão do joelho aumenta de acordo com o aumento da altura do selim, sendo que os picos de flexão e de extensão do quadril acontecem aproximadamente entre 10 e 180° da pedalada (fase de propulsão), respectivamente. Em contrapartida, os picos de flexão e extensão do joelho acontecem entre 350 e 170° da pedalada, respectivamente (ERICSON, NISELL & NEMETH, 1988).

O estudo de RUGG & GREGOR (1987) demonstrou o efeito das alterações na altura do selim (100% da altura da sínfise púbica até o solo para 115%) sobre a amplitude de movimento do quadril, do joelho e do tornozelo. Os resultados apresentados indicaram que a articulação do joelho foi a mais afetada pelas mudanças na altura do selim.

As mudanças na altura do selim, além de interferirem na amplitude de movimento das articulações, também podem modificar a relação força-comprimento em virtude do alongamento ou encurtamento da musculatura envolvida (HERZOG, GUIMARÃES, ANTON & CARTER-ERDMAN, 1991b).

Cabe ressaltar, ainda, que a interação da geometria da bicicleta e a *performance* do ciclista, e as tentativas de otimizar o sistema ciclista-bicicleta têm sido os objetivos de vários estudos para avaliar as mudanças nos resultados da cinemática do movimento com uma variação sistemática na configuração das bicicletas.

2.4 Relação força-comprimento em diferentes alturas do selim

A especificidade do treinamento do ciclismo causa uma adaptação funcional na musculatura esquelética e pequenas alterações nas propriedades de força-comprimento nos músculos específicos, conforme observado no estudo de HERZOG, GUIMARÃES, ANTON & CARTER-ERDMAN (1991b). Neste trabalho, foi avaliado o músculo *rectus femoris* de três ciclistas, de um patinador e de quatro corredores. Verificou-se que o grupo dos ciclistas desenvolveu maior torque em uma posição mais encurtada em relação ao quadril; enquanto que o grupo de corredores apresentou maior torque em uma posição mais alongada em relação ao ângulo do quadril. Já o patinador não apresentou uma adaptação específica em relação ao ângulo do quadril.

As propriedades de força-comprimento de um determinado músculo podem, portanto, apresentar-se distintas em diferentes pessoas e diferentes modalidades, de modo que essas diferenças podem refletir uma adaptação funcional no músculo diariamente submetido ao treinamento. Segundo HERZOG, GUIMARÃES, ANTON & CARTER-ERDMAN (1991b), essa hipótese procede da especulação genérica de que a relação força-comprimento do músculo esquelético não é uma propriedade constante, mas pode adaptar-se às exigências funcionais específicas.

No ciclismo, as adaptações funcionais estão ligadas diretamente à geometria da bicicleta e ao ajuste do ciclista na mesma. Entre as possíveis regulagens do ciclista na bicicleta, estão as alterações na posição do selim, as quais, por sua vez, podem interferir na relação força-comprimento.

TOO (1990) sugere que modificações na altura e na posição do selim podem alterar o torque e a velocidade de contração dos músculos envolvidos durante a pedalada. Tais alterações estão relacionadas às mudanças no comprimento desses músculos em função dos diferentes ajustes do selim. Assim, esses ajustes devem repercutir na combinação das propriedades força-comprimento e força-velocidade para formar uma propriedade tridimensional, segundo LIEBER (1992): a propriedade força-comprimento-velocidade.

No entanto, poucas pesquisas são direcionadas a elucidar o papel funcional dos músculos no desempenho de atletas, para que se determinem possíveis adaptações das propriedades mecânicas dos músculos ao exercício e ao treinamento (HERZOG, 1996). Mais especificamente, estudos envolvendo diferentes ajustes do selim e as alterações decorrentes dos mesmos também são pouco encontrados na literatura.

2.5 Atividade muscular na pedalada

A eletromiografia (EMG) fornece informações sobre o padrão de ativação muscular e sobre como o sistema nervoso central controla o movimento. Essa técnica tem sido amplamente utilizada para estudar a atividade muscular e a coordenação neuromuscular no ciclismo (FARIA, 1992; LI & CALDWELL, 1998; GREGOR, 2000; BAUM & LI, 2003).

A atividade muscular da pedalada, assim como os ângulos articulares, depende dos diferentes ajustes da bicicleta (altura do selim, tamanho do pé-de-vela, tamanho do quadro, etc.), da posição adotada pelo ciclista, da relação de

marchas e da técnica da pedalada. A carga de trabalho e a cadência da pedalada também têm influência direta na atividade muscular (ERICSON, NISEL, ARBORELIUS & EKHOLM, 1985; GREGOR, 2000).

Dessa forma, diversos autores buscam, por meio da análise da ativação eletromiográfica dos músculos envolvidos no movimento da pedalada, entender as diferentes estratégias musculares adotadas pelos ciclistas.

Para tal, os músculos freqüentemente analisados em estudos com EMG são estes: *rectus femoris* (RF), *vastus medialis* (VM), *vastus lateralis* (VL), *gluteus maximus* (GM), *biceps femoris* (BF), *semitendineus* (ST), *semimembranaceus* (SM), *gastrocnemius lateralis* (GAL), *gastrocnemius medialis* (GA), *tibialis anterior* (TA) e *soleus* (SOL) (HOUTZ & FISCHER, 1959; DESIPRÉS, 1974; FARIA & CAVANAGH, 1978; HULL & JORGE, 1985; FARIA, 1992; MARSH & MARTIN, 1995; BAUM & LI, 2003).

Comumente, no estudo da pedalada, os padrões de atividade muscular são descritos em relação ao ângulo do pé-de-vela, onde, em geral, a maior ativação dos músculos parece ocorrer durante a fase propulsiva, quando grande parte da energia necessária para pedalar é transferida para o pé-de-vela (GREGOR, 2000).

O mesmo autor descreve que os extensores monoarticulares GM, SOL, VL e VM apresentam uma grande ativação durante a fase de propulsão; e o TA, durante a fase de recuperação da pedalada. Já os músculos isquiotibiais apresentam maior atividade entre os 90 e 135° do ciclo da pedalada; enquanto que o RF apresenta ativação na fase de propulsão, como um extensor do joelho, e também na fase de recuperação, como flexor do quadril.

Segundo GREGOR, GREEN & GARHAMMER (1981), o GM e o BF atuam no torque extensor do quadril entre 0 e 180° do ciclo da pedalada; o RF, o VM e o VL parecem ter maior atuação no torque extensor do joelho entre 0° e 75°; e o SM, o BF, o GA e o GAL parecem desempenhar uma importante função no torque flexor do joelho, observado a 180° do ciclo da pedalada.

2.5.1 Atividade muscular em diferentes alturas do selim

Até o momento, os estudos realizados com EMG em diferentes alturas do selim têm demonstrado resultados variados. Algumas pesquisas apontam um aumento na ativação muscular em função da diminuição da altura do selim, especialmente para os músculos isquiotibiais e quadríceps (DESIPRES, 1974; HULL & JORGE, 1985; GREGOR, 2000).

Entretanto, no trabalho de ERICSON, NISEL, ARBORELIUS & EKHOLM (1985), os autores apontam uma maior ativação elétrica dos músculos *gluteus medius* (GME), SM, SOL e GA com o aumento da altura do selim; enquanto que, no estudo de HOUTZ & FISCHER (1959), os resultados da EMG apontam uma menor ativação ao pedalar-se com selim em uma posição mais elevada.

De acordo com BURKE (2000), o aumento da altura do selim faz com que os músculos do membro inferior sejam ativados antes e, conseqüentemente, permaneçam ativados por um período maior de tempo, sem, com isso, aumentar a magnitude da ativação.

Tendo em vista a revisão de literatura apresentada acima, pode-se observar que estudos envolvendo a aplicação de forças no pedal, em diferentes

posições do selim, apresentam limitações nos seus critérios metodológicos. Sendo assim, o presente estudo procura suprir tais lacunas por meio (1) de um critério fisiológico para normalização da carga de teste, ao invés de uma carga fixa, pois assim o atleta estará sendo avaliado muito próximo às suas condições de competição; (2) da realização dos testes com o ciclista na sua própria bicicleta, a qual ele está adaptado, diferentemente dos estudos citados anteriormente, que utilizaram cicloergômetro; e (3) da variação da posição horizontal do selim, alterando a geometria da bicicleta, uma vez que não existem, aparentemente, estudos que abordem esse importante aspecto, tampouco há consenso na literatura quanto à posição do selim.

Justifica-se a realização deste trabalho como um estudo de casos com base no fato de que as adaptações citadas anteriormente poderão interferir nos resultados; e, em consequência, as médias obtidas terão pequena relevância prática. Assim, julga-se extremamente importante, em se tratando de especialistas de alto rendimento, que as avaliações sejam individualizadas.

3. METODOLOGIA

3.1 Definição do problema

A efetividade da pedalada pode ser testada por meio de um protocolo para ciclistas que altere a posição do selim e registre as forças no pedal?

3.2 Hipóteses

H₁ – A variação das posições horizontal e vertical do selim influencia a economia de movimento do ciclista;

H₂ – A variação das posições horizontal e vertical do selim influencia a aplicação das forças no pedal;

H₃ - A variação das posições horizontal e vertical do selim influencia o índice de efetividade do ciclista;

H₄ - A variação das posições horizontal e vertical do selim altera as variáveis cinemáticas da pedalada;

H₅ - A variação das posições horizontal e vertical do selim modifica os padrões de ativação muscular do ciclista.

H₆ - O protocolo que mensura as forças no pedal em diferentes posições do selim identifica a posição de melhor efetividade da pedalada.

3.3 Procedimentos metodológicos

3.3.1 Caracterização da pesquisa

Esta pesquisa caracteriza-se como um estudo de casos, no modelo descritivo, de corte transversal, procurando demonstrar que alterações na posição do selim influenciam o desempenho no ciclismo.

3.3.2 População e amostra

A população deste estudo foi de ciclistas da categoria elite, do sexo masculino, residentes no estado do Rio Grande do Sul, que participam de competições nacionais e internacionais.

A amostra foi composta de três atletas selecionados intencionalmente entre os 10 melhores ciclistas do *ranking* da Federação Gaúcha de Ciclismo, os quais se propuseram a participar do estudo. A Tabela 3.1 fornece as características individuais e um breve histórico dos ciclistas.

Tabela 3.1 – Caracterização da amostra

Ciclista	Idade (anos)	Tempo de treinamento (anos)	Volume de treino (km/semana)	Principal título
A	30	18	450	Tri-campeão Gaúcho da categoria elite
B	23	4	600	Campeão Gaúcho categoria sub-30
C	24	8	450	Campeão Gaúcho categoria sub-30

3.3.3 Procedimentos de aquisição e análise dos dados

Antes do teste, foram fornecidas informações detalhadas a respeito dos procedimentos e objetivos do mesmo. Todos os indivíduos assinaram um termo de consentimento concordando com sua participação voluntária na pesquisa, cientes de que poderiam abandonar os testes a qualquer momento, se assim o desejassem (Anexo 1). Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (protocolo n. 2004311).

Todos os ciclistas foram avaliados no mesmo dia, nas dependências do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da UFRGS. Anteriormente ao início do teste, foram realizadas as seguintes medidas antropométricas para caracterização da amostra: (1) massa corporal e estatura; (2) perímetros corporais; (3) dobras cutâneas; e (4) diâmetros ósseos (Anexo 1). Para esses procedimentos, foi utilizado o protocolo proposto por HAWES (1996), e as equações de determinação da composição corporal para atletas foram extraídas de JACKSON & POLLOCK (1978), conforme ilustra a Tabela 3.2.

Essas medidas foram obtidas com o auxílio de uma balança eletrônica, com resolução de 100 g, modelo PS-180 (*Urano*, Brasil); de um estadiômetro de

parede; de uma fita métrica de metal Sanny (2 m) com resolução de 1 mm; de um compasso de dobras cutâneas Slimguide (*Rosscraft*, EUA); e de um paquímetro Mitutoyo com resolução de 0,5 mm.

Tabela 3.2 – Características antropométricas da amostra

Ciclista	Massa Corporal (kg)	Estatura (m)	% Gordura (Jackson & Pollock)
A	75,3	1,81	19,1
B	74,3	1,78	8,7
C	63,6	1,66	7,9

Logo após essa etapa, os ciclistas foram submetidos a um protocolo utilizando a suas próprias bicicletas acopladas a um ciclossimulador magnético Cateye CS1000 (*Cateye CO.*, Osaka, Japão), com ajuste de carga em watts e inclinação em graus, conforme ilustrado na Figura 3.1.



Figura 3.1 – Ciclossimulador magnético Cateye Cs1000 com a bicicleta acoplada.

A partir da posição do selim adotada pelo ciclista, aquela em que o atleta está habitualmente adaptado para treinamentos e competições, denominada neste trabalho *posição de referência*, quatro novas posições para o selim foram ajustadas durante o protocolo: (1) 1 cm para cima; (2) 1 cm para baixo; (3) 1 cm para frente; e (4) 1 cm para trás, para os três ciclistas, com exceção do ciclista B, que não realizou o teste na posição com o selim para trás.

A ordem de alteração da posição do selim foi aleatória para cada indivíduo; entretanto, a primeira posição testada para todos foi com o selim na posição de referência. A posição de referência foi repetida no final do teste para verificar a presença de fadiga. O tempo que o ciclista permaneceu em cada posição avaliada foi de três minutos. As mudanças de posição foram feitas logo após o término da coleta da posição anterior. Foi solicitado que o ciclista ficasse em pé sobre os pedais, sem que fosse necessário descer da bicicleta. O tempo de troca entre as posições foi padronizado em 30 s.

O consumo de oxigênio (VO_2) e a produção de dióxido de carbono (VCO_2) foram obtidos por meio de espirometria de circuito aberto por analisador de gases do modelo CPX/D (*Medical Graphics Corp.*, St. Louis, EUA).

Mediante a análise dos gases, foi controlada a taxa de troca respiratória (RER) definida pela razão entre o VCO_2 e o VO_2 . O RER determina a predominância de qual sistema energético está sendo utilizado pelo atleta; sendo que valores abaixo de 1 indicam uma maior contribuição do sistema aeróbio, e valores acima de 1 indicam maior contribuição do sistema anaeróbio (McARDLE, KATCH & KATCH, 1996). Além disso, o VO_2 foi utilizado como um parâmetro de referência para normalizar o esforço dos ciclistas em todas as posições testadas. No presente estudo, para normalização da carga dos testes, foi adotado um valor

para o RER entre 0,90 e 1, que representa uma intensidade muito próxima do limiar anaeróbio individual (MOSELEY & JEUKENDRUP, 2001; FIGUEIRA & DENADAI, 2004).

Durante a execução do protocolo, o atleta manteve constante a sua cadência de pedalada preferida. A frequência cardíaca (FC) foi monitorada utilizando-se um freqüencímetro Polar S610 (*Polar Electro Oy*, Finlândia).

3.3.3.1 Dinamometria

Foi utilizado um pedal-plataforma de força, conforme a Figura 3.2, do tipo encaixe, lado direito, similar aos utilizados em bicicletas de competição por ciclistas, acoplado a um condicionador de sinais ENTRAN MSC6, com módulos MSC-A1 utilizando alimentação de ponte de 1 V e ganho de 1 K e a um computador modelo PC (*Pentium II 200 MHz*). O sistema possibilitou a medição simultânea de duas componentes da força no plano sagital, nas direções normal (F_x) e tangencial (F_y), ao longo dos 360° da pedalada. A geometria do pedal-plataforma, em forma de H, foi composta de quatro vigas em balanço instrumentadas com extensômetros – *strain gauges* (NETO, CANDOTTI, LOSS, ZARO, CERVIERI & GUIMARÃES, 2001), conforme ilustra a Figura 3.2.

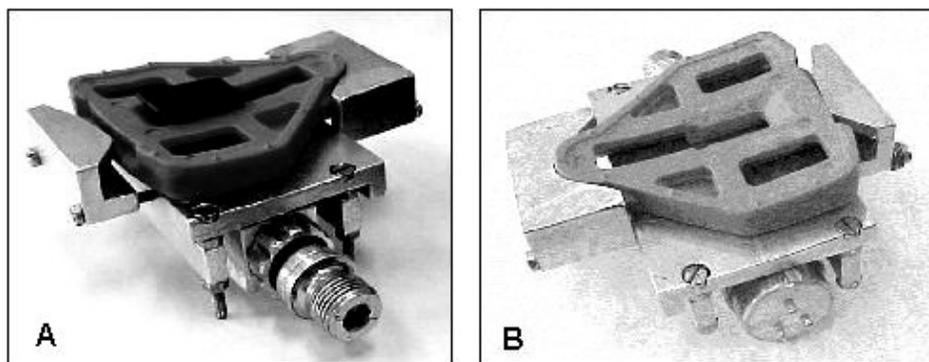


Figura 3.2 – Pedal-plataforma com um taco acoplado (A) e ilustração do potenciômetro no pedal (B).

O acoplamento existente entre as componentes das forças normal e tangencial, no pedal-plataforma, foi eliminado a partir de uma matriz de desacoplamento.

O sistema pedal-plataforma de força é computadorizado, e o sinal elétrico emitido por ele é transmitido para o mesmo condicionador de sinais descrito anteriormente. O sinal amplificado foi convertido por uma placa analógico-digital de 16 canais CODAS (*Dataq Instruments, Inc. Akron, USA*), e as componentes das forças normal e tangencial aplicadas sobre o pedal foram coletadas mediante a utilização do *software* CODAS e armazenadas no mesmo computador mencionado anteriormente.

Os sinais de força foram obtidos a uma frequência de amostragem de 2.300 Hz. Para o processamento dos sinais de força, foi utilizado o sistema de aquisição de dados – SAD (Laboratório de Medições Mecânicas, Escola de Engenharia, UFRGS, www.ufrgs.br/lmm). Os sinais de força foram filtrados utilizando-se um filtro digital do tipo ideal passa-baixas, com frequência de corte de 10 Hz. Para a análise completa dos dados e cálculo das variáveis de interesse, foi elaborada uma rotina compatível com o *software* SAD (Anexo 2).

Para o cálculo das variáveis de força no pedal, foi adotado um sistema de referência local (Figura 3.3) a fim de determinar a orientação dos vetores de força.

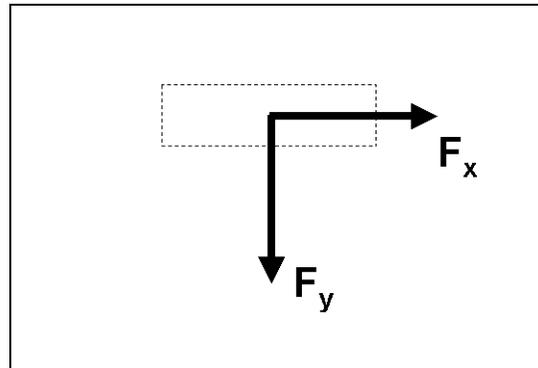


Figura 3.3 – Sistema de referência do pedal com a direção e o sentido das forças.

As componentes das forças normal (F_y) e tangencial (F_x) foram decompostas em componentes axiais e radiais ao eixo do pé-de-vela; porém, para o cálculo da força efetiva (F_e), conforme proposto por NABINGER (1997), consideraram-se apenas as componentes radiais (perpendiculares ao pé-de-vela).

Para a apresentação dos gráficos, foi convencionado que o sinal da F_e , no pedal direito, teria valor positivo quando produzisse torque no pé-de-vela no sentido horário (torque propulsor) e valor negativo quando produzisse torque no sentido anti-horário (torque resistivo).

As áreas sob as curvas de força resultante (F_r) e força efetiva (F_e) em função do tempo foram obtidas mediante o cálculo da integral, e denominadas *impulso da força resultante* e *impulso da força efetiva*, respectivamente (CAVANAGH & SANDERSON, 1986).

Neste estudo, para avaliar a relação entre a F_e e a F_r , o índice de efetividade (IE), optou-se por duas formas, de modo que sua análise fosse mais

abrangente: (1) índice de efetividade instantâneo, permitindo a visualização do comportamento do IE em cada posição do pé-de-vela (DAVIS & HULL, 1981 e ERICSON & NISELL, 1988); e (2) índice de efetividade médio, calculado por meio do impulso e normalizado pela posição de referência de cada ciclista, o qual expressa a média durante o ciclo (LAFORTUNE & CAVANAGH, 1983; SANDERSON, 1991).

3.3.3.2 Eletrogoniometria

Simultaneamente ao registro das forças no pedal, foram registrados os ângulos do pé-de-vela e do pedal, sendo estes utilizados para expressar os sinais de força e eletromiografia, bem como para calcular a força efetiva (COYLE, FELTNER, KAUTZ, HAMILTON, MONTAIN, BAYLOR, ABRAHAM & PETREK, 1991).

Para o registro do ângulo do pedal relativo ao pé-de-vela, foi utilizado um sensor angular acoplado ao eixo do pedal direito (potenciômetro multivolts 2 k Ω *Spectrol, Otario, USA*). Esse ângulo é definido pelos eixos Y' (sistema de coordenadas do pedal) e Y (sistema de coordenadas do pé-de-vela), conforme ilustrado na Figura 3.4.

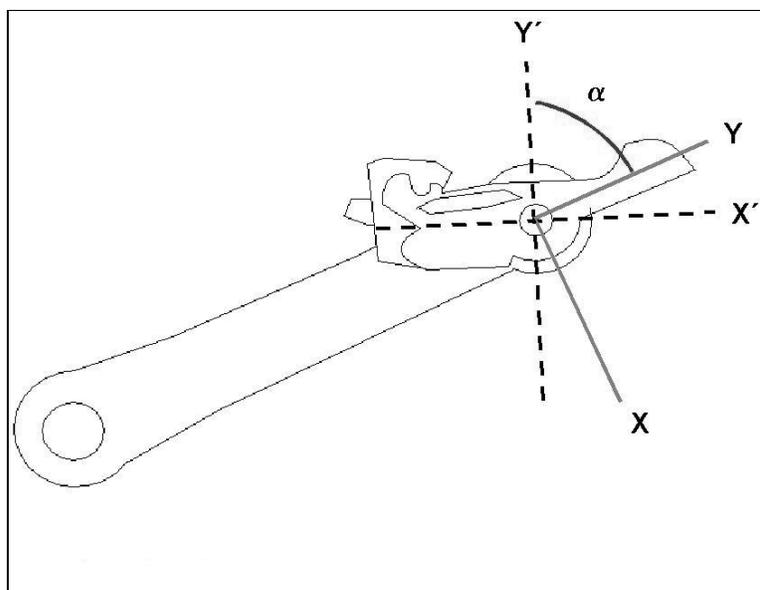


Figura 3.4 – Sistema de coordenadas do pé-de-vela (Y e X) e do pedal (Y' e X'), e o ângulo relativo (α) formado entre os eixos Y e Y'.

O potenciômetro foi calibrado, para cada ciclista, utilizando-se ângulos conhecidos do pé-de-vela (0, 90, 180, 270 e 360°). Durante a calibração, o pedal direito foi mantido paralelo à linha horizontal, enquanto o pé-de-vela direito deslocava-se (sentido horário) até os ângulos conhecidos, onde eram registrados os valores em volts. Posteriormente, esses valores foram plotados em um gráfico para obtenção da equação da reta utilizada na calibração do sistema.

Para o registro do ângulo do pé-de-vela, foi utilizado um sensor eletromagnético, do tipo *read switch*, fixado no quadro da bicicleta, próximo ao movimento central, e um ímã fixado no pé-de-vela esquerdo. A posição do sensor em relação ao ponto morto superior (PMS) do pé-de-vela (0°) foi medida com o auxílio de um goniômetro manual de acrílico (Trident, Brasil). O sensor permitiu a determinação do início e do fim de cada ciclo da pedalada. Este recurso foi utilizado considerando-se que os indivíduos eram atletas de alto nível que

conseguiriam manter uma regularidade na cadência durante todo o teste (CLARYS, CABRI & GREGOR, 1988; CARMO, 2001).

Além dos ângulos descritos anteriormente, foi calculado o ângulo do pedal (θ), definido como o ângulo formado pelo eixo X' do pedal e o eixo horizontal, por meio da diferença entre o ângulo relativo (α) e o ângulo do pé-de-vela (β). O ângulo do pedal apresenta sinais positivo e negativo conforme ilustra a Figura 3.5, onde o ângulo do pedal está negativo.

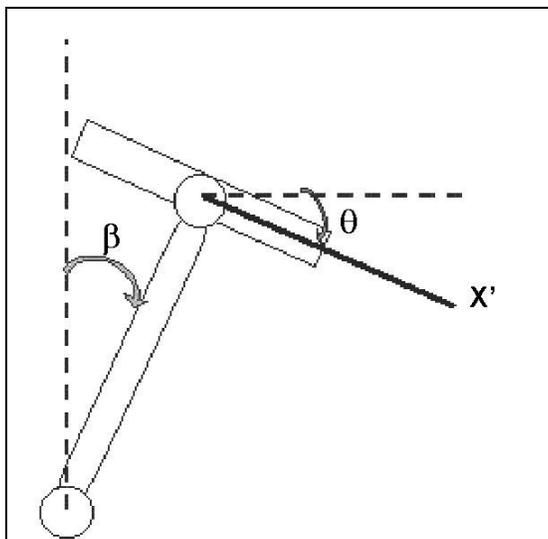


Figura 3.5 – Ângulo do pedal (θ) e ângulo do pé-de-vela (β) (Adaptada de Vellado, 2003).

A frequência de amostragem, para ambos os sensores, foi de 2300 Hz. Foi utilizado um filtro digital do tipo ideal passa-baixas, com frequência de corte de 10 Hz, para filtragem dos sinais. Os demais procedimentos de aquisição e processamento foram os mesmos citados anteriormente.

3.3.3.3 Cinemetria

A análise das variáveis cinemáticas foi feita por meio de um sistema de videografia *Peak Motus (Peak Performance, Inc., USA)* cedido pelo Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Maria. Esse é um sistema específico para a análise de movimentos, constituído de câmeras, videocassetes, unidades temporizadoras, unidade de sincronismo, computador e *software*.

Para a coleta dos dados deste estudo, utilizou-se a videografia bidimensional; e, para tal, a captação das imagens foi realizada com uma única câmera (HSC 180 - NS) com frequência de amostragem de 180 Hz. A câmera foi posicionada perpendicularmente ao plano de movimento, a uma distância de aproximadamente 4 m, o que permitiu a aquisição de imagens adequadas para o cálculo das variáveis de interesse deste estudo. Para a calibração do sistema, foi utilizada uma escala de alumínio com 1 m de comprimento, com duas marcações distantes 1 m entre si. As imagens foram adquiridas pela câmera e gravadas em uma fita VHS por um videocassete gravador *PANASONIC AG 5700 (PANASONIC, USA)*.

A identificação dos pontos anatômicos de referência que permitiram a determinação das variáveis cinemáticas no plano sagital foi feita com marcadores reflexivos colados sobre a pele e uma das sapatilhas dos sujeitos. Esses marcadores consistiram em pequenos recortes de fita reflexiva autocolante com aproximadamente 2 cm². Para uma maior aderência, a pele dos sujeitos foi previamente limpa com algodão umedecido em álcool.

Os pontos anatômicos de referência utilizados para o cálculo das variáveis cinemáticas de interesse foram estes: (1) acrômio direto; (2) trocânter maior

direito; (3) epicôndilo lateral do joelho direito; (4) maléolo lateral direito; (5) calcâneo; (6) IV metatarso; (7) ponto posterior do pedal; (8) centro de pedal; (9) ponto anterior do pedal; (10) e centro do pé-de-vela.

A partir da diferenciação das posições dos pontos mencionados acima, foi possível determinar as variáveis angulares dos segmentos de interesse com ajuda de iluminação direcionada sobre os marcadores e refletida na direção da câmera de vídeo, somada aos recursos de brilho e contraste.

As variáveis angulares são representadas pelos ângulos formados entre os segmentos avaliados, que são, respectivamente, (1) o ângulo do tronco, definido como o ângulo formado entre o eixo horizontal e o segmento de reta formado pelos pontos anatômicos de referência do trocânter maior e do acrômio direito; (2) o ângulo do quadril, definido como o ângulo formado entre o eixo horizontal e o segmento de reta formado pelos pontos anatômicos de referência do trocânter maior e do epicôndilo lateral direito; (3) o ângulo do joelho, definido como o ângulo relativo entre a coxa (representada pelo segmento de reta formado pelos pontos anatômicos de referência do trocânter maior e do epicôndilo lateral direito) e a perna (representada pelo segmento de reta formado pelos pontos anatômicos de referência do epicôndilo lateral e do maléolo lateral direito); e (4) o ângulo do tornozelo, definido como o ângulo relativo entre a perna (representada pelo segmento de reta formado pelos pontos anatômicos de referência do epicôndilo lateral e do maléolo lateral direito) e o pé (representado pelo segmento de reta formado pelos pontos anatômicos de referência do calcâneo e do IV metatarso) conforme ilustrado na Figura 3.6.

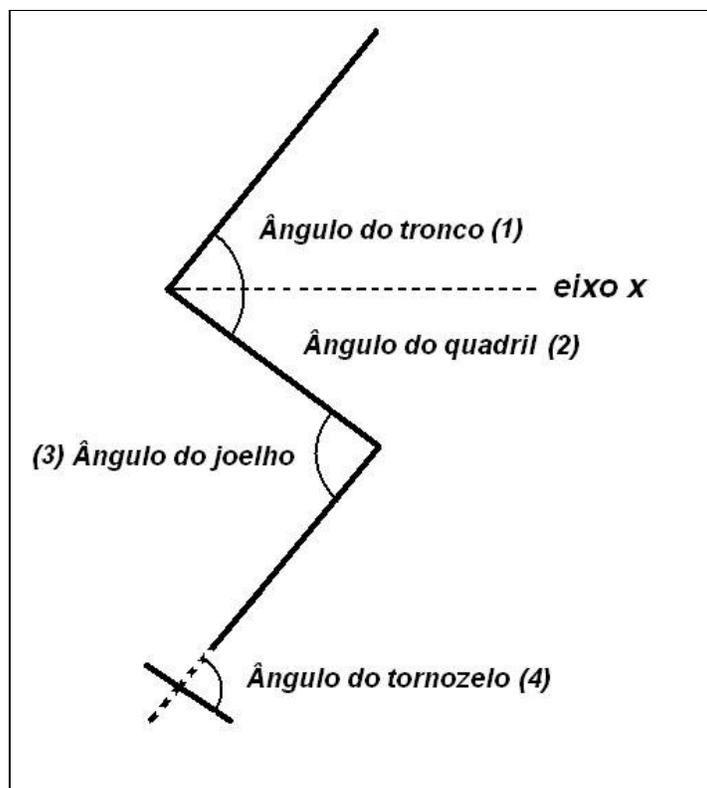


Figura 3.6 – Ângulos articulares entre os segmentos do tronco, da coxa, da perna e do pé.

Numa segunda fase, foi utilizado um sistema vídeo-analógico de medição do movimento, com o qual se captaram os dados por meio de um procedimento automático de digitalização dos pontos de referência anatômica do indivíduo (Figura 3.7).

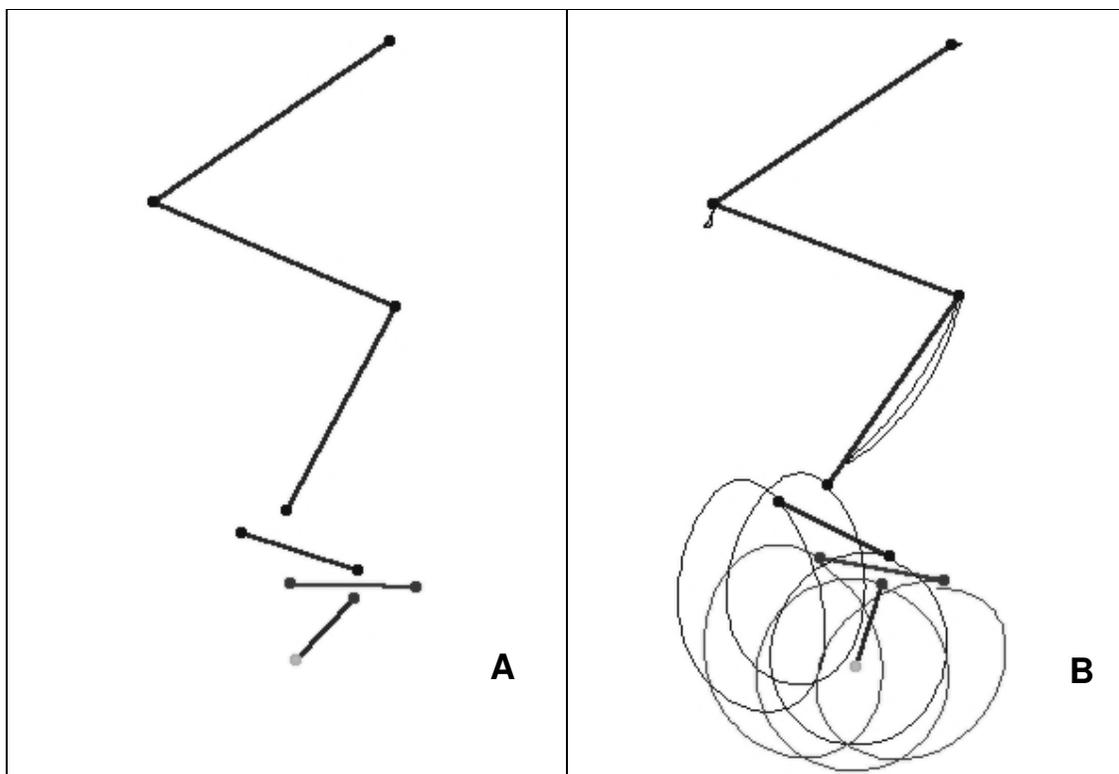


Figura 3.7 – Modelo de reconstrução bidimensional, no qual este trabalho baseou-se, para o cálculo das variáveis cinemáticas (A), e trajetória descrita pelos pontos de referência durante a pedalada (B).

Antes, foi realizado o cálculo do fator escala a partir de um objeto de calibração do tipo bidimensional, o qual permitiu a conversão das coordenadas do sistema em coordenadas reais.

Após a digitalização das imagens, os dados foram tratados; e, mediante filtragem, as informações obtidas foram corrigidas. Os dados angulares foram filtrados por meio de um filtro digital do tipo Butterworth e da Transformada Rápida de Fourier (FFT) do tipo passa-baixas, ambos com frequência de corte de 5 Hz.

3.3.3.4 Eletromiografia

Foi avaliada a atividade elétrica de seis músculos: (1) *gluteus maximus* (GM); (2) *rectus femoris* (RF); (3) *vastus lateralis* (VL); (4) *biceps femoris* (BC); (5) *tibialis anterior* (TA); e (6) *gastrocnemius medialis* (GA) do membro inferior direito dos indivíduos.

Para a aquisição dos dados, foram utilizados um computador com um processador *Pentium II 200 MHz* e um eletromiógrafo de oito canais (*Bortec Eletronics Inc.*, Calgary, Canadá). O eletromiógrafo é composto de um amplificador de sinais que permite a regulagem de ganhos que variam de 1, 100, 200, 500, 1 K, 2 K e 5 K, e de pré-amplificadores que se localizam a 10 cm dos eletrodos de superfície. Os eletrodos de superfície passivos (*Kendal Meditrace*, Ag/AgCl, com diâmetro de 2,2 cm), colocados em configuração bipolar, foram fixados sobre o ventre dos músculos, na direção das fibras musculares; e o eletrodo de referência (terra) foi fixado na face anterior da tíbia.

Após os sinais eletromiográficos terem sido amplificados, os mesmos passaram por um conversor analógico-digital de 16 canais do sistema CODAS já mencionado, e armazenados em um computador *Pentium II 200 MHz*. Para análise e processamento dos sinais EMG, foi utilizado o sistema SAD, também já descrito anteriormente. A frequência de aquisição dos dados da EMG foi, novamente, de 2.300 Hz por canal.

Anteriormente à colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida, conforme SOLDERBERG & KNUTSON (2000), mediante a tricotomia e a limpeza da pele com álcool, a fim de remover as células mortas e a oleosidade da pele no local do posicionamento dos eletrodos. A seguir, os eletrodos foram

fixados na pele, e uma leve pressão foi aplicada sobre eles para aumentar o contato entre o gel do eletrodo e a pele (NIGG & HERZOG, 1994). As técnicas de preparação e aplicação dos eletrodos na pele estão de acordo com as recomendadas pela Sociedade Internacional de Biomecânica e pela Sociedade Brasileira de Biomecânica (MERLETTI, 1997).

Concluídas as etapas de fixação dos eletrodos e colocação dos cabos, os ganhos no eletromiógrafo foram ajustados para cada um dos músculos, e o repouso do sinal EMG foi registrado com o sujeito deitado em decúbito dorsal.

Foram analisados os sinais EMG correspondentes à média de 10 ciclos de pedalada registrados em cada uma das cinco posições do selim avaliadas. O sinal EMG foi filtrado utilizando-se um filtro digital do tipo remove picos automáticos, com largura média de 30 pontos e de ordem três, a fim de remover possíveis ruídos causados pela corrente elétrica periférica. Demais procedimentos da rotina de processamento encontram-se no Anexo 3.

Para o cálculo do envoltório *Root Mean Square* (RMS), foi utilizado um janelamento móvel de Hamming com janelas de 40 ms (NEPTUNE, KAUTZ & HULL, 1997), o qual permitiu avaliar a magnitude da ativação muscular bem como os períodos de ativação. A determinação do valor usado como referência para definição dos períodos de ativação e desativação muscular ao longo do ciclo da pedalada foi baseada na proposta de BAUM & LI (2003), a qual determina que o músculo encontra-se ativado quando atinge o limiar correspondente a 10% do seu valor máximo, conforme ilustrado na Figura 3.8.

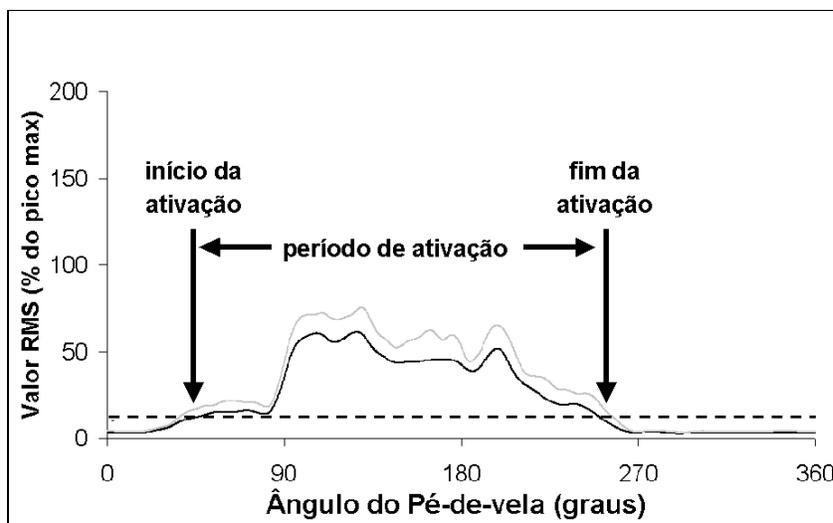


Figura 3.8 – Critério utilizado para demarcação do período de ativação dos músculos.

O envoltório RMS foi normalizado e expresso em valores percentuais; e, como critério de normalização, foi adotado o valor do pico máximo do envoltório RMS de cada um dos seis músculos durante o teste, na posição de referência. (ERVILHA, AMADIO & DUARTE, 1997).

Para que as variáveis supracitadas pudessem ser analisadas, cada ciclista permaneceu durante 3 minutos em cada posição do selim, a partir do momento da estabilização do RER na carga correspondente à intensidade preconizada, e os dados foram coletados nos últimos 30 s. Com o objetivo de representar o início e o fim do período da coleta, foi utilizado um marcador de eventos que emitia um pulso elétrico. Para posterior análise, foram selecionados 10 ciclos consecutivos de pedalada.

4. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

Nesse capítulo, serão apresentados os resultados individuais para cada ciclista avaliado. A estrutura dos resultados será a seguinte: (1) aspectos fisiológicos da normalização; (2) economia de movimento na pedalada; (3) aspectos relacionados à aplicação das forças no pedal; (4) aspectos cinemáticos da pedalada; (5) ativação muscular durante a pedalada.

4.1 Aspectos fisiológicos da normalização

Durante o teste, os ciclistas pedalarão em uma intensidade normalizada pela taxa de troca respiratória (RER) entre 0,90 e 1. O ciclista A apresentou média de $0,94 \pm 0,03$; enquanto que os ciclistas B e C apresentaram médias de $0,94 \pm 0,04$ e $0,98 \pm 0,04$, respectivamente, garantindo, assim, um nível de esforço normalizado.

O VO_2 manteve-se constante em todas as posições avaliadas para os três ciclistas, conforme apresenta a Tabela 4.1; sendo que a diferença do VO_2 não excedeu o valor de $1,8 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$, o que, conforme o *American College of Sports Medicine* (2003), não implica mudança no custo metabólico.

Tabela 4.1 – Valores do VO_2 dos ciclistas A, B e C em todas as posições avaliadas e as respectivas médias e desvios-padrão.

Ciclista	Referência	VO_2 (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)				Média	DP
		Baixo	Cima	Frente	Trás		
A	57,19	58,58	58	57,94	58,94	57,99	0,51
B	56,92	56,16	56,94	58,24	-	57,07	0,86
C	64,10	65,82	65,53	65,81	64,54	65,16	0,79

4.2 Economia de movimento na pedalada

Os resultados da economia de movimento (EC), ou seja, a relação entre a potência e o VO_2 , dos ciclistas A, B e C mostraram um comportamento similar nas posições de referência e com o selim para baixo. Os três ciclistas apresentaram maior EC na posição de referência; sendo que o ciclista A mostrou-se mais econômico em relação aos ciclistas B e C em todas as posições, conforme ilustra a Figura 4.2.

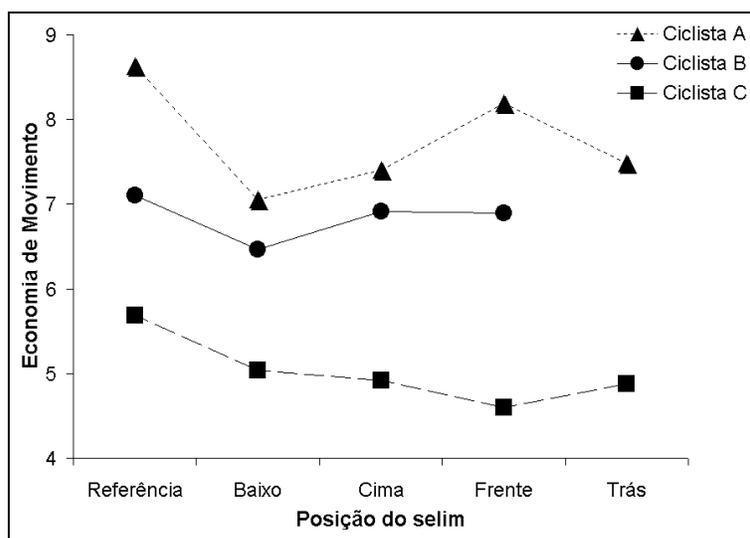


Figura 4.1 – Economia de movimento dos três ciclistas nas cinco posições avaliadas.

4.3 Aspectos relacionados à aplicação das forças no pedal

Os resultados da dinamometria são apresentados na forma de gráficos de curvas da média de 10 ciclos consecutivos da pedalada em cada uma das cinco posições do selim avaliadas, para cada um dos ciclistas. As curvas das forças, do ângulo do pedal e do índice de efetividade foram analisadas em função da posição do pé-de-vela. As tabelas dos picos máximos (positivos e negativos) das forças podem ser visualizadas no Anexo 4.

Ciclista A

As forças normal (F_y), efetiva (F_e), e resultante (F_r) apresentaram, em todas as posições, aumento no valor do pico positivo quando comparadas com a posição de referência. Em contrapartida, na força tangencial (F_x), foi observada uma diminuição no valor do pico positivo, em todas as posições, em relação à posição de referência.

Na posição de referência, a F_y apresentou pico positivo no início do segundo quadrante ($90^\circ - 180^\circ$) e pico negativo no quarto quadrante ($270^\circ - 360^\circ$); enquanto que a F_x registrou pico positivo no primeiro quadrante ($0^\circ - 90^\circ$) e negativo no terceiro quadrante ($180^\circ - 270^\circ$). A F_r registrou pico positivo no início do segundo quadrante; enquanto que a F_e apresentou picos positivo e negativo no final do primeiro e do terceiro quadrantes, respectivamente, conforme demonstrado na Figura 4.2.

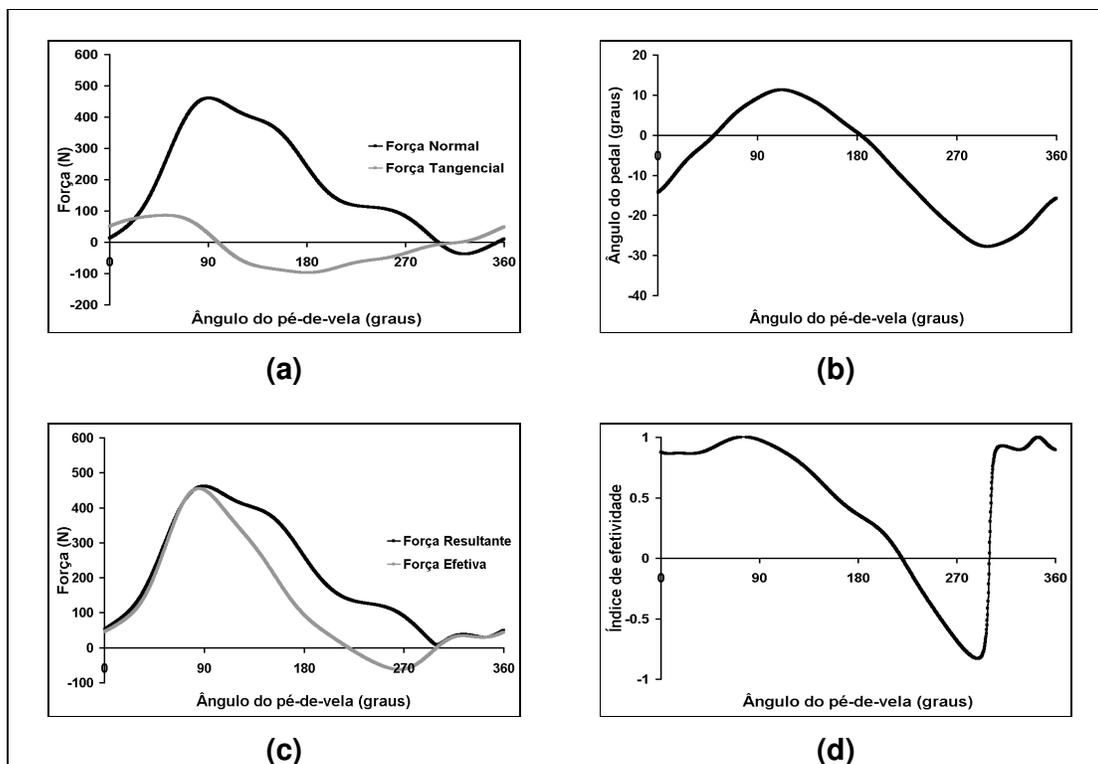


Figura 4.2 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista A, com o selim na posição de referência: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

Na posição com o selim mais para baixo, a força normal apresentou o pico no início do segundo quadrante e valores positivos no ao longo do ciclo da pedalada; enquanto que a força tangencial registrou picos positivo e negativo no primeiro e no segundo quadrantes, respectivamente. Foi observado o pico positivo da F_r e da F_e no final do primeiro quadrante do ciclo, e o pico negativo da F_e no fim do terceiro quadrante (Figura 4.3).

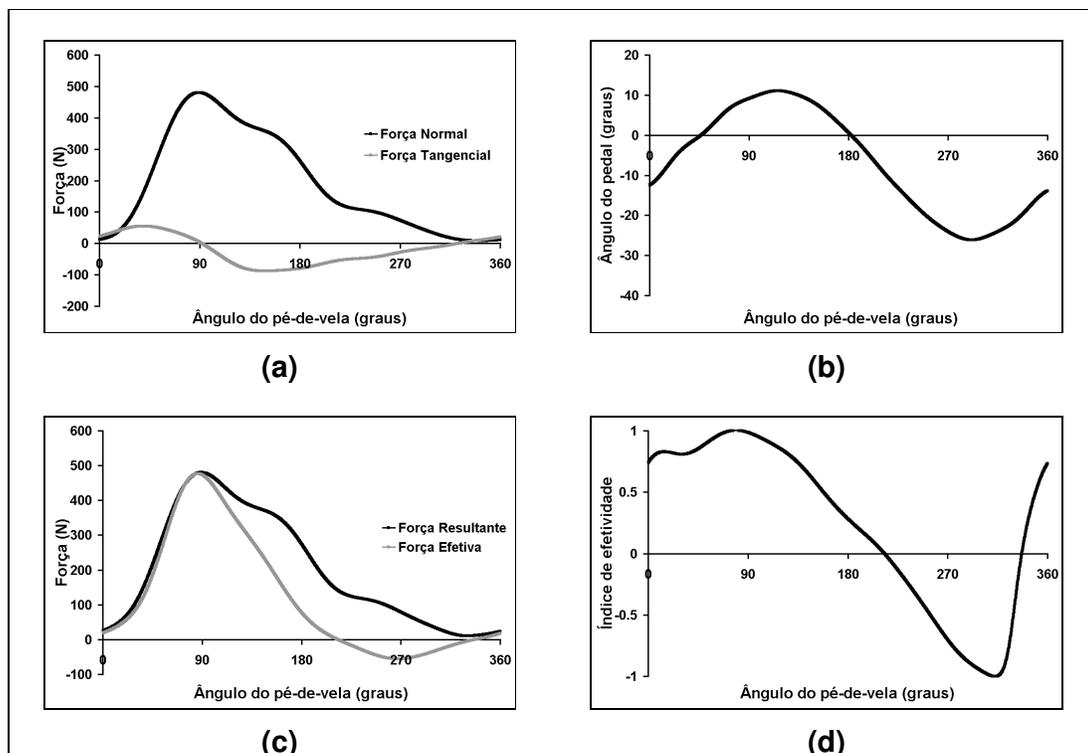


Figura 4.3 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista A, com o selim na posição mais para baixo: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

O pico positivo das forças normal, tangencial, resultante e efetiva, com o selim na posição mais para cima, ocorreu no primeiro quadrante; enquanto que o pico negativo das forças normal e efetiva ocorreu no segundo e no terceiro quadrantes, respectivamente. Os resultados descritos acima podem ser visualizados na Figura 4.4, sendo que o gráfico (a) corresponde às curvas das forças normal e tangencial; e o gráfico (c), às curvas das forças resultante e efetiva.

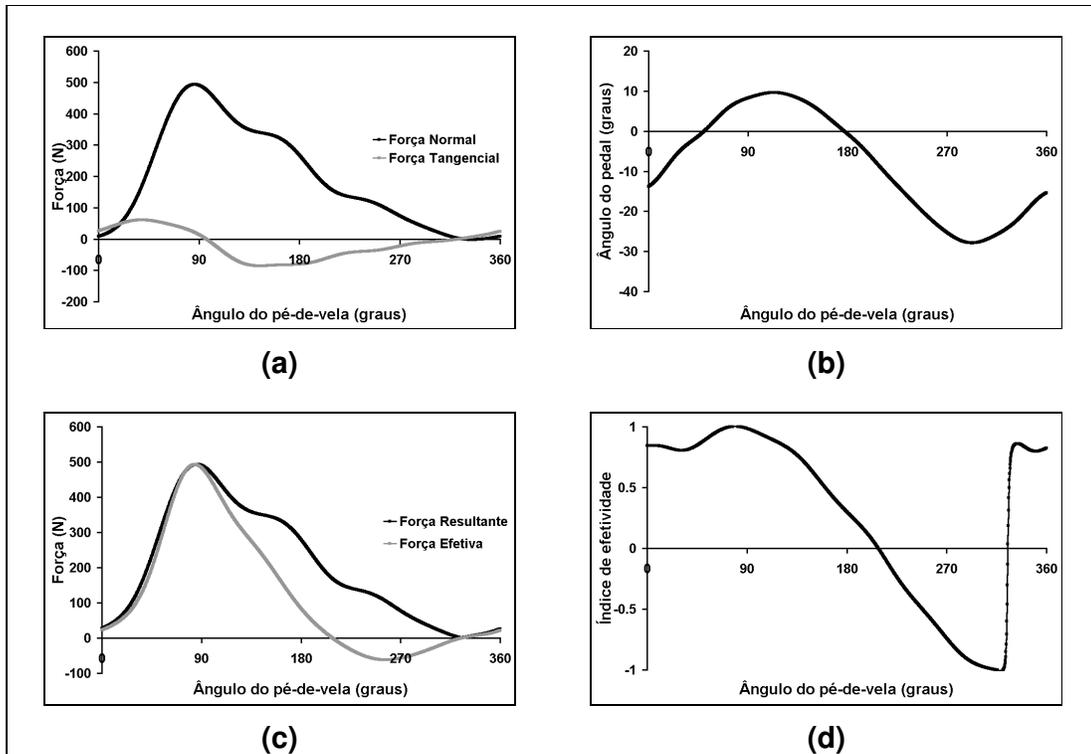


Figura 4.4 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista A, com o selim na posição mais para cima: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

Na posição com o selim mais para frente, o pico positivo ocorreu no segundo quadrante para a força normal e no primeiro quadrante para as forças tangencial, resultante e efetiva. Já o pico negativo das forças normal, tangencial e efetiva ocorreu no primeiro quadrante, como está demonstrado na Figura 4.5.

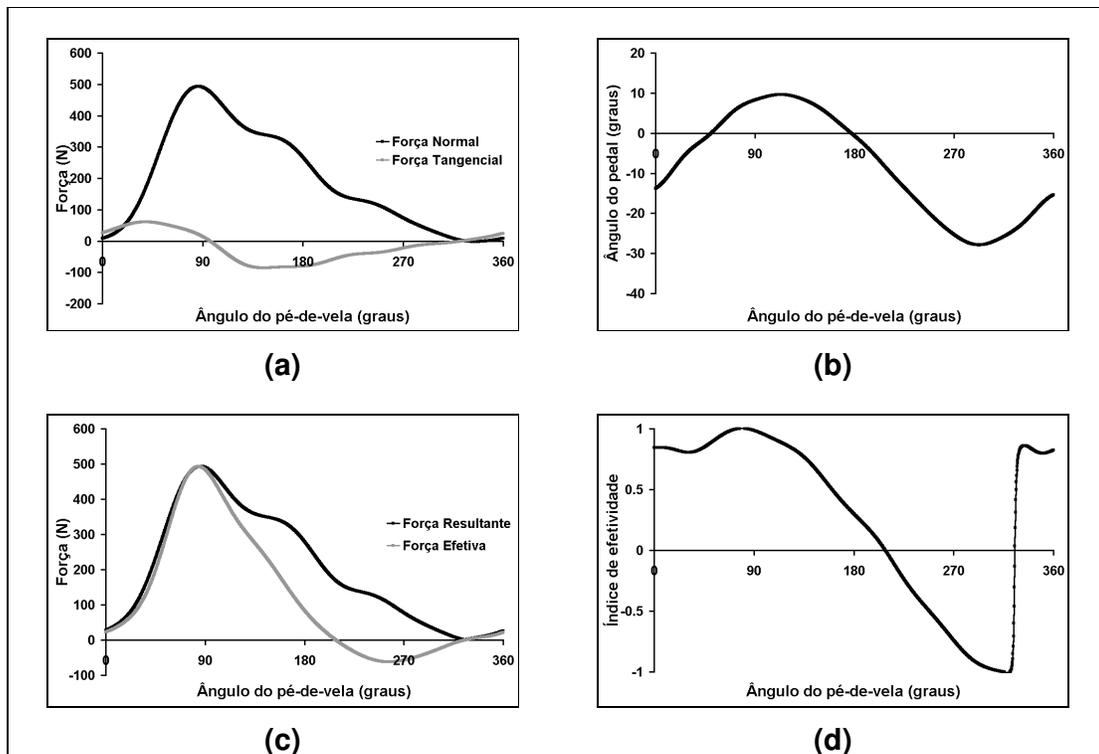


Figura 4.5 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista A, com o selim na posição mais para frente: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

Com o selim na posição mais para trás, as forças normal, tangencial, resultante e efetiva apresentaram pico positivo no primeiro quadrante; sendo que apenas as forças tangencial e efetiva registraram pico negativo no segundo e no início do quarto quadrantes, respectivamente. Esses resultados são demonstrados na Figura 4.6.

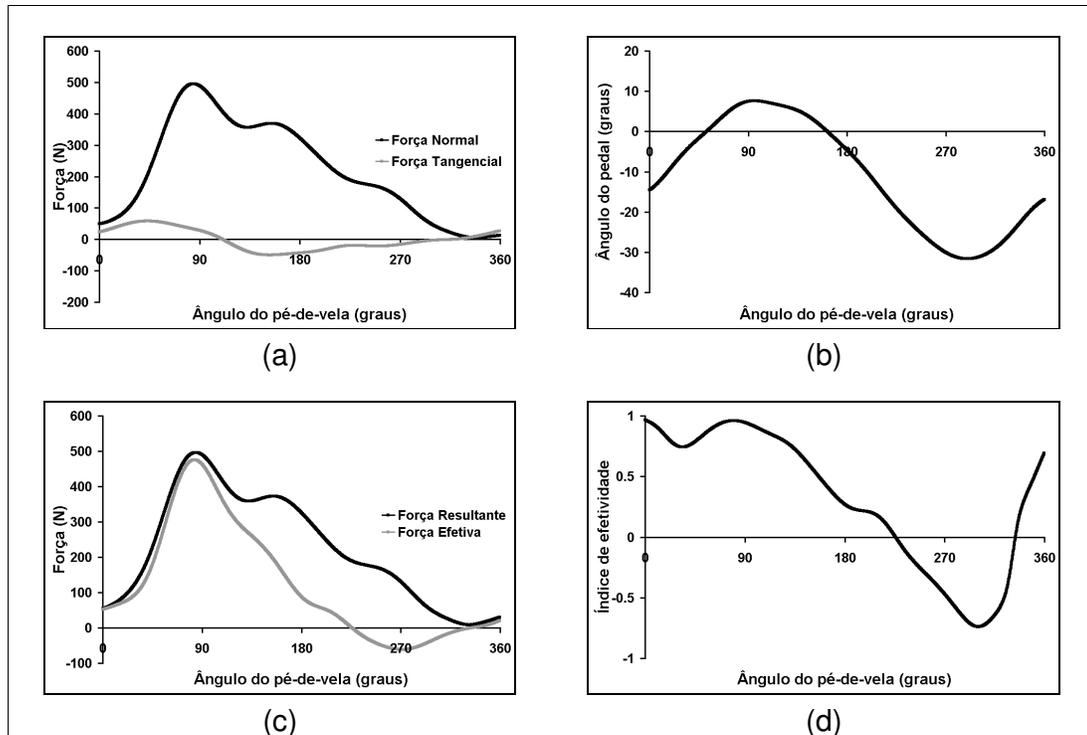


Figura 4.6 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista A, com o selim na posição mais para trás: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

A Figura 4.7 apresenta os resultados do impulso da força resultante (F_r), coluna cinza, normalizados pela posição de referência, e o índice de efetividade médio (IE), coluna branca, do ciclista A em cada uma das posições avaliadas (critério utilizado para todos os ciclistas). O melhor IE médio, ou seja, o melhor aproveitamento da força aplicada no pedal ao longo do ciclo foi observado na posição de referência (63%). Já nas posições com o selim mais para frente (105%) e mais para trás (109%), o impulso da força resultante foi maior quando comparado com o da posição de referência; entretanto, o aproveitamento das forças (IE) foi menor 60 e 55 %, respectivamente, em relação à posição de referência.

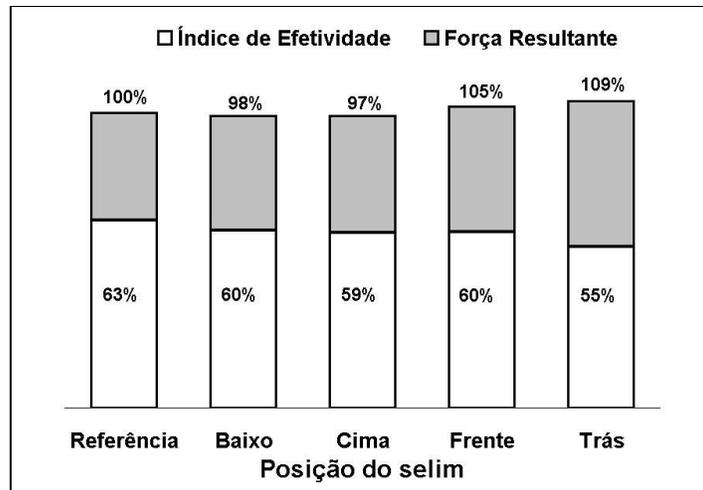


Figura 4.7 – Gráfico da relação entre o impulso da força resultante (normalizado pela posição de referência) e o respectivo índice de efetividade médio do ciclista A.

A Figura 4.8 mostra o impulso da força efetiva (normalizada pela posição de referência) em todos os ajustes do selim. A posição de referência apresentou o maior impulso da força efetiva.

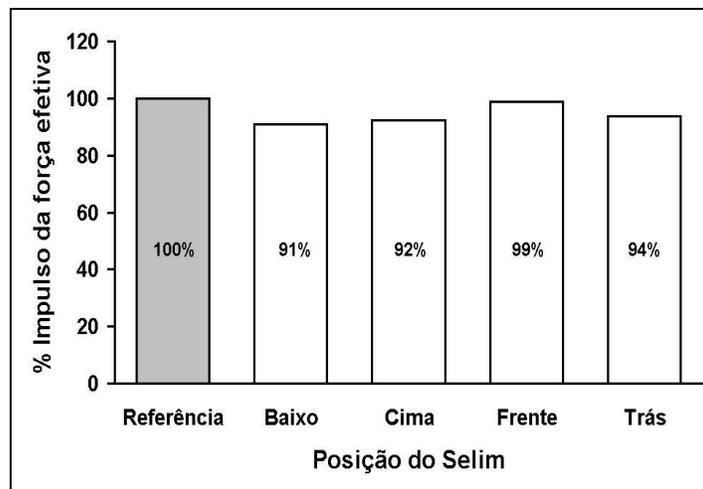


Figura 4.8 – Gráfico do impulso da força efetiva normalizado pela posição de referência em cada posição do selim avaliada do ciclista A.

Ciclista B

Foi observado que, na posição de referência, o pico positivo da F_y e da F_r aconteceu no segundo quadrante; e o pico da F_x e da F_e , no primeiro quadrante. O pico negativo da F_y , F_x e F_e aconteceu no terceiro quadrante. Esses resultados estão ilustrados na Figura 4.9.

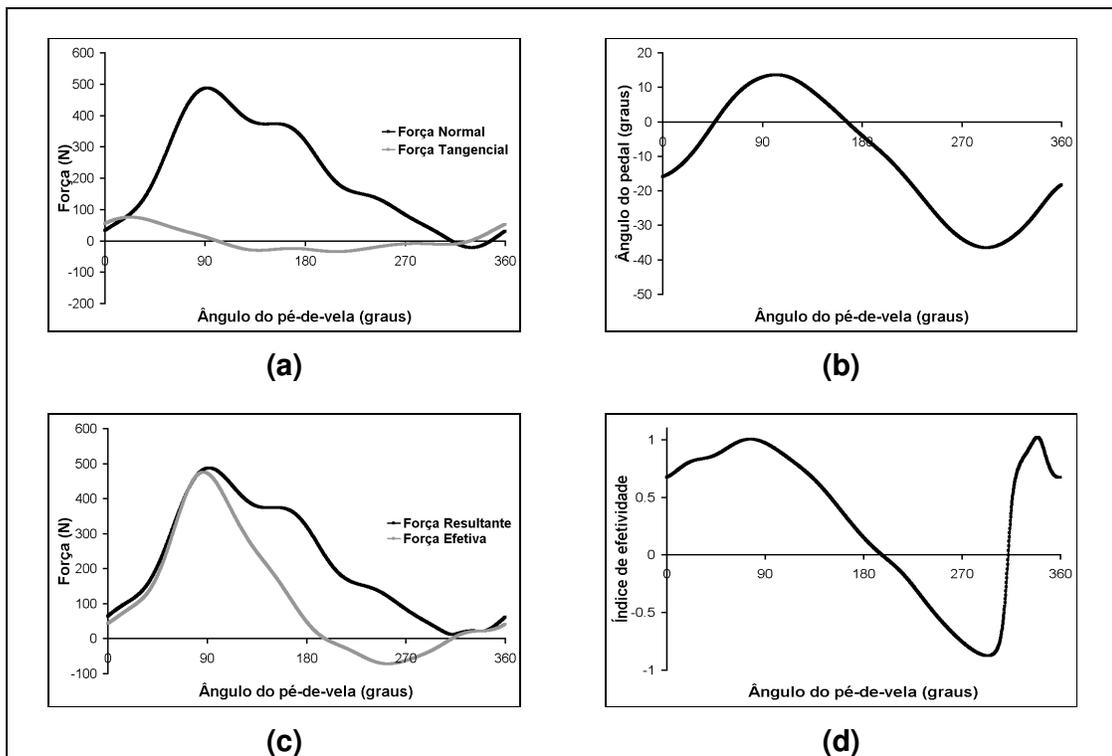


Figura 4.9 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista B, com o selim na posição de referência: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

Na posição com o selim mais para baixo, ocorreu uma redução nos valores de pico positivo das forças normal, resultante e efetiva. No entanto, houve um

aumento no valor do pico positivo da F_x em relação à posição de referência, conforme ilustrado na Figura 4.10.

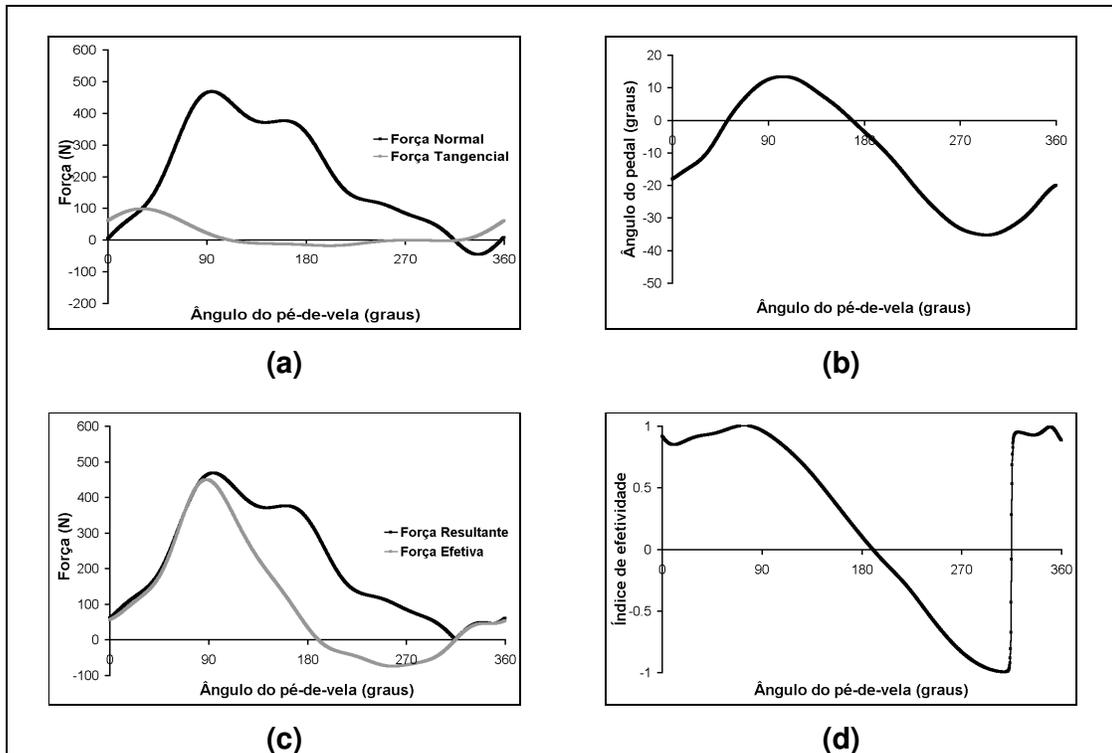


Figura 4.10 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista B, com o selim na posição mais para baixo: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

Quando o ciclista pedalou com o selim na posição mais para cima, foi observado um aumento do pico positivo em todas as forças, e do pico negativo somente para a F_y e a F_e . Os picos aconteceram nos mesmos quadrantes em relação à posição de referência (Figura 4.11).

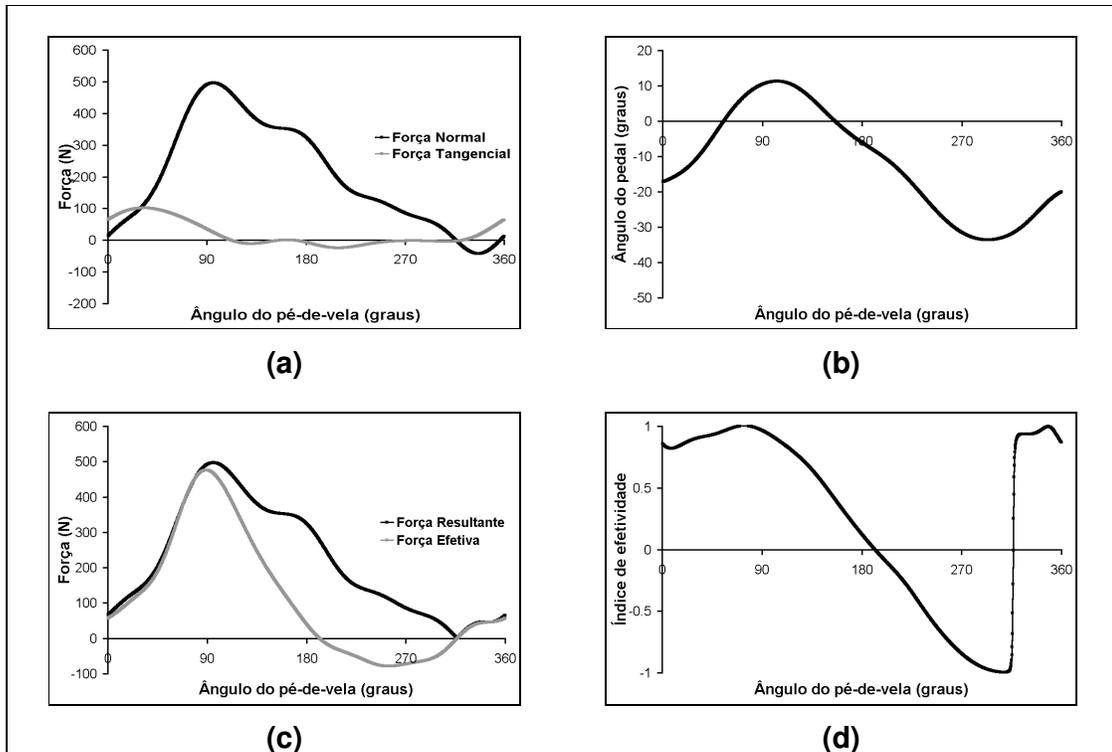


Figura 4.11 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista B, com o selim na posição mais para cima: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

No ajuste do selim mais para frente, as forças normal, tangencial e resultante registraram aumento no valor do pico positivo; enquanto que a força efetiva apresentou redução no valor e na mudança de quadrante em relação à posição de referência, conforme pode ser visualizado nos gráficos da Figura 4.12.

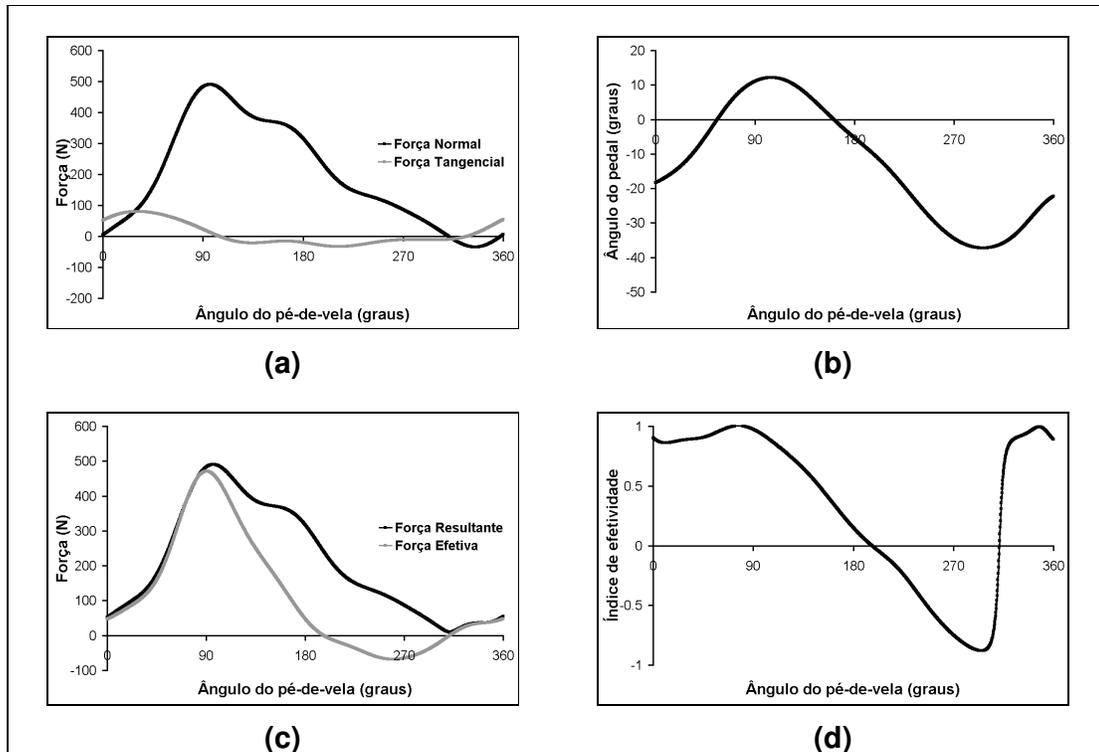


Figura 4.12 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista B, com o selim na posição mais para frente: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

O ciclista B obteve melhor índice de efetividade médio e maior área de impulso efetivo entre as quatro posições avaliadas, na posição de referência, conforme ilustrado nas Figuras 4.13 e 4.14.

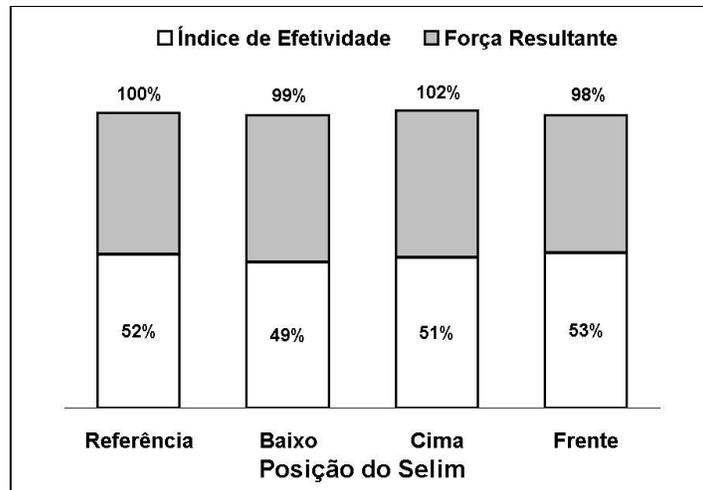


Figura 4.13 – Gráfico da relação entre o impulso da força resultante (normalizado pela posição de referência) e o respectivo índice de efetividade médio do ciclista B.

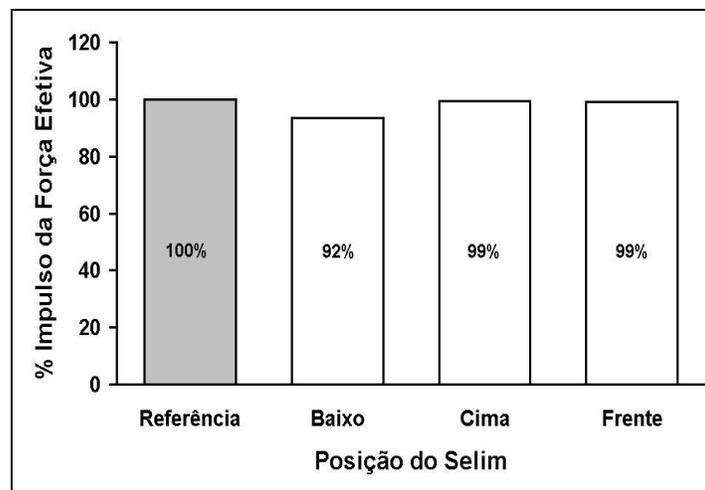


Figura 4.14 – Gráfico do impulso da força efetiva normalizado pela posição de referência em cada posição do selim avaliada do ciclista B.

Ciclista C

Em relação à posição de referência, houve diminuição do pico positivo das forças normal, tangencial e resultante, em todas as posições; e da força efetiva

nas posições para baixo, para cima e para frente. Em contrapartida, não ocorreu mudança na posição dos picos positivos, que foram observados no primeiro quadrante para a F_x e no segundo quadrante para a F_y , para a F_r e para a F_e .

Os resultados, na forma de gráficos, das forças normal (que apresenta valor de -56 N na posição 0°) e tangencial (a); das forças resultante e efetiva (c); do ângulo do pedal (b); e do índice de efetividade (d) estão ilustrados na Figura 4.15.

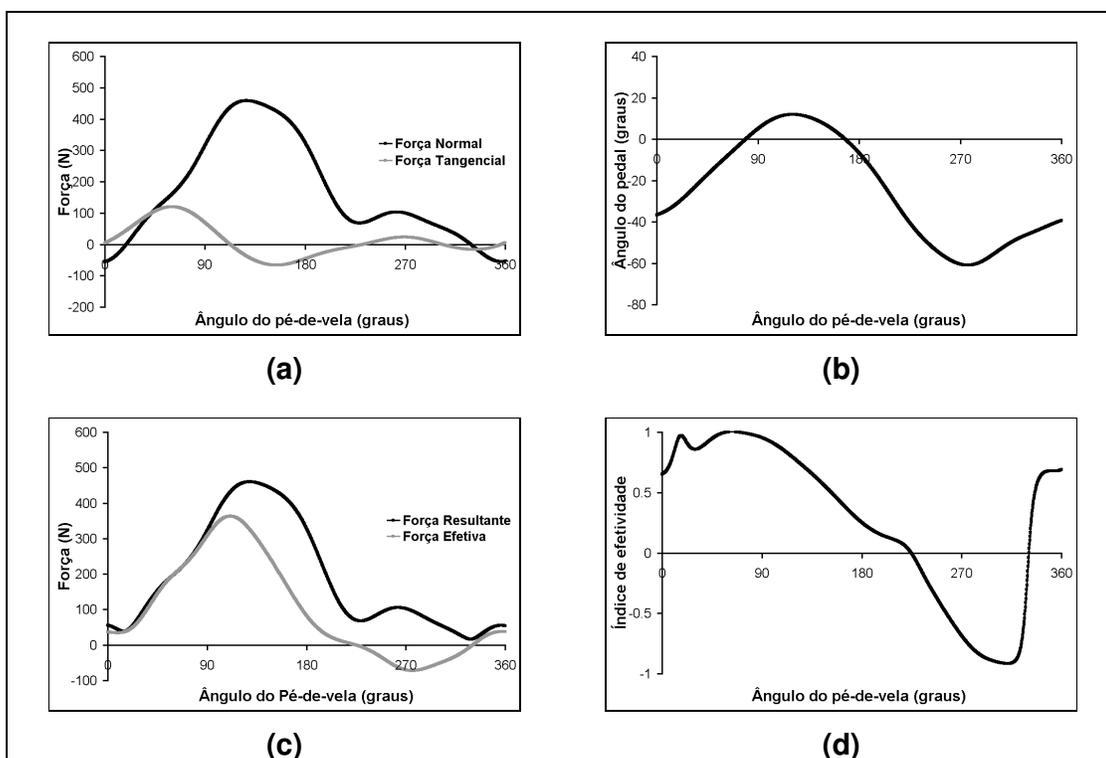


Figura 4.15 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista C, com o selim na posição de referência: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

Na posição com o selim mais para baixo, em relação à posição de referência, houve redução do valor do pico negativo da F_y , que passou do quarto

para o primeiro quadrante. Foi observado um aumento do pico positivo da F_e e do pico negativo da F_x , conforme ilustrado na Figura 4.16.

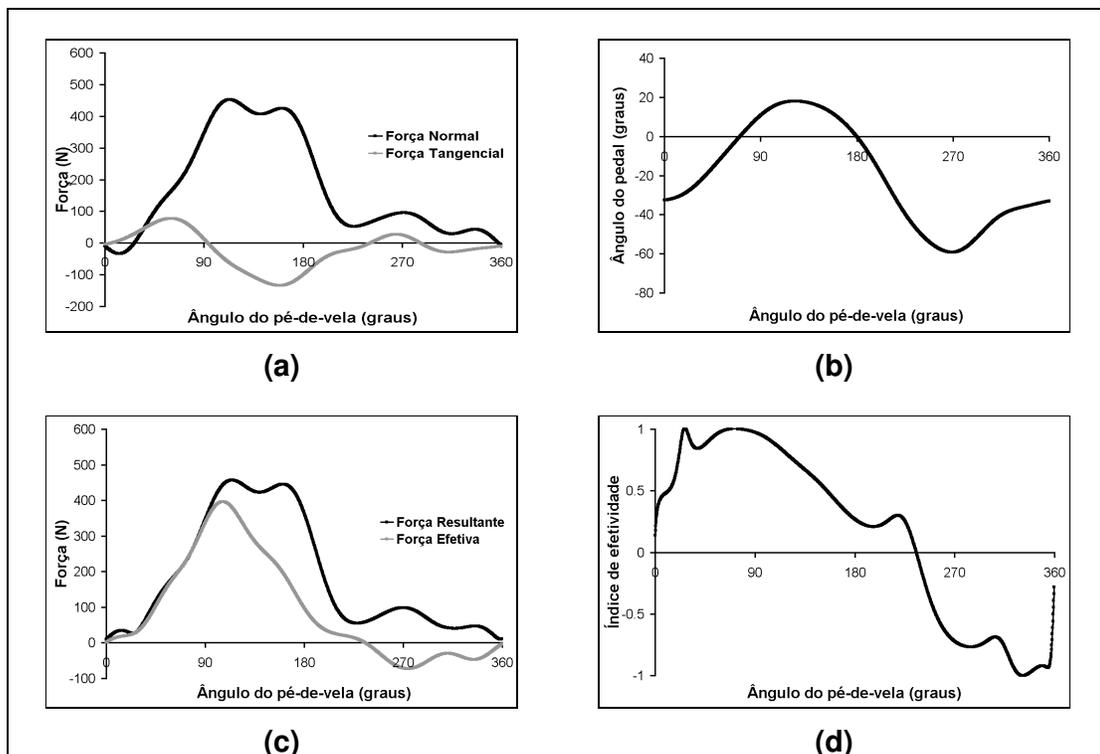


Figura 4.16 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista C, com o selim na posição mais para baixo: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

Com o selim mais para cima, as forças normal e efetiva apresentaram a mesma variação observada na posição anterior; porém ocorreu uma diminuição do pico negativo da força tangencial, de acordo com os resultados apresentados na Figura 4.17.

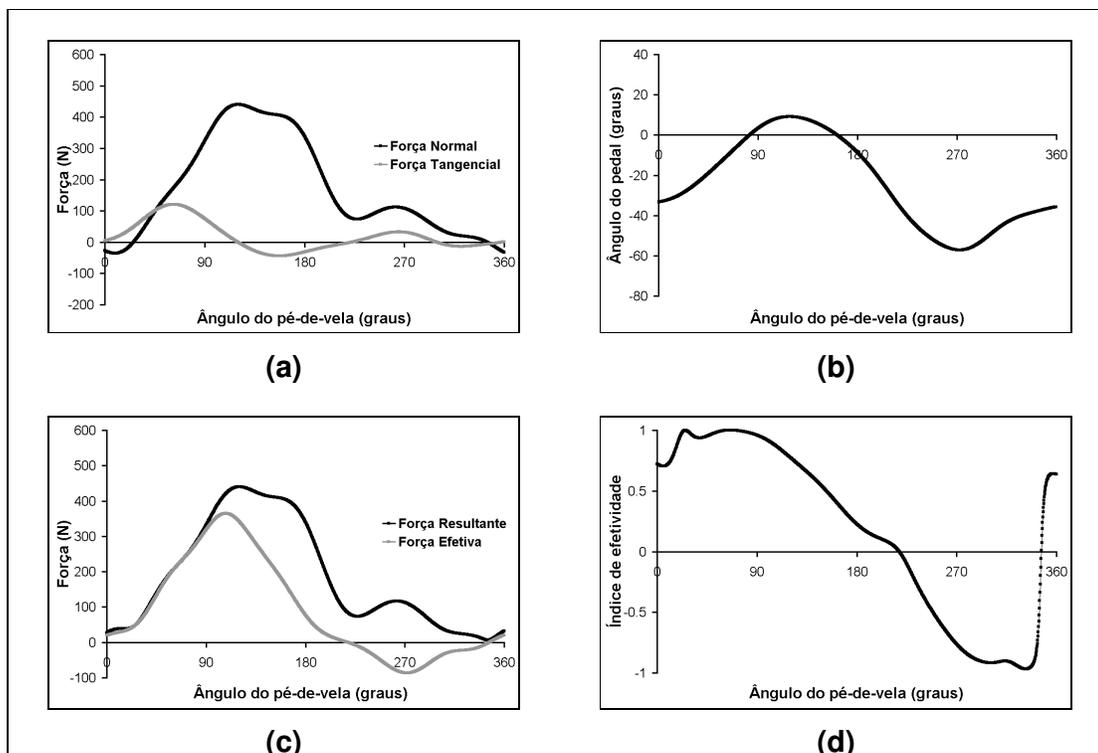


Figura 4.17 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista C, com o selim na posição mais para cima: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

Na posição com o selim mais para frente, os picos positivos obedecem o mesmo padrão das posições anteriores: enquanto que o pico negativo das forças normal e efetiva diminui, o da força tangencial aumenta (Figura 4.18).

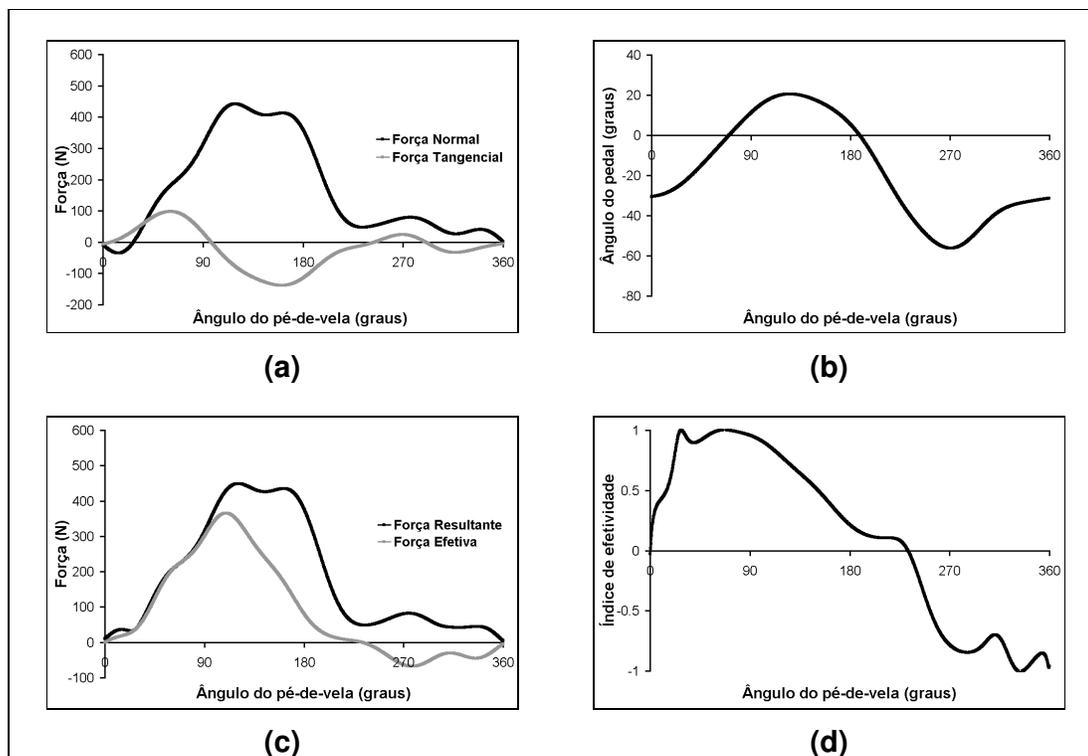


Figura 4.18 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista C, com o selim na posição mais para frente: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

Na posição com o selim mais para trás, a força efetiva apresentou redução do pico positivo e aumento do pico negativo. As demais forças registraram uma diminuição dos picos positivo e negativo, conforme ilustrado na Figura 4.19.

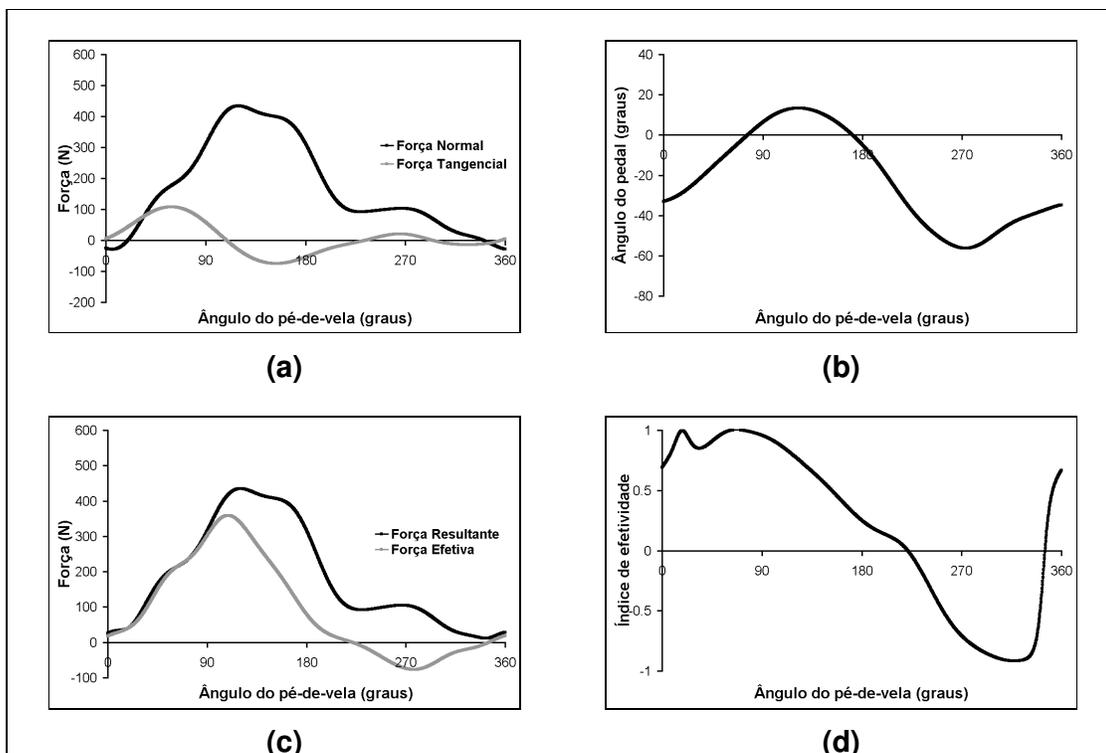


Figura 4.19 – Gráficos da média de 10 ciclos de pedalada do ciclista C, com o selim na posição mais para trás: (a) forças normal e tangencial; (b) ângulo do pedal; (c) forças resultante e efetiva; e (d) índice de efetividade, expressos em função do ângulo do pé-de-vela.

A Figura 4.20 mostra os resultados do índice de efetividade do ciclista C. A posição de referência foi a mais efetiva entre as avaliadas. Além do melhor índice de efetividade médio (51%), a posição de referência também apresentou maior impulso da força efetiva em relação a todos os ajustes do selim, conforme a Figura 4.21.

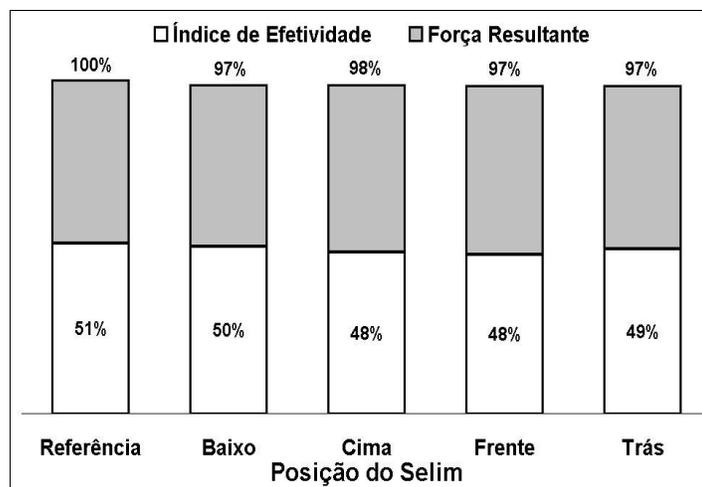


Figura 4.20 – Gráfico da relação entre o impulso da força resultante (normalizado pela posição de referência) e o respectivo índice de efetividade de médio do ciclista C.

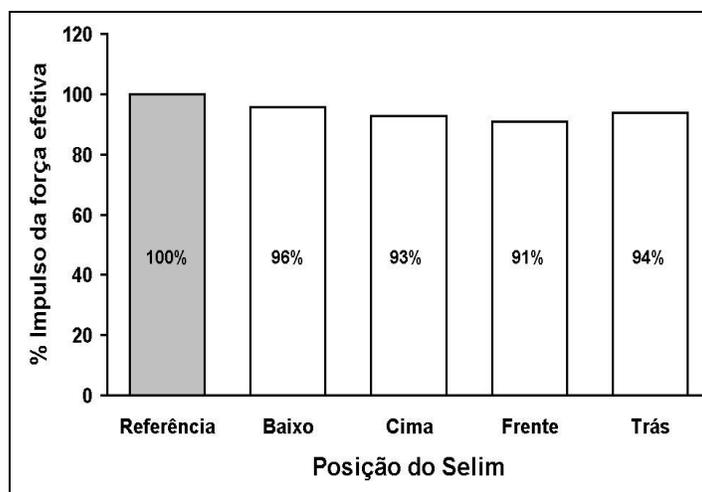


Figura 4.21 – Gráfico do impulso da força efetiva normalizado pela posição de referência em cada posição do selim avaliada do ciclista C.

4.4 Aspectos cinemáticos da pedalada

As variáveis da cinemática angular abordadas neste estudo são apresentadas a seguir. Os gráficos representam os resultados obtidos da média

de 10 ciclos consecutivos da pedalada em cada uma das cinco posições avaliadas dos três ciclistas.

Ciclista A

Para o ângulo do tronco, observou-se uma similaridade no formato das curvas entre as posições avaliadas. A inclinação do tronco foi menor na posição para cima quando comparada com a posição de referência (Figura 4.22).

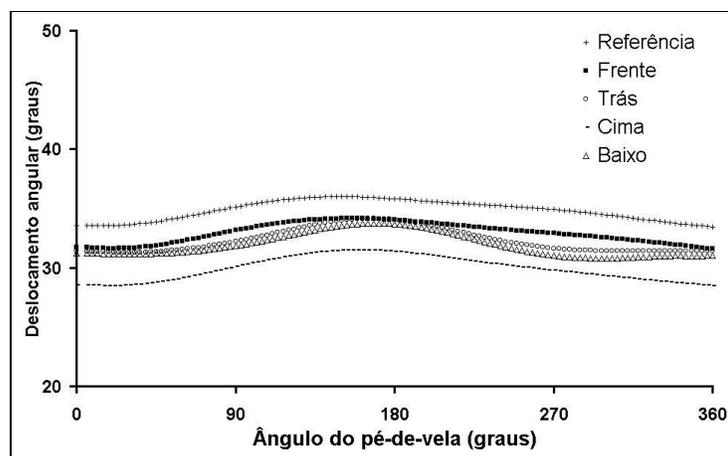


Figura 4.22 – Gráfico do comportamento angular do tronco ao longo do ciclo da pedalada do ciclista A.

Para a articulação do quadril, notou-se semelhança na curva do comportamento angular nas diferentes posições do selim avaliadas. O valor de pico (maior ângulo registrado) aconteceu no ponto morto inferior (180°), o que representa a posição na qual o membro inferior atinge a maior extensão possível durante o ciclo da pedalada, conforme ilustrado na Figura 4.23.

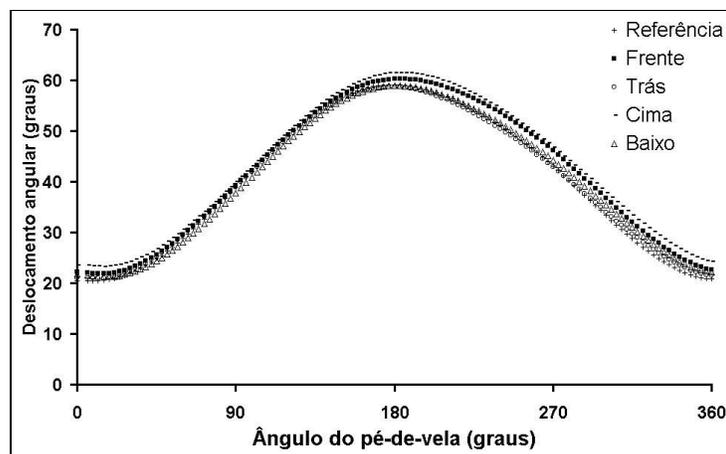


Figura 4.23 – Gráfico do comportamento angular do quadril ao longo do ciclo da pedalada do ciclista A.

O comportamento angular da articulação do joelho manteve um padrão similar em todas as posições do selim testadas, apresentando valor máximo durante a extensão do joelho, no final do segundo quadrante; e valor mínimo no final do quarto quadrante, conforme ilustrado na Figura 4.24.

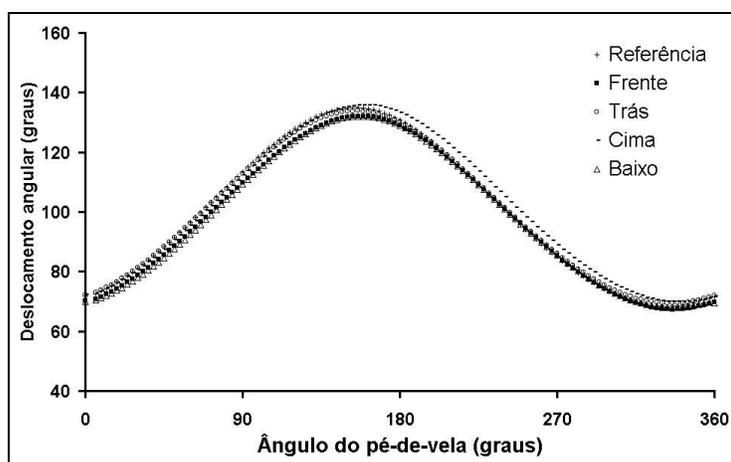


Figura 4.24 – Gráfico do comportamento angular do joelho ao longo do ciclo da pedalada do ciclista A..

O ângulo da articulação do tornozelo apresentou um comportamento angular com pequenas variações entre as posições avaliadas, com exceção da posição com o selim mais para trás, que registrou a maior diferença em relação à posição de referência, sendo nesta constatado o menor ângulo de flexão dorsal e o maior ângulo de flexão plantar, durante o primeiro e o quarto quadrantes, respectivamente, conforme pode ser observado na Figura 4.25.

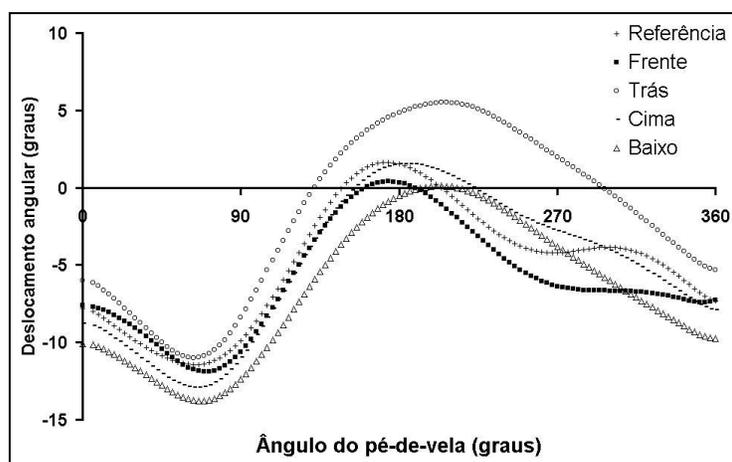


Figura 4.25 – Gráfico do comportamento angular do tornozelo ao longo do ciclo da pedalada do ciclista A..

Ciclista B

O comportamento angular do tronco, em todas as posições avaliadas, não apresentou diferenças na amplitude tampouco nos valores de pico, quando comparados com os da posição de referência, conforme demonstrado na Figura 4,26.

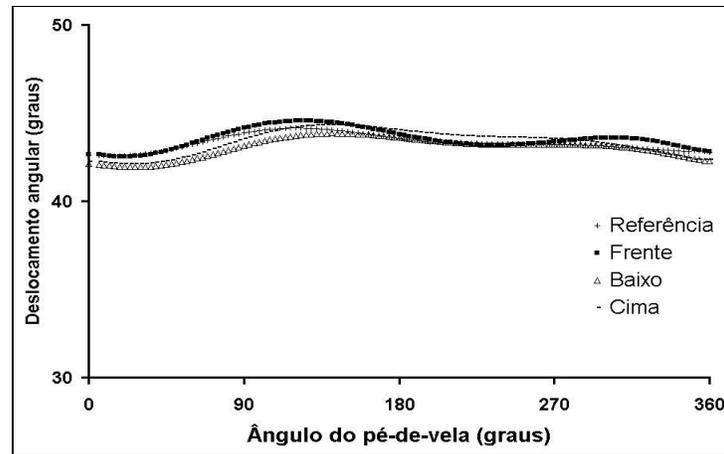


Figura 4.26 – Gráfico do comportamento angular do tronco ao longo do ciclo da pedalada do ciclista B.

Na articulação do quadril, a curva do comportamento angular apresentou um traçado semelhante, indicando pouca variação entre as posições testadas; e, novamente, o ângulo máximo foi observado próximo ao ponto morto inferior, conforme ilustrado na Figura 4.27.

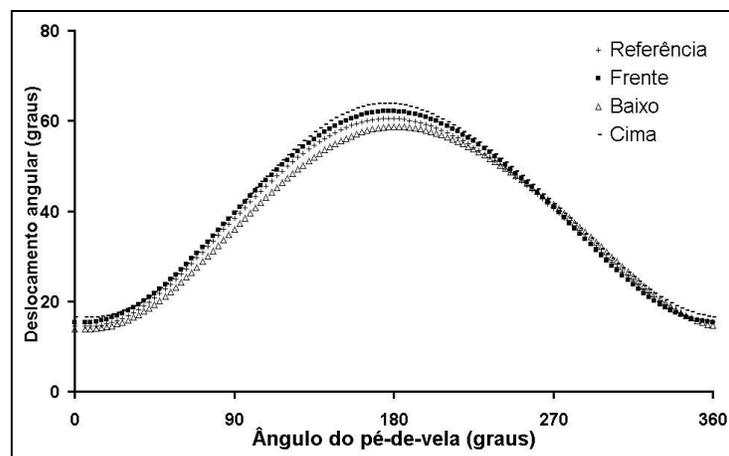


Figura 4.27 – Gráfico do comportamento angular do quadril ao longo do ciclo da pedalada do ciclista B.

A articulação do joelho do ciclista B teve um comportamento angular com as mesmas características do ciclista A, ou seja, pequena diferença entre as posições testadas, com ângulo máximo de extensão no final do segundo quadrante e mínimo no final do quarto quadrante, de acordo com a Figura 4.28.

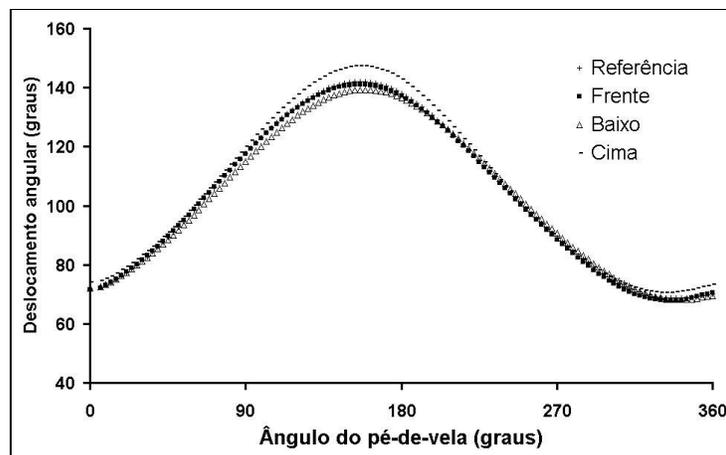


Figura 4.28 – Gráfico do comportamento angular do joelho ao longo do ciclo da pedalada do ciclista B.

Na articulação do tornozelo, foram observadas diferenças no comportamento angular a partir da metade do segundo quadrante até o final do ciclo. Pedalando na posição com o selim mais para frente, o ciclista registrou o menor ângulo de flexão dorsal (primeiro quadrante) em relação à posição de referência, que apresentou o maior ângulo, e também o maior ângulo de flexão plantar no quarto quadrante, conforme demonstrado na Figura 4.29.

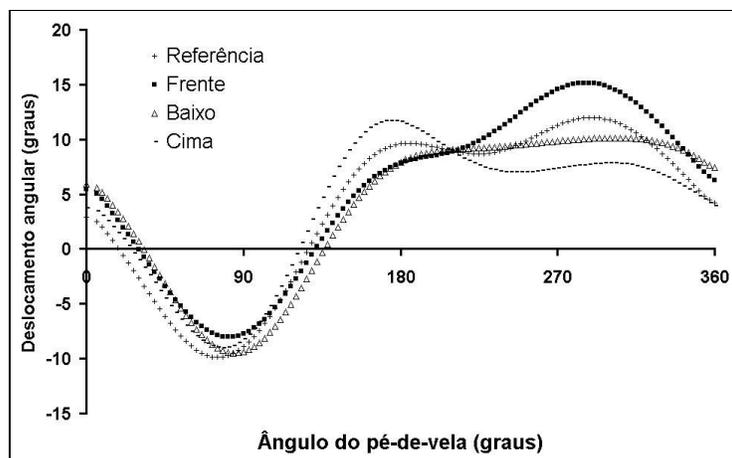


Figura 4.29 – Gráfico do comportamento angular do tornozelo ao longo do ciclo da pedalada do ciclista B.

Ciclista C

Neste caso, também foi observado um comportamento angular semelhante entre as posições avaliadas, com exceção da posição com o selim mais para cima, que apresentou um curva atípica em relação a todas as curvas analisadas no presente estudo (Figura 4.30).

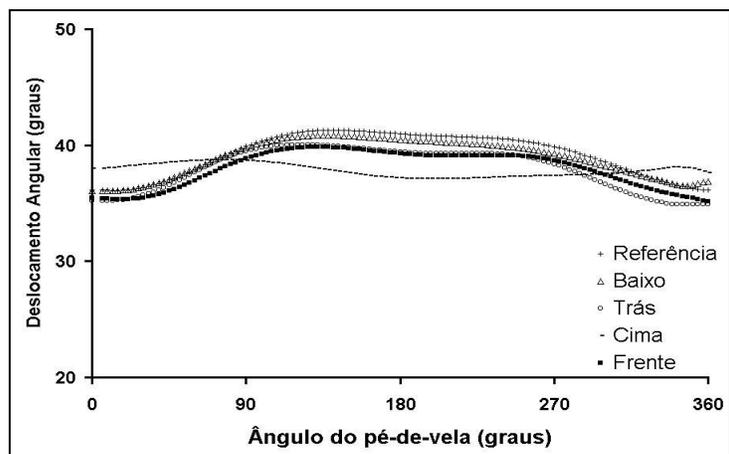


Figura 4.30 – Gráfico do comportamento angular do tronco ao longo do ciclo da pedalada do ciclista C.

Ao ajustar o selim da posição de referência para as posições mais para cima e mais para frente, notou-se um aumento do ângulo da articulação do quadril; enquanto que, na posição com o selim mais para trás, houve uma redução. Os picos máximos ocorreram todos na mesma posição do ciclo, conforme ilustrado na Figura 4.31.

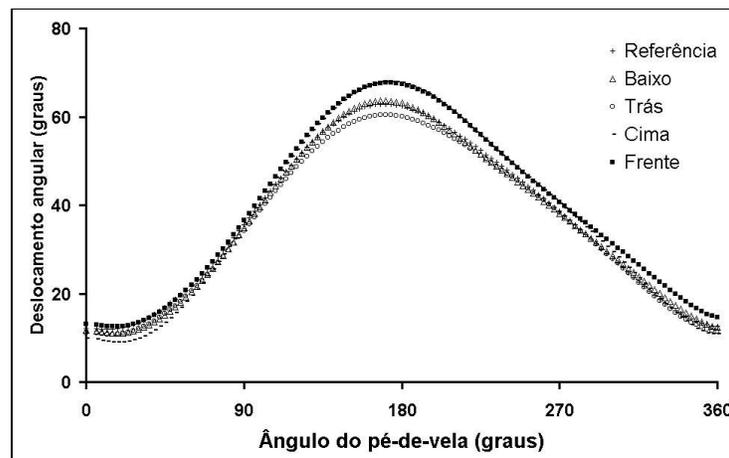


Figura 4.31 – Gráfico do comportamento angular do quadril ao longo do ciclo da pedalada do ciclista C.

As mesmas mudanças ocorridas na articulação do quadril, com relação às posições com o selim mais para frente, mais para cima e mais para trás, foram observadas na articulação joelho; porém o valor do pico foi maior na posição com o selim mais para cima. Houve também redução do ângulo na posição com o selim mais para baixo, em relação à posição de referência. Todos os picos ocorreram no final do segundo quadrante, de acordo com a Figura 4.32.

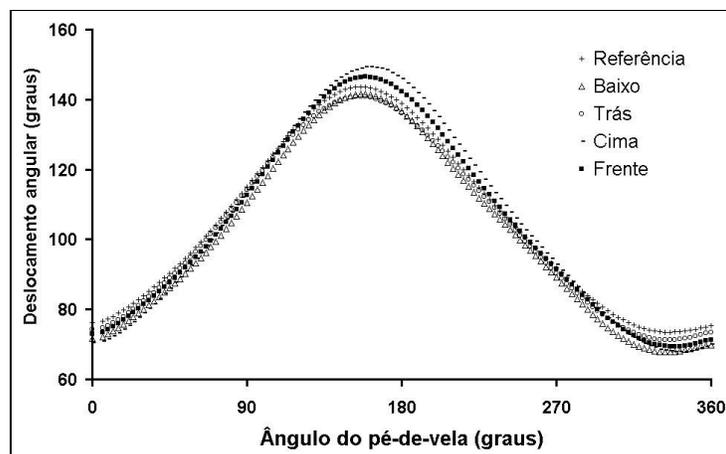


Figura 4.32 – Gráfico do comportamento angular do joelho ao longo do ciclo da pedalada do ciclista C.

Analisando a curva referente à articulação do tornozelo, observaram-se alterações nos valores de pico ao longo do ciclo. No início do segundo quadrante, com o selim na posição mais para trás, o ciclista registrou valor do ângulo próximo a zero, indicando que não houve flexão dorsal; em contrapartida, com o selim na posição mais para frente, foi apontado o maior ângulo de flexão dorsal. Na transição do terceiro para o quarto quadrante, ocorreram os picos referentes à flexão plantar, que, por sua vez, foi maior na posição de referência. Os resultados podem ser visualizados na Figura 4.33.

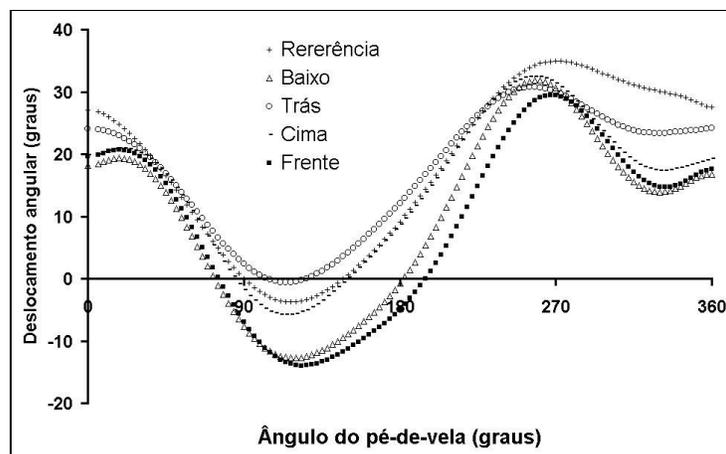


Figura 4.33 – Gráfico do comportamento angular do tornozelo ao longo do ciclo da pedalada do ciclista C.

4.5 Ativação muscular durante a pedalada

Os resultados da EMG são apresentados em função do período de ativação. Neste item, os resultados gráficos serão apresentados simultaneamente para todos os ciclistas avaliados; porém alguns músculos dos ciclistas B e C não apresentaram sinais, ou os mesmos foram perdidos por dificuldades técnicas, sendo assim, a sua respectiva representação não foi possível. Os gráficos da ativação muscular expressos em função do ângulo do pé-de-vela e as tabelas de pico do valor RMS estão no Anexo 6.

O músculo *gluteus maximus* (GM) do ciclista A apresentou um aumento no período de ativação em todas as posições em relação à posição de referência; enquanto que o ciclista C não alterou o período de ativação, conforme ilustrado na Figura 4.34.

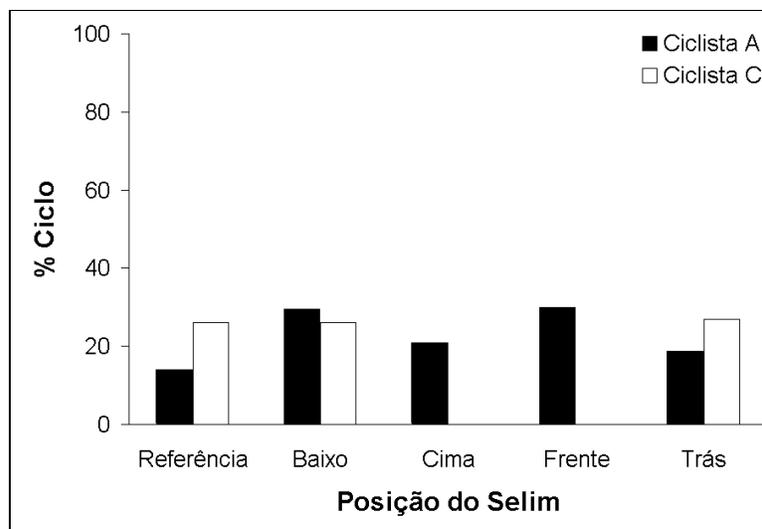


Figura 4.34 – Período de ativação do músculo GM dos ciclistas A e C.

A atividade do *rectus femoris* (RF) aumentou nas posições com o selim mais para baixo e mais para frente no ciclista A, e reduziu na posição com o selim mais para baixo no ciclista C (Figura 4.35).

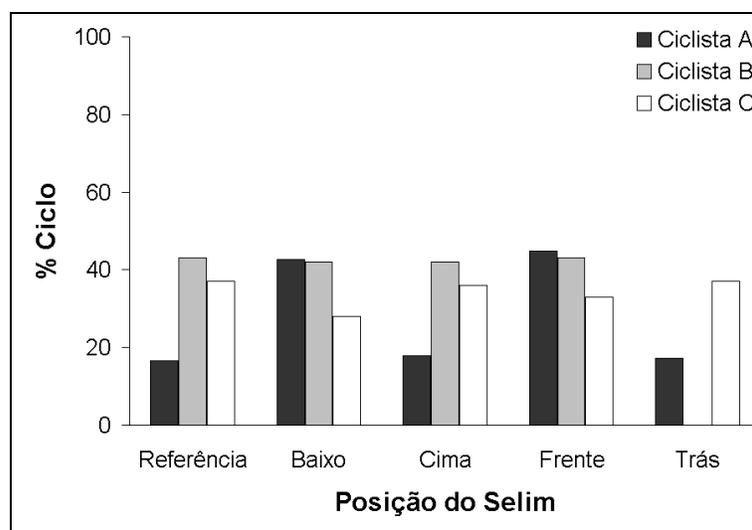


Figura 4.35 – Período de ativação do músculo RF dos ciclistas A, B e C.

O ciclista B apresentou aumento no período de ativação do músculo *biceps femoris* (BF) em todas as posições avaliadas; o ciclista A, somente nas posições para baixo e para cima; enquanto que o ciclista C não registrou diferenças (Figura 4.36).

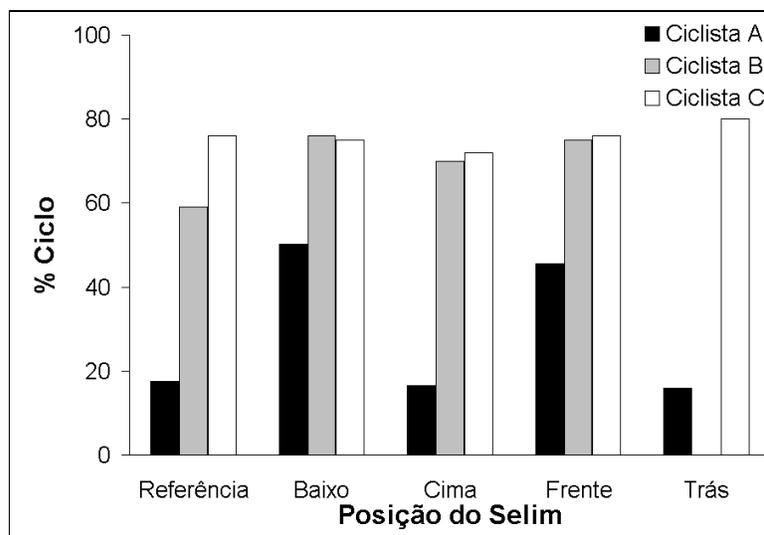


Figura 4.36 – Período de ativação do músculo BF dos ciclistas A, B e C.

Analisando-se o músculo *vastus lateralis* (VL) dos ciclistas, constatou-se um aumento no período de atividade nas posições para baixo e para frente no ciclista A, e na posição para cima no ciclista C. O ciclista B não apresentou alteração no período de ativação, conforme ilustrado na Figura 4.37.

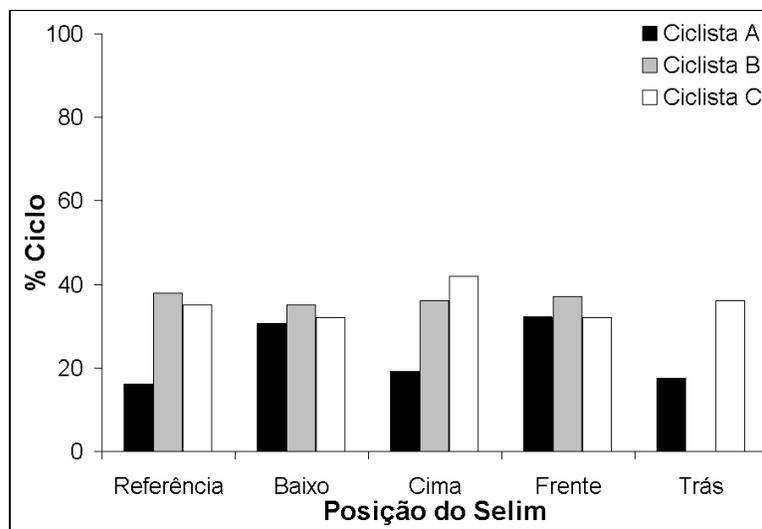


Figura 4.37 – Período de ativação do músculo VL dos ciclistas A, B e C.

O ciclista A apresentou aumento no período de ativação do *gastrocnemius medialis* (GA) nas posições para baixo e para frente em relação à posição de referência; em contrapartida, não foi observada variação para o ciclista C. Para o ciclista B, o sinal desse músculo foi registrado somente na posição de referência, conforme demonstrado na Figura 4.38.

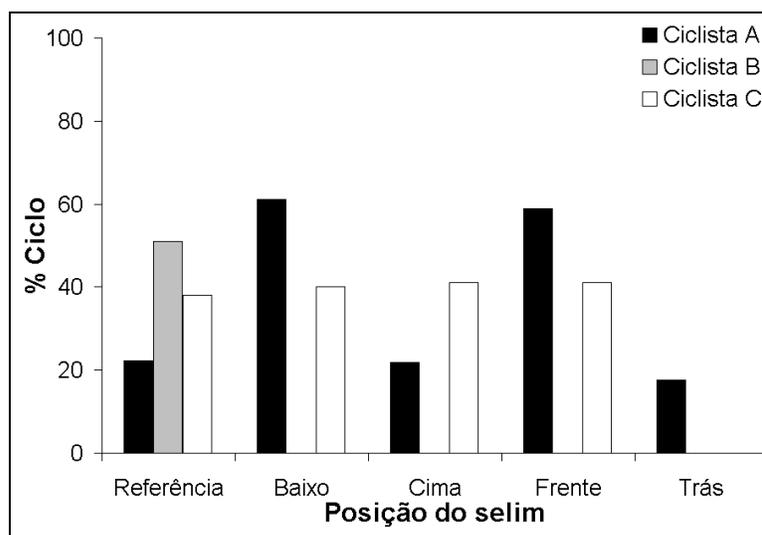


Figura 4.38 – Período de ativação do músculo GA dos ciclistas A, B e C.

A ativação do músculo *tibialis anterior* (TA) aumentou nas posições para baixo e para frente no ciclista A, para cima no B e em todas as posições no C, diminuindo nas posições para cima e para trás no ciclista A (Figura 4.39).

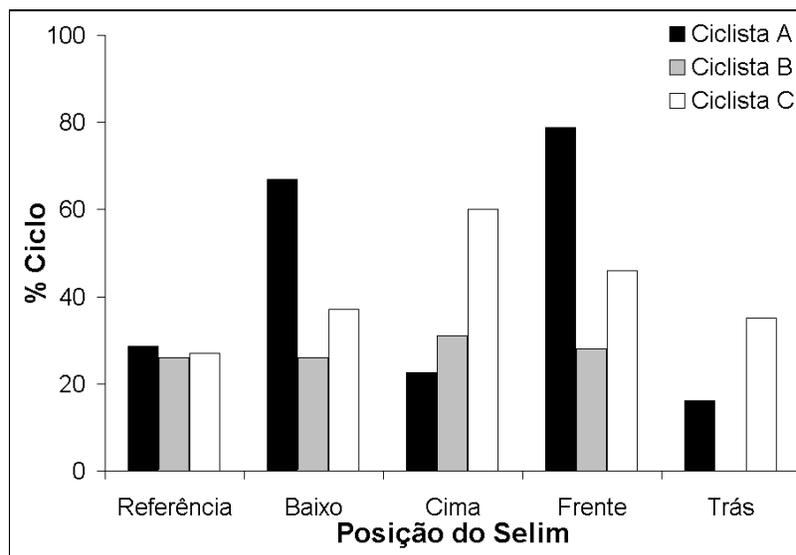


Figura 4.39 – Período de ativação do músculo TA dos ciclistas A, B e C.

5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

O presente estudo avaliou e descreveu os resultados dos aspectos fisiológicos, da dinamometria, da cinemetria e da eletromiografia de três ciclistas experientes com a finalidade de testar um protocolo de avaliação para ciclistas com perspectivas de valorizar os ajustes dos atletas na bicicleta, considerando que um dos grandes desafios no ciclismo é a otimização da relação ciclista-bicicleta. Essa busca torna-se cada vez mais necessária, uma vez que as competições são decididas por frações de segundos, e talvez o caminho para a conquista seja alcançar a melhor combinação entre aspectos mecânicos e fisiológicos. Portanto, avaliações desse tipo devem respeitar a individualidade de cada ciclista.

5.1 Aspectos fisiológicos na *performance*

O primeiro objetivo deste estudo foi avaliar a economia de movimento em diferentes posições do selim em ciclistas de elite. Para atingir esse objetivo, foi adotado o controle da intensidade por meio da taxa de troca respiratória (RER), que se mostrou eficaz como critério de normalização do esforço durante os testes, em vez do método de cargas fixas normalmente utilizado. Dessa maneira, foi possível analisar as respostas das forças e do índice de efetividade (IE) em cargas muito próximas ao ritmo de prova dos ciclistas.

O VO_2 individual manteve-se constante em todas as posições avaliadas (Tabela 4.1), assegurando, assim, o mesmo custo metabólico, indicando que a

variação das forças aplicadas no pedal bem como do IE, neste estudo, está ligada a aspectos técnicos e neuromusculares da pedalada. Esse procedimento de normalização está de acordo com a metodologia utilizada no estudo de CANDOTTI (2003), que avaliou implicações da técnica da pedalada de ciclistas e triatletas na *performance*.

Mediante os aspectos fisiológicos e os aspectos técnicos de cada ciclista, foi possível determinar, nas diferentes posições do selim, a economia de movimento, representada pela fórmula $EC = P/VO_2$. Desse modo, o fator determinante da EC neste estudo foi a potência gerada pelo ciclista em cada ajuste do selim, pois o VO_2 foi relativamente constante durante toda a avaliação. A potência, expressada pela fórmula $P = 2 \times F_e \times d^\perp \times \omega$, foi mais influenciada pela força efetiva (F_e), já que, nesse caso, se assumiu que a velocidade angular (ω – cadência) foi constante para cada ciclista, e que a distância perpendicular (d^\perp – tamanho do pé-de-vela) foi a mesma.

Pôde ser constatado que a força perpendicular aplicada ao pé-de-vela (F_e) atingiu valores mais altos na posição de referência, para os três ciclistas, o que evidencia a capacidade de gerar maior potência nessa posição e, conseqüentemente, de apresentar, também, maior economia de movimento.

A EC pode estar relacionada com a atividade eletromiográfica; pois, segundo MARSH, MARTIN & SANDERSON (2000), existe uma relação entre a ativação muscular e a demanda aeróbia. De fato, neste estudo, todos os ciclistas apresentaram aumento no período de ativação e no valor RMS dos músculos avaliados, em quase todas as posições do selim, em relação à posição de referência individual, conforme ilustram as Figuras 4.34 a 4.39 e as Tabelas 4.28

a 4.33. Especula-se que esse aumento possa ser devido a uma alteração da estratégia de ativação neuromuscular utilizada pelo ciclista ao modificar sua posição original –como, por exemplo, a co-contracção entre agonista e antagonista pode exercer influência sobre a ativação muscular, sem com isso gerar força adicional sobre o pedal (TAKAISHI, YAMAMOTO, ONO, TOMONORI & MORITANI, 1998), contribuindo para a redução da EC ao alterar a posição do selim dos ciclistas.

No início deste estudo, foi formulada a hipótese de que haveria influência da alteração da posição do selim na EC. Desse modo, pode-se concluir que tal hipótese foi confirmada, já que houve diferenças na economia de movimento nas quatro posições do selim avaliadas. No entanto, como mostra a Figura 4.1, a posição de referência, para os três ciclistas, manteve-se a mais econômica; pois a técnica de pedalada nessa posição é mais aperfeiçoada. Isso pode ser justificado em função do tempo de treinamento e da adaptação muscular funcional, quando comparada com as demais posições.

5.2 Aspectos relacionados à aplicação das forças no pedal

O segundo objetivo foi avaliar as forças aplicadas no pedal e o respectivo índice de efetividade nas diferentes posições do selim. A partir da análise dos gráficos das curvas de força dos três ciclistas (A – Figuras 4.2 a 4.6; B – Figuras 4.9 a 4.12; C – Figuras 4.15 a 4.19) e das respectivas tabelas (Tabelas 4.3 – 4.15), foi possível constatar as diferenças no comportamento das curvas de

acordo com a posição do selim adotada. Essas mudanças repercutem na técnica da pedalada, pois podem alterar a magnitude e a direção das forças.

Pôde-se observar, nas Figuras 4.2 (a) a 4.6 (a), que o ciclista A apresentou aumento do pico positivo da força normal (F_y) e redução do pico positivo da força tangencial (F_x) em todas as posições avaliadas, em relação à posição de referência, porém continuou sendo mais efetivo na posição de referência. Já o ciclista B aumentou o pico positivo tanto da F_y como da F_x nas posições com o selim mais para cima e mais para frente, em relação à posição de referência; todavia, também continuou sendo mais efetivo na posição de referência, Figuras 4.9 (a) a 4.12 (a), o que, segundo GROOT, WELBERGEN, CLISEN, CABRI & ANTONIS (1994), pode estar relacionado ao fato de que a força efetiva (F_e) não depende somente da magnitude mas também da direção das forças.

O direcionamento das componentes normal (F_y) e tangencial (F_x) determina a habilidade técnica do ciclista em transmitir a força total aplicada no pedal para o pé-de-vela (GREGOR, BROKER & RYAN, 1991). O ciclista B apresentou uma técnica apurada no direcionamento da força normal, em todas as posições do selim. A F_y , durante a fase de propulsão (0 - 180°), registrou sinal negativo, produzindo, assim, torque propulsor em todas as posições. Na fase de recuperação (180 - 360°), continuou apresentando sinal negativo, ou seja, produzindo torque resistivo até a primeira metade do quarto quadrante; após esse ponto, apresentou torque propulsor até o final do ciclo, como pode ser visualizado nas Figuras 4.9 (a) a 4.12 (a). Dessa forma, à medida que o ciclista adquire a habilidade de gerar torque propulsor durante a fase de recuperação, ocorre redução do torque resistivo produzido pelo peso do próprio segmento (BURKE, 1996; GREGOR, 2000).

Sob esse ponto de vista, pode-se afirmar que os ciclistas A e C, em relação à força normal, não apresentaram uma técnica apropriada durante a fase de recuperação, em algumas posições testadas, quando comparados ao ciclista B, conforme ilustrado nas Figuras 4.3 (a), 4.4 (a) e 4.6 (a); e nas Figuras 4.16 (a) e 4.18 (a), respectivamente. Cabe ressaltar, também, que o ciclista C apresentou torque resistivo no início da fase de propulsão, em todas as posições do selim, em função da sua técnica de direcionamento das forças normal e tangencial, o que causa redução da força efetiva e, em conseqüência, diminuição no desempenho do ciclista.

Além do direcionamento da força normal, a força tangencial também tem importância ao analisar-se a técnica de pedalada. A contribuição dessa componente para o cálculo da força efetiva é evidenciada em vários estudos envolvendo análise das forças em pedais instrumentados (HULL & DAVIS, 1981; LAFORTUNE & CAVANAGH, 1983; NEPTUNE & HERZOG, 1999b); mas não há um consenso na literatura no que diz respeito à direção da F_x , principalmente no segundo e no terceiro quadrantes. Ao analisar a técnica da pedalada de 15 ciclistas divididos nas categorias elite e não-elite, COYLE, FELTNER, KAUTZ, HAMILTON, MONTAIN, BAYLOR, ABRAHAM & PETREK (1991) encontraram similaridade entre os dois grupos no padrão da força tangencial, que apresentou sinal positivo ao longo de quase toda a fase de propulsão (entre 0 e 175°) e nos últimos graus da fase de recuperação (330 a 360°), e sinal negativo durante grande parte da fase de recuperação (entre 175° e 330°). No entanto, no estudo de ERICSON & NISELL (1988), que analisou forças no plano sagital, foi observado sinal positivo da F_x entre 0 e 160°, e sinal negativo entre 160 e 360°.

Acredita-se que os resultados do presente estudo possam colaborar para destacar a importância do direcionamento da força tangencial ao longo do ciclo. Dessa forma, sugere-se que a F_x pode contribuir no mesmo sentido do torque do pé-de-vela; isso ocorre quando a mesma apresenta sinal positivo no primeiro e no quarto quadrantes, e sinal negativo no segundo e no terceiro quadrantes. Assim, ao analisar-se o comportamento da F_x do ciclista A, conclui-se que o mesmo procurou aproveitar ao máximo o direcionamento da força, pois registrou sinal positivo no primeiro quadrante e na segunda metade do quarto quadrante, e sinal negativo no início do segundo quadrante até a primeira metade do terceiro, em todas as posições do selim.

O mesmo comportamento pôde ser observado para o ciclista B, em todas as posições; porém a magnitude da F_x no segundo e no terceiro quadrantes foi menor quando comparada com a do ciclista A (Tabelas 4.7 a 4.10). Já o ciclista C apresentou um padrão no direcionamento da F_x diferente dos demais, pois registrou sinal positivo no primeiro quadrante, em parte do segundo e em uma pequena faixa entre o final do terceiro e o começo do quarto quadrante; e sinal negativo no segundo quadrante, na primeira metade do terceiro e na segunda metade do quarto, conforme ilustram as Figuras 4.15 (a) a 4.19 (a). Especula-se que o ciclista aumentou a magnitude da força tangencial durante a fase de propulsão como uma possível estratégia para compensar uma técnica ineficiente durante a fase de recuperação.

Partindo do pressuposto de que a velocidade manteve-se constante ao longo dos testes, assume-se que as alterações na magnitude e na direção das forças, nas distintas posições, estão relacionadas com mudanças na propriedade força-comprimento dos músculos envolvidos no movimento e, conseqüentemente,

interferem na técnica da pedalada. Essa afirmativa está de acordo com TOO (1990), segundo o qual a produção de força é afetada por alterações na altura do selim, as quais, por sua vez, modificam a relação força-comprimento.

Os resultados obtidos com a análise da cinemetria demonstraram alterações nos ângulos e nas amplitudes das articulações do quadril, do joelho e do tornozelo. Supõe-se que essas variações podem indicar mudanças na propriedade força-comprimento e, conseqüentemente, alterar a capacidade de produção de força muscular do ciclista. As variações encontradas foram pequenas quando comparadas com o estudo de GREGOR (2000), em que a posição do selim foi alterada somente na direção vertical, entre 100 e 115% da altura da sínfise púbica (altura entre a sínfise púbica e o solo); entretanto, os resultados obtidos com essa regulagem não correspondem a uma variação utilizada na prática por ciclistas. Caso esse critério tivesse sido adotado no presente trabalho, a variação da posição do selim seria de, aproximadamente, 3 a 5 cm, diferentemente do padrão de 1 cm adotado.

Cabe lembrar que a direção da aplicação das forças normal e tangencial depende da técnica do ciclista e também do ângulo do pedal, que, no presente estudo, apresentou sinal negativo a partir da posição 0º do pé-de-vela, passando a ter sinal positivo entre a metade e o final do primeiro quadrante, e voltando novamente a registrar sinal negativo a partir do início do terceiro quadrante até o fim do ciclo, para os três ciclistas, em todas as posições avaliadas, conforme mostram as Figuras 4.2 (b) a 4.6 (b), 4.9 (b) a 4.12 (b) e 4.15 (b) a 4.19 (b).

Cabe aqui ressaltar que os picos máximos positivos e negativos da F_y , em todas as posições, para os três ciclistas, foram registrados quando o ângulo do pedal apresentava sinais positivo e negativo, respectivamente. Com relação à F_x ,

o pico positivo foi observado quando o ângulo do pedal estava com sinal negativo, em todas as posições, para os três ciclistas. Já o pico negativo da F_x aconteceu quando o ângulo do pedal registrou sinal negativo para o ciclista B em todas as posições; e sinal positivo para o ciclista C em todas as posições e para o ciclista A em três, com exceção da posição com o selim mais para frente (sinal negativo), conforme mostram as Tabelas 4.2 a 4.15.

Outra observação interessante em relação ao ângulo do pedal foi que o mesmo apresentou variação na amplitude total, entre as posições avaliadas, para os três ciclistas, de acordo com as Figuras 4.2 (b) a 4.6 (b), 4.9 (b) a 4.12 (b) e 4.15 (b) a 4.19 (b), sendo que o ciclista A obteve a menor amplitude; e o ciclista C, a maior. Acredita-se que, neste trabalho, a amplitude do ângulo do pedal esteja relacionada com a técnica individual de pedalar com o pé em maior ou menor grau de flexão plantar, o que parece favorecer o direcionamento das forças e, conseqüentemente, contribuir para o aumento da força total aplicada.

Partindo-se dessa premissa, pode-se concluir que os ciclistas A e B detêm melhor técnica em relação ao direcionamento das forças no pedal; enquanto que o ciclista C adota um comportamento diferenciado quanto ao direcionamento das mesmas, mantendo maior grau de flexão plantar em grande parte do ciclo da pedalada, impedindo, assim, um melhor aproveitamento. Essa afirmação vai de encontro ao trabalho de GREGOR, BROKER & RYAN (1991), que discordam da existência de uma angulação específica do pedal que venha a contribuir com o melhor desempenho do ciclista.

A partir da combinação das componentes normal e tangencial, foi calculada a força resultante (F_r), que representa a força total aplicada pelo ciclista no pedal no plano sagital. Vale lembrar que, neste estudo, a área da F_r foi calculada por

meio da integral e depois normalizada pela posição de referência de cada um dos ciclistas. O ciclista A apresentou maior área de F_r na posição com o selim mais para trás (109%); isso significa dizer que, com o mesmo custo metabólico (VO_2), ele foi capaz de aplicar mais força no pedal. O mesmo pode-se afirmar do ciclista B; entretanto, a posição do selim na qual apresentou a maior área foi com o selim mais para cima (102%). Já no caso do ciclista C, a maior área da F_r foi na posição de referência (100%).

Em resumo ao que foi apresentado até agora, ficou evidenciado que a força efetiva, calculada a partir da combinação das componentes perpendiculares ao pedal das forças normal e tangencial, está intimamente relacionada com (1) a magnitude das forças aplicadas no pedal; (2) o direcionamento das forças; (3) o ângulo do pedal; e (4) a habilidade do ciclista em coordenar essas variáveis simultaneamente, o que o torna mais efetivo.

O reflexo dessa habilidade pode ser constatado nos resultados da F_e , que apresentou sinal positivo na fase de propulsão para os três ciclistas, gerando torque propulsor; enquanto que na fase de recuperação registrou predominantemente sinal negativo, indicando torque resistivo, conforme demonstrado nas Figuras 4.2 (c) a 4.6 (c), 4.9 (c) a 4.12 (c) e 4.15 (c) a 4.19 (c). Analisando os gráficos, é possível observar que, mesmo durante a fase de recuperação, os ciclistas registraram sinal positivo, ou seja, produziram torque propulsor, contribuindo, assim, com a perna contralateral. Mais especificamente, os ciclistas A e C mantiveram sinal positivo até a primeira metade do terceiro quadrante e em uma pequena parte da segunda metade do quarto quadrante; enquanto que o ciclista B apresentou sinal positivo na segunda metade do quarto quadrante, em todas as posições.

Os resultados de F_e encontrados durante a fase de recuperação, no presente estudo, indicam a qualidade da técnica dos ciclistas e estão de acordo com os dados de SANDERSON & BLACK (2003), que analisaram as forças aplicadas no pedal, durante os 3 min iniciais e finais de um teste máximo, e observaram torque propulsor na fase de recuperação, porém com menor efetividade.

Além da técnica, SANDERSON & CAVANAGH (1990), ao avaliarem um grupo de ciclistas experientes, concluíram que a F_e máxima também está relacionada com a posição do pé-de-vela na qual ela ocorre. No presente trabalho, o pico máximo da F_e dos ciclistas A e B foi observado no final do primeiro quadrante, em todas as posições; enquanto que o ciclista C apresentou o pico máximo no segundo quadrante, em todas as posições avaliadas. Os dados dos sujeitos A e B estão de acordo com os resultados encontrados nos estudos de ERICSON & NISELL (1998) e LAFORTUNE & CAVANAGH (1983), que encontraram F_e máxima por volta de 90 e 94° do pé-de-vela, respectivamente. O fato de o ciclista C ter apresentado o pico da F_e no segundo quadrante pode ser explicado em função de a direção da F_x ter sentido positivo no início desse quadrante, de acordo com as Figuras 4.15 (a) a 4.19 (a).

Em relação à F_e , até então foi explorado o comportamento da curva; entretanto, outra possibilidade de análise seria a exploração da área sob a curva da força efetiva, obtida mediante cálculo da integral. Neste estudo, optou-se por considerar apenas a área resultante, definida como a diferença entre as áreas positiva e negativa. As áreas foram normalizadas pela posição de referência de cada um dos ciclistas, sendo, nessa mesma posição, observada a maior área de F_e para os três casos, conforme ilustrado nas Figuras 4.8, 4.14 e 4.21. Os dados

obtidos sinalizam que os ciclistas deste estudo possuem melhor técnica de pedalada na posição que estão habituados, possivelmente devido aos aspectos adaptação funcional e relação força-comprimento; embora, em outras posições, os ciclistas A e B tenham apresentado valores de área da F_e muito próximos ao valor de referência.

O terceiro objetivo proposto foi verificar a influência no IE por meio de diferentes posturas do ciclista durante a pedalada, variando os ajustes do selim. Vale lembrar que o IE foi calculado mediante a razão entre a F_e e a F_r e representa a técnica da pedalada do ciclista ao longo do ciclo. Lembrando que, neste estudo, optou-se por avaliar esse índice de duas formas: (1) índice de efetividade instantâneo, conforme mostrado nas Figuras 4.2 (d) a 4.6 (d), 4.9 (d) a 4.12 (d) e 4.15 (d) a 4.19 (d); e (2) índice de efetividade médio, conforme ilustram as Figuras 4.7, 4.13 e 4.20.

Os dados coletados apontam um melhor IE na posição de referência para os três ciclistas, já que essa é a posição na qual eles estão mais adaptados; porém, o ciclista A apresentou um IE (63%) superior em relação aos ciclistas B e C (52 e 51%, respectivamente). Isso se deve provavelmente ao fato de que o ciclista A possui mais tempo de experiência (18 anos) do que os demais, que apresentam, em média, seis anos de treinamento.

Observando os resultados (Figuras 4.7 e 4.13), pode-se inferir que, se os ciclistas A e B conseguissem aprimorar a técnica da pedalada nas posições com o selim mais para trás e mais para cima, respectivamente, provavelmente seriam mais efetivos quando comparados com a posição de referência, em função de as áreas da F_r nessas posições serem maiores (109 e 102%, respectivamente), o que resultaria em melhora do desempenho.

Dessa forma, para o aperfeiçoamento da técnica, pode-se propor o índice de efetividade instantâneo como um recurso na aprendizagem da técnica da pedalada mediante *feedback* visual aumentado, sendo essa uma estratégia a ser adotada por técnicos e atletas no início da temporada de treinos. No entanto, durante o período de competições, sugere-se o índice de efetividade médio, pois o mesmo pode ser empregado como indicador de *performance* – técnica aliada à capacidade física. O uso do *feedback* visual aumentado, tendo como referência a força efetiva, foi proposto por SANDERSON & CAVANAGH (1990) com o objetivo de minimizar, durante a fase de recuperação, o torque resistivo. Já BROKER, GREGOR & SCHMIDT (1993) propuseram o mesmo tipo de *feedback* utilizando a força tangencial como indicador da técnica.

Para esta seção do presente estudo, a hipótese formulada foi de que a alteração na posição do selim poderia influenciar a aplicação das forças no pedal e o índice de efetividade. Os resultados sustentam essa hipótese, pois foram observadas mudanças tanto na direção como na magnitude das forças normal e tangencial, alterando, assim, as forças resultante e efetiva e, conseqüentemente, modificando o índice de efetividade dos três ciclistas em todas as posições do selim testadas. No entanto, o índice de efetividade manteve-se maior na posição de referência para os três ciclistas.

5.3 Aspectos relacionados às alterações angulares e à ativação muscular

O quarto e o quinto objetivos deste estudo foram relacionar as alterações dos ângulos das articulações do tronco, do quadril, do joelho e do tornozelo e a ativação muscular com as diferentes posições do selim.

Inicialmente, ao descrever-se o comportamento angular das articulações do tronco, do quadril, do joelho e do tornozelo de cada ciclista, foi observada uma similaridade na forma das curvas, entre as diferentes posições avaliadas (Figuras 4.22 a 4.33). Pôde-se constatar que essa informação está de acordo com os resultados encontrados por SAVELBERG, VAN DE PORT & WILLEMS (2003), cuja pesquisa envolveu oito ciclistas que pedalarão em duas variações da posição neutra do tronco: extensão e flexão.

Outro aspecto observado ao analisar os dados dos ângulos articulares foi a variação da amplitude total entre as diferentes posições quando comparada com a da posição de referência, que se mostrou pequena para os ciclistas A e B e relativamente maior para o ciclista C, conforme demonstrado nas Tabelas AN16 a AN19.

Acredita-se que os ciclistas adotaram estratégias individuais de adaptação para compensar as mudanças na posição do selim. Embora essas mudanças tenham sido pequenas (1 cm), os atletas foram sensíveis a elas, talvez por se tratarem de ciclistas de alto rendimento. Baseado nos estudos de HAMLEY & THOMAS (1967); NORDEEN-SNYDER (1977); RUGG & GREGOR (1987); e ERICSON, NISELL & NEMETH (1988), que encontraram diferenças na angulação das articulações do quadril, do joelho e do tornozelo ao variar a posição do selim

na direção vertical (mais para cima e mais para baixo), seria de se esperar que as mesmas alterações ocorressem no presente estudo. Já em relação às modificações desses ângulos na direção horizontal (mais para frente e mais para trás), até o momento não foram encontradas referências na literatura; contudo acredita-se que elas também ocorreriam devido a uma imposição geométrica.

Para uma melhor compreensão e posterior análise dos resultados obtidos por meio de cinemetria, foi elaborada uma tabela (Tabela 5.1) com um resumo das mudanças angulares esperadas em cada articulação, nas quatro posições do selim testadas neste estudo, baseando-se na geometria articular e utilizando como referência a posição original do ciclista.

Tabela 5.1 – Mudanças angulares esperadas em cada articulação avaliada em relação à posição de referência (↑ significa aumento, e ↓ significa redução dos ângulos articulares).

	Baixo	Cima	Frente	Trás
Tronco	↑	↓	↑	↓
Quadril	↓	↑	↑	↓
Joelho	↓	↑	↓	↑
Tornozelo	↓	↑	↓	↑

Analisando a Tabela 5.2, pode-se observar quais alterações de fato ocorreram nos ângulos articulares, em cada ajuste do selim, para os três ciclistas, usando como referência a posição de 180° do pé-de-vela.

Tabela 5.2 – Mudanças angulares ocorridas em cada articulação avaliada em relação à posição de referência de cada ciclista (↑ significa aumento, ↓ significa redução dos ângulos articulares, e = significa sem alteração).

	Baixo			Cima			Frente			Trás		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Tronco	↓	=	↓	↓	=	↓	↓	=	↓	↓	-	↓
Quadril	↓	↓	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑	=	-	↓
Joelho	↓	↓	↓	↑	↑	↑	↓	↓	↑	↓	-	↓
Tornozelo	↓	↓	↓	=	↑	=	↓	↓	↓	↑	-	↑

Como pode ser observado ao comparar qualitativamente as tabelas acima, embora algumas dessas diferenças possam ter sido razoavelmente pequenas, para algumas articulações, os ciclistas não apresentaram o padrão de alteração angular esperado. Supõe-se que cada ciclista, ao ter sua posição de referência alterada, tentou, de alguma forma, adotar uma estratégia diferenciada na nova posição, com o objetivo de manter o mesmo direcionamento das forças, ou seja, conservar a sua técnica de pedalada.

A seguir, serão discutidos os resultados referentes à ativação muscular. Cabe salientar que, em determinados momentos, fez-se necessária a associação com os dados cinemáticos e de força. Os resultados de EMG observados indicam variações no período de ativação e na amplitude do valor RMS, conforme ilustrado nas Figuras 4.34 a 4.39, nas Tabelas AN27 à AN32 e nos gráficos do valor RMS em função da posição do pé-de-vela (Anexo 5), o que pode estar relacionado com a aplicação das forças e as mudanças no selim.

Conforme visto anteriormente, o movimento da pedalada é dividido em fases de propulsão e de recuperação; porém, para facilitar a compreensão dos

períodos de ativação e da magnitude do sinal EMG, o ciclo foi subdividido em quatro quadrantes. No primeiro quadrante (0 - 90°), observa-se atividade do GM como extensor do quadril, e do RF e do VL como extensores do joelho. No segundo quadrante (90 - 180°), ocorre ativação do GA atuando na flexão plantar, e do BF realizando flexão do joelho. No terceiro quadrante (180 - 270°), o BF apresenta ativação como flexor do joelho e do quadril; o GA, como flexor do joelho; e o TA, como flexor dorsal. Já no quarto quadrante, observa-se ativação do RF atuando agora como flexor do quadril; e, por último, do TA e do VL, no final desse quadrante, realizando extensão do joelho.

Mediante a análise qualitativa dos gráficos das curvas médias do valor RMS (normalizados pelo pico máximo) expressas em função do ângulo do pé-de-vela, conforme ilustrados nas Figuras AN1 a AN14 (Anexo 5), dos seis músculos monitorados neste estudo, observou-se que os resultados estão de acordo com a literatura, ou seja, existe semelhança entre os padrões de ativação muscular durante a pedalada (GREGOR, BROKER & RYAN, 1991; BROWN, KAUTZ & DAIRAGHI, GREGOR, 2000; 1996; BAUM & LI, 2003; SAVELBERG, VAN DE PORT & WILLEMS, 2003; CANDOTTI, 2003).

No primeiro quadrante, o período de ativação dos músculos GM, RF e VL do ciclista A apresentou aumento tanto na posição com o selim mais para baixo como com o selim mais para frente (Figuras 4.34, 4.35 e 4.37) quando comparado com o na posição de referência. Para o ciclista C, foi observado aumento do período de ativação apenas do VL na posição para cima; enquanto que os demais músculos, tanto para esse ciclista quanto para o ciclista B, não apresentaram diferenças (Figuras 4.34, 4.35 e 4.37). Os resultados do GM e do RF do ciclista A vão de encontro ao estudo de DESIPRÉS (1974), cujos dados demonstraram

maiores períodos de ativação com o selim na posição mais alta, durante a avaliação eletromiográfica de ciclistas competitivos. Porém, para o ciclista C, os achados desse autor estão de acordo no que diz respeito à posição na qual foi registrado maior período de ativação.

No presente estudo, sugere-se que o aumento do período de ativação do GM do ciclista A, na posição com o selim mais para baixo (Figura 4.34), deva-se ao fato de o mesmo partir de um comprimento maior, em função da redução do ângulo do quadril (Tabela 5.2), o que proporciona maior excursão de movimento, já que a ativação do músculo GM está relacionada com a flexão do quadril e a existência de resistência (BASMAJIAN, 1985). Ainda em relação ao ciclista A, ocorreu o mesmo com o músculo RF na posição com o selim mais para frente, ou seja, o período de ativação aumentou, bem como o ângulo da articulação do quadril. Já o ângulo da articulação do joelho reduziu (Tabela 5.2), significando que, teoricamente, o músculo trabalhou em maior comprimento, tal como foi demonstrado por SAVELBERG, VAN DE PORT & WILLEMS (2003), fato esse que pode ser explicado por uma alteração mecânica da relação força-comprimento, alterando, assim, a estratégia de ativação muscular do ciclista para adaptar-se a essa mudança.

Acredita-se que o aumento no período de ativação do VL do ciclista A, nas posições com o selim mais para baixo e mais para frente, esteja relacionado com a diminuição do ângulo do joelho (Tabela 5.2), o que pode acarretar um aumento do comprimento muscular. O fato de esse ciclista estar em uma posição teoricamente menos adequada e, ainda assim, ter ocorrido aumento da atividade muscular, pode ser explicado mediante um mecanismo de regulação do sistema nervoso central, que, ciente das condições mecânicas do músculo em termos de

comprimento e velocidade, parece enviar maior estímulo ao músculo quando este se encontra em uma situação desfavorável, e o contrário em uma situação favorável (GUIMARÃES, HERZOG, ALLINGER & ZHANG, 1995).

Remetendo-se aos resultados de força normal dos ciclistas A e B ilustrados nas Figuras 4.2 (a) a 4.6 (a) e 4.9 (a) a 4.12 (a), percebe-se que os mesmos atingiram o pico máximo entre 85 e 95° do ciclo; enquanto que o ciclista C, entre 105 e 120° aproximadamente. Isso indica a importância que o músculo GM possui no primeiro quadrante, pois apresenta importante contribuição para o torque extensor do quadril; assim como os músculos RF e VL, no torque extensor do joelho (GREGOR, GREEN & GARHAMMER, 1981). Acredita-se que a magnitude da força normal esteja associada ao aumento da atividade elétrica do VL; pois, segundo GREGOIRE, VEEGER, HUIJING & VAN INGEN SCHENAU (1984), os músculos monoarticulares geram força, enquanto que os biarticulares são responsáveis pela transferência dessa através das articulações que cruzam.

Durante o segundo quadrante, os ciclistas apresentaram, predominantemente, ativação de GA; contudo, apenas o ciclista A registrou diferença no período de ativação desse músculo, apresentando aumento nas posições com o selim mais para baixo e mais para frente, conforme ilustrado na Figura 4.38. Além de ativar o GA, os ciclistas B e C registraram ativação do BF nesse quadrante. Ao avaliar ciclistas em duas intensidades diferentes – submáxima e máxima – CLARYS, CABRI & GREGOR (1988) encontraram ativação do GA entre 45 e 180°, o que está de acordo com o presente estudo para os três ciclistas; e ativação do BF entre 90 e 180°, o que vai ao encontro das informações dos ciclistas B e C. Ainda em relação ao BF, o mesmo foi observado por LI & CALDWELL (1998) em um estudo com ciclistas pedalando nas posições

sentado e em pé, mostrando que existe certa similaridade no padrão de ativação desse músculo.

De acordo com ERICSON, NISELL, ARBORELIUS & EKHOLM (1985), o GA apresenta maiores valores de ativação quando o selim está na posição para cima; porém os resultados dos ciclistas A e C no presente trabalho mostraram que, nessa posição, não houve aumento na ativação desse músculo (Figura 4.38). É sabido que o GA atua na flexão plantar; entretanto, ao analisar-se as Figuras 4.2 (b) a 4.6 (b) e 4.15 (b) a 4.19 (b) dos ciclistas A e C, respectivamente, observa-se que, entre 90 e 120°, o ângulo do pedal apresenta sinal positivo, indicando que a articulação do tornozelo encontra-se em flexão dorsal, o que minimiza a função do GA nessa articulação. Dessa forma, pode-se argumentar, de acordo com GREGOR, GREEN & GARHAMMER (1981), que o GA estaria auxiliando no torque flexor do joelho; e, por atuar na condição de músculo acessório nesta ação articular, não foi constatado aumento da atividade elétrica.

Ainda sob a mesma perspectiva desses autores, pode-se explicar a ativação do BF durante a extensão do joelho como uma estratégia muscular adotada pelos ciclistas B e C, a qual, possivelmente, está relacionada à técnica da pedalada, na tentativa de incrementar a força tangencial. Essa afirmação pode ser exemplificada pelo estudo de SOARES (2004), cujos resultados de uma avaliação envolvendo sete ciclistas de elite pedalando em diferentes cadências mostraram maior momento flexor a partir de 150° do pé-de-vela; ou seja, nesse momento, os ciclistas estariam direcionando a força tangencial no sentido negativo, que representa torque propulsor.

Paradoxalmente, os maiores períodos de ativação do GA do ciclista A não corresponderam a um aumento da força tangencial, conforme ilustrado nas

Figuras 4.2 (a) a 4.6 (a). No entanto, o contrário foi observado com o ciclista C, que não apresentou mudanças nos períodos de ativação, todavia registrou aumento de força tangencial nas posições com o selim mais para baixo, mais para frente e mais para trás, como mostrado nas Figuras 4.15 (a) a 4.19 (a). Esse aumento pode ter ocorrido devido ao torque flexor do joelho gerado pela ativação do BF nesse quadrante. Essa, porém, é apenas uma especulação; pois os torques articulares resultantes não foram determinados neste estudo.

O terceiro quadrante foi caracterizado pela maior ativação do músculo BF ao longo de todo o ciclo de pedalada, para os três ciclistas, atuando como um flexor do joelho e extensor do quadril, como pode ser observado nas Figuras AN1 a AN14 e na Tabela AN29. Em um estudo com quatro triatletas pedalando em duas diferentes inclinações de tronco, 48 e 26° em relação ao eixo horizontal, e em três diferentes cargas, CARMO (1992) observou maior ativação do BF no quarto quadrante, contrariando os resultados deste trabalho. A divergência nos dados pode estar relacionada às distintas estratégias de ativação muscular adotadas por ciclistas e triatletas (CANDOTTI, 2003).

Além do BF, também foi observada, no terceiro quadrante, a ativação do GA, a qual, nesse caso, se mostrou com sinal de maior intensidade e por um período de tempo maior no ciclista A (Figura 4.38), em relação à posição de referência, pois estava atuando como flexor do joelho. Em relação aos ciclistas B e C, notou-se menor atividade do músculo GA e somente nos primeiros graus desse quadrante, corroborando com os achados de GREGOR (2000) ao avaliar ciclistas em diferentes alturas de selim. Já no estudo de LI & CALDWELL (1998), no qual compararam a ativação elétrica de seis músculos do membro inferior nas posições sentada e em pé, não foi encontrada diferença significativa na ativação

do GA entre as mesmas. Sendo assim, esse resultado não está de acordo com nenhum dos casos avaliados na presente pesquisa; já que se pode extrapolar uma relação entre os dois estudos, correspondendo às posições de referência e sentada, e às posições para cima e em pé (ambas levam ao aumento do ângulo articular do joelho).

Ainda no terceiro quadrante, foi observado que o ciclista A registrou ativação dos músculos TA e GA simultaneamente, conforme ilustrado nas Figuras AN1 a AN5. Acredita-se que, por tratar-se de um músculo biarticular, o GA estaria agindo como flexor do joelho; enquanto que o TA, como flexor dorsal do tornozelo (GROOT, WELBERGEN, CLIJSEN, CLARIS, CABRI & ANTONIS, 1994).

Ao associar a ativação muscular dos músculos BF, GA e TA com as forças aplicadas e o ângulo do pedal, como se observa nas Figuras 4.2 (a, b) a 4.6 (a, b), 4.9 (a, b) a 4.12 (a, b) e 4.15 (a, b) a 4.19 (a, b), durante todo o terceiro quadrante para os ciclistas A e B, e apenas na primeira metade para o ciclista C, acredita-se que eles estejam atuando como sinergistas (no presente estudo, esse termo é definido como um grupo de músculos que agem como uma unidade em função de uma tarefa específica, conforme ENOKA, (2000), gerando torque propulsor através da força tangencial, que apresentou sinal negativo durante todo o terceiro quadrante para os ciclistas A e B, e apenas na primeira metade para o ciclista C. Cabe ressaltar que o ciclista A, nesse quadrante, obteve maior magnitude de força tangencial associada a uma maior ativação do GA em relação aos demais, indicando que esse atleta utiliza uma estratégia muscular que permite melhor aproveitamento das forças aplicadas.

No quarto quadrante, foi registrada ativação dos músculos RF, VL e TA para os três ciclistas. O RF e o TA apresentaram ativação entre 270 e 360° do pé-

de-vela, atuando como flexor do quadril e flexor dorsal, respectivamente; enquanto que o VL ativou somente a partir da segunda metade desse quadrante.

Nesse quadrante, os ciclistas A e B apresentaram aumento na ativação do RF quando o selim foi ajustado na posição mais para baixo em relação à posição de referência (Figuras AN1 e AN2; AN6 e NA7). Em relação ao ciclista C, o contrário foi observado, ou seja, ocorreu uma redução da ativação do músculo RF na posição mais para baixo quando comparada com a posição de referência, conforme ilustrado nas Figuras AN10 e AN11. DESIPRÉS (1974) monitorou a ativação do RF em duas alturas de selim e encontrou maior ativação na posição mais baixa. Sendo assim, os dados encontrados por esse autor concordam para os ciclistas A e B deste estudo, no entanto contrapõem-se aos resultados do ciclista C.

Por se tratar de um músculo biarticular, o RF apresentou ativação tanto no quarto como no primeiro quadrantes. Pôde-se notar que o ciclista B atingiu os picos máximos do valor RMS no quarto quadrante; enquanto que os ciclistas A e C, no primeiro quadrante, em todas as posições (Tabela 4.29). Dessa forma, associando-se os gráficos de força normal, conforme as Figuras 4.9 (a) a 4.12 (a), com os gráficos da ativação eletromiográfica (Figuras AN6 a AN9), pode-se observar que o ciclista B gerou torque propulsor a partir da segunda metade do quarto quadrante, em todas as posições, acompanhado de um aumento na atividade elétrica do RF, indicando que o atleta aliou características individuais de força a uma estratégia de ativação muscular, combinação esta que o tornou mais habilidoso nesse quadrante.

A ativação do TA no quarto quadrante representa a técnica do ciclista em direcionar a força normal para que esta possa gerar torque propulsor, contribuindo

com o membro contralateral (CANDOTTI, 2003). Além da ação no direcionamento da força normal, o TA atua na flexão dorsal do tornozelo, determinando o ângulo do pedal, o que favorece a aplicação da força tangencial pelo VL. Sendo este um músculo monoarticular e um potente extensor do joelho, acredita-se que esteja contribuindo para o aumento da força tangencial, nesse quadrante, para os ciclistas A e B, conforme ilustrado nas Figuras 4.2 (a) a 4.6 (a) e 4.9 (a) a 4.12 (a). Assim, conclui-se que esses atletas detêm melhor técnica ao conseguirem direcionar a força produzida pelo VL no sentido de gerar torque propulsor nesse quadrante.

Nesse sentido, a hipótese de que haveria influência da alteração na posição do selim nas variáveis cinemáticas e no padrão de ativação muscular foi confirmada pelos resultados deste estudo. Em síntese, os ciclistas registraram pequenas mudanças nos ângulos articulares e apresentaram estratégias distintas de ativação muscular nas diferentes posições avaliadas; por esse motivo, torna-se difícil estabelecer um padrão de ativação para ciclistas, reforçando que esse tipo de avaliação deve ser realizado de forma individualizada.

Relembrando que, no presente trabalho, se propôs descrever e testar um protocolo específico com a finalidade de avaliar os efeitos da posição do selim mediante a mensuração das forças aplicadas no pedal, acredita-se que tal objetivo tenha sido plenamente satisfeito, já que possibilitou a identificação das posições mais efetivas para os três ciclistas avaliados.

6. CONSIDERAÇÕES FINAS

Considerando-se a importância da otimização das forças aplicadas no pedal por ciclistas, no presente estudo propôs-se testar um protocolo de avaliação da técnica de pedalada nas diferentes posições do selim. Para tanto, foram empregadas técnicas de dinamometria, cinemetria e eletromiografia. Além disso, a utilização de um critério fisiológico (RER) para a normalização do teste permitiu o estudo da economia de movimento.

Inicialmente, foi constatado que as variações da posição do selim exerceram influência na EC, embora esta se tenha mantido maior na posição de referência, para os três ciclistas avaliados.

Em relação às forças aplicadas no pedal, a análise demonstrou que ocorreram modificações na direção e na magnitude das mesmas quando a posição do selim foi alterada.

Neste estudo, observou-se que o IE também sofreu influência das variações da posição de selim; entretanto, tal como ocorreu na avaliação da EC, a posição de referência continuou sendo a mais efetiva.

A análise das variáveis cinemáticas demonstrou que a posição do selim, nas quatro posições avaliadas, influenciou de forma discreta a variação dos ângulos articulares de interesse deste estudo, principalmente a articulação do tornozelo.

Especulava-se que a alteração da posição do selim modificaria o padrão do período de ativação elétrica, bem como da amplitude do sinal dos músculos monitorados durante a EMG, o que de fato ocorreu, possivelmente devido a diferentes estratégias musculares adotadas pelos ciclistas avaliados.

As informações obtidas por meio do protocolo testado no presente estudo evidenciam a importância da realização de uma avaliação individualizada, uma vez que os três ciclistas apresentaram diferentes respostas às posições avaliadas. A metodologia aplicada mostrou-se eficaz ao fornecer informações quanto à técnica da pedalada, o que poderá contribuir para a melhora da *performance* dos ciclistas avaliados.

7. LIMITAÇÕES DO ESTUDO

A primeira dificuldade enfrentada neste estudo foi a escolha do protocolo a ser utilizado, pois a principal preocupação era desenvolver uma situação de teste que se aproximasse ao máximo das condições reais dos ciclistas em competições.

A segunda dificuldade encontrada foi a necessidade de sincronizar todos os eventos; uma vez que, para a coleta dos dados, foram utilizados dois sistemas independentes: (1) sistema CODAS para aquisição das forças aplicadas no pedal, do sinal EMG e do marcador de eventos (sinal do sincronismo); e (2) sistema de videografia bidimensional.

Com relação às limitações deste trabalho, destaca-se o fato de se dispor de apenas um pedal instrumentado, o que possibilitou avaliar somente a aplicação das forças no pedal direito. Dessa forma, assumiu-se que as forças aplicadas no pedal esquerdo foram as mesmas aplicadas no pedal direito.

O fato de as avaliações terem sido realizadas em um ciclossimulador estacionário resultou na impossibilidade de avaliar os efeitos da resistência do ar sobre as forças aplicadas, configurando outra limitação deste estudo.

8. PERSPECTIVAS FUTURAS

A partir do protocolo utilizado neste trabalho, verificou-se a importância da utilização, nos próximos estudos, de dois pedais instrumentados, a fim de avaliar a assimetria de forças entre os membros inferiores e, assim, melhor compreender as estratégias de aplicação das forças no pedal.

Todas as avaliações realizadas neste estudo foram realizadas em laboratório, o que não condiz com uma situação de prova ou treinamento dos atletas em questão. Sob essa perspectiva, sugere-se a construção de um sistema de telemetria que permita realizar o teste em condições reais. Ainda com o intuito de compreender os mecanismos de adaptação do ciclista em situações reais de prova, seria interessante realizar esse protocolo no túnel do vento; pois, ao controlar-se a velocidade do vento, poderia ser analisada a repercussão das posições adotadas na aerodinâmica do complexo ciclista-bicicleta e relacionadas com as forças aplicadas no pedal.

Por fim, talvez a maior contribuição dos resultados obtidos neste estudo seja a utilização da metodologia aqui aplicada no processo de aprendizagem da técnica de pedalada, por meio da utilização de um sistema de *feedback* visual aumentado.

9. REFERÊNCIAS

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. ***Diretrizes do ACSM para os testes de esforço e sua prescrição***. 6. ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2003.

BAUM, B.S.; LI, L. Lower extremity activities during cycling are influenced by load and frequency. ***J. Eletromyogr. Kinesiol.***, v. 13, p. 181-190, 2003.

BASMAJIAN, J.V.; DELUCA, C.J. ***Muscles Alive***. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985.

BOYD, T.F.; NEPTUNE, R.R. & HULL, M.L. Pedal and knee using a multi-degree-of-freedom pedal platform in cycling. ***J. Biomech.***, v. 30, n. 5, p. 505-11, 1997.

BROKER, J.P. & GREGOR, R.J. A dual piezoelectric element force pedal for kinetic analysis of cycling. ***Int. J. Sports Biomech.***, v. 6, p. 394-403, 1990.

BROKER, J.P.; GREGOR R.J. & SCHMIDT, R.A. Extrinsic feedback and the learning of kinetic patterns in cycling. ***J. Appl. Biomech.***, v. 9, p. 111-123, 1993.

BROWN, D.A.; KAUTZ, S.A. & DAIRAGHI, C.A. Muscle activity patterns altered during pedaling at different body orientation. ***J. Biomech.***, v. 29, n. 10, p. 1349-1356, 1996.

BURKE, E.R. ***High-tech Cycling***. Colorado Springs, Human Kinetics, 1996.

BURKE, E.R. Physiology of cycling. ***in*** GARRRET W.E. & KIRKENDALL D.T. ***Exercise and Sport Science***, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, p. 759-770, 2000.

CANDOTTI, C.T. Características biomecânicas e fisiológicas da técnica de pedalada de ciclistas e triatletas. **Tese de Doutorado**. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2003.

CAVANAGH, P.R. & KRAM, R. The efficiency of human movement – a statement of the problem. **Med. Sci. Sports Excer.**, v. 17, n. 3, p. 304-308, 1985.

CAVANAGH, P.R. & SANDERSON, D.J. The biomechanics of cycling: Studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders. *in* E.R. BURKE (Ed.), **Science of cycling**. Human Kinetics, Champaign, IL, p. 99-122, 1986.

CARMO, J. Análise eletromiográfica da atual posição de ciclismo. **Anais do IV Congresso Brasileiro de Biomecânica**. São Paulo, p. 172-178, 1992.

CARMO, J. Biomecânica aplicada ao ciclismo. **Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Gramado, p. 42-47, 2001.

CHEN, G.; KAUTZ, S.A. & ZAJACA, F.E. Simulation analysis of muscle activity changes with altered body orientations during pedaling. **J. Biomech.**, v. 34, p. 749-756, 2001.

CLARYS, J.P., CABRI, J. & GREGOR, R.J. The muscle activity paradox during circular rhythmic leg movements. **J. Sports Sci. Winter**, v. 6, n. 3, p. 229-37, 1988.

COYLE, E.F.; FELTNER, M.E.; KAUTZ, S.A.; HAMILTON, M.T.; MONTAIN, S.J.; BAYLOR, A.M.; ABRAHAM, L.D. & PETREK, G.W. Physiological and

biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 22, n. 1, p. 93-107, 1991.

DAVIS, R.R. & HULL, M.L. Measurement of pedal loading in bicycling – II. Analysis and results. **J. Biomech.**, v. 14, p. 857-872, 1981.

DESIPRÉS, M. An electromyography study of competitive road cycling conditions simulated on a treadmill. *in* R.C. Nelson & C. Morehouse (Eds.), **Biomechanics IV**, p. 349-355. Baltimore: University Park Press, 1974.

DIPRAMPERO, P.; CORTILI, G.; MOGNOLI, P. & SAIBENE, F. Equation of motion of a cyclist. **J. Appl. Physiol.**, v. 47, p. 201, 1979.

ENOKA, R.M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo, Manole, 2000.

ERICSON, M.O. & NISELL, R. Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. **Int. J. Sports Med.**, v. 9, n. 2, p. 118-122, 1988.

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

ERICSON, M.O.; NISELL, R. & NEMETH, G. Joint motions of the lower limb during ergometer cycling. **J. Orthop Sports Phys Ther.**, v. 9, p. 273-278, 1988.

ERVILHA, R.M.; AMADIO, A.C. & DUARTE, M. Estudo sobre procedimentos de normalização da intensidade do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. **Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. p. 169-174, Campinas, 1997.

FARIA, I.E. & CAVANAGH, P. The physiology and biomechanics of cycling. **John Wiley & Sons**, New York, 1978.

FARIA, I.E. Energy expenditure, aerodynamics and medical problems in cycling. **Sports Med.**, v. 14, p. 43-63, 1992.

FIGUEIRA, T.R. & DENADAI, B.S. Relações entre limiar anaeróbio, limiar anaeróbio individual e máxima fase estável de lactato em ciclistas. **R. Bras. Cie Mov.**, v. 12(2), p. 91-95, 2004.

GUIMARÃES, A.C.; HERZOG, W.; ALLIGER, T.L. & ZHANG, Y.T. The EMG-force relationship of the cat soleus muscle and its association with contractile conditions during locomotion. **J. Exp. Biol.**, v. 198, p. 975-987, 1995.

GREGOIRE, L.; VEEGER, H.E.; HUIJING, P.A. & VAN INGEN SCHENAU, G.J. Role of mono and biarticular muscles in explosive movements. **Int. J. Sports Med.**, v. 5, p. 301-305, 1984.

GREGOR, R.J.; GREEN, D. & GARHAMMER, J.J. **An electromyographic analysis of selected muscle activity in elite competitive cyclists**. University Park Press, Baltimore, p. 537-541, 1981.

GREGOR, R.J.; BROKER, J.P. & RAYAN, M.M. The biomechanics of cycling. **Exerc Sport Sci Rev.**, v. 19, p. 127-169, 1991.

GREGOR, R.J. Biomechanics of cycling. **in** GARRRET, WE & KIRKENDALL, DT. **Exercise and Sport Science**, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, p. 515-537, 2000.

GROOT, G.; WELBERGEN, E.; CLIJSEN, L.; CARIJS, J.; CABRI, J. & ANTONIS, J. Power, muscular work, and external forces in cycling. *Ergonomics*, v. 37, n. 1, p. 31-42, 1994.

HAMLEY, E.J & THOMAS, V. Physiological and postural factors in the calibration of the bicycle ergometer. *J. Physiol.*, v. 191, p. 55-57, 1967.

HAWES, M.R. Human body composition *in* R. ESTON & T. REILLY (Eds), *Kinanthropometry and exercise physiology laboratory manual*, p. 5-31. London, E & FN Spon, 1996.

HERZOG, W.; GUIMARÃES, A.C.; ANTON, M.G. & CARTER-ERDMAN, K.A. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v. 23, p. 1289-1296, 1991b.

HERZOG, W. Muscle function in movement and sports. *Am. J. Sports Med.*, v. 24, n. 6, p. 14-19, 1996.

HOES, M.; BINKHORST, R.; SMEEKES-KUYL, A. & VISSERS, A. Measurement of forces exerted on pedal and crank during work on bicycle ergometer at different loads. *Intle. Angew. Physiol. Einschl. Arbeitsphysiol.*, v. 26, p. 33, 1968.

HOUTZ, S.J. & FISCHER, F. Analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *J. Bone, J. Surg.*, v. 41, p. 123, 1959.

HULL, M.L. & DAVIS, R.R. Measurement of pedal loading in bicycling – I. Instrumentation. *J. Biomech.*, v. 14, p. 843-855, 1981.

HULL, M.L. & JORGE, M. A method for biomechanical analysis of bicycle pedaling. *J. Biomech.*, v. 18, p. 631, 1985.

JACKSON, A.S. & POLLOCK, M.L. Generalized equations for predicting body density of men. ***British Journal of Nutrition.***, v. 40, p. 497-504, 1978.

KYLE, C.R. The mechanics and aerodynamics of cycling. ***In*** E.R. Burke (Ed.), ***Science of cycling***, Human Kinetics, Champaign, IL, p. 123-136, 1988.

LAFORTUNE, M.A. & CAVANAGH, P.R. Effectiveness and efficiency during bicycle riding. ***In*** Matsui, H & K. Kobayashi (Eds.): ***Biomechanics VIII-B***. Champaign, IL, Human Kinetics Publishers, p. 928-936, 1983.

LI, L. & CALDWELL, G.E. Muscle coordination in cycling: effect of surface and posture. ***J. Appl. Physiol.***, v. 85, n. 3, p. 927-34, 1998.

LIEBER, R.L. ***Skeletal muscle structure and function***. Baltimore, Williams & Wilkins, 1992.

McARDLE, W.D., KATCH, F.I., KATCH, V.L. ***Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano***. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1996.

MARSH, A.P. & MARTIN, P.E. The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. ***Med. Sci. Sports Exerc.***, v. 27, n. 2, p. 217-225, 1995.

MARSH, A.P.; MARTIN, P.E. & SANDERSON, D.J. Is a joint moment-based cost function associated with preferred cycling cadence? ***J. Biomech.***, v. 33, p 173-180, 2000.

MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. ***J. Electromyogr. Kinesiol.***, v. 7, p. 1-2, 1997.

MOSELEY, L. & JEUKENDRUP, A.E. The reliability of cycling efficiency. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 33, n. 4, p. 621-627, 2001.

NEPTUNE, R.R. & HERZOG, W. The association between negative muscle work and preferred pedaling rates. **Abstracts, XVIIth IBS Congress**. Calgary, p. 312, 1999b.

NABINGER, E. Desenvolvimento de um sistema de medição para análise biomecânica da pedalada de um ciclista. **Dissertação de Mestrado**. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1997.

NEPTUNE, R.R.; KAUTZ, A.S. & HULL, M.L. The effect of pedaling rate on coordination in cycling. **J. Biomech.**, v. 30, n. 10, p. 1051-1058, 1997.

NEPTUNE, R.R. & HULL, M.L. A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. **J. Biomech.**, v. 32, p. 409-415, 1999.

NETO, C.D.; SCHMIDT, G.; CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F.; ZARO, M.A.; CERVIERI, A. & GUIMARÃES, A.C.S. Desenvolvimento de uma plataforma de força em pedal de ciclismo. **Revista Brasileira de Biomecânica / Brazilian J. Biomech.**, v. 3, p. 39-44, 2001.

NIGG, B.M. & HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. Toronto, John Wiley & Sons, 1994.

NORDEEN-SNYDER, K.S. The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. **Med. Sci. Sports.**, v. 9, n. 2, p. 113-117, 1977.

PASSFIELD, L. & DOUST, J.H. Changes in cycling efficiency and performance after endurance exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v. 32, n. 11, p. 1935-1941, 2000.

ROWLANDS, D.S. & DOWNEY, B. Physiology of Triathlon. *In* GARRRET WE & KIRKENDALL DT. *Exercise and Sport Science*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, p. 919-939, 2000.

ROWE, T.; HULL, M.L. & WANG, E.L. A pedal dynamometer for off-road bicycling. *J. Biomech. Eng.*, v. 120, n. 1, p. 160-4, 1998.

RUGG, S.G. & GREGOR, R. J. The effect of seat height on muscle lengths, velocities and moment arm lengths during cycling. *J. Biomech.* v. 20, p:899. 1987.

SANDERSON, D.J. The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. *J. Sports Sci.* v. 9, p. 191-203, 1991.

SANDERSON, D.J. & BLACK, A. The effect of prolonged cycling on pedal forces. *J. Sports Sci.*, v. 21, n. 3, p. 191-199, 2003.

SANDERSON, D.J. & CAVANAGH P.R. Use of augmented feedback for the modification of the pedaling mechanics of cyclist. *Can. J. Sports Sci.* v. 5, p. 38-42, 1990.

SAVELBERG, H.C.; VAN DE PORT, I.G. & WILLEMS P.J. Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. *J. Appl. Biomech.*, v. 19, p. 310-324, 2003.

SHARP, A. *Bicycles and tricycles*. Cambridge, MA: MIT Press, 1977 (original publicado 1896).

SOARES, D.P. Caracterização da escolha da cadência preferida no ciclismo a partir de parâmetros biomecânicos e fisiológicos. **Dissertação de Mestrado**. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2004.

SODEN, P. & ADEYEFA, B. Forces applied to a bicycle during normal cycling. **J. Biomech.**, v. 12, p. 527, 1979.

SOLDERBERG, G.L. & KNUSTON, L. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. **Physical Therapy**, v. 8, n. 5, p. 485-498, 2000.

TAKAISHI, T.; YAMAMOTO, T.; ONO, T.; ITO, T. & MORITANI, T. Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 30, n. 3, p. 442-449, 1998.

TOO, D. Biomechanics of cycling and factors affecting performance. **Sports Med.**, v. 10, n. 5, p. 286-303, 1990.

VELLADO, D., ROCHA, E., SOARES, D.P. CANDOTTI, C. FRAGA, C., GUIMARÃES, A.C.S, LOSS, J.F. Adaptação da dinâmica inversa ao ciclismo. **Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Ouro Preto, v. 1, p. 278-281, 2003.

ANEXO 1

Termo de consentimento informado

Prezado atleta,

Meu nome é Fernando Diefenthaeler, sou aluno regular do PPGCMH da UFRGS, estou realizando uma pesquisa com triatletas cujo objetivo é analisar os efeitos no índice de efetividade e cinemática em diferentes posturas. A necessidade de se realizar o presente estudo tem uma importância fundamental no momento da escolha do tamanho do quadro da bicicleta, do tamanho do pé-de-vela a ser adotado, na regulagem da altura do selim, do tamanho do avanço, e dos demais ajustes do complexo ciclista-bicicleta, contribuindo para uma melhor performance.

Serão registrados os seus dados pessoais tais como: nome, telefone, idade, dados antropométricos e histórico esportivo.

O teste será realizado no LAPEX para obtenção dos dados: (1) de força (pedal instrumentado); (2) de cinemetria (filmagem do teste) e (3) de eletromiografia (registro da atividade elétrica dos músculos). Para a realização do teste, a pele no local onde serão posicionados os eletrodos de superfície (para o

registro da ativação elétrica dos músculos da perna esquerda) será submetida a uma tricotomia (raspagem com lâmina de barbear) e limpeza com álcool.

Riscos e benefícios: Ao participar deste estudo, você estará nos ajudando a melhor compreender a técnica de pedalada, bem como, aprimorar a sua técnica. Este estudo não acarreta riscos, no entanto você poderá sentir dor muscular devido ao esforço muscular realizado.

Acompanhamento e ressarcimento: Todos os testes serão realizados por profissionais qualificados. O serviço de emergência e profissionais treinados estarão disponíveis para lidar com situações incomuns. Qualquer despesa eventual necessária para sua participação neste projeto será ressarcida e, no caso da ocorrência de qualquer dano pessoal, a indenização está garantida.

Confidencialidade: Será garantida a privacidade dos seus dados pessoais. Os resultados dos testes serão divulgados através de artigos científicos, porém, em nenhum momento serão divulgados o seu nome e imagem.

A sua assinatura indica que você entendeu a informação relativa à sua participação e que você concorda em participar. Esse consentimento não lhe faz renunciar aos seus direitos legais, e nem libera os investigadores de suas responsabilidades pessoais ou profissionais. A sua participação continuada deve ser tão bem informada quanto o seu consentimento inicial, assim você deve se sentir à vontade para solicitar esclarecimentos ou novas informações. O pesquisador tem o direito de encerrar o seu envolvimento, caso isso se faça necessário. De igual forma, você pode retirar o seu consentimento em participar no mesmo a qualquer momento.

Em caso de dúvida, favor entrar em contato com Fernando Diefenthaler (3316-5858). Este termo foi elaborado em duas vias. Uma delas ficará em seu poder e a outra com o pesquisador.

Assinatura pesquisador

Nome do pesquisador

Assinatura do colaborador

Nome do colaborador

Data ___/___/___

ANEXO 2

Rotina utilizada para o cálculo das forças aplicadas no pedal

NomeCurva (0, "normal");
NomeCurva (1, "tang");
NomeCurva (2, "rel");
NomeCurva (3, "cad");
FiltroIdeal_FFT (0, 0, 10);
FiltroIdeal_FFT (1, 0, 10);
FiltroIdeal_FFT (3, 0, 10);
ApagaCurva (1..0);
ApagaCurva (1);
NormalizaY (3);
ApagaCurva (3);
AchaMaximos (3, 2);
ApagaCurva (3);
Sub-Amostra (3, 2);
ApagaCurva (3);
EscalaY (0, 182.17);
DeslocaY (0, 46.183);
SenoGraus (0);
CosenoGraus (0);
FiltroIdeal_FFT (4, 0, 10);
FiltroIdeal_FFT (5, 0, 10);
ApagaCurva(5..4);
NomeCurva (4, "sen");
NomeCurva (5, "cos");
Quociente (1, 1);
NomeCurva (6, "UM");
Produto (6,1);
Produto (6,2);
ApagaCurva (6);
NomeCurva (6, "CopiaNormal");

NomeCurva (7, "CopiaTang");
EscalaY (6, 0.1988);
EscalaY (7, -0.0383);
Soma (1, 7);
Soma (2, 6);
ApagaCurva (7..6);
EscalaY (6, 370);
EscalaY (7, 142.61);
ApagaCurva (2..1);
Produto (4, 2);
Produto (5, 3);
Subtrai (6, 7);
ApagaCurva (7..6);
ApagaCurva (3..2);
RecortaTrechos (0, 1, 10);
RecortaTrechos (2, 1, 10);
RecortaTrechos (3, 1, 10);
RecortaTrechos (4, 1, 10);
NormalizaX (5..44);
Recorta (1, 1, 10);
ApagaCurva (44..0);
EscalaX (0..39, 720);
DeslocaX (0..39, 101);
DeslocaX (0..39, -360);
CompoPeriodos (0..9);
CompoPeriodos (10..19);
CompoPeriodos (20..29);
CompoPeriodos (30..39);
ApagaCurva (39..0);
ApagaCurva (8);
ApagaCurva (6);
ApagaCurva (4);
ApagaCurva (2);
NomeCurva (0, "Cadencia");
NomeCurva (1, "Relativo");
NomeCurva (2, "Normal");
NomeCurva (3, "Tang");

NomeCurva (4, "FE");
RecortaX (4, 0, 360);
ApagaCurva (4);
EscalaY (4, -1);
NomeCurva (4, "Fefetiva");
Produto (2, 2);
Produto (3, 3);
Soma (5, 6);
RaizQuadrada (7);
RecortaX (8, 0, 360);
ApagaCurva (8);
NomeCurva (8, "Fresultante");
ApagaCurva (5);
ApagaCurva (5);
ApagaCurva (5);
Quociente (4, 5);
NomeCurva (6, "Iefetividade");
RecortaX (2, 0, 360);
RecortaX (3, 0, 360);
ApagaCurva (2);
ApagaCurva (2);
NomeCurva (5, "Fnormal");
EscalaY (5, -1);
NomeCurva (6, "Ftang");
RecortaX (1, 0, 360);
ApagaCurva (1);
NomeCurva (6, "relativo");
Copia (1);
EscalaY (7, 0.175);
NomeCurva (7, "Torque");

ANEXO 3

Rotina utilizada para o cálculo do valor RMS

NomeCurva (0, "Cadencia");
NomeCurva (1, "Gluteo Max");
NomeCurva (2, "Adutor");
NomeCurva (3, "Biceps Femural");
NomeCurva (4, "Reto Femoral");
NomeCurva (5, "Tibial Anterior");
NomeCurva (6, "Vasto Lateral");
NomeCurva (7, "Gastroc medial");
NomeCurva (8, "Gracil");
RemoveDC (1..8);
FiltroIdeal_FFT (0, 0, 10);
ApagaCurva (0);
NormalizaY (8);
ApagaCurva (8);
AchaMaximos (8,2);
ApagaCurva (8);
Sub-Amostra (8,2);
ApagaCurva (8);
RemovePicosAuto_FFT (0..7, 30, 3);
ApagaCurva (7..0);
EnvelopeRMS (1..8, 94, Hamming);
ApagaCurva (8..1);
RecortaTrechos (1, 0, 10);
RecortaTrechos (2, 0, 10);
RecortaTrechos (3, 0, 10);
RecortaTrechos (4, 0, 10);
RecortaTrechos (5, 0, 10);
RecortaTrechos (6, 0, 10);
RecortaTrechos (7, 0, 10);
RecortaTrechos (8, 0, 10);
NormalizaX (9..88);
ApagaCurva (88..0);
EscalaX (0..79, 720);

DeslocaX (0..79, 100);
DeslocaX (0..79, -360);
CompoePeriodos (0..9);
CompoePeriodos (10..19);
CompoePeriodos (20..29);
CompoePeriodos (30..39);
CompoePeriodos (40..49);
CompoePeriodos (50..59);
CompoePeriodos (60..69);
CompoePeriodos (70..79);
ApagaCurva (79..0);
RecortaX (0..15, 0, 360);
ApagaCurva (15..0);
Soma (0, 1);
Soma (2, 3);
Soma (4, 5);
Soma (6, 7);
Soma (8, 9);
Soma (10, 11);
Soma (12, 13);
Soma (14, 15);
ApagaCurva (1);
ApagaCurva (2);
ApagaCurva (3);
ApagaCurva (4);
ApagaCurva (5);
ApagaCurva (6);
ApagaCurva (7);
ApagaCurva (8);
NomeCurva (0, "Gluteo Maximo");
NomeCurva (1, "Adutor Longo");
NomeCurva (2, "Biceps Femoral");
NomeCurva (3, "Reto Femoral");
NomeCurva (4, "Tibial Anterior");
NomeCurva (5, "Vasto Lateral");
NomeCurva (6, "Gastroc Medial");
NomeCurva (7, "Gracil");

NomeCurva (8, "Gluteo Maximo + DP");
NomeCurva (9, "Adutor Longo + DP");
NomeCurva (10, "Biceps Femoral + DP");
NomeCurva (11, "Reto Femoral + DP");
NomeCurva (12, "Tibial Anterior + DP");
NomeCurva (13, "Vasto Lateral + DP");
NomeCurva (14, "Gastroc Medial + DP");
NomeCurva (15, "Graci + DP");
EscalaY (0, 325.9452);
EscalaY (8, 325.9452);
EscalaY (1, 398.7241);
EscalaY (9, 398.7241);
EscalaY (2, 260.0104);
EscalaY (10, 260.0104);
EscalaY (3, 334.7841);
EscalaY (11, 334.7841);
EscalaY (4, 536.4807);
EscalaY (12, 536.4807);
EscalaY (5, 290.6977);
EscalaY (13, 290.6977);
EscalaY (6, 390.4725);
EscalaY (14, 390.4725);
EscalaY (7, 285.6327);
EscalaY (15, 285.6327);

ANEXO 4

Tabelas dos picos máximos (valores positivos e negativos) de força normal, tangencial, resultante e efetiva em função da posição do pé-de-vela e ângulo do pedal do **ciclista A**.

Tabela AN1 – Pico máximo (valores positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e pedal na posição de referência do ciclista A.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo de força (N)	461	85	461	455
Ângulo PDV (graus)	91	57	90	86
Ângulo pedal (graus)	9	0	9	9
Pico negativo de força (N)	38	97	-	63
Ângulo PDV (graus)	324	180	-	266
Ângulo pedal (graus)	-25	1	-	-23

Tabela AN2 – Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e pedal na posição com o selim para baixo do ciclista A.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo da força (N)	480	55	480	477
Ângulo PDV (graus)	89	39	89	86
Ângulo pedal (graus)	9	-1	9	9
Pico negativo da força (N)	-	88	-	56
Ângulo PDV (graus)	-	149	-	267
Ângulo pedal (graus)	-	8	-	-24

Tabela AN3 – Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e pedal na posição com o selim para cima do ciclista A.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo de força (N)	493	61	494	493
Ângulo PDV (graus)	86	39	86	84
Ângulo pedal (graus)	8	-2	8	8
Pico negativo de força (N)	-	86	-	61
Ângulo PDV (graus)	-	144	-	262
Ângulo pedal (graus)	-	7	-	-24

Tabela AN4 – Pico máximo das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para frente do ciclista A.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo da força (N)	527	76	528	525
Ângulo PDV (graus)	90	45	89	87
Ângulo pedal (graus)	5	-6	5	5
Pico negativo da força (N)	20	71	-	74
Ângulo PDV (graus)	334	169	-	266
Ângulo pedal (graus)	-27	-3	-	-28

Tabela AN5 – Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para trás do ciclista A.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo da força (N)	495	58	497	476
Ângulo PDV (graus)	84	43	84	83
Ângulo pedal (graus)	7	-2	7	7
Pico negativo da força (N)	-	50	-	61
Ângulo PDV (graus)	-	153	-	271
Ângulo pedal (graus)	-	2	-	-30

Tabelas dos picos máximos (valores positivos e negativos) de força normal, tangencial, resultante e efetiva em função da posição do pé-de-vela e ângulo do pedal do **ciclista B**.

Tabela AN6 – Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição de referência do ciclista B.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo da força (N)	487	75	487	475
Ângulo PDV (graus)	92	23	92	87
Ângulo pedal (graus)	13	-11	13	13
Pico negativo da força (N)	22	35	-	72
Ângulo PDV (graus)	330	208	-	254
Ângulo pedal (graus)	-29	-12	-	-29

Tabela AN7 – Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para baixo do ciclista B.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo da força (N)	468	98	468	450
Ângulo PDV (graus)	94	31	94	88
Ângulo pedal (graus)	13	-11	13	12
Pico negativo da força (N)	46	18	-	74
Ângulo PDV (graus)	337	202	-	258
Ângulo pedal (graus)	-28	-10	-	-31

Tabela AN8 – Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para cima do ciclista B.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo da força (N)	496	102	497	476
Ângulo PDV (graus)	96	33	96	89
Ângulo pedal (graus)	11	-10	11	10
Pico negativo da força (N)	42	24	-	78
Ângulo PDV (graus)	337	209	-	254
Ângulo pedal (graus)	-26	-13	-	-28

Tabela AN9 – Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para frente do ciclista B.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo da força (N)	490	80	491	471
Ângulo PDV (graus)	96	31	96	90
Ângulo pedal (graus)	12	-11	12	11
Pico negativo da força (N)	35	33	-	68
Ângulo PDV (graus)	335	212	-	260
Ângulo pedal (graus)	-30	-15	-	-32

Tabelas dos picos máximos (valores positivos e negativos) de força normal, tangencial, resultante e efetiva em função da posição do pé-de-vela e ângulo do pedal do **ciclista C**.

Tabela AN10 – Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição de referência do ciclista C.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo da força (N)	456	120	460	363
Ângulo PDV (graus)	128	60	128	111
Ângulo pedal (graus)	12	-10	12	11
Pico negativo da força (N)	55	65	-	72
Ângulo PDV (graus)	356	160	-	276
Ângulo pedal (graus)	-40	3	-	-61

Tabela AN11 – Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para baixo do ciclista C.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo da força (N)	453	78	457	396
Ângulo PDV (graus)	113	60	114	106
Ângulo pedal (graus)	18	-7	18	16
Pico negativo da força (N)	34	134	-	73
Ângulo PDV (graus)	13	159	-	274
Ângulo pedal (graus)	-31	11	-	-59

Tabela AN12 – Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para cima do ciclista C.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo da força (N)	440	120	440	365
Ângulo PDV (graus)	120	62	120	108
Ângulo pedal (graus)	9	-10	9	8
Pico negativo da força (N)	36	44	-	86
Ângulo PDV (graus)	9	157	-	272
Ângulo pedal (graus)	-32	2	-	-57

Tabela AN13 – Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para frente do ciclista C.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo da força (N)	442	98	449	366
Ângulo PDV (graus)	119	61	120	109
Ângulo pedal (graus)	20	-5	20	19
Pico negativo da força (N)	35	138	-	68
Ângulo PDV (graus)	14	161	-	278
Ângulo pedal (graus)	-29	14	-	-55

Tabela AN14 – Pico máximo (positivo e negativo) das forças normal, tangencial, resultante e efetiva e os correspondentes ângulos do pé-de-vela e do pedal na posição com o selim para trás do ciclista C.

	Normal	Tangencial	Resultante	Efetiva
Pico positivo da força (N)	434	108	435	359
Ângulo PDV (graus)	119	59	120	109
Ângulo pedal (graus)	13	-8	13	12
Pico negativo da força (N)	29	75	-	77
Ângulo PDV (graus)	6	154	-	277
Ângulo pedal (graus)	-32	7	-	-56

ANEXO 5

Tabelas das características cinemáticas das articulações do tronco, do quadril, do joelho e do tornozelo do **ciclista A**.

Tabela AN15 – Características cinemáticas do tronco e do pé-de-vela do ciclista A

	Referência	Frente	Trás	Cima	Baixo
Amplitude (graus)	3	3	3	3	3
Pico máximo (graus)	36	34	34	31	34
Ângulo PDV no pico máximo (graus)	150	156	168	162	171

Tabela AN16 – Características cinemáticas do quadril e do pé-de-vela do ciclista A

	Referência	Frente	Trás	Cima	Baixo
Amplitude (graus)	39	38	38	38	38
Pico máximo (graus)	59	60	59	62	58
Ângulo PDV no pico máximo (graus)	180	186	180	183	180

Tabela AN17 – Características cinemáticas do joelho e do pé-de-vela do ciclista A

	Referência	Frente	Trás	Cima	Baixo
Amplitude (graus)	66	65	65	66	64
Pico máximo (graus)	135	132	134	136	132
Ângulo PDV no pico máximo (graus)	153	156	156	159	156

Tabela AN18 – Características cinemáticas do tornozelo e do pé-de-vela do ciclista A

	Referência	Frente	Trás	Cima	Baixo
Amplitude (graus)	13	12	17	14	14
Flexão plantar máxima (graus)	-11	-12	-11	-13	-14
Ângulo PDV na flexão plantar máxima (graus)	63	72	63	63	66
Flexão dorsal máxima (graus)	2	0	6	2	0
Ângulo PDV na flexão dorsal máxima (graus)	174	174	207	183	204

Tabelas das características cinemáticas das articulações do tronco, do quadril, do joelho e do tornozelo do **ciclista B**.

Tabela AN19 – Características cinemáticas do tronco e do pé-de-vela do ciclista

B

	Referência	Frente	Trás	Cima
Amplitude (graus)	2	2	2	2
Pico máximo (graus)	44	45	44	44
Ângulo PDV no pico máximo (graus)	120	135	141	141

Tabela AN20 – Características cinemáticas do quadril e do pé-de-vela do ciclista B

	Referência	Frente	Trás	Cima
Amplitude (graus)	46	47	45	49
Pico máximo (graus)	61	62	59	64
Ângulo PDV no pico máximo (graus)	177	177	183	174

Tabela AN21 – Características cinemáticas do joelho e do pé-de-vela do ciclista B

	Referência	Frente	Trás	Cima
Amplitude (graus)	73	73	71	77
Pico máximo (graus)	142	141	139	148
Ângulo PDV no pico máximo (graus)	156	156	159	156

Tabela AN22 – Características cinemáticas do tornozelo e do pé-de-vela do ciclista B

	Referência	Frente	Trás	Cima
Amplitude (graus)	22	23	20	21
Flexão plantar máxima (graus)	-10	-8	-9	-9
Ângulo PDV na flexão plantar máxima (graus)	75	81	84	78
Flexão dorsal máxima (graus)	12	15	10	12
Ângulo PDV na flexão dorsal máxima (graus)	288	285	303	174

Tabelas das características cinemáticas das articulações do tronco, do quadril, do joelho e do tornozelo do **ciclista C**.

Tabela AN23 – Características cinemáticas do tronco e do pé-de-vela do ciclista

C

	Referência	Baixo	Trás	Cima	Frente
Amplitude (graus)	5	5	5	2	5
Pico máximo (graus)	41	41	40	39	40
Ângulo PDV no pico máximo (graus)	141	135	123	75	132

Tabela AN24 – Características cinemáticas do quadril e do pé-de-vela do ciclista C

	Referência	Frente	Trás	Cima	Baixo
Amplitude (graus)	51	53	50	60	55
Pico máximo (graus)	63	64	60	68	68
Ângulo PDV no pico máximo (graus)	171	171	171	174	174

Tabela AN25 – Características cinemáticas do joelho e do pé-de-vela do ciclista C

	Referência	Frente	Trás	Cima	Baixo
Amplitude (graus)	70	74	70	81	77
Pico máximo (graus)	144	142	141	149	147
Ângulo PDV no pico máximo (graus)	156	156	156	162	159

Tabela AN26 – Características cinemáticas do tornozelo e do pé-de-vela do ciclista C

	Referência	Frente	Trás	Cima	Baixo
Amplitude (graus)	39	45	31	38	43
Flexão plantar máxima (graus)	-4	-13	-1	-6	-14
Ângulo PDV na flexão plantar máxima (graus)	117	120	114	114	123
Flexão dorsal máxima (graus)	35	32	31	32	29

ANEXO 6

Gráficos do valor RMS em função da posição do pé-de-vela do **ciclista A**.

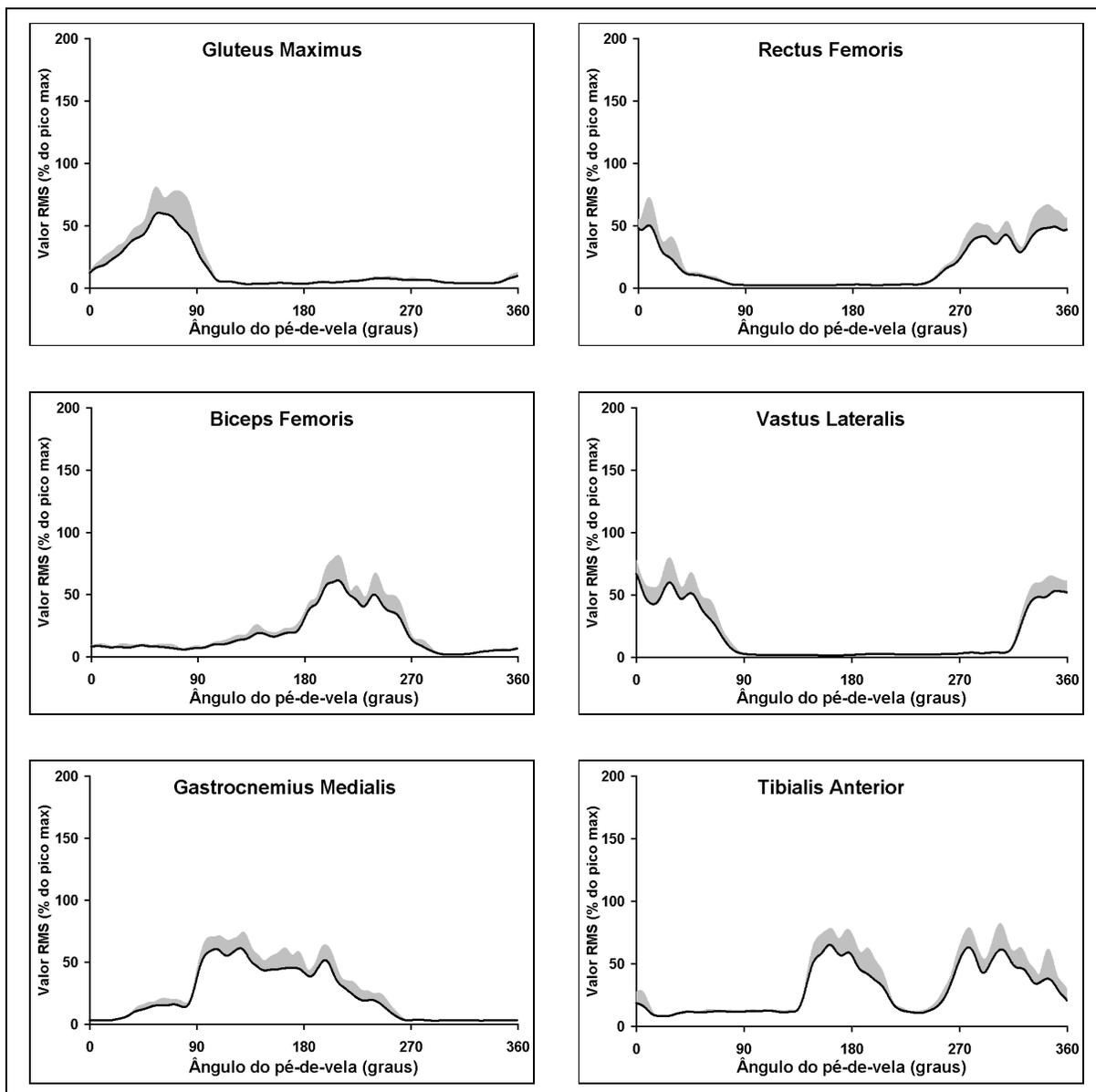


Figura AN1 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GM, RF, BF, VL, GA e TA durante 10 ciclos de pedalada na posição de referência do ciclista A.

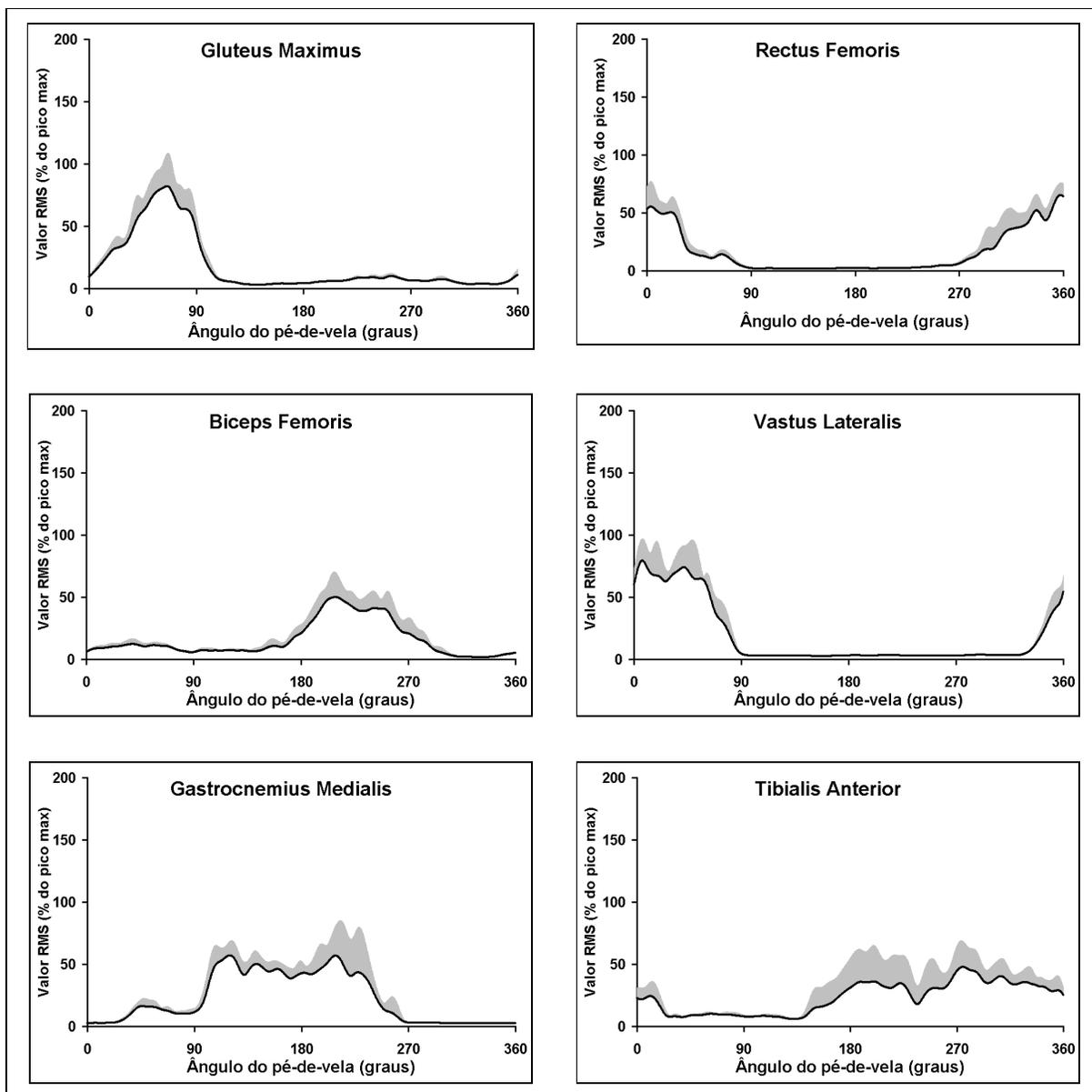


Figura AN2 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GM, RF, BF, VL, GA e TA durante 10 ciclos de pedalada na posição para baixo do ciclista A.

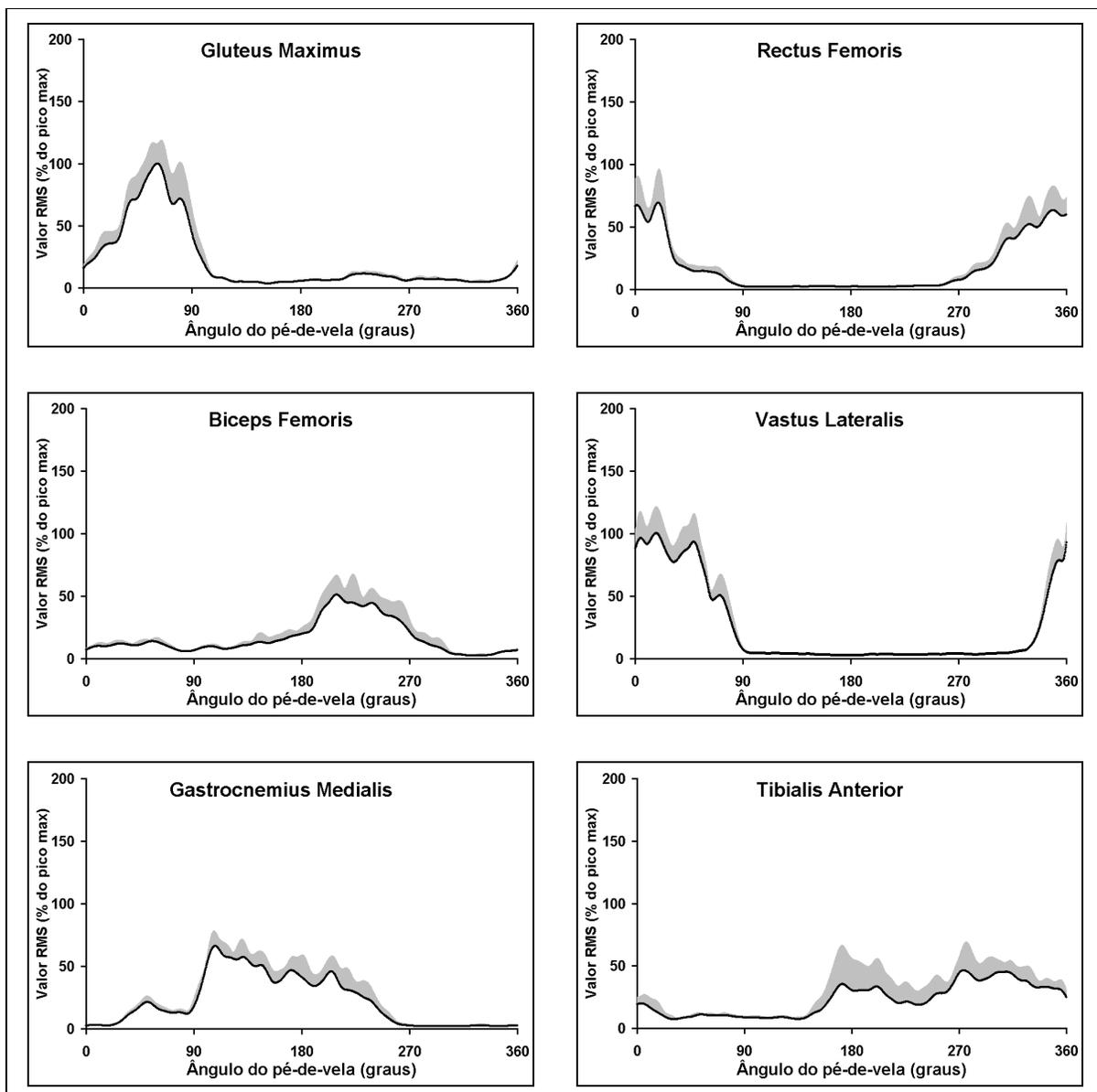


Figura AN3 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GM, RF, BF, VL, GA e TA durante 10 ciclos de pedalada na posição para cima do ciclista A.

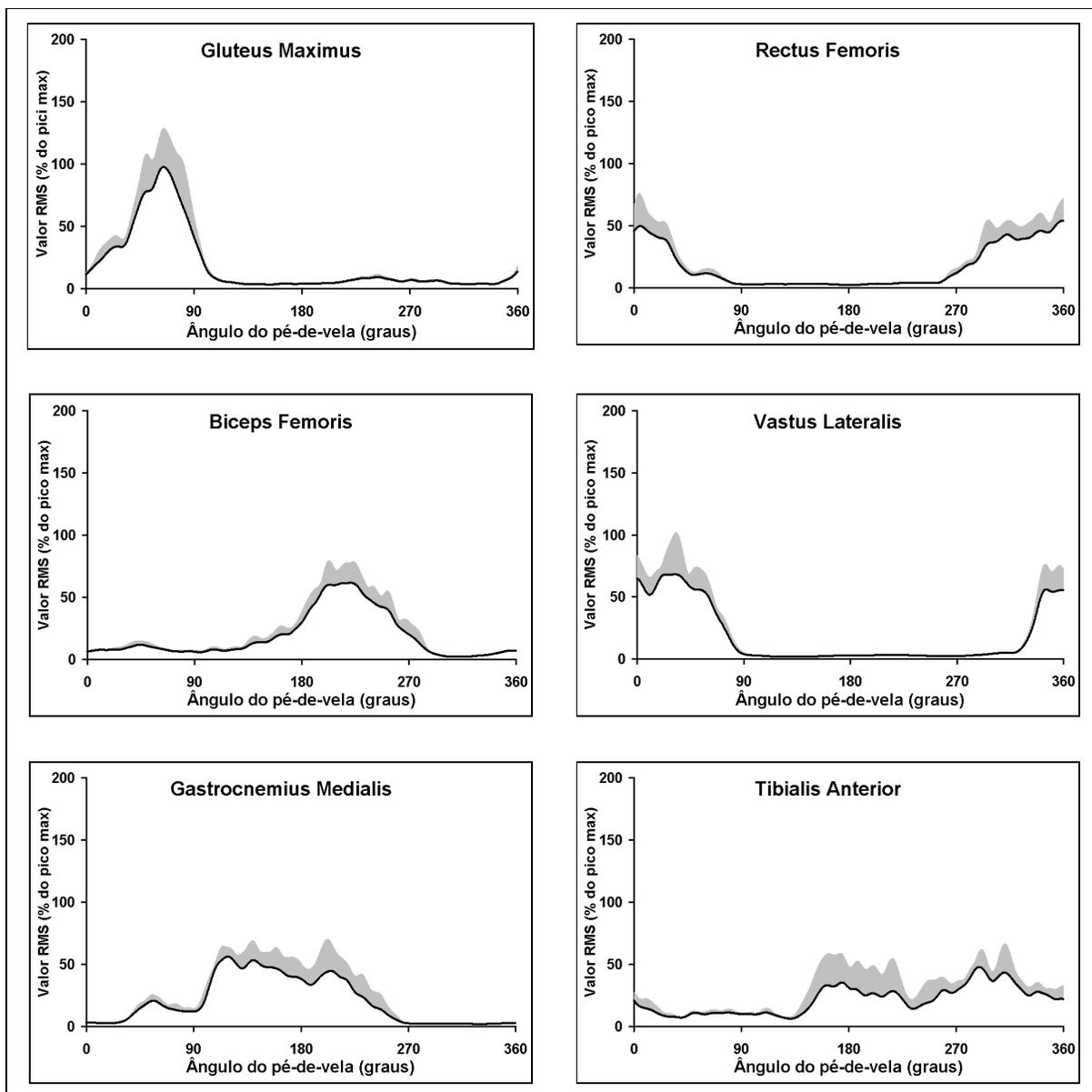


Figura AN4 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GM, RF, BF, VL, GA e TA durante 10 ciclos de pedalada na posição para frente do ciclista A.

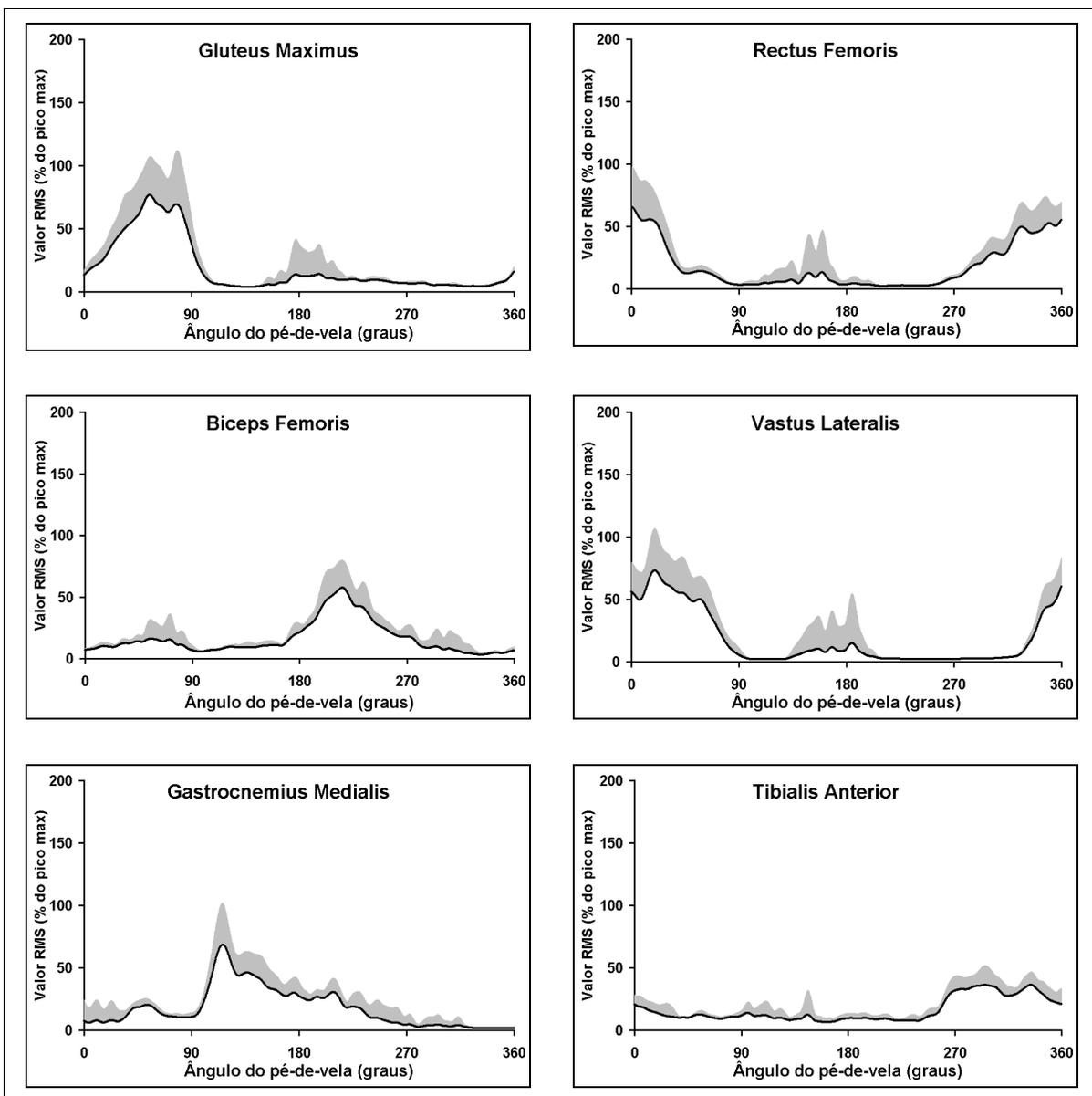


Figura AN5 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GM, RF, BF, VL, GA e TA durante 10 ciclos de pedalada na posição para trás do ciclista A.

Gráficos do valor RMS em função da posição do pé-de-vela do **ciclista B**.

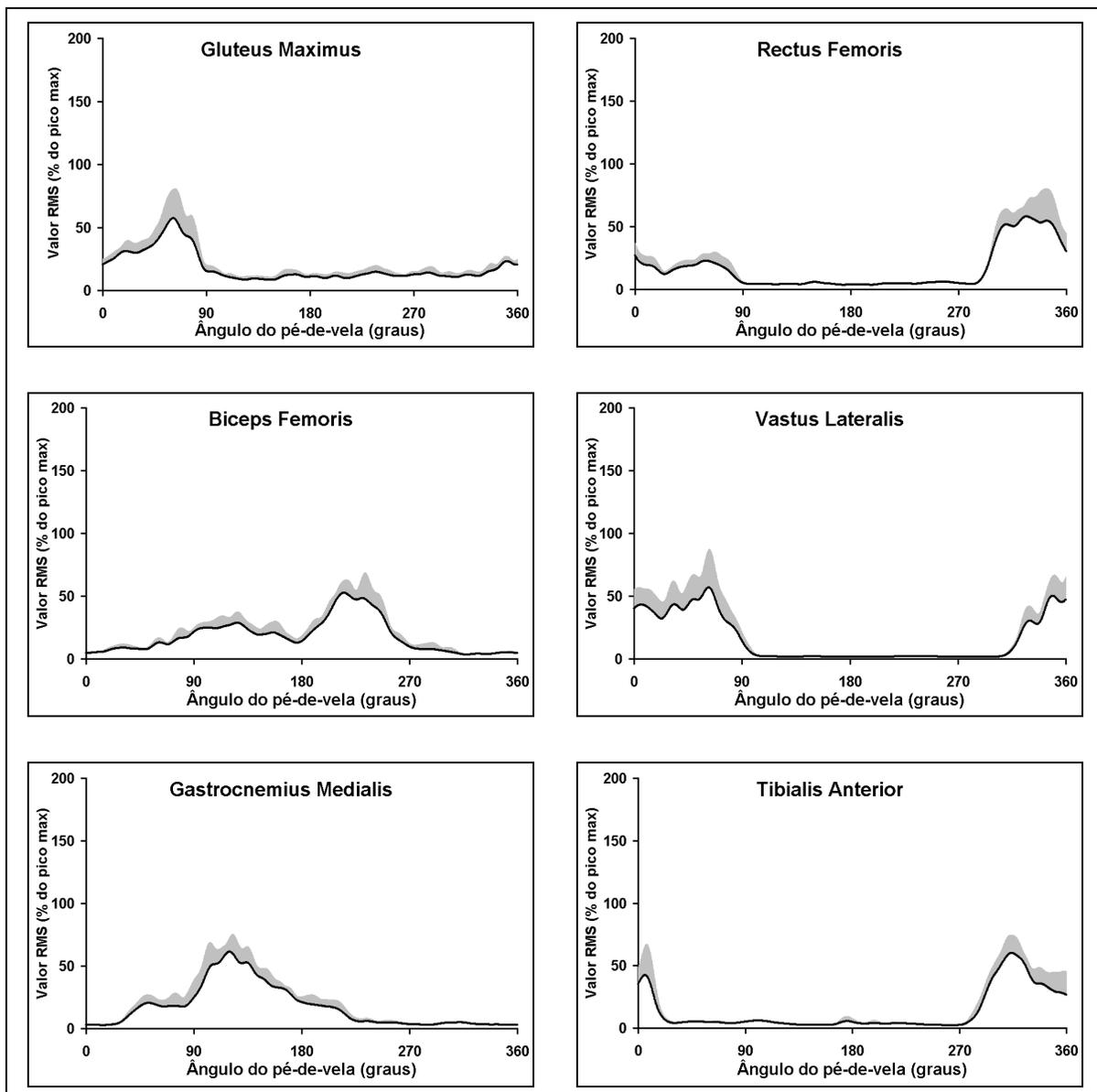


Figura AN6 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GM, RF, BF, VL, GA e TA durante 10 ciclos de pedalada na posição de referência do ciclista B.

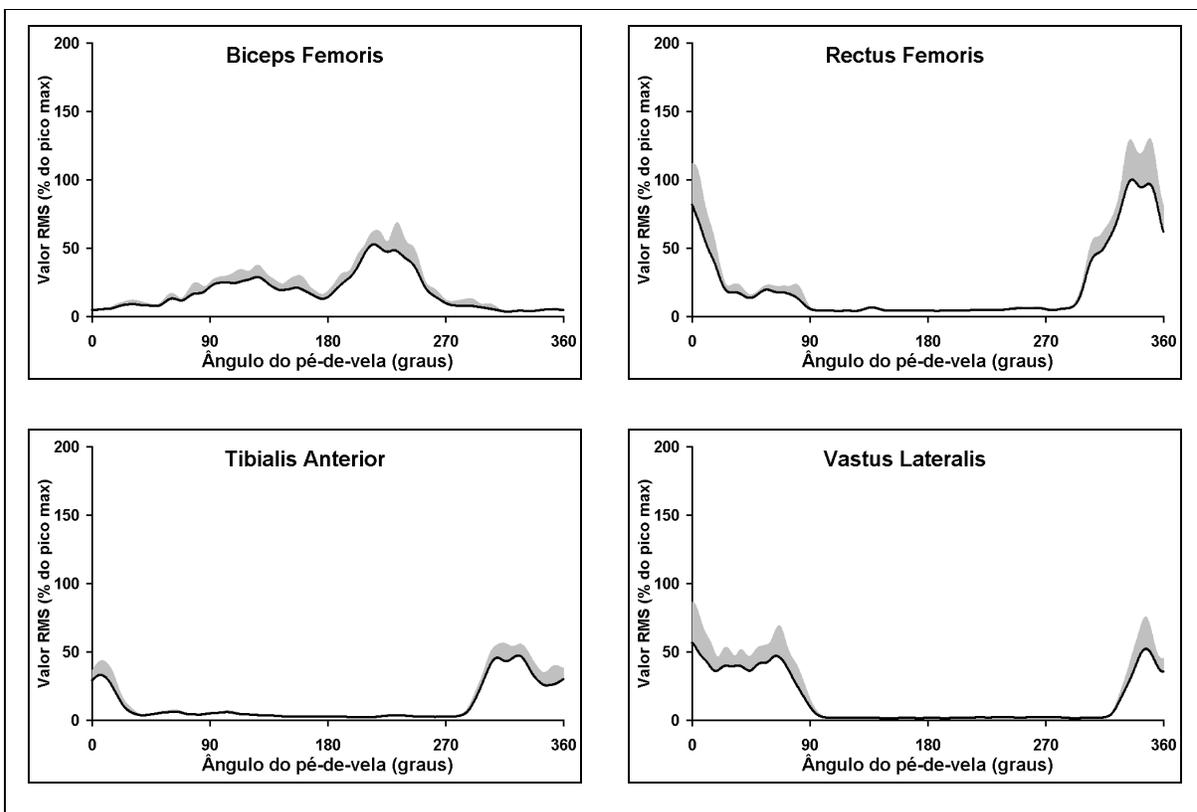


Figura AN7 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos BF, RF, TA, e VL durante 10 ciclos de pedalada na posição para baixo do ciclista B.

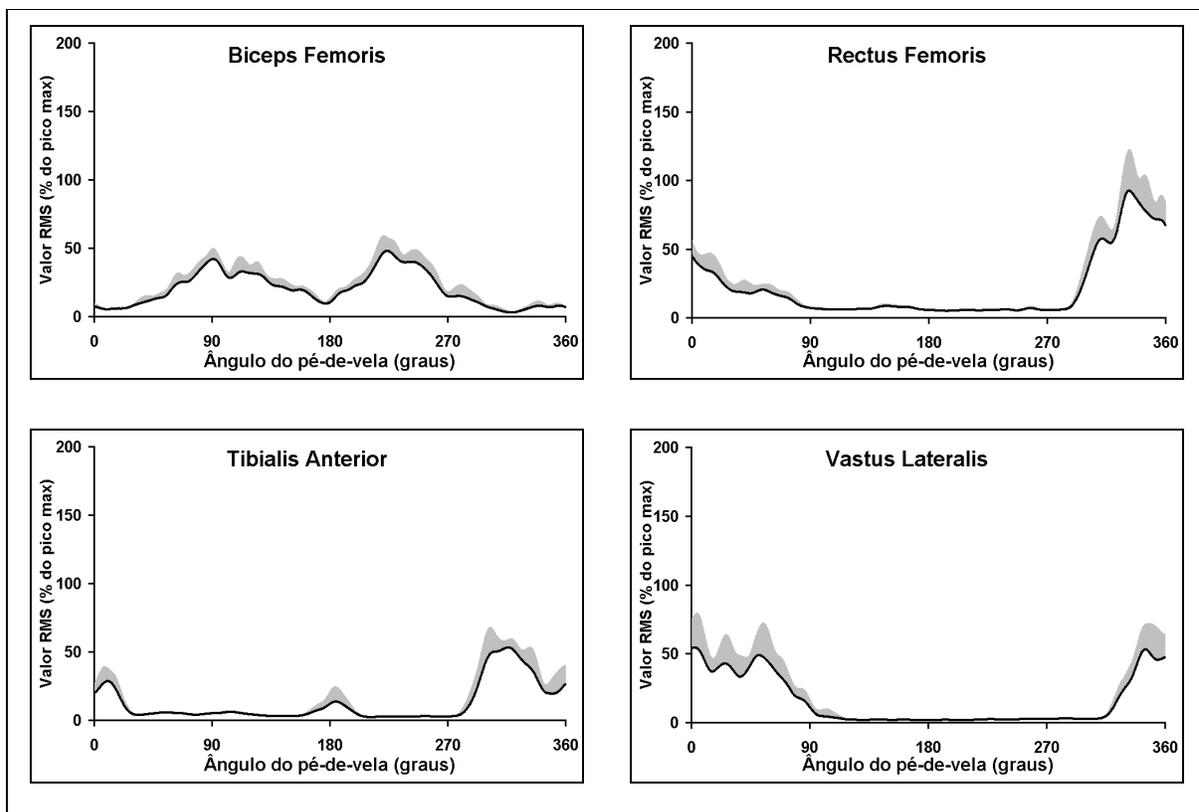


Figura AN8 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos BF, RF, TA, e VL durante 10 ciclos de pedalada na posição para cima do ciclista B.

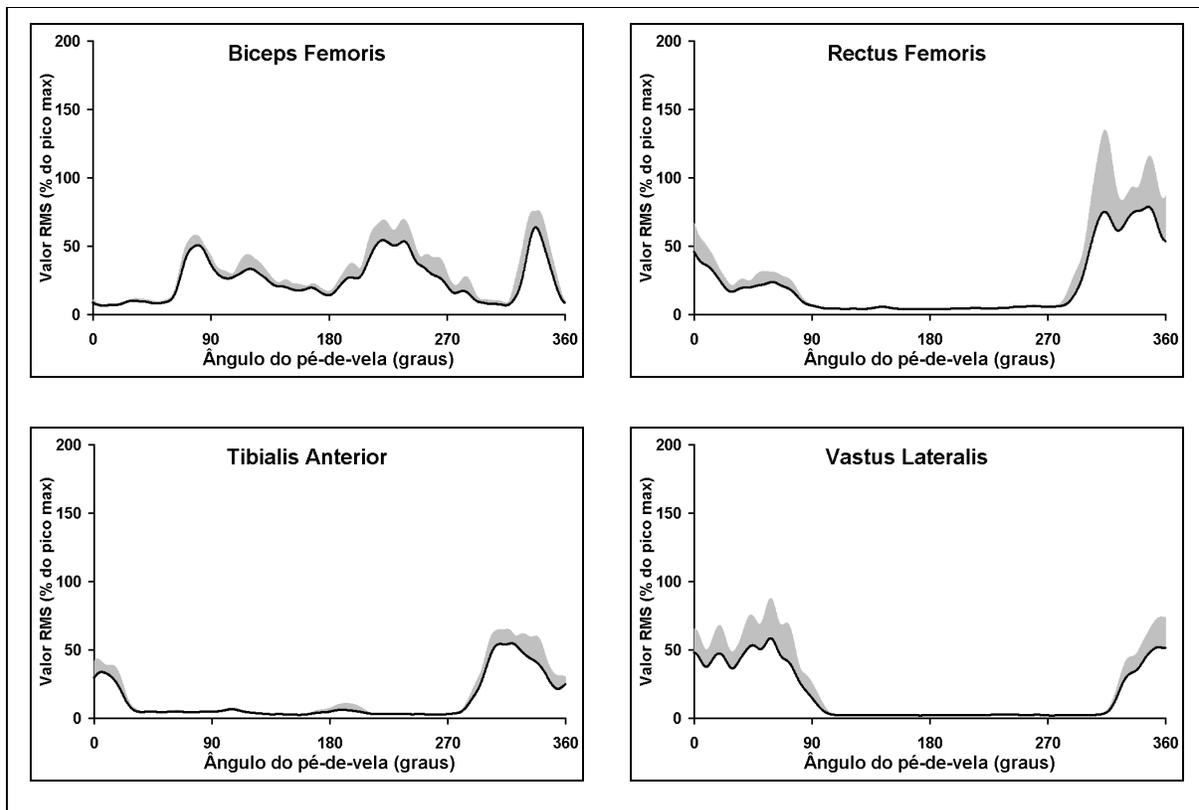


Figura AN9 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos BF, RF, TA, e VL durante 10 ciclos de pedalada na posição para frente do ciclista B.

Gráficos do valor RMS em função da posição do pé-de-vela do **ciclista C**.

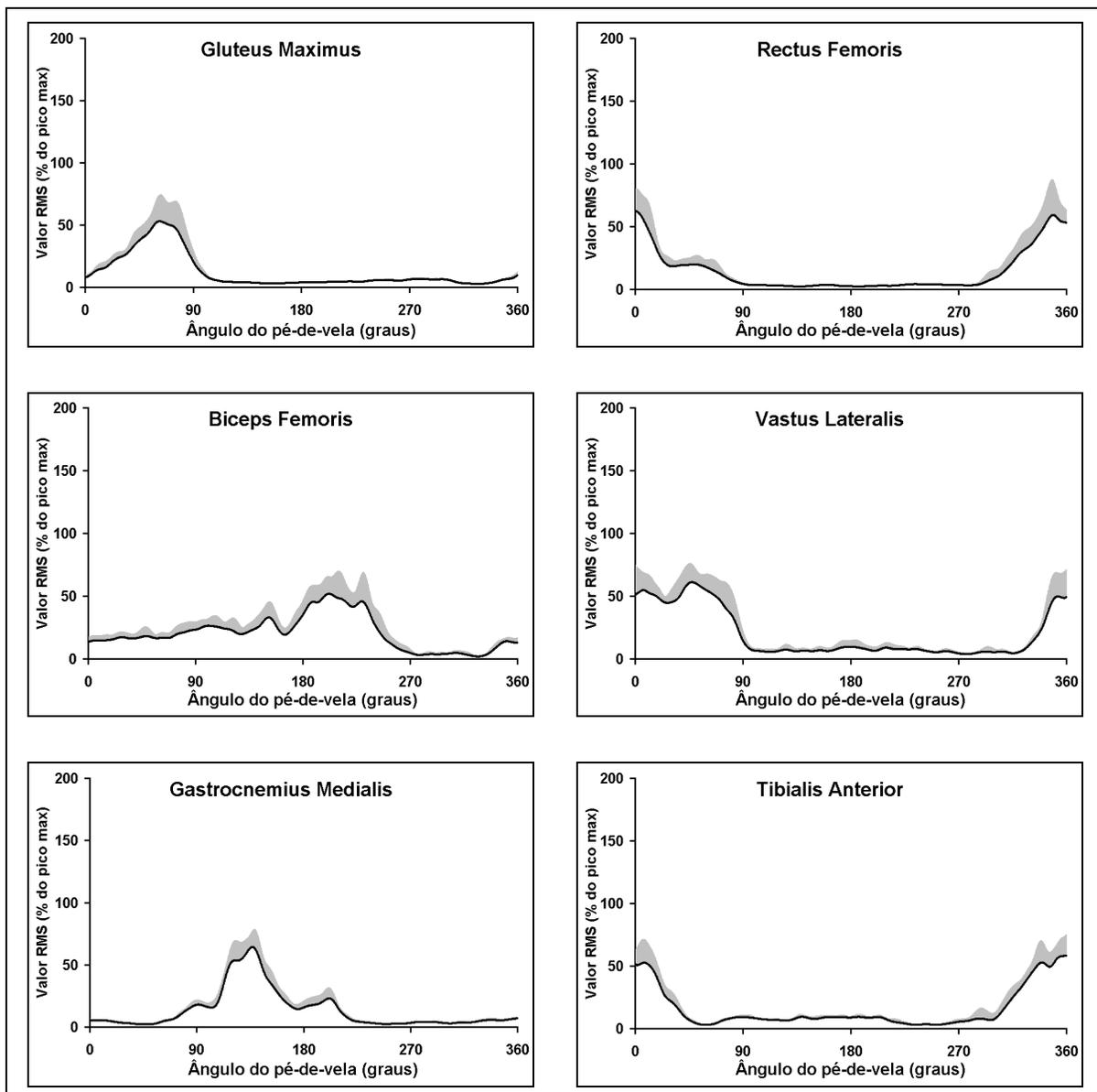


Figura AN10 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GM, RF, BF, VL, GA e TA durante 10 ciclos de pedalada na posição de referência do ciclista C.

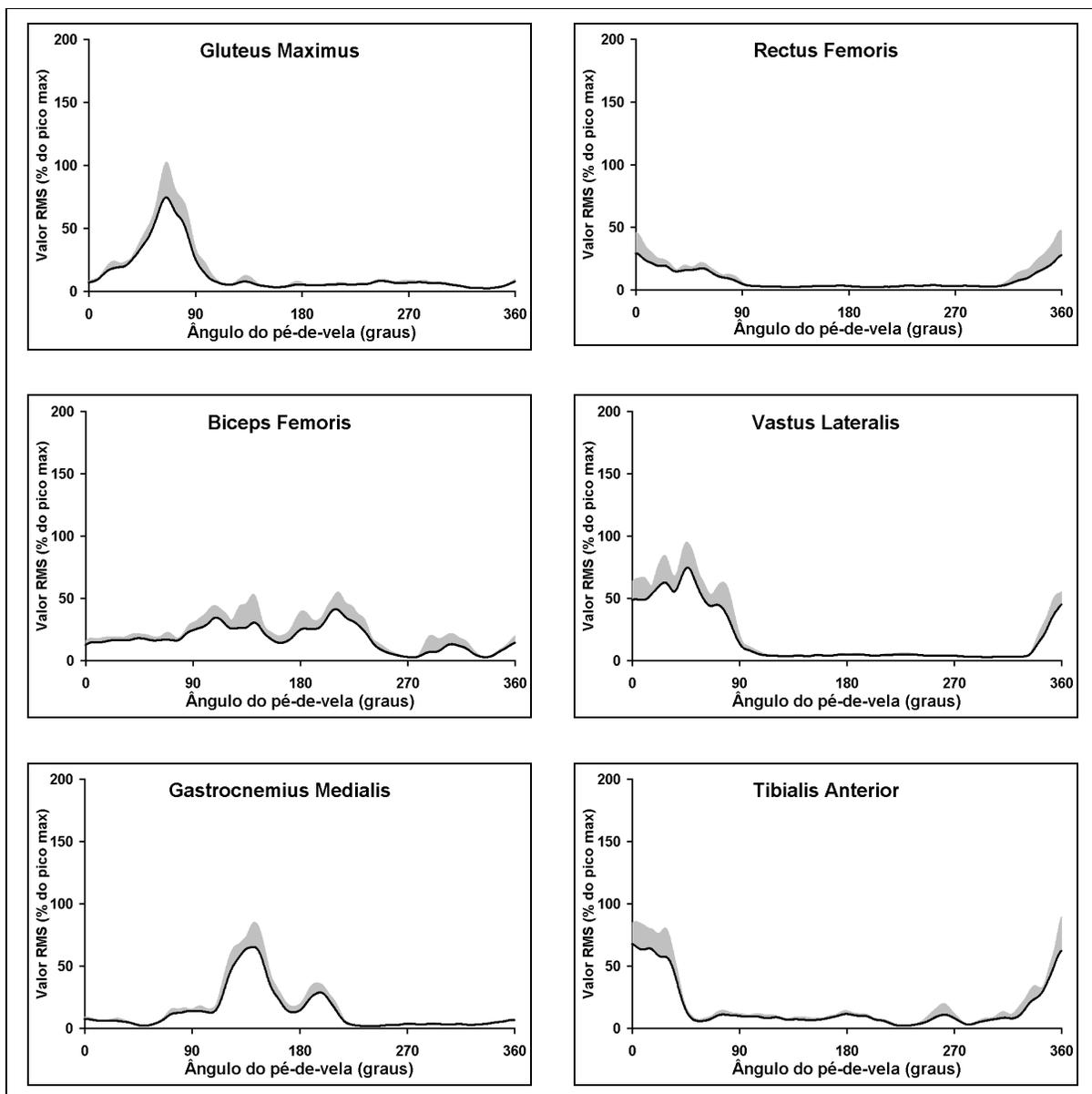


Figura AN11 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GM, RF, BF, VL, GA e TA durante 10 ciclos de pedalada na posição para baixo do ciclista C.

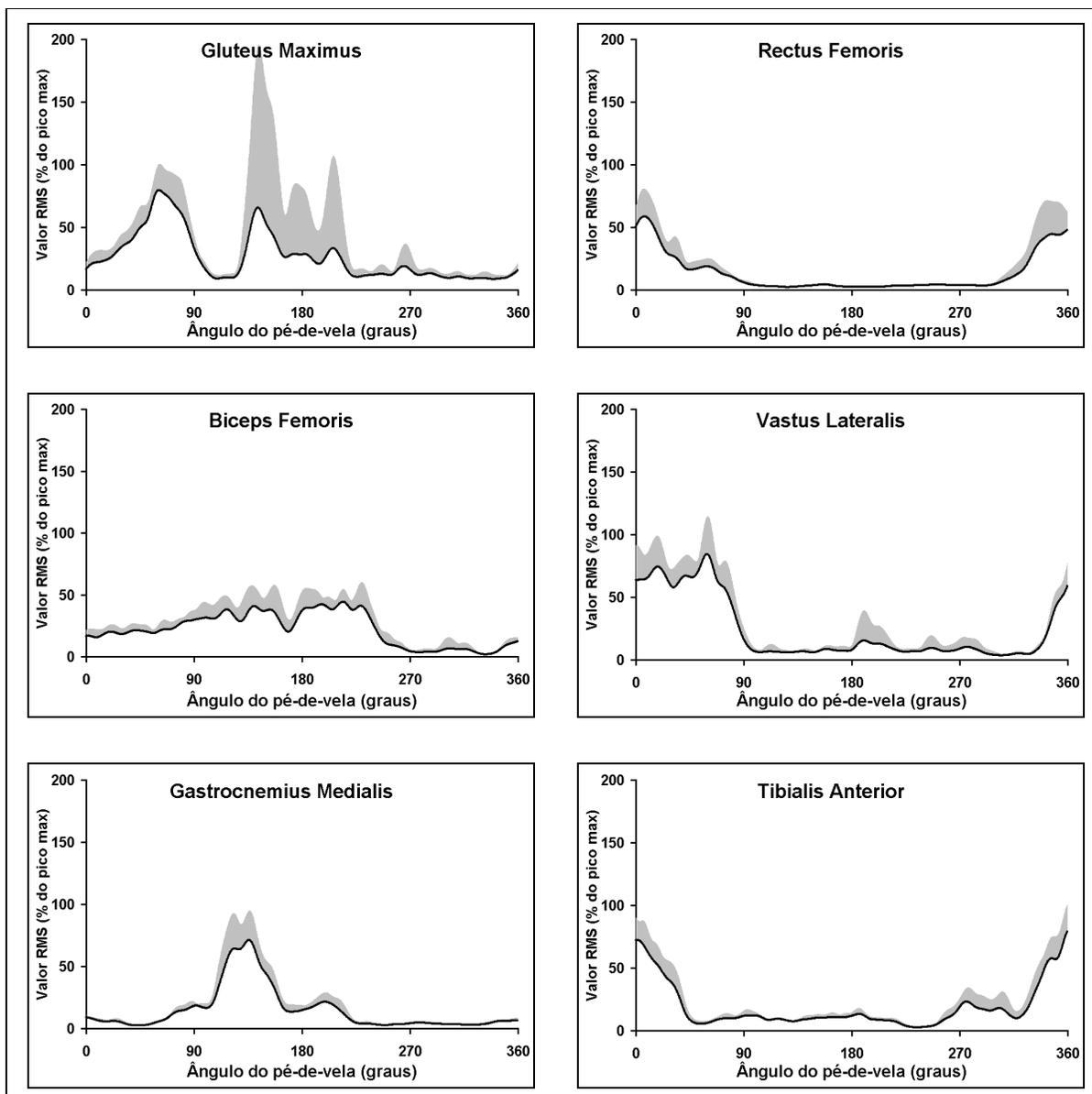


Figura AN12 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GM, RF, BF, VL, GA e TA durante 10 ciclos de pedalada na posição para cima do ciclista C.

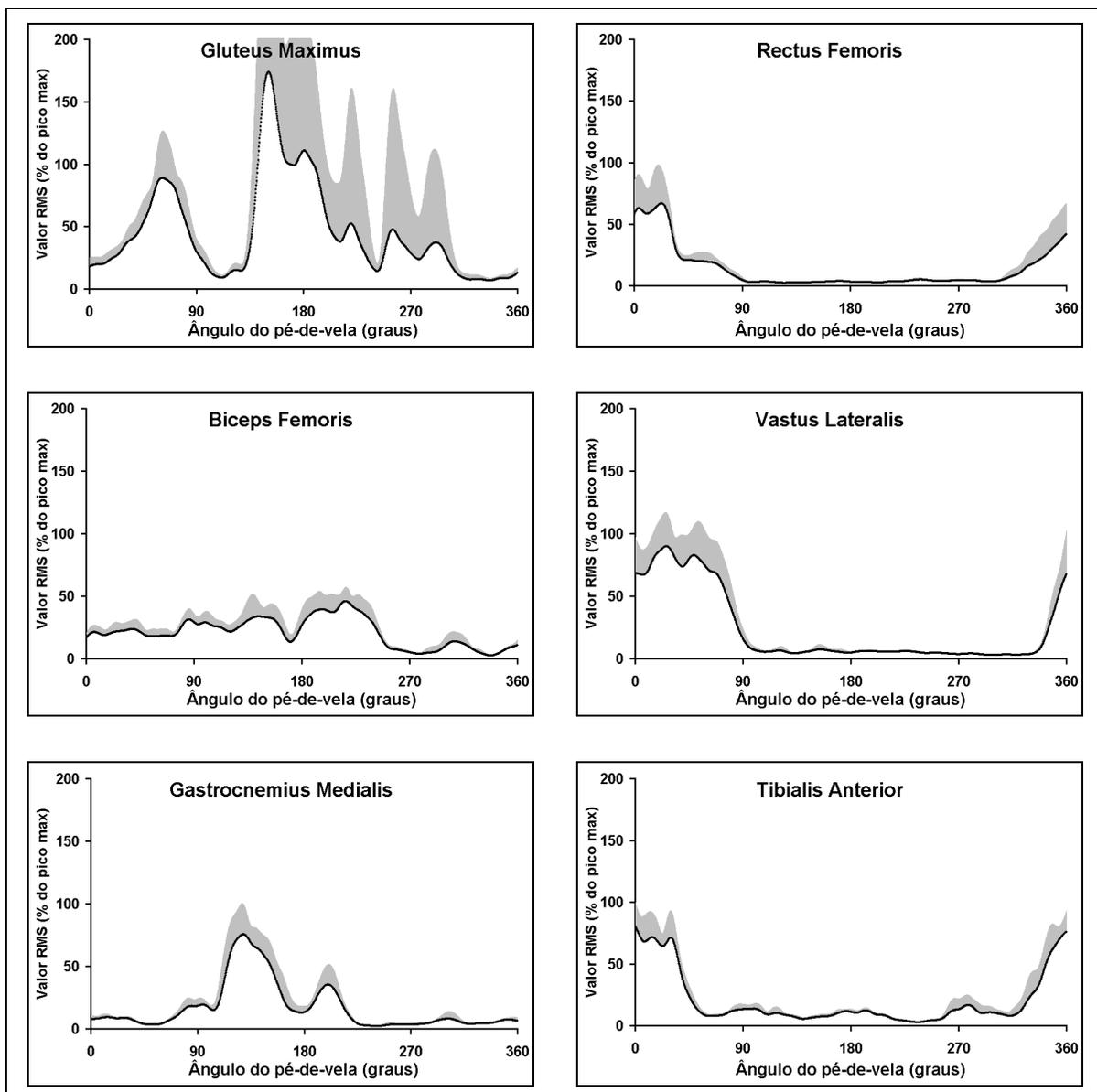


Figura AN13 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GM, RF, BF, VL, GA e TA durante 10 ciclos de pedalada na posição para frente do ciclista C.

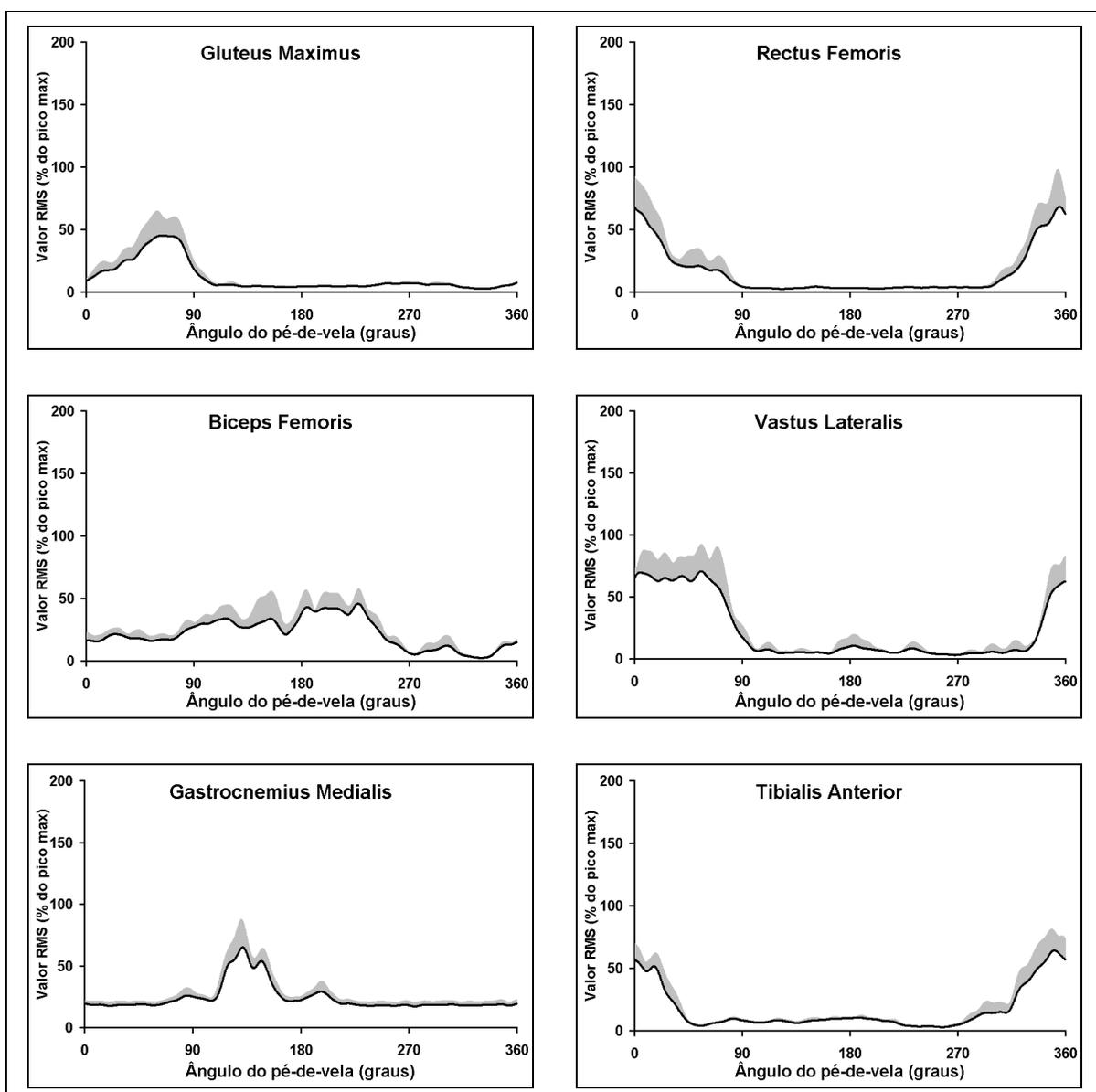


Figura AN14 – Média e desvio padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GM, RF, BF, VL, GA e TA durante 10 ciclos de pedalada na posição para trás do ciclista C.

Tabelas do pico do valor RMS e o ângulo do pé-de-vela correspondente.

Gluteos maximus (*GM*)

Tabela AN27 – Pico do valor RMS e o ângulo do pé-de-vela correspondente do músculo GM, em todas as posições, dos ciclistas A, B e C

		Referência	Baixo	Cima	Frente	Trás
A	Valor RMS (%)	60	82	100	98	77
	PDV (graus)	58	66	61	65	55
B	Valor RMS (%)	-	-	-	-	-
	PDV (graus)	-	-	-	-	-
C	Valor RMS (%)	53	74	-	-	45
	PDV (graus)	62	66	-	-	63

Rectus femoris (*RF*)

Tabela AN28 – Pico do valor RMS e o ângulo do pé-de-vela correspondente do músculo RF, em todas as posições, dos ciclistas A, B e C

		Referência	Baixo	Cima	Frente	Trás
A	Valor RMS (%)	50	65	69	54	65
	PDV (graus)	9	358	19	0	0
B	Valor RMS (%)	58	97	92	79	-
	PDV (graus)	327	349	332	346	-
C	Valor RMS (%)	62	29	59	63	68
	PDV (graus)	0	0	7	4	355

Biceps femoris (BF)**Tabela AN29** – Pico do valor RMS e o ângulo do pé-de-vela correspondente do músculo BF, em todas as posições, dos ciclistas A, B e C

		Referência	Baixo	Cima	Frente	Trás
A	Valor RMS (%)	61	50	51	61	57
	PDV (graus)	208	209	209	221	216
B	Valor RMS (%)	53	62	48	64	-
	PDV (graus)	215	252	224	338	-
C	Valor RMS (%)	45	41	44	46	46
	PDV (graus)	189	210	214	216	228

Vastus lateral (VL)**Tabela AN30** – Pico do valor RMS e o ângulo do pé-de-vela correspondente do músculo VL, em todas as posições, dos ciclistas A, B e C

		Referência	Baixo	Cima	Frente	Trás
A	Valor RMS (%)	67	79	79	68	73
	PDV (graus)	0	7	17	32	20
B	Valor RMS (%)	57	56	54	58	-
	PDV (graus)	62	0	3	58	-
C	Valor RMS (%)	61	74	84	90	70
	PDV (graus)	47	47	59	26	56

Gastrocnemius medialis (GA)**Tabela AN31** – Pico do valor RMS e o ângulo do pé-de-vela correspondente do músculo GA, em todas as posições, dos ciclistas A, B e C

		Referência	Baixo	Cima	Frente	Trás
A	Valor RMS (%)	67	57	66	56	68
	PDV (graus)	126	120	108	119	116
B	Valor RMS (%)	61	-	-	-	-
	PDV (graus)	120	-	-	-	-
C	Valor RMS (%)	64	65	71	75	-
	PDV (graus)	137	142	136	129	-

Tibialis anterior (TA)**Tabela AN32** – Pico do valor RMS e o ângulo do pé-de-vela correspondente do músculo TA, em todas as posições, dos ciclistas A, B e C

		Referência	Baixo	Cima	Frente	Trás
A	Valor RMS (%)	65	48	46	48	36
	PDV (graus)	162	276	274	290	334
B	Valor RMS (%)	60	47	53	54	-
	PDV (graus)	314	326	316	319	-
C	Valor RMS (%)	51	67	79	80	64
	PDV (graus)	0	0	0	0	351

ANEXO 7

**Laudos fornecidos aos atletas
que participaram deste estudo**

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA PEDALADA NO CICLISMO

Dados de Identificação

Nome: Ciclista A

Modalidade: Ciclismo

Data de Nascimento: 17/08/74

Peso (kg): 75,3

Estatura (m): 1,81

Avaliações

Dinamometria

Utiliza sensores para medir as forças aplicadas pelo atleta no pedal.

Eletrogoniometria

Utiliza sensores para identificar (1) o ângulo do pé-de-vela ao longo dos 360 graus e (2) os ângulos relativos entre o pedal e o pé-de-vela.

Eletromiografia

Utiliza eletrodos para identificar os períodos e a intensidade com que os músculos monitorados são ativados.

Coleta dos Dados

Data: 19/06/2004

Bicicleta: Pinarello **Aro:** 27

Rolo eletromagnético: Cateye Cs1000

Protocolo de testes:

1. selim na posição utilizada pelo atleta (referência)
2. selim deslocado 1 cm para cima
3. selim deslocado 1 cm para baixo
4. selim deslocado 1 cm para frente
5. selim deslocado 1 cm para trás

Consumo Máximo de Oxigênio - $VO_{2máx}$ (ml/kg/min⁻¹):

Segundo Limiar Ventilatório - LV_2 (ml/kg/min⁻¹): 58

Velocidade média mantida (km/h): 47.5

Inclinação do rolo eletromagnético: 3%

Cadência média mantida (RPM): 98

Relação de marchas: 53 x 14

Potência média de acordo com Cateye Cs1000 (W): 756

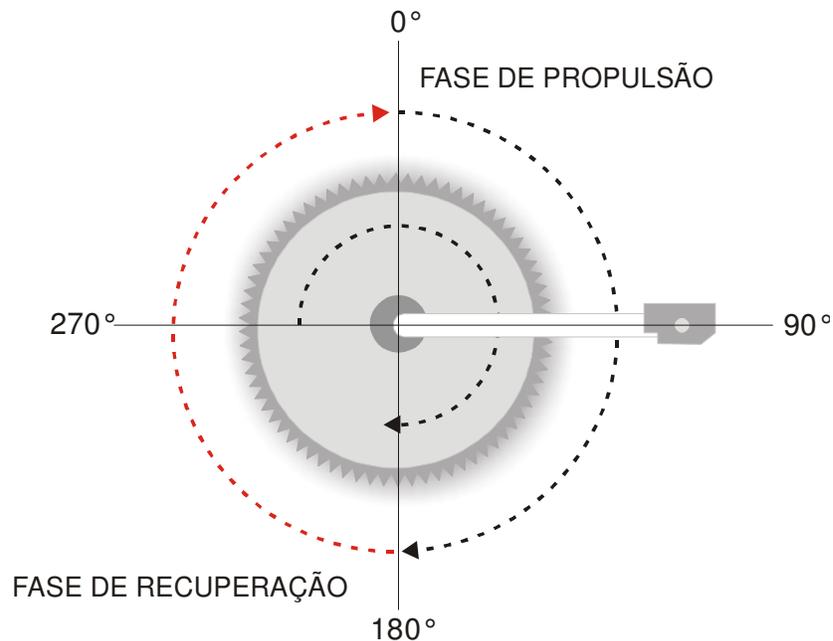
Avaliadores: Professor: Fernando Diefenthaler

Acadêmico: Rodrigo Rico Bini

Dinamometria

Análise das forças no pedal: conceitos e definições

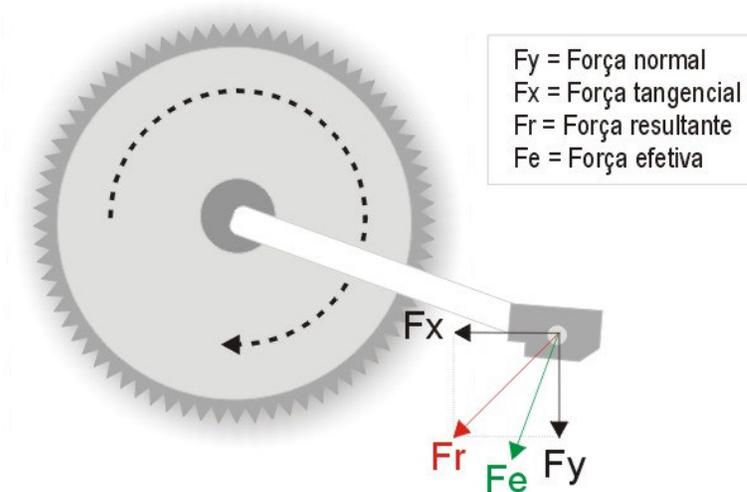
O ciclo da pedalada é dividido em fase de **PROPULSÃO** ($0^\circ - 180^\circ$) e fase de **RECUPERAÇÃO** ($180^\circ - 360^\circ$), conforme ilustrado abaixo:



Na figura a seguir, são ilustradas as seguintes forças exercidas pelo atleta no pedal, bem como a força que é efetivamente aproveitada na propulsão da bicicleta:

- Componente **Normal** (F_y)
- Componente **Tangencial** (F_x)
- Força **Resultante** (F_r), a qual é conseqüência das componentes F_y e F_x
- Força **Efetiva** (F_e), a qual atua perpendicularmente em relação ao pé-de-vela. É esta força, que de fato determina a propulsão da bicicleta.

- A Força **Efetiva** (F_e) depende da Força **Resultante** (F_r) e também da inclinação do pedal ao longo dos 360 graus da pedalada.



Significado das forças

- **Força Normal positiva** significa que o ciclista está “empurrando o pedal para baixo”; enquanto que **Força Normal negativa** significa que o pedal está sendo “puxado para cima”. A tentativa de uma “pedalada redonda”, portanto, deveria produzir força normal positiva na fase de propulsão, e negativa na de recuperação.
- **Força Tangencial positiva** significa que o ciclista está “empurrando o pedal para frente”; enquanto que **Força Tangencial negativa** significa que o pedal está sendo “puxado para trás”. A tentativa de uma “pedalada redonda”, portanto, deveria produzir força tangencial positiva no primeiro e no quarto quadrantes, e negativa no segundo e terceiro quadrantes, respectivamente.

- **Força Efetiva positiva** significa que o esforço do atleta está **gerando torque propulsor**; enquanto que **Força Efetiva negativa** significa que está sendo gerado **torque resistivo**.

Resultados

Padrão que pode ser usado como modelo

Posição de referência medida

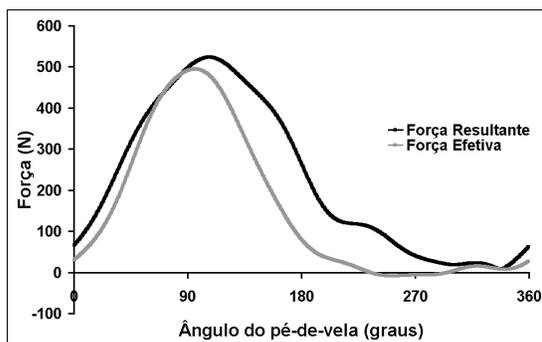


Gráfico 1 – Forças efetiva e resultante.

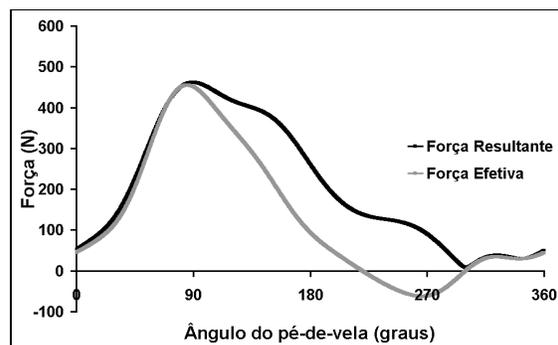


Gráfico 3 – Forças efetiva e resultante.

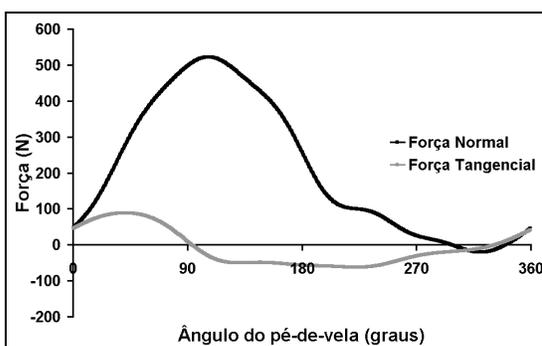


Gráfico 2 – Forças normal e tangencial aplicadas no pedal.

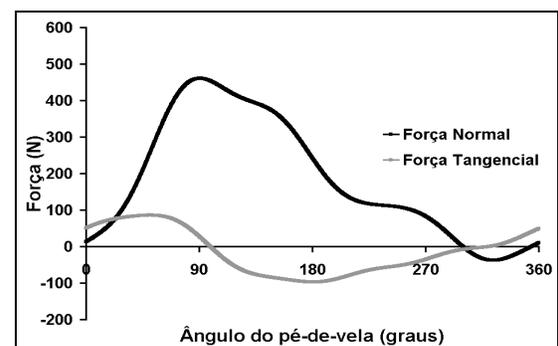


Gráfico 4 – Forças normal e tangencial aplicadas no pedal.

Interpretação dos resultados

Se a intenção é avaliar simultaneamente os aspectos **físico e técnico** do ciclista, pode-se utilizar a **área resultante** da Força Efetiva, que consiste na diferença entre as áreas positiva e negativa nos gráficos de Força Efetiva mostrados anteriormente. Esse indicador é mostrado no gráfico abaixo. A posição de referência, ou seja, aquela adotada pelo atleta, apresenta a maior área, sendo, portanto, a posição em que o ciclista obtém um melhor aproveitamento.

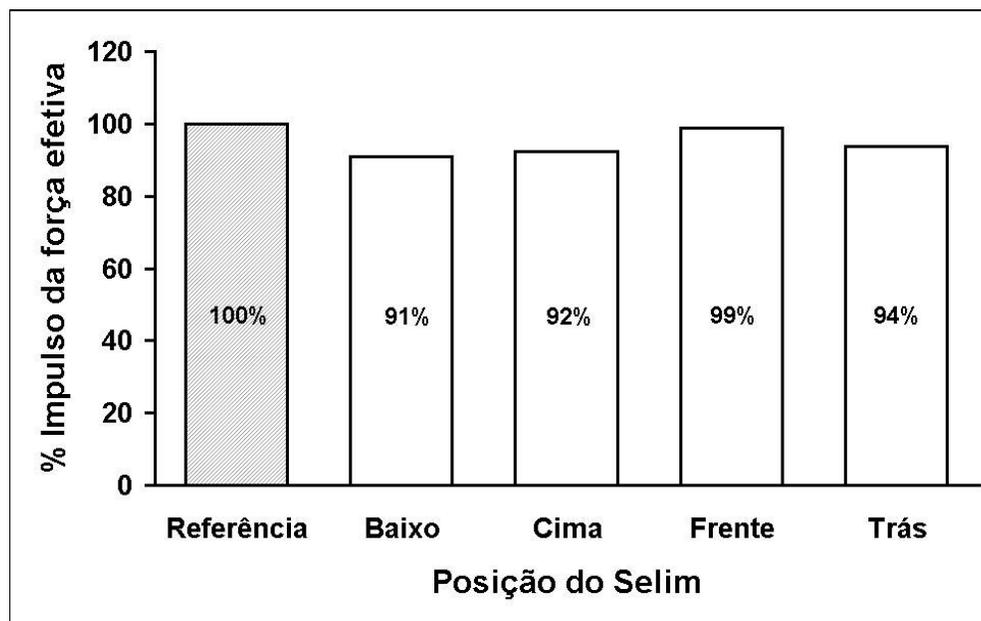
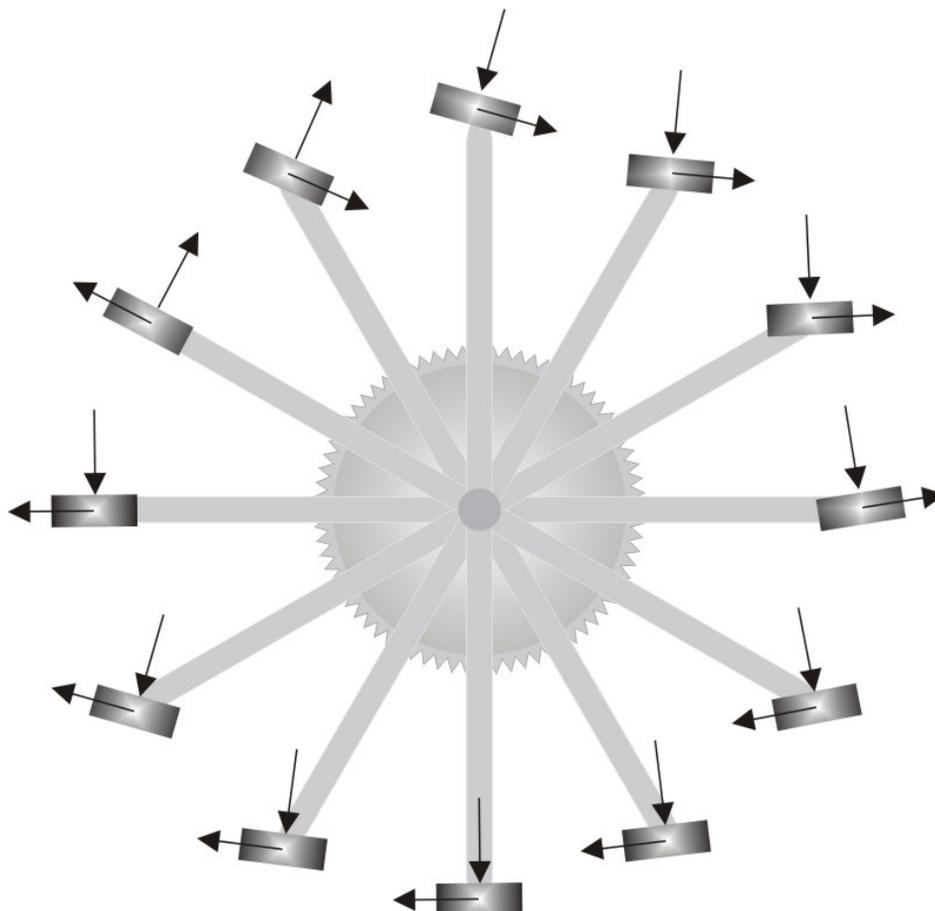


Gráfico 5 – A área resultante da força efetiva de todas as posições do selim foi normalizada pela posição de referência.

Eletrogoniometria

Orientação do pedal e direção das forças aplicadas no pedal

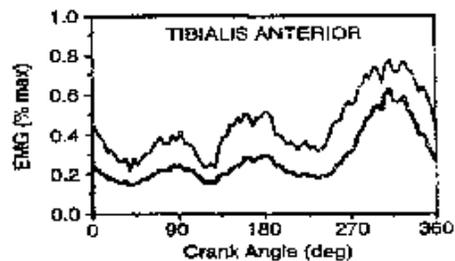
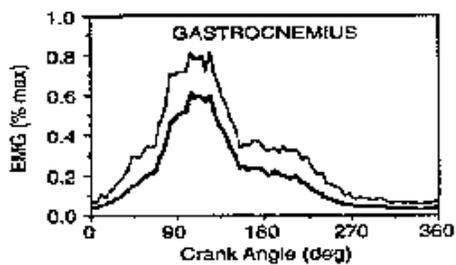
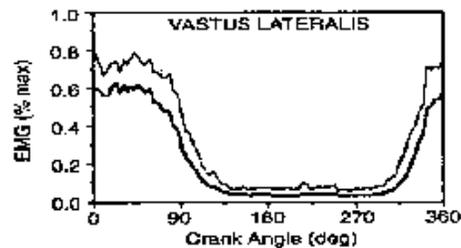
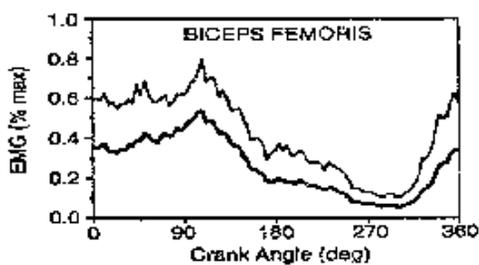
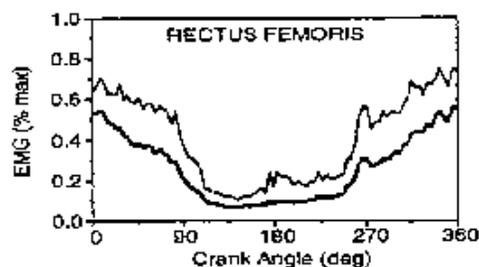
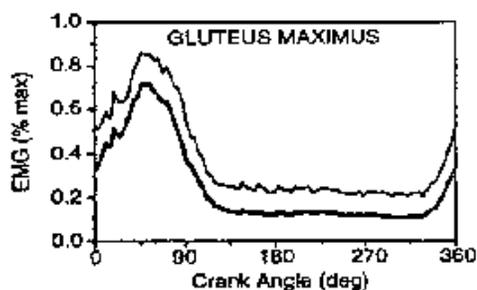
Nesta figura, é ilustrada a orientação do pedal ao longo do ciclo da pedalada a cada 30°, bem como o sentido das forças normal e tangencial aplicadas no pedal, na posição de referência. Os vetores não estão representados em escala.



Eletromiografia

Os traçados eletromiográficos abaixo foram publicados por Ryan e Gregor (1992), tendo sido obtidos de 18 ciclistas experientes pedalando a 90 rpm e a uma carga de 250 W.

Estes gráficos ilustram o padrão de ativação dos músculos monitorados e podem ser comparados com os gráficos medidos nesta avaliação mostrados na página seguinte.



Resultados

POSIÇÃO DE REFERÊNCIA

