

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

**CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS  
E FISIOLÓGICAS DA TÉCNICA DE  
PEDALADA DE CICLISTAS E TRIATLETAS**

*Cláudia Tarragô Candotti*

Porto Alegre

2003

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

**CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS  
E FISIOLÓGICAS DA TÉCNICA DE  
PEDALADA DE CICLISTAS E TRIATLETAS**

*Cláudia Tarragô Candotti*

*Tese 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 Doutora.*

**Orientador:** Prof. Dr. Antônio Carlos Stringhini Guimarães

Porto Alegre

2003

*Aos meus **pais**.*

---

## Agradecimentos

---

- Aos meus pais, **Elsa e Carlos**, e à minha irmã **Clarissa**, cujo incentivo e apoio sempre foram incondicionais no decorrer da minha carreira acadêmica e, sobretudo, por seu amor, amizade, companheirismo e presença constante na minha vida.
- Ao **Prof. Dr. Antônio Carlos Stringhini Guimarães**, pela oportunidade de cursar o doutorado.
- Ao **Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss**, pela amizade e pelo seu incansável apoio em todas as fases de minha vida acadêmica.
- Ao **Prof. Dr. Álvaro Reischak de Oliveira**, por sua amizade e assessoria na área da fisiologia.
- Ao **Prof. Jerri Ribeiro**, pela amizade, assessoria na área da fisiologia e por sua parceria nas coletas de dados.
- À **Denise Soares**, por sua amizade e ajuda com as rotinas de programação e pela parceria nas coletas.
- Ao **Alexandre**, por sua compreensão e amor no decorrer deste trabalho.
- Aos meus amigos **Cíntia Freitas, Flávio Castro, Márcio Oliveira, Ana Pressi e Marines Ramos**, por todos os momentos de alegria e angústia que passamos juntos. Obrigado a vocês por serem como são e por serem meus amigos.
- Aos colegas **Ednaldo Pereira Filho e Milton Hartmann**, pela compreensão e pelo apoio demonstrados no decorrer do trabalho, perdoadando minhas ausências.
- Aos bolsistas **Carlos e Carina**, pela dedicação e pelo apoio na realização dos estudos.
- Aos meus **amigos e colegas do LAPEX**, que, no decorrer deste período, sempre me ensinaram muito.
- Aos **atletas**, por acreditarem na realização deste trabalho e por consentirem em participar desta pesquisa.
- À **UNISINOS**, em especial à **Profa. Cornélia Volkart**, por acreditar no meu po-

tencial e conceder-me a bolsa de auxílio para capacitação.

- À **Coordenação do Programa de Pós-graduação da ESEF da UFRGS**, pelo apoio e atenção dispensada durante a realização deste projeto.
- À **Direção** e aos servidores **técnico-administrativos do LAPEX e da ESEF**, pela atenção e apoio dados na realização deste trabalho.
- Ao **CNPq**, pelo apoio dado com a concessão de bolsas de iniciação científica.
- Aos membros da **Banca Examinadora**, pela atenção dispensada na avaliação deste trabalho:

**Prof. Dr. Jorge Pinto Ribeiro (UFRGS)**

**Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio (USP)**

**Prof. Dr. Milton Antônio Zaro (UFRGS)**

**Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss (UFRGS)**

**Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros (UNICAMP)**

---

## Sumário

---

**Lista de Abreviaturas**

**Lista de Figuras**

**Lista de Equações e Tabelas**

**RESUMO**

**ABSTRACT**

**APRESENTAÇÃO**

**INTRODUÇÃO** ..... 24

**CAPÍTULO 1: O *Triathlon* e a Economia de Movimento no Ciclismo** ..... 27

**Resumo**

**1.1 - Introdução** ..... 28

**1.2 - Metabolismo Energético e Ritmo de Pedalada** ..... 29

**1.3 - Economia de Movimento no Ciclismo** ..... 30

**1.4 - Biomecânica e *Performance* no Ciclismo** ..... 32

    1.4.1 - *Aplicação de Forças no Pedal e Índice de Efetividade* ..... 33

    1.4.2 - *Ativação Muscular (EMG) dos Músculos dos Membros Inferiores* ..... 34

    1.4.3 - *Trabalho e Economia de Movimentos no *Triathlon** ..... 36

**1.5 - Considerações Finais** ..... 37

**Referências Bibliográficas** ..... 38

**CAPÍTULO 2: Implicações da Técnica da Pedalada de Ciclistas e Triatletas na Economia de Movimento** ..... 42

**Resumo**

**2.1 - Introdução** ..... 43

**2.2 - Material e Métodos** ..... 45

    2.2.1 - *Amostra* ..... 45

    2.2.2 - *Procedimentos de Aquisição e Análise dos Sinais* ..... 46

    2.2.3 - *Tratamento Estatístico* ..... 53

<b>2.3 - Apresentação dos Resultados</b> .....	53
2.3.1 - <i>Características Fisiológicas e Biomecânicas</i> .....	53
2.3.2 - <i>Características de Performance</i> .....	59
<b>2.4 - Discussão dos Resultados</b> .....	61
2.4.1 - <i>Características Fisiológicas e Biomecânicas</i> .....	61
2.4.2 - <i>Características de Performance</i> .....	67
<b>2.5 - Conclusões</b> .....	69
<b>Referências Bibliográficas</b> .....	71
<b>CAPÍTULO 3: Análise da Atividade dos Músculos do Membro Inferior Di-</b> <b>reito Durante o Ciclismo</b> .....	75
<b>Resumo</b>	
<b>3.1 - Introdução</b> .....	76
<b>3.2 - Material e Métodos</b> .....	78
3.2.1 - <i>Amostra</i> .....	78
3.2.2 - <i>Procedimentos de Aquisição</i> .....	79
3.2.3 - <i>Procedimentos de Análise</i> .....	83
3.2.4 - <i>Tratamento Estatístico</i> .....	84
<b>3.3 - Apresentação dos Resultados</b> .....	85
<b>3.4 - Discussão dos Resultados</b> .....	95
<b>3.5 - Conclusões</b> .....	107
<b>Referências Bibliográficas</b> .....	108
<b>CONCLUSÕES</b> .....	112
<b>DIFICULDADES E LIMITAÇÕES DO ESTUDO</b> .....	115
<b>PERSPECTIVAS FUTURAS</b> .....	118
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	120
<b>ANEXO 1: Termo de Consentimento Informado</b>	
<b>ANEXO 2: Calibração do Pedal</b>	
<b>ANEXO 3: Transformação dos Componentes Perpendicular e Paralela no</b> <b>Pedal para Componentes Perpendicular e Paralela no Pé-de-</b> <b>vela</b>	
<b>APÊNDICE A: Desenvolvimento de uma Plataforma de Força em Pedal</b> <b>de Ciclismo</b>	

---

## Lista de Abreviaturas

---

rpm	rotações por minuto
VO <sub>2</sub> máx.	consumo de oxigênio máximo
VO <sub>2</sub>	consumo de oxigênio
VE/VO <sub>2</sub>	equivalente ventilatório de oxigênio
VE/VCO <sub>2</sub>	equivalente ventilatório de dióxido de carbono
PETCO <sub>2</sub>	pressão expirada de dióxido de carbono
Fy	força normal
Fx	força tangencial
FR	força resultante
FE	força efetiva
FI	força inefetiva
IE	índice de efetividade
EC	economia de movimento
P	potência
CV	coeficiente de variação médio
SNC	sistema nervoso central
EMG	eletromiografia
sinal EMG	sinal eletromiográfico
GM	glúteo máximo
RF	reto femoral
VL	vasto lateral
BF	bíceps femoral
TA	tibial anterior
GA	gastrocnêmio medial



---

## Lista de Figuras

---

- Figura 2.1** Cicloergômetro CARDIO<sub>2</sub> adaptado com selim, canote para ajuste horizontal e guidão.....46
- Figura 2.2** Atleta sendo submetido ao protocolo de avaliação do segundo dia.....48
- Figura 2.3** Pedal-plataforma direito: (a) com um taco acoplado e (b) acoplado ao cicloergômetro durante os testes, sendo que as setas indicam os pontos reflexivos.....49
- Figura 2.4** (a) Referencial para medição dos ângulos do pedal ( $\beta$ ) e do pé-de-vela ( $\alpha$ ); (b) Ilustração da força resultante (FR) e da força efetiva (FE).....51
- Figura 2.5** Resultados do (a) VO<sub>2</sub>máx. e (b) do VO<sub>2</sub> no segundo limiar ventilatório, obtidos nos dois dias de avaliação ( $*\alpha < 0,05$ ) .....54
- Figura 2.6** Força efetiva média (FE) e força inefetiva média (FI) apresentadas pelos atletas, pedalando a 90 rpm: (a) ciclista com melhor desempenho; (b) triatleta com melhor desempenho; (c) ciclista com pior desempenho; (d) triatleta com pior desempenho da amostra .....54
- Figura 2.7** Índice de efetividade médio (IE) a 90 rpm, durante 10 ciclos consecutivos de pedalada: (a) ciclista com melhor desempenho (IE = 0,60); (b) triatleta com melhor desempenho (IE = 0,40); (c) ciclista com pior desempenho (IE = 0,10); (d) triatleta com pior desempenho (IE = 0,21).....55
- Figura 2.8** Resultados de média e erro-padrão obtidos para (a) FR, (b) FI e (c) FE nas análises comparativas entre os grupos ( $*\alpha < 0,05$ ) e entre as cadências ( $*\alpha < 0,05$ ).....57

<b>Figura 2.9</b>	Resultados de média e erro-padrão obtidos para o IE nas análises comparativas entre os grupos e entre as cadências (* $\alpha < 0,05$ ).....	58
<b>Figura 2.10</b>	Resultados de média e erro-padrão obtidos para a potência média (P) nas análises comparativas entre os grupos (* $\alpha < 0,05$ ) e entre as cadências.....	58
<b>Figura 2.11</b>	Resultados de média e erro-padrão obtidos para a EC nas análises comparativas entre os grupos (* $\alpha < 0,05$ ) e entre as cadências.....	59
<b>Figura 2.12</b>	Correlação obtida entre FE e EC: (a) 60 rpm e (b) 75 rpm (* $\alpha < 0,05$ ).....	60
<b>Figura 2.13</b>	Correlação obtida entre FE e EC: (a) 90 rpm e (b) 105 rpm (* $\alpha < 0,05$ ).....	60
<b>Figura 3.1</b>	Cicloergômetro CARDIO <sub>2</sub> adaptado com selim, guidão e pedais. Ao fundo, o ergoespirômetro CPX/D.....	79
<b>Figura 3.2</b>	Atleta sendo submetido ao protocolo de avaliação da segunda sessão: (a) vista lateral, mostrando os eletrodos; e (b) vista frontal, mostrando a tela do computador com os dados sendo adquiridos.....	80
<b>Figura 3.3</b>	Referencial adotado para a análise dos dados, mostrando um ciclo completo de pedalada, iniciando e terminando no ponto morto superior (TDC, 0° e 360°).....	81
<b>Figura 3.4</b>	Posicionamento dos eletrodos: (a) vista frontal, de cima para baixo: reto femoral, vasto lateral, tibial anterior e eletrodo de referência; (b) vista posterior, de cima para baixo: bíceps femoral e gastrocnêmio medial.....	83
<b>Figura 3.5</b>	Resultados do VO <sub>2</sub> obtidos durante o teste, no segundo dia de avaliação.....	85

<b>Figura 3.6</b>	Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS médio, durante 10 ciclos, do músculo gastrocnêmio medial (GA). Cada dupla de colunas (laranja: triatletas; verde: ciclistas) refere-se a um quadrante da pedalada, totalizando Quatro quadrantes ( $\star p < 0,05$ ).....	86
<b>Figura 3.7</b>	Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS médio, durante 10 ciclos, do músculo vasto lateral (VL). Cada dupla de colunas (laranja: triatletas; verde: ciclistas) refere-se a um quadrante da pedalada, totalizando quatro quadrantes ( $\star p < 0,05$ ).....	86
<b>Figura 3.8</b>	Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS médio, durante 10 ciclos, do músculo reto femoral (RF). Cada dupla de colunas (laranja: triatletas; verde: ciclistas) refere-se a um quadrante da pedalada, totalizando quatro quadrantes ( $\star p < 0,05$ ).....	87
<b>Figura 3.9</b>	Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS médio, durante 10 ciclos, do músculo bíceps femoral (BF). Cada dupla de colunas (laranja: triatletas; verde: ciclistas) refere-se a um quadrante da pedalada, totalizando quatro quadrantes ( $\star p < 0,05$ ).....	88
<b>Figura 3.10</b>	Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS médio, durante 10 ciclos, do músculo glúteo máximo (GM). Cada dupla de colunas (laranja: triatletas; verde: ciclistas) refere-se a um quadrante da pedalada, totalizando quatro quadrantes ( $\star p < 0,05$ ).....	88
<b>Figura 3.11</b>	Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS médio, durante 10 ciclos, do músculo tibial anterior (TA). Cada dupla de colunas (laranja: triatletas; verde: ciclistas) refere-se a um quadrante da pedalada, totalizando quatro quadrantes ( $\star p < 0,05$ ).....	89

<b>Figura 3.12</b>	Resultados de média e erro-padrão obtidos para a economia de movimento (EC) na análise comparativa entre os grupos ( $\star p < 0,05$ ) e entre as cadências .....	90
<b>Figura 3.13</b>	Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GA, VL, RF, BF, GM e TA, de (a) ciclistas e (b) triatletas durante 10 ciclos consecutivos de pedalada na cadência 60 rpm .....	91
<b>Figura 3.14</b>	Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GA, VL, RF, BF, GM e TA de (a) ciclistas e (b) triatletas durante 10 ciclos consecutivos de pedalada na cadência 75 rpm .....	92
<b>Figura 3.15</b>	Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GA, VL, RF, BF, GM e TA de (a) ciclistas e (b) triatletas durante 10 ciclos consecutivos de pedalada na cadência 90 rpm .....	93
<b>Figura 3.16</b>	Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GA, VL, RF, BF, GM e TA de (a) ciclistas e (b) triatletas durante 10 ciclos consecutivos de pedalada na cadência 105 rpm .....	94
<b>Figura 3.17</b>	Média e desvio-padrão (valores positivos) da ativação muscular normalizada dos músculos GA, VL, RF, BF, GM e TA a 90 rpm: (a) 18 ciclistas e (b) 8 ciclistas .....	97
<b>Figura AN2</b>	Resultados da calibração: (a) força normal; e (b) força tangencial aplicadas sobre o pedal-plataforma	
<b>Figura AN3</b>	Representação vetorial da FR nos sistemas de coordenadas XY (no pedal) e x'y' (no pé-de-vela)	
<b>Figura AP1</b>	Representação vetorial da FR nos sistemas de coordenadas XY (no pedal) e x'y' (no pé-de-vela)	

**Figura AP2** Máquina de ensaios de tração utilizada na calibração da força normal do pedal-plataforma. No canto superior direito, observa-se o pedal posicionado na máquina

**Figura AP3** Pedal-plataforma construído, com o eixo da EXUS e um taco acoplado a ele

**Figura AP4** Sistema de coordenadas do pedal-plataforma, identificando as forças normal e tangencial

**Figura AP5** Resultados da calibração da força normal aplicada sobre o pedal-plataforma

**Figura AP6** Resultados da calibração da força tangencial aplicada sobre o pedal-plataforma

**Figura AP7** Resultado do ensaio dinâmico do pedal-plataforma: (a) teste do ciclista; (b) teste do triatleta; e (c) teste do indivíduo não-atleta

---

## Lista de Equações e Tabelas

---

<b>Equação 2.1</b>	Índice de efetividade médio .....	51
<b>Equação 2.2</b>	Economia de movimento .....	52
<b>Equação 2.3</b>	Potência média.....	52
<b>Equação 3.1</b>	Economia de movimento .....	81
<b>Equações A1 a A9</b> Transformação matricial		
<b>Tabela 2.1</b>	Média e desvio-padrão das características metabólicas e cinantropométricas dos ciclistas e triatletas, bem como a carga correspondente ao segundo limiar ventilatório .....	45

RESUMO

---

## RESUMO

---

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. Escola de Educação Física. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2003. Este estudo foi realizado com o propósito de buscar informações, dos pontos de vista biomecânico e fisiológico, que permitissem estudar a técnica da pedalada e a economia de movimento do complexo atleta-bicicleta, criando condições para o estudo de possíveis implicações da técnica da pedalada na economia de movimento dessa modalidade. Os objetivos deste estudo foram os seguintes: (1) comparar a técnica da pedalada de ciclistas e triatletas a partir da análise da força efetiva, do índice de efetividade e da economia de movimento; e (2) verificar a magnitude do sinal eletromiográfico (sinal EMG) de músculos do membro inferior direito. Foram avaliados oito ciclistas e nove triatletas em um cicloergômetro computadorizado, no qual foi acoplado um pedal-plataforma de força computadorizado para a obtenção das componentes normal e tangencial da força aplicada sobre o pedal. Foram testadas quatro diferentes cadências (60, 75, 90 e 105 rpm), cada uma por um período de 3 min, sendo que os sujeitos pedalaram na carga correspondente ao segundo limiar ventilatório individual. Foram registrados, simultaneamente e de forma sincronizada, as componentes normal e tangencial da força aplicada no pedal, os ângulos do pedal e do pé-de-vela, o consumo de oxigênio e a ativação muscular. Os eletrodos foram alinhados longitudinalmente às fibras musculares e fixados sobre a porção central mais proeminente dos músculos glúteo máximo (GM), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GA). O eletrodo de referência foi fixado sobre a face lateral e medial da tíbia. O sinal EMG foi analisado no domínio do tempo, a partir do *root mean square* (valor RMS), em intervalos de 40 ms (janelamento de Hamming). Para a normalização do sinal EMG, foi utilizado o valor máximo atingido durante a pedalada a 60 rpm, entre as curvas analisadas, sendo expresso em



porcentagem. Foram calculadas as magnitudes dos vetores da força resultante e da força efetiva para a obtenção do índice de efetividade da pedalada, utilizando-se a média de 10 ciclos consecutivos de pedalada. Também foi calculada a economia de movimento desse mesmo período. Os resultados demonstraram que ciclistas e triatletas possuem padrões distintos de pedalada, sendo que os ciclistas apresentaram níveis significativamente superiores aos triatletas a 60 e 75 rpm, tanto para a força efetiva quanto para a economia de movimento. Os resultados sugerem que o índice de efetividade não é a melhor garantia de *performance* técnica, quando comparado a força efetiva, pois não foi encontrada diferença significativa para este índice entre ciclistas e triatletas. A técnica da pedalada interferiu na economia de movimento, uma vez que a força efetiva foi diretamente responsável pelas alterações na economia de movimento. Os resultados desse estudo demonstraram que a magnitude do sinal EMG foi significativamente diferente para o grupo de ciclistas e triatletas: (1) no primeiro quadrante ( $0^{\circ}$  -  $90^{\circ}$ ), para os músculos gastrocnêmio medial (GA) e vasto lateral (VL) na cadência 75 rpm, e para os músculos reto femoral (RF) e VL na cadência 90 rpm; (2) no segundo quadrante da pedalada ( $90^{\circ}$  -  $180^{\circ}$ ), para o músculo VL nas cadências 60 rpm e 105 rpm; e (3) no quarto quadrante da pedalada ( $270^{\circ}$  -  $360^{\circ}$ ), para o músculo tibial anterior (TA) na cadência 105 rpm. Os músculos monoarticulares apresentaram-se ativados em apenas uma fase da pedalada (propulsão ou recuperação), enquanto que os músculos biarticulares foram ativados em ambas as fases ( $p < 0,05$ ).

**Palavras-chave:** ciclismo, *triathlon*, economia de movimento, eletromiografia, força efetiva, índice de efetividade.

**ABSTRACT**

---

## ABSTRACT

---

CANDOTTI, C. T. Biomechanics and physiological characteristics of the cyclists and triathletes pedaling technique. *Tese de doutorado*. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano. Escola de Educação Física. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2003. This study was developed in order to search for data in the biomechanical and physiological aspects that allow the study of the pedaling technique and the movement economy, thus creating conditions for the study of possible influences of pedaling technique in movement economy of this modality. The purposes of this study were the following: (1) to compare the cyclist and triathletes pedaling technique from the analysis of effective force, effectiveness index, and movement economy; and (2) to verify the electromyographic signal (EMG signal) magnitude of right lower limb muscles. Eight cyclists and nine triathletes were evaluated in a computerized cycle ergometer, in which was fixed a dynamometric pedal for getting the normal and tangential components of the force applied on the pedal. Four distinct cadences were tested (60, 75, 90, and 105 rpm), each one for a period of 3 min, with the subjects pedaling at the load relating to the second individual ventilatory threshold. The tangential and normal components of the force applied on the pedal, the pedal and crank angles, and the electrical activation of six right lower limb muscles were registered in a simultaneous and synchronized manner. The electrodes were longitudinally lined to muscle fibers and fixed over the muscle belly of six muscles: biceps femoris (BF); vastus lateralis (VL); gluteus maximus (GM); rectus femoris (RF); tibialis anterior (TA); and medial gastrocnemius (GAS). The reference electrode was placed on the tibia. The EMG signal was analyzed in time domain, from root mean square (RMS value), in 40 ms intervals (Hamming). The maximum value reached along the 60-rpm pedaling (in percentage) was used for EMG signal normalization. In order to get the pedaling effectiveness index, the resultant force and effective force magnitudes were calculated, using the 10 consecutive pedaling cycles. Movement economy of the same period was also

calculated. The results showed that cyclists and triathletes have different pedaling patterns; and cyclists showed significantly higher levels than triathletes at 60 and 75 rpm, for both effective force and movement economy. The results suggest that effectiveness index is not the best way for evaluating pedaling technique, because there was not significant difference for effectiveness index between cyclists and triathletes. The pedaling technique interfered in movement economy, because effective force was directly responsible for the alterations in movement economy. The results of this study showed that the EMG signal magnitude was significantly different for cyclists and triathletes groups: (1) in the first quadrant ( $0^{\circ}$  -  $90^{\circ}$ ), for GAS and VL in 75 rpm cadence, and for RF and VL in 90 rpm cadence; (2) in the second cycling quadrant ( $90^{\circ}$  -  $180^{\circ}$ ), for VL muscle in 60 rpm and 105 rpm cadences; and (3) in the forth cycling quadrant ( $271^{\circ}$  -  $360^{\circ}$ ), for TA muscle in 105 rpm cadence. The monoarticular muscles showed activation in just one pedaling period (propulsion or recuperation), while biarticular muscles were activated in both periods ( $p < 0.05$ ).

**Key words:** cycling, *triathlon*, movement economy, electromyography, effective force, effectiveness index.

## APRESENTAÇÃO

---

## Apresentação

---

Esta pesquisa refere-se ao estudo, em caráter experimental, da *performance* de ciclistas e triatletas a partir de variáveis biomecânicas e fisiológicas e foi desenvolvida no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. O objetivo deste estudo foi avaliar a relação existente entre a economia de movimento e a técnica da pedalada de ciclistas e triatletas.

Para viabilizar este estudo, foi necessária a construção de um sistema de medição de forças, constituído por um pedal construído e avaliado por meio de um projeto desenvolvido em colaboração com os laboratórios da Escola de Engenharia da UFRGS. Os dados técnicos do pedal e os resultados de sua avaliação foram publicados na Revista Brasileira de Biomecânica (Apêndice A).

Os dados obtidos experimentalmente, associados à análise das informações oriundas da literatura, culminaram com a realização desta tese de doutoramento. O corpo do texto desta tese está formatado com a seguinte configuração: (1) introdução; (2) capítulo 1, contendo a revisão de literatura; (3) capítulo 2, contendo os dados de força, obtidos experimentalmente; (4) capítulo 3, contendo os dados de eletromiografia, obtidos experimentalmente; (5) conclusões; (6) limitações do estudo; e (7) perspectivas futuras. Os capítulos 1, 2 e 3 estão apresentados em formato de artigos, conforme sugerido por THOMAS & NELSON (2002).

A utilização do sistema de medição de força, quando associada à utilização de cinemetria e eletromiografia, auxilia na busca de uma melhor compreensão do gesto de pedalar, de considerável complexidade neuromecânica. Portanto, acredita-se que o sistema e a metodologia desenvolvidos possam contribuir para a avaliação da *performance* de ciclistas e triatletas, bem como para o ensino do ciclismo.

## INTRODUÇÃO

---

## INTRODUÇÃO

---

Na busca de melhores resultados, atletas buscam aperfeiçoar a técnica do movimento e a capacidade de manter a mais alta fração do consumo de oxigênio máximo ( $VO_2$ máx.) e despende a menor quantidade de energia durante uma prova. Em esportes cíclicos, essa energia despendida reflete as demandas biomecânicas associadas com a *performance* técnica dos atletas (BRISWALTER, HAUSSWIRTH, SMITH, VERCRUYSSSEN & VALLIER, 2000).

Na modalidade ciclismo, tem sido demonstrado que a economia de movimento, que é a razão da carga de trabalho pela energia despendida, mensurada através do  $VO_2$  (MOSELEY & JEUKENDRUP, 2001), exerce influência direta sobre a *performance*. Segundo PASSFIELD & DOUST (2000), pedalar em intensidade moderada a alta causa um aumento no  $VO_2$ , associado com uma diminuição na economia. A causa dessa redução da economia parece ocorrer independentemente do condicionamento físico e, possivelmente, está relacionada com a atividade muscular desenvolvida durante a pedalada, que está refletida na técnica da pedalada desenvolvida. Desse modo, entende-se que uma questão pertinente de ser investigada é se a técnica de pedalada de um ciclista ou triatleta, no que diz respeito à ativação neuromuscular e à cadência da pedalada, pode ter repercussão direta na economia de movimento. Se essa economia resultar na redução da sobrecarga no sistema musculoesquelético, acredita-se que a aprendizagem do ciclismo, no sentido do desenvolvimento de uma pedalada econômica, possa ser um fator determinante na *performance* técnica dos atletas, sejam eles ciclistas ou triatletas.

A análise do movimento da pedalada envolve a interpretação das interações entre o atleta e a bicicleta, e a complexidade do ato de pedalar tem despertado o interesse de pesquisadores, sendo os estudos voltados para (1) o entendimento da distribuição de forças aplicadas ao longo da pedalada, (2) os aspectos relacionados com a ativação muscular em diferentes cadências e cargas e (3) os aspectos fisiológicos durante a pedalada em diferentes condições de cadência, carga e postura (BEELEN & SARGEANT, 1993; MARSH & MARTIN, 1997; BOYD, NEPTUNE &



HULL, 1997; LI & CALDWELL, 1998; ROWE, HULL & WANG, 1998; NEPTUNE & HERZOG, 1999; CARMO, 2001).

A aplicação da força sobre o pedal, resultante da atividade muscular, é transferida para o pé-de-vela e tem como objetivo impulsionar a bicicleta. As forças aplicadas sobre os pedais têm sido utilizadas para caracterizar a técnica de pedalada de ciclistas. Essas forças são medidas com pedais especiais (plataformas de força) e descritas em termos de suas componentes (GREGOR, 2000). A transmissão da força aplicada no pedal para o pé-de-vela gera uma componente perpendicular ao pé-de-vela, denominada força efetiva, que é responsável pela produção de potência. Atualmente, pesquisadores têm utilizado a componente efetiva da força para descrever a qualidade da técnica de pedalada (BROKER & GREGOR, 1996).

Do ponto de vista mecânico, a melhor técnica de pedalada seria aquela em que 100% da força aplicada no pedal estivesse sempre perpendicular ao pé-de-vela. No entanto, em biomecânica, essa relação não é tão direta, pois existem vários grupos musculares com diferentes funções atuando e várias articulações envolvidas durante a pedalada. A composição de fibras musculares e as propriedades intrínsecas do músculo de força-comprimento e força-velocidade influenciam a aplicação de força sobre o pedal. Assim como o comprimento, a velocidade, a arquitetura e a ativação musculares podem afetar a produção de força, a amplitude de movimento articular pode afetar o alcance do encurtamento e/ou estiramento muscular de músculos individuais. Portanto, durante o movimento cíclico dos membros inferiores, na pedalada, ocorrem alterações no comprimento muscular que afetam a eficácia da produção de força (TOO, 1990; GREGOR, 2000).

Neste contexto, realizou-se uma pesquisa com o propósito de buscar informações, dos pontos de vista biomecânico e fisiológico, que permitissem estudar a técnica da pedalada e a economia de movimento do complexo atleta-bicicleta, criando condições para o estudo de possíveis implicações da técnica da pedalada na economia de movimento dessa modalidade.

Nos capítulos subseqüentes, pretende-se elucidar as questões formuladas no projeto de tese, que foram as seguintes: (1) Existe um padrão característico na pedalada de ciclistas e triatletas? (2) Qual cadência de pedalada favorece a economia de movimento? (3) Como a técnica da pedalada interfere na economia de movimento?

## **CAPÍTULO 1**

# **O *TRIATHLON* E A ECONOMIA DE MOVIMENTO NO CICLISMO**

## CAPÍTULO 1

# O *TRIATHLON* E A ECONOMIA DE MOVIMENTO NO CICLISMO

### Resumo

Existem muitos estudos sobre o ciclismo, sendo a maioria direcionada à *performance* de ciclistas, desde os de velódromo até os de estrada. Parece ter havido menos interesse, por parte dos pesquisadores, nos estudos sobre ciclismo voltados para o *triathlon*. Assumindo que o ciclismo é a “prova-chave” do *triathlon*, pois antecede a corrida, e, assim, o triatleta deve ter a habilidade de economizar energia nessa modalidade, sem perda de rendimento, para a etapa subsequente, pretende-se, neste artigo, buscar subsídios para o entendimento de como a técnica de pedalada pode influenciar a economia de movimento. O estudo da economia de movimento envolve aspectos fisiológicos e biomecânicos, uma vez que economia é a relação entre o trabalho realizado e o consumo de oxigênio. Existe uma discrepância no que diz respeito à economia e à cadência de pedalada. Vários estudos têm demonstrado que, quando os ciclistas pedalam na sua cadência preferida, esta não necessariamente representa a maior economia de movimento. Desse modo, a economia de movimento tem sido observada, em ciclistas, em uma baixa cadência de pedalada (60 rpm); enquanto que a cadência preferida por eles tem sido em torno de 100 rpm. Um dos muitos fatores que afetam a resposta individual no ciclismo é o modo como as forças são aplicadas sobre o pedal. A magnitude e a orientação das forças aplicadas determinam a quantidade de força que irá gerar o movimento e estão relacionadas ao padrão de pedalada individual. Com o objetivo de maximizar a *performance*, a quantidade de força útil aplicada torna-se um importante fator. A alta *performance* no ciclismo tem sido atribuída à grande aplicação de força normal, não

somente durante a propulsão, mas também durante a fase de recuperação, em que também pode ser produzida potência. Assim, o conhecimento do índice de efetividade constitui uma importante ferramenta para analisar a técnica de pedalada dos atletas, sejam eles ciclistas ou triatletas.

**Palavras-chave:** ciclismo, *triathlon*, economia.

## 1.1 - Introdução

A prática do ciclismo, além de estar presente no treinamento de atletas, tem sido amplamente divulgada para as pessoas em geral, pois o ciclismo pode ser utilizado como meio de transporte, como atividade de recreação ou lazer e também na área da reabilitação. Essa modalidade tem despertado o interesse de pesquisadores, sendo estudada nos mais variados aspectos, tanto fisiológicos como biomecânicos (GROOT, WELBERGEN, CLIJSEN, CARIJS, CABRI & ANTONIS, 1994).

A *performance* no ciclismo é afetada pela interação de diversas variáveis, incluindo condições do meio ambiente, fatores mecânicos e humanos. Engenheiros têm focado suas investigações no desenvolvimento de bicicletas mais eficientes; enquanto que cinesiologistas, biomecânicos e fisiologistas investigam a *performance* no ciclismo sob uma perspectiva humana (GROOT, WELBERGEN, CLIJSEN, CARIJS, CABRI & ANTONIS, 1994). Existem muitos estudos direcionados à *performance* de ciclistas, desde os de velódromo até os de estrada, mas parece ter havido menos interesse nos estudos sobre ciclismo voltados para o *triathlon*. Talvez essa lacuna na literatura seja devida ao fato de que o *triathlon* é um esporte relativamente novo, se comparado com o ciclismo, e apenas nos últimos anos tem-se popularizado. De fato, os estudos encontrados sobre a *performance* do triatleta são bastante recentes (HAUSSWIRTH, BIGARD & GUEZENNEC, 1997).

No entanto, se, para a *performance* no ciclismo, o domínio da técnica da pedalada é fundamental; para a *performance* no *triathlon*, esse domínio é ainda mais importante, pois se trata de um evento esportivo que, além de envolver a natação, exige dos atletas que corram após pedalarem. Para SLEIVERT & ROWLANDS (1996), o ciclismo representa a parte mais importante da *performance* total do

*triathlon*, pois envolve 50% do tempo total da prova e pode, também, influenciar a corrida; já que os movimentos de ambas as modalidades utilizam vários músculos comuns, tornando evidente a necessidade de os movimentos serem executados com a maior economia possível. Essa economia deve resultar na redução da sobrecarga do sistema musculoesquelético, com conseqüente melhora da *performance*.

O estudo da economia de movimento envolve aspectos fisiológicos e biomecânicos, uma vez que se entende esse conceito como a relação entre o trabalho realizado sobre uma carga externa e o gasto energético envolvido, medido por meio do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) (MOSELEY & JEUKENDRUP, 2001). A associação dessa economia com a força desenvolvida sobre o pedal, levando-se em consideração os ângulos de aplicação dessa força e o padrão de ativação neuromuscular, em diferentes cadências de pedalada, parece ainda pouco compreendida pelos pesquisadores. Desse modo, pretende-se, com este artigo de revisão, contribuir para o entendimento da economia de movimento no contexto do ciclismo para subsidiar o treinamento seja de ciclistas ou de triatletas.

## 1.2 - Metabolismo Energético e Ritmo de Pedalada

A habilidade de um atleta para sustentar um trabalho prolongado depende de um adequado suprimento de oxigênio para os músculos ativos. Em provas de resistência, a alta *performance* está associada com a habilidade em sustentar um alto grau de trabalho com um grande percentual do consumo máximo de oxigênio ( $VO_{2m\acute{a}x.}$ ). Além disso, a energia gasta durante a locomoção contribui significativamente para a *performance* de provas de longa duração e reflete a demanda biomecânica associada com a técnica de movimento empregada. Assim, o ritmo mais rápido que um atleta pode sustentar durante um evento de resistência está fortemente relacionado com a taxa de produção de energia aeróbia atingida aproximadamente no limiar anaeróbio ou no início da hiperventilação (limiar ventilatório) (BRISWALTER, HAUSSWIRTH, SMITH, VERCRUYSSSEN & VALLIER, 2000; ROWLANDS & DOWNEY, 2000).

Alguns estudos sobre ciclismo especulam que apenas ciclistas experientes desenvolvem uma pedalada habilidosa, no sentido de proporcionar economia do sistema musculoesquelético. No entanto, parece que os ciclistas pedalam dessa forma somente quando não estão na sua cadência de pedalada preferida (MARSH & MARTIN, 1995; GOTSHALL, BAUER & FAHRNER, 1996; TAKAISHI, YAMAMOTO, ONO, ITO & MORITANI, 1998). Para minimizar a energia gasta, a escolha de uma determinada cadência, no ciclismo, é classicamente pretendida pelos treinadores e atletas. Todavia, isso ainda permanece pouco claro na literatura; pois se, por um lado, a cadência ótima, considerada do ponto de vista energético, segundo BRISSWALTER, HAUSSWIRTH, SMITH, VERCRUYSSSEN & VALLIER (2000), varia de 40 a 80 rpm em indivíduos treinados e não-treinados; por outro lado, ciclistas freqüentemente afirmam que a cadência preferida é significativamente mais alta do que a mais econômica. A explicação para esse aparente conflito pode estar nas alterações de força durante a pedalada, na ativação neuromuscular ou na variação dos parâmetros ventilatórios.

Para MARSH & MARTIN (1995), parece existir uma relação parabólica entre a demanda de oxigênio e a cadência da pedalada, na qual a mínima demanda ocorre a 60 rpm; e a cadência preferida de pedalada, para uma carga de trabalho constante, parece ser governada por outros fatores, além da demanda aeróbia e da experiência em ciclismo. NEPTUNE & HERZOG (1999a) também entendem que existe uma disparidade entre a cadência de pedalada preferida pelos ciclistas (85 - 100 rpm) e aquela que minimiza o  $VO_2$ máx. (70 - 80 rpm); e que parece existir um mecanismo comum e fundamental para todas as pessoas – que não a minimização do  $VO_2$ máx. – que influencia a escolha da cadência de pedalada.

### 1.3 - Economia de Movimento no Ciclismo

Existe uma certa controvérsia, na literatura, quanto ao entendimento e à utilização do termo eficiência como medida de *performance*. Muitos estudos utilizam eficiência como sinônimo de economia; entretanto, todos concordam que eficiência ou economia de movimento parece ser um preditor de *performance* de atletas mais importante do que o  $VO_2$ máx. (SCHABORT, KILLIAN, GIBSON, HAWLEY & NOAKES, 2000).

O cálculo da eficiência necessita da medida direta do calor despendido durante o exercício; e, na maior parte dos estudos, a energia despendida é medida pelo  $VO_2$ . Assim, o termo economia, que tem sido utilizado em adição à definição de eficiência, torna-se mais apropriado do que o termo eficiência (MOSELEY & JEUKENDRUP, 2001).

A economia de movimento é gerada por uma combinação dos seguintes fatores: eficiência muscular, fatores técnicos, fatores fisiológicos, equipamentos e condições ambientais (ROWLANDS & DOWNEY, 2000). SLEIVERT & ROWLANDS (1996) entendem que a economia é um fator importante para a *performance* no triathlon, e que essa *performance* é dependente de variáveis fisiológicas e mecânicas. Aspectos mecânicos da execução dos movimentos influenciam o gasto metabólico, de modo que diferenças nos padrões de execução da pedalada influenciam a economia de movimento ou a eficiência do exercício.

A eficiência do exercício é representada pela relação entre o gasto energético e a produção mecânica (ROWLANDS & DOWNEY, 2000). Para ENOKA (2000), a razão entre o trabalho realizado e a alteração (gasto) de energia descreve a eficiência de um processo, sendo que, no corpo humano, a troca de energia para trabalho não pode ser considerada um processo eficiente, pois grande parte da energia metabólica é dissipada em calor. Em outras palavras, somente 25% da energia metabólica liberada ficam disponíveis para realizar trabalho mecânico, sendo que os 75% restantes são transformados em calor ou utilizados nos processos de recuperação. No ciclismo, a eficiência do corpo humano está na proporção de 10-25%, insinuando que 75-90% de toda a energia obtida da hidrólise do ATP é usada para manter a homeostase (MOSELEY & JEUKENDRUP, 2001).

Nos estudos voltados para o ciclismo, percebe-se disparidade no que diz respeito à economia e à cadência de pedalada. Muitos estudos demonstram que, quando os ciclistas pedalam na sua cadência preferida, esta não necessariamente representa a maior economia de movimento (MIURA, KITAGAWA & ISHIKO, 1997; NEPTUNE & HERZOG, 1999a). A economia de movimento tem sido observada, em ciclistas, em uma baixa cadência de pedalada (60 rpm); enquanto que a cadência preferida por eles tem sido em torno de 100 rpm (MARSH & MARTIN, 1997). Este constituiu um aspecto importante a ser investigado detalhadamente, principalmente na realidade do triathlon, em que pouco se sabe sobre a cadência preferida e a mais econômica.

Curiosamente, os estudos sobre a economia e a cadência de pedalada dos quais se tomou conhecimento (MARSH & MARTIN, 1995; GOTSHALL, BAUER & FAHRNER, 1996; MARSH & MARTIN, 1997; NEPTUNE & HERZOG, 1999a; BRISSWALTER, HAUSSWIRTH, SMITH, VERCRUYSSSEN & VALLIER, 2000) optaram por utilizar uma metodologia na qual mantinham uma carga (mecânica) constante para todos os sujeitos e mensuravam o  $VO_2$  para calcular a economia em diferentes cadências. Com esse tipo de metodologia, é pouco provável que os sujeitos, ao pedalam, apresentassem o mesmo nível de esforço fisiológico. Nesse sentido, verifica-se aqui outro aspecto importante a ser investigado, pois talvez a variável economia de movimento possa ser determinante na avaliação da *performance* técnica [considerada em termos de força efetiva, na pedalada, conforme ROWLANDS & DOWNEY (2000)] se o procedimento para sua mensuração partir da normalização da carga de trabalho pelo esforço fisiológico, por meio do segundo limiar ventilatório, por exemplo.

#### 1.4 - Biomecânica e *Performance* no Ciclismo

É de consenso que existem muitos fatores que afetam a *performance* no ciclismo, tais como estes: fatores do meio ambiente, mecânicos, fisiológicos e biomecânicos. Na literatura, têm sido referenciados alguns desses fatores, sendo estes os mais comumente citados: (1) diferenças na posição do corpo; (2) altura do selim; (3) comprimento do pé-de-vela; (4) cadência de pedalada; (5) gasto de energia; (6) economia de movimento; (7) aplicação e direção de forças no pedal; e (7) fatores técnicos. Desse modo, a interdisciplinaridade nas pesquisas, entre as diversas áreas que compõe os fatores responsáveis pela *performance* no ciclismo, já que todos estão inter-relacionados, passa a ser preponderante para o completo entendimento dessa modalidade.



### 1.4.1 - Aplicação de Forças no Pedal e Índice de Efetividade

Indiscutivelmente, a possibilidade de quantificar a carga no pedal, durante a pedalada é uma importante ferramenta no estudo da relação entre o ciclista e a bicicleta. Quanto maiores forem os entendimentos dessa relação, melhor será a possibilidade de construção de bicicletas que possibilitem o desenvolvimento de movimentos mais econômicos (ROWLANDS & DOWNEY, 2000). Muitas são as investigações em ciclismo que envolvem o uso de pedais instrumentados, capazes de fornecer informações sobre a aplicação de força nas fases de propulsão e recuperação da pedalada, úteis para a compreensão da *performance* técnica da pedalada. Além disso, o entendimento das forças aplicadas no pedal também fornece informações sobre as possibilidades de lesões relacionadas com a prática do ciclismo.

Para ERICSON & NISELL (1988), durante uma revolução do pedal, a componente da força que atua perpendicularmente ao pé-de-vela é a única força efetiva que move o pé-de-vela. Segundo os autores, como as forças no pedal são devidas à ação muscular, uma ineficiente aplicação de força pode ser entendida como o resultado de um ineficiente trabalho muscular e, conseqüentemente, de um desperdício de energia. PATTERSON & MORENO (1990) demonstraram que o índice da força efetiva diminuiu linearmente com o aumento da cadência de pedalada, indicando que a habilidade para otimamente direcionar a aplicação de força no pedal também diminui.

Um dos muitos fatores que afetam a resposta individual no ciclismo é o modo como as forças são aplicadas sobre o pedal. A magnitude e a orientação das forças aplicadas determinam a quantidade de força que irá gerar o movimento e estão relacionadas ao padrão de pedalada individual. Com o objetivo de maximizar a *performance*, a quantidade de força útil aplicada torna-se um importante fator. Dessa perspectiva, a presença de uma força contrária ao movimento da pedalada durante os terceiro e quarto quadrantes do ciclo, partindo de 0° (centro morto superior do pé-de-vela), no sentido horário, parece ser contraproducente; e, portanto, essa força deveria ser minimizada, aperfeiçoando-se a técnica da pedalada (SANDERSON & CAVANAGH, 1990).

Desse modo, a potência externa gerada é, então, determinada não só pela magnitude da força no pedal, mas também pela direção da aplicação dessa força em relação ao pé-de-vela. Para GROOT, WELBERGEN, CLIJSEN, CARIJS, CABRI & ANTONIS (1994), a força é mais efetiva se atuar no plano sagital, perpendicularmente ao pé-de-vela; de modo que essa orientação da força, durante a fase propulsiva, é uma parte da técnica de pedalada de ciclistas de elite.

A efetividade da pedalada é definida como a razão entre a componente perpendicular ao pé-de-vela e a força resultante no pedal. LAFORTUNE & CAVANAGH (1983) mensuraram as componentes normal e tangencial da força e calcularam a força resultante no pedal, a força efetiva e não-efetiva na produção de torque para mover o pé-de-vela e a eficiência fisiológica. Os autores verificaram que existiu uma baixa correlação entre a eficiência fisiológica do ciclista e o índice de efetividade, indicando que, embora alguns sujeitos estivessem aplicando menores forças para uma mesma carga de trabalho, eles não eram, conseqüentemente, ciclistas mais eficientes.

Uma vez que, ao se pedalar, ocorre um menor gasto energético quando comparado a outras formas de locomoção, é comum assumir que existe uma transmissão de eficiência entre o corpo do ciclista e a bicicleta. Um modo de avaliar a efetividade é computar, da proporção de força total, qual é aquela perpendicular ao pé-de-vela. Desse modo, o índice de efetividade pode ser computado como a razão da força efetiva pela força total, ou seja, ele representa a porcentagem do impulso linear aplicado que é utilizada para gerar o impulso angular em um determinado intervalo de tempo. Essa razão deve ter um valor entre 1 e -1 e, em um dado período de tempo, deve ser 1; isso se a força resultante aplicada for perpendicular ao pé-de-vela, na direção da rotação (SANDERSON, 1991).

#### *1.4.2 - Ativação Muscular (EMG) dos Músculos dos Membros Inferiores*

Os padrões de ativação muscular, estudados com a utilização da eletromiografia (EMG), fornecem informações sobre como o sistema nervoso central (SNC) controla o movimento. Essas informações são importantes para o entendimento de movimentos seqüenciais. Frequentemente, no estudo da pedalada, os pa-

drões de atividade são descritos em relação ao ângulo do pé-de-vela, onde, em geral, a maior atividade parece ocorrer durante a fase propulsiva, quando quase toda a energia necessária para pedalar é transferida para o pé-de-vela. Alguns autores têm sugerido a utilização da EMG para acessar o esforço muscular durante a pedalada ou para estudar a atividade muscular e a coordenação neuromuscular no ciclismo, demonstrando a importância dos músculos bi-articulares para uma pedalada eficiente (MARSH & MARTIN, 1995; LI & CALDWELL, 1998).

Um estudo realizado por GREGOR, GREEN & GARHAMMER (1981) demonstrou que os músculos (1) glúteo máximo e bíceps femoral parecem ter uma importante função no torque extensor do quadril, desenvolvido entre 0° e 180° do ciclo da pedalada; (2) o reto femoral e os vastos medial e lateral parecem ter uma importante função no torque extensor do joelho, desenvolvido entre 0° e 75° do ciclo da pedalada; e (3) o semimembranoso, o bíceps femoral e o gastrocnêmio parecem desempenhar uma importante função no torque flexor do joelho, observado a 180° do ciclo da pedalada.

TAKAISHI, YAMAMOTO, ONO, ITO & MORITANI (1998), utilizando EMG, estudaram a cadência de pedalada preferida por ciclistas (75-90 rpm) e não-ciclistas (60-75 rpm) com semelhantes características físicas e de condicionamento e observaram que a diferença na escolha da cadência pelos grupos pode ser explicada pelas alterações nos padrões da integral do sinal EMG (iEMG) nos extensores do joelho. Os autores especularam que a habilidade em pedalar diminui o esforço muscular, o que influencia a seleção da cadência de pedalada e promove o recrutamento de fibras tipo I, com maior eficiência mecânica e maior resistência à fadiga, apesar de aumentar o  $VO_2$ . Os resultados da iEMG normalizados mostraram que não-ciclistas apresentaram um aumento na ativação muscular dos músculos vasto lateral e vasto medial, os quais são cruciais para a geração das forças no pedal. Assim, esses indivíduos experienciaram um maior esforço nesses músculos do que os ciclistas; enquanto que estes apresentaram um aumento na ativação muscular no bíceps femoral. Os autores concluem que a utilização positiva do bíceps femoral pelos ciclistas contribui para aliviar a quantidade de atividade muscular e a intensidade do esforço muscular para os vastos lateral e medial nos ritmos mais altos.

### 1.4.3 - Trabalho e Economia de Movimentos no Triathlon

A alta *performance* dos ciclistas tem sido atribuída à aplicação de força normal, gerando força tanto na fase de propulsão como na de recuperação da pedalada, onde também pode ser produzida potência. Sendo potência o produto da força pela velocidade da contração muscular, ou seja, a velocidade de realização de trabalho; durante o encurtamento muscular (contração concêntrica), o músculo está realizando trabalho positivo e, portanto, produzindo potência. Já durante o estiramento muscular (contração excêntrica), o músculo está realizando trabalho negativo e absorvendo potência (ENOKA, 2000).

CAVANAGH & KRAM (1985) entendem que existem dois importantes processos biológicos que causam profundos efeitos na eficiência muscular durante o movimento. O primeiro fator é a barganha do trabalho negativo. Muitos investigadores têm mostrado que existe diferença entre o gasto energético dos trabalhos positivo (encurtamento) e negativo (estiramento), e que essa diferença é uma função das velocidades de encurtamento e estiramento da unidade musculotendinosa. A energia gasta para o trabalho negativo é menor do que aquela gasta para o trabalho positivo, sendo aceita uma relação de 3:1 do gasto energético do trabalho positivo para o negativo. O segundo fator mecânico causador de um grande efeito na economia é a energia elástica nos músculos e tecidos conectivos, que pode ser entendida como um encurtamento precedido por um pré-estiramento ativo. Quando ocorre esse pré-estiramento, a tradicional curva força-comprimento é modificada, de modo que a tensão, em um determinado comprimento, é aumentada.

A relação força-velocidade é uma propriedade intrínseca do músculo esquelético que pode, também, representar uma função importante na seleção da cadência preferida de pedalada. A relação força-velocidade sugere que a habilidade do músculo para gerar força diminui com o aumento da velocidade de contração; e que, conseqüentemente, existe uma velocidade ideal de encurtamento muscular, na qual a produção de força é máxima. Portanto, pedalar em altos ritmos (próximos a 120 rpm) proporciona uma melhor vantagem no que diz respeito às propriedades intrínsecas musculoesqueléticas (relação força-velocidade), mas produz trabalho muscular negativo e não favorece a economia de movimento (NEPTUNE & HERZOG, 1999b).

## 1.5 - Considerações Finais

As informações obtidas de um pedal instrumentado, capaz de mensurar a força aplicada sobre o pedal durante um ciclo completo da pedalada, sincronizado com cinemetria e eletromiografia, permitem estudar a técnica da pedalada de ciclistas e triatletas, sob o ponto de vista tanto do controle motor quanto da biomecânica. A utilização de variáveis fisiológicas, como o consumo de oxigênio, permite, ainda, que se estude a economia de movimento do complexo atleta-bicicleta.

A economia de movimento depende da combinação da eficiência muscular com os fatores técnicos (recrutamento muscular relacionado com a técnica da pedalada), bem como dos fatores fisiológicos, equipamentos e condições do meio ambiente (ROWLANDS & DOWNEY, 2000). Considerando-se que, no *triathlon*, a prova não se encerra após a etapa do ciclismo, é bem provável que as estratégias neuromusculares adotadas pelo triatleta durante a modalidade do ciclismo repercutam consideravelmente no resultado final. Assim, um pedal instrumentado pode ser utilizado com a finalidade de pesquisa ou voltado para o treinamento de atletas, mediante o fornecimento de *feedback* visual durante a realização dos gestos (SANDERSON & CAVANAGH, 1990).

## Referências Bibliográficas

BRISWALTER, J.; HAUSSWIRTH, C.; SMITH, D.; VERCRUYSSSEN, F.; VALLIER, J.M. Energetically optimal cadence vs. freely-chosen cadence during cycling: effect of exercise duration. **Int. J. Sports Med.**, v. 2, p. 60-64, 2000.

CAVANAGH, P.R.; KRAM, R. Mechanical and muscular factors affecting the efficiency of human movement. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 17, n. 3, p. 326-311, 1985.

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

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

GOTSHALL, R.W.; BAUER, T.A.; FAHRNER, S.L. Cycling cadence alters exercise hemodynamics. **Int. J. Sports Med.**, v. 17, n. 1, p. 17-21, 1996.

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.

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.

HAUSSWIRTH, C.; BIGARD, A.X.; GUEZENNEC, C.Y. Relationship between running mechanics and energy cost of running at the end of a triathlon and marathon. **Int. J. Sports Med.**, v. 18, p. 330-339, 1997.

LAFORTUNE, M.A. ; CAVANAGH, P.R. Effectiveness and efficiency during bicycle riding. *In*: MATSUI, H.; KOBAYASHI, K. (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. 927-934, 1998.

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.

\_\_\_\_\_. Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 29, n. 9, p. 1225-1232, 1997.

MIURA, H.; KITAGAWA, K.; ISHIKO, T. Economy during a simulated laboratory test triathlon is highly related to olympic distance triathlon. **Int. J. Sports Med**, v. 18, n. 4, p. 276-280, 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 pedaling rate. **J. Biomech.**, v. 32, p. 1021-1026, 1999a.

\_\_\_\_\_. The association between negative muscle work and preferred pedaling rates. **Abstracts, XVII<sup>th</sup> IBS Congress**. Calgary, p. 312, 1999b.

PATTERSON, R.P.; MORENO, M.I. Bicycle pedaling forces as a function of pedaling rate and power output. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 22, n. 4, p. 512-516, 1990.

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

SANDERSON, D.J.; CAVANAGH, P.R. Use of augmented feedback for the modification of the pedaling mechanics of cyclists. **Can. J. Sport Sci.**, v. 15, n. 1, p. 38-42, 1990.

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.

\_\_\_\_\_. 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.

SLEIVERT, G.G.; ROWLANDS, D.S. Physical and physiological factors associated with success in the triathlon. **Sports Med.**, v. 22, n. 1, p. 8-18, 1996.

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.



## **CAPÍTULO 2**

---

# **IMPLICAÇÕES DA TÉCNICA DA PEDALADA DE CICLISTAS E TRIATLETAS NA ECONOMIA DE MOVIMENTO**

## CAPÍTULO 2

# IMPLICAÇÕES DA TÉCNICA DA PEDALADA DE CICLISTAS E TRIATLETAS NA ECONOMIA DE MOVIMENTO

### Resumo

O objetivo deste estudo foi comparar a técnica da pedalada de ciclistas e triatletas a partir da análise da força efetiva (FE), do índice de efetividade (IE) e da economia de movimento (EC). Foram avaliados oito ciclistas e nove triatletas em um cicloergômetro computadorizado, no qual foi acoplado um pedal-plataforma de força computadorizado para a obtenção das componentes normal ( $F_y$ ) e tangencial ( $F_x$ ) da força aplicada sobre o pedal. Foram testadas quatro diferentes cadências (60, 75, 90 e 105 rpm), cada uma por um período de 3 min, sendo que os sujeitos pedalaram na carga correspondente ao segundo limiar ventilatório individual, determinado em avaliação previamente realizada. Foram registrados, simultaneamente e de forma sincronizada, as componentes normal e tangencial da força aplicadas no pedal e os ângulos do pedal e do pé-de-vela durante o ciclo da pedalada. Foram calculadas as magnitudes dos vetores da força resultante (FR) e da FE, para a obtenção do IE da pedalada e a EC, utilizando-se a média de 10 ciclos consecutivos de pedalada. Os resultados demonstraram que ciclistas e triatletas possuem padrões distintos de pedalada, sendo que os ciclistas apresentaram níveis significativamente superiores aos dos triatletas a 60 e 75 rpm ( $p < 0,05$ ), tanto para a FE quanto para a EC. Os resultados sugerem que o IE não é a melhor garantia de *performance* técnica, quando comparado a força efetiva, pois não foi encontrada diferença significativa para esse índice, entre ciclistas e triatletas. A técnica da pedalada interferiu na EC, uma vez que a FE foi diretamente responsável pelas alterações na EC.

**Palavras-chave:** ciclismo, força no pedal, economia de movimento.

## 2.1 - Introdução

Na literatura, tem-se referido que ciclistas preferem pedalar em uma cadência mais alta que a de outros indivíduos, mesmo que essa cadência não proporcione maior economia (GOTSHALL, BAUER & FAHMER, 1996). Tem-se documentado que a escolha da cadência de pedalada está relacionada com o nível de condicionamento físico, e que essa habilidade adquirida de pedalar diminui o esforço muscular, de modo que ciclistas apresentam diferentes estratégias de velocidade de contração muscular durante a pedalada (TAKAISHI, YAMAMOTO, ONO, ITO & MORITANI, 1998). Entretanto, pedalar em ritmo alto pode acarretar menor economia de movimento, uma vez que o consumo de oxigênio aumenta linearmente com o aumento da cadência da pedalada (TAKAISHI, YAMAMOTO, ONO, ITO & MORITANI, 1998).

A *performance* no *triathlon* tem sido significativamente relacionada com a habilidade do triatleta em realizar uma tarefa com uma menor porcentagem do  $VO_2$ máx. para uma determinada carga submáxima de trabalho. Isso é influenciado por vários fatores combinados, incluindo a potência aeróbia, a economia de movimentos e o limiar anaeróbio. O desenvolvimento de uma pedalada “habilidosa” para triatletas passa a ser um fator preponderante na economia de movimentos, considerando que, após a prova do ciclismo, o triatleta ainda possui outra prova para realizar (SLEIVERT & ROWLANDS, 1996). HUE, GALLAIS, BOUSSANA, CHOLLET & PREFAUT (1999) demonstraram que ocorre um significativo aumento na resposta ventilatória da corrida após o ciclismo e que fatores metabólicos estão envolvidos no maior gasto de energia em uma corrida após o ciclismo.

A grande maioria dos estudos direcionados à *performance* de triatletas envolve a fase de transição ciclismo-corrída ou aspectos fisiológicos da *performance* de triatletas (HUE, GALLAIS, BOUSSANA, CHOLLET & PREFAUT, 2000a); de modo que não se tomou conhecimento de estudos sobre biomecânica no ciclismo voltados, exclusivamente, para a *performance* de triatletas. Talvez essa lacuna na literatura seja devida ao fato de que o *triathlon* é um esporte relativamente novo, se comparado com o ciclismo, e que apenas nos últimos anos tem-se popularizado (HAUSSWIRTH, BIGARD & GUEZENEC, 1997).

Considerando essas questões, acredita-se ser importante compreender primeiramente a complexidade do ato de pedalar e sua relação com a economia de movimento de ciclistas e triatletas na busca de uma pedalada habilidosa ou econômica. Parte-se, nesse sentido, da premissa de que ciclistas detêm uma melhor técnica de pedalada do que triatletas.

Para compreender a interação atleta-bicicleta, é necessário o conhecimento das forças interativas aplicadas no guidão, no selim e no pedal (ALVAREZ & VINYOLAS, 1996). As forças no guidão e no selim estão basicamente ligadas ao equilíbrio e à postura do atleta. A aplicação da força sobre o pedal, resultante da atividade muscular, que é transferida para o pé-de-vela, tem como objetivo impulsionar a bicicleta. Muitos estudos têm sido desenvolvidos com o propósito da medição das forças sobre o pedal, talvez por que a maior parte da energia gerada ao pedalar seja proveniente dos membros inferiores (GREGOR, 2000).

As forças aplicadas pelos ciclistas sobre os pedais têm sido utilizadas para caracterizar a técnica de pedalada. Essas forças são medidas com pedais especiais (plataformas de força) e descritas em termos de suas componentes. A componente normal atua perpendicularmente à superfície do pedal; e a componente tangencial, paralelamente à superfície do pedal. A partir do conhecimento dessas componentes no pedal, pode-se calcular a força resultante no pedal. A transmissão da força resultante aplicada no pedal para o pé-de-vela gera uma componente perpendicular ao pé-de-vela, denominada efetiva; e uma componente paralela ao pé-de-vela, denominada força inefetiva, pois não contribui para a produção de potência. Conhecendo-se as forças aplicadas no pedal e os ângulos do pedal e do pé-de-vela, as forças efetiva e inefetiva podem ser calculadas (BROKER & GREGOR, 1996). Atualmente, pesquisadores têm utilizado a componente efetiva da força para descrever a qualidade da pedalada, enquanto que a força inefetiva é considerada como um desperdício pelo ciclista. Outra opção utilizada para o entendimento da técnica da pedalada é o índice de efetividade, determinado pela razão entre a força efetiva pela força resultante.

Acredita-se que a interpretação dos valores da força efetiva no pé-de-vela, tanto na fase de propulsão como na de recuperação da pedalada, possibilita a compreensão da técnica de movimento empregada pelo ciclista. Desse modo, os objetivos deste estudo foram comparar a técnica da pedalada de ciclistas e triatletas

em quatro diferentes cadências (60, 75, 90 e 105 rpm), a partir da análise da força efetiva e do índice de efetividade; bem como verificar o quanto essa técnica interfere na economia de movimento. Foram formuladas duas hipóteses: (1) ciclistas e triatletas possuem padrões característicos e distintos na pedalada devido à utilização de estratégias diferentes de aplicação da força no pedal, durante o ato de pedalar; e (2) o padrão de pedalada de ciclistas é o mais econômico quando comparado ao de triatletas.

## 2.2 - Material e Métodos

### 2.2.1 - Amostra

Participaram desta pesquisa ciclistas (n = 8) e triatletas (n = 9) do sexo masculino, residentes no estado do Rio Grande do Sul, os quais treinam e participam de competições com pelo menos 2 h de duração. Em média, os ciclistas tinham  $7,7 \pm 6,5$  anos de treino; e os triatletas,  $6,9 \pm 4,2$  anos de treino. Considerando-se que o aspecto importante era o domínio da técnica da pedalada e sua possível influência na economia de movimento, não houve restrição quanto à faixa etária dos participantes (ciclistas:  $25,1 \pm 7,6$  anos de idade; e triatletas:  $27,5 \pm 9,2$  anos de idade). A Tabela 2.1 fornece as características metabólicas e cineantropométricas dos ciclistas e triatletas.

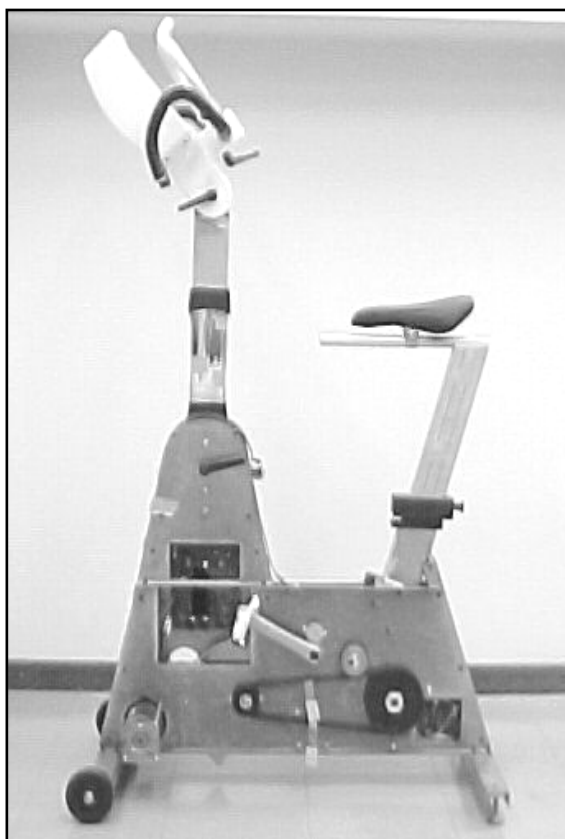
**Tabela 2.1** – Média e desvio-padrão das características metabólicas e cineantropométricas dos ciclistas e triatletas, bem como a carga correspondente ao segundo limiar ventilatório

	Massa corporal (kg)	Estatura (m)	% gordura (Yuhasz)	VO <sub>2</sub> máx. (ml/kg·min)	VO <sub>2</sub> 2º limiar (ml/kg·min)	% VO <sub>2</sub> máx.	Carga 2º limiar (W)
ciclistas	67,1 (± 5,6)	1,73 (± 0,053)	8,9 (± 1,8)	59,4 (± 3,6)	46,9 (± 5,2)	79 (± 10)	272 (± 67)
triatletas	68,1 (± 8,9)	1,73 (± 0,089)	8,1 (± 1,6)	51,2 (± 5,8)	43,7 (± 4,9)	85 (± 13)	258 (± 54)

Foram fornecidas, antes dos testes, informações detalhadas a respeito dos procedimentos a serem utilizados. Todos os indivíduos assinaram um termo de consentimento declarando-se de acordo com sua participação voluntária na pesquisa e cientes de que poderiam retirar-se da investigação a qualquer momento, se assim o desejassem (Anexo 1). Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS.

### 2.2.2 – Procedimentos de Aquisição e Análise dos Sinais

A avaliação dos ciclistas e triatletas foi realizada em dois dias, utilizando um cicloergômetro computadorizado CARDIO<sub>2</sub> (Medical Graphics Corp., St. Louis, EUA), o qual fornece a carga de trabalho de cada estágio e a cadência. O selim, o guidão e os pedais originais do cicloergômetro foram substituídos por equipamentos utilizados em bicicletas de competição (Figura 2.1).



**Figura 2.1** - Cicloergômetro CARDIO<sub>2</sub>, adaptado com selim, canote para ajuste horizontal e guidão.

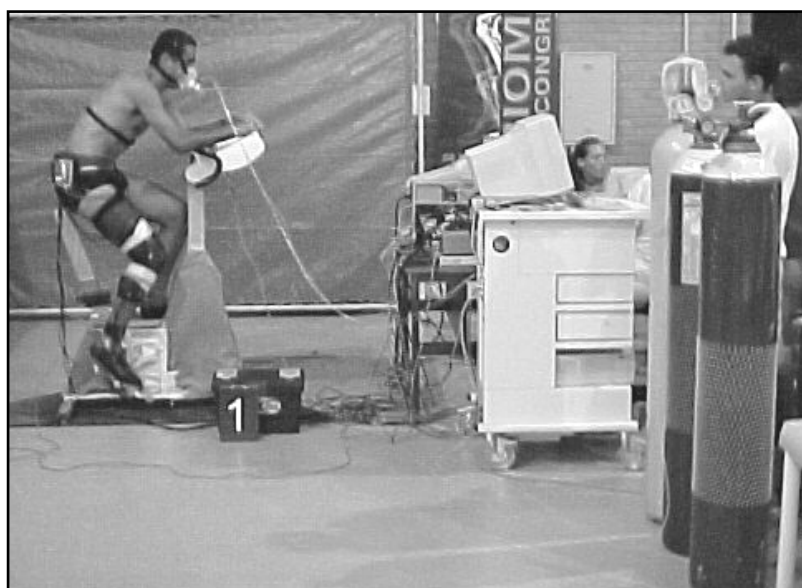
### • Primeiro dia de avaliação

Os sujeitos foram submetidos a um protocolo para determinação do consumo máximo de oxigênio ( $VO_{2m\acute{a}x.}$ ), o que permitiu a determinação do limiar anaeróbio, a partir do segundo limiar ventilatório (DENADAI, 1995; RIBEIRO, 1995).

O protocolo de avaliação do  $VO_{2m\acute{a}x.}$  consistiu em um teste com aumento contínuo de cargas em rampa a 30 watts/min, que corresponde a microincrementos gradativos e periódicos da carga (0,5 watts) a cada segundo, sendo realizado até a exaustão. Para a realização desse protocolo, os indivíduos adotaram sua cadência preferida (ciclistas:  $105 \pm 15$  rpm; e triatletas:  $90 \pm 10$  rpm). O  $VO_{2m\acute{a}x.}$  foi medido de forma direta, utilizando um ergoespirômetro CPX/D (*Medical Graphics Corp.*, St. Louis, EUA). Para a determinação do segundo limiar ventilatório, foi utilizado o ponto da curva a partir do qual houve, simultaneamente, aumentos em ambos,  $VE/VO_2$  e  $VE/VCO_2$ , e o início da diminuição da  $PETCO_2$  (RIBEIRO, 1995), por meio da estratégia de duplo-cego.

### • Segundo dia de avaliação

Neste segundo dia de avaliação, foram registrados, simultaneamente e de forma sincronizada, (1) as forças normal e tangencial aplicadas no pedal; (2) os ângulos do pedal e do pé-de-vela ao longo do ciclo da pedalada; e (3) o consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) (Figura 2.2).



**Figura 2.2** – Atleta sendo submetido ao protocolo de avaliação do segundo dia.

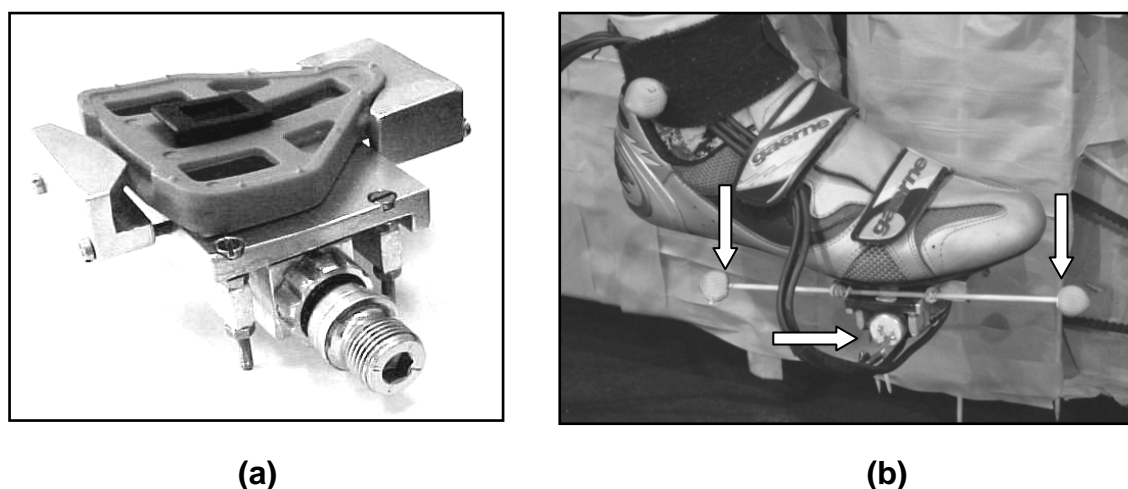
Os sujeitos foram submetidos a um protocolo cuja carga foi continuamente ajustada para manter o  $VO_2$  correspondente ao segundo limiar ventilatório individual. Utilizou-se esse procedimento visando a normalizar fisiologicamente, para todos os indivíduos, a carga de avaliação.

Foram testadas quatro diferentes cadências nesse  $VO_2$  (60, 75, 90 e 105 rpm), cada uma por um período de 3 min, após o  $VO_2$  ter-se estabilizado (aproximadamente 5 min). A ordem de realização dos testes foi definida para cada indivíduo por sorteio, para evitar a possibilidade de que a fadiga muscular interferisse nos resultados. Foram coletados os sinais correspondentes aos 30 s finais do tempo de 3 min previsto no protocolo para cada uma das cadências analisadas. Considerando-se que, antes dos 30 s de coleta, o atleta já havia mantido, por pelo menos 2,5 min, uma situação de estabilidade tanto de  $VO_2$  quanto da cadência de pedalada; e considerando-se, ainda, que essa estabilidade deveria ser mantida ao longo do período de coleta, qualquer intervalo de 10 ciclos seria representativo desse período. Sendo assim, 10 ciclos consecutivos foram selecionados para análise a partir do pulso de sincronismo, que foi realizado aleatoriamente após os 2,5 min de estabilidade.

Para a realização deste estudo, foi necessária a construção de um pedal de ciclismo para atuar como plataforma de força, do tipo encaixe, lado direito, similar



aos utilizados em competição por ciclistas e triatletas (Figura 2.3a).



**Figura 2.3** - Pedal-plataforma direito: (a) com um taco acoplado e (b) acoplado ao cicloergômetro durante os testes, sendo que as setas indicam os pontos reflexivos.

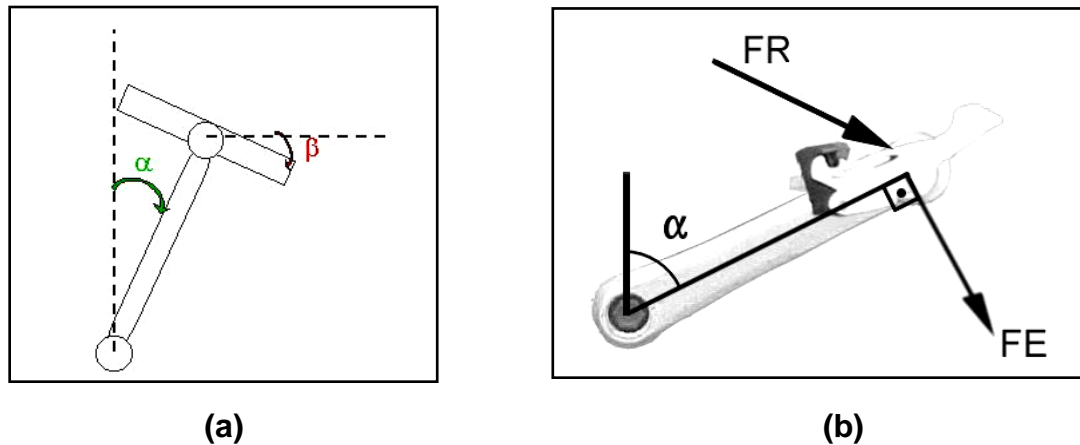
O sistema possibilitou a medição simultânea das duas componentes da força no plano sagital, nas direções normal ( $F_y$ ) e tangencial ( $F_x$ ), ao longo da pedalada. O pedal-plataforma foi composto por quatro vigas em balanço, sendo que o pedal foi instrumentado com *strain gauges* e a precisão que a medida do pedal comporta possui um erro máximo de 0,015% (NETO, SCHMIDT, CANDOTTI, LOSS, ZARO, CERVIERI & GUIMARÃES, 2001). O pedal-plataforma foi conectado a um computador Pentium II 200 HZ através de um condicionador de sinais ENTRAN MSC6 (Entran Ltd., England), com módulos MSC-A1 utilizando alimentação de ponte de 1V e ganho de 1 K e um conversor analógico-digital de 16 canais CODAS (Dataq Instruments, Inc., Akron, USA). No Anexo 2, encontra-se a curva de calibração do pedal-plataforma.

Simultaneamente ao registro das forças no pedal, foram registrados sincronicamente os ângulos, ao longo de todo o ciclo da pedalada, tanto do pé-de-vela como do pedal. O registro simultâneo desses ângulos foi realizado utilizando-se um sistema de cinemetria (*Peak Performance Technologies Inc., Englewood, EUA, versão 5.3*) com câmera de vídeo PULNIX TM 640, operando a 120 Hz. A precisão da medida do sistema *Peak Performance* é de 0,2 mm para situações dinâmicas (LOSS, GAYA & VAZ, 1999). Para a obtenção dos ângulos do pé-de-vela ( $\alpha$ ) e do

pedal ( $\beta$ ) com uma melhor precisão da medida angular, foram utilizados marcadores referenciais, nos quais foram coladas fitas reflexivas. Esses marcadores estavam localizados (1) no ponto central de rotação (eixo do pé-de-vela, no centro do pedal) e (2) na extremidade de uma haste que acompanhava a superfície lateral do pedal (Figura 2.3b). Na Figura 4a, pode-se observar o referencial utilizado para a medição dos ângulos do pedal e do pé-de-vela.

Os sinais de força foram obtidos com uma frequência de 1818 Hz. Os processamentos dos sinais de força, obtidos com a medição da  $F_y$  e  $F_x$  no pedal, foram realizados utilizando-se o sistema SAD32 de aquisição de dados [(versão 2.61.07 mp, 2002) ([www.ufrgs.br/lmm](http://www.ufrgs.br/lmm))]. Os sinais de força foram filtrados utilizando-se um filtro digital, do tipo ideal passa baixa, com frequência de corte em 10 Hz (MARSH, MARTIN & SANDERSON, 2000). Para a análise dos dados de força e ângulo, fornecidos pelo SAD e pelo sistema de cinemetria, foram elaboradas rotinas utilizando o *software* MATLAB® [(versão 5.3) (MATCHWORKS, 1996)] especificamente para esse fim.

Para a análise dos dados de força, partiu-se do entendimento de que existem dois sistemas de coordenadas sobrepostos. Um sistema de coordenadas XY encontra-se no pedal, enquanto que o outro sistema de coordenadas  $x'y'$  encontra-se no pé-de-vela. No sistema de coordenadas do pedal, um dos eixos tem a direção da plataforma de força, e o outro é perpendicular a esse eixo. No sistema de coordenadas do pé-de-vela, um dos eixos tem a direção do pé-de-vela, e o outro é perpendicular ao pé-de-vela. O pedal permite a mensuração das componentes de força  $F_y$  e  $F_x$ . A partir do conhecimento dos ângulos entre os dois sistemas e sabendo-se as componentes de força medidas em um sistema (pedal), é possível obter as componentes de força do outro sistema (pé-de-vela) (ver Anexo 3). Desse modo, obtiveram-se uma componente normal [ou efetiva (FE)] (Figura 2.4b) e outra paralela [ou inefetiva (FI)], na coordenada do pé-de-vela.



**Figura 2.4** – (a) Referencial para medição dos ângulos do pedal ( $\beta$ ) e do pé-de-vela ( $\alpha$ )<sup>\*</sup>. (b) Ilustração da força resultante (FR) e da força efetiva (FE).

Para os cálculos dessas forças, nas rotinas elaboradas no MATLAB<sup>®</sup>, foi convencionado que o valor da FE seria positivo quando produzisse um efeito de rotação sobre o pé-de-vela no sentido horário, ou seja, no mesmo sentido da direção da pedalada. Também foi convencionado que o valor da FI seria positivo quando a direção do vetor FI apontasse para o centro de rotação, ou seja, em direção ao eixo do pé-de-vela.

Segundo GREGOR (2000), a relação entre a FE e a FR fornece informação de quão efetivo é o atleta em transmitir energia ao pé-de-vela. Portanto, além da magnitude do vetor da FR, foi também calculada a magnitude do vetor da FE para a obtenção do índice de efetividade (IE) da pedalada (Equação 2.1). Todas essas variáveis foram calculadas utilizando-se a média de 10 ciclos consecutivos de pedalada.

$$IE = \frac{FE}{FR} \quad \text{Equação 2.1}$$

<sup>\*</sup> Figura extraída do trabalho de VELLADO, ROCHA, SOARES, CANDOTTI, FRAGA, GUIMARÃES & LOSS (2003), apresentado no X Congresso Brasileiro de Biomecânica.

onde:

*FE* = força efetiva média  
*FR* = força resultante média  
*IE* = índice de efetividade médio

A determinação da variável economia de movimento (EC) foi possível porque, durante todo o teste, foram medidos e registrados, continuamente, o  $VO_2$  e a carga de trabalho. A EC foi obtida por meio da razão da potência média (carga de trabalho) pelo consumo de oxigênio médio (Equação 2.2).

$$EC = \frac{P}{VO_2} \quad \text{Equação 2.2}$$

onde:

P = potência média  
 $VO_2$  = consumo de oxigênio médio

O cálculo da potência média (P) foi possível porque, continuamente, durante os 10 ciclos de pedalada, foram mensuradas a força aplicada no pedal, bem como a velocidade angular do pé-de-vela. Considerando que o tamanho do pé-de-vela era constante (17,5 cm) para todos os sujeitos, a P foi obtida pela Equação 2.3.

$$P = 2 \cdot FE \cdot d^\perp \cdot \omega \quad \text{Equação 2.3}$$

onde:

*FE* = força efetiva média  
 $d^\perp$  = comprimento do pé-de-vela  
 $\omega$  = velocidade angular média do pé-de-vela

### 2.2.3 – Tratamento Estatístico

Análises estatísticas foram realizadas para cada uma das variáveis dependentes (FE, FR, FI, P, VO<sub>2</sub>, EC, IE) utilizando-se um delineamento em blocos casualizados: dois grupos (ciclistas e triatletas) x quatro cadências (60, 75, 90 e 105 rpm), utilizando-se o *software* SPSS 10.0. A normalidade dos dados foi verificada por meio do teste de Levene. Para a análise das variáveis que tiveram sua normalidade confirmada, foram utilizados a análise de variância de um fator (ANOVA *one way*) e o teste *post hoc* de Tukey. Nos casos em que as variáveis não apresentavam uma distribuição normal, estas foram submetidas a uma transformação logarítmica (CALLEGARI-JACQUES, 2003). Nos casos em que, após a transformação logarítmica, a variável ainda se apresentava distante de uma distribuição normal, adotou-se o teste não-paramétrico U de Wilcoxon-Mann-Whitney. Para identificar as relações estabelecidas entre as variáveis dependentes (FE e EC), foi calculado o coeficiente de correlação de Pearson. O nível de significância adotado foi de 0,05.

## 2.3 - Apresentação dos Resultados

### 2.3.1 - Características Fisiológicas e Biomecânicas

O VO<sub>2</sub>máx. foi significativamente diferente entre os grupos [ $F(1,19) = 8,237$  ( $p < 0,010$ )], sendo que os maiores valores foram obtidos para os ciclistas (Figura 2.5a). Entretanto, o VO<sub>2</sub> correspondente ao segundo limiar ventilatório não diferiu entre os grupos de ciclistas e triatletas, assim como na análise comparativa entre as diferentes cadências investigadas, durante o segundo dia de avaliação (Figura 2.5b).

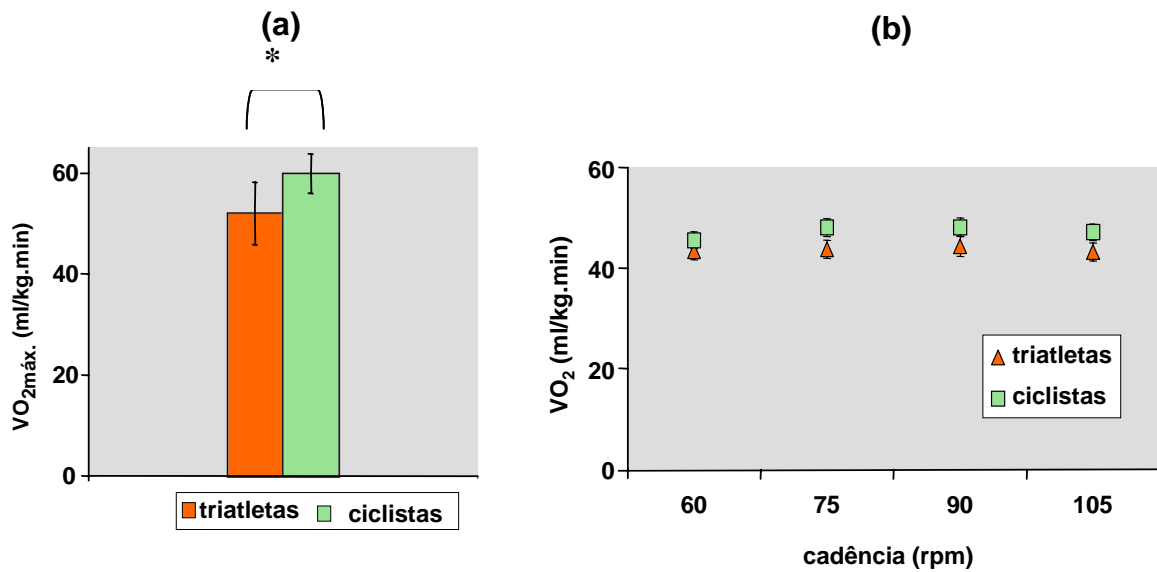


Figura 2.5 - Resultados do (a)  $VO_{2max}$ . e do (b)  $VO_2$  no segundo limiar ventilatório, obtidos nos dois dias de avaliação ( $*\alpha < 0,05$ ).

Inicialmente, foi realizada uma análise qualitativa dos resultados de cada sujeito, para cada uma das variáveis dependentes estudadas. A Figura 2.6 ilustra os resultados da FE e da FI de quatro sujeitos da amostra, considerados com melhor e pior desempenhos, com base nas suas participações em competições.

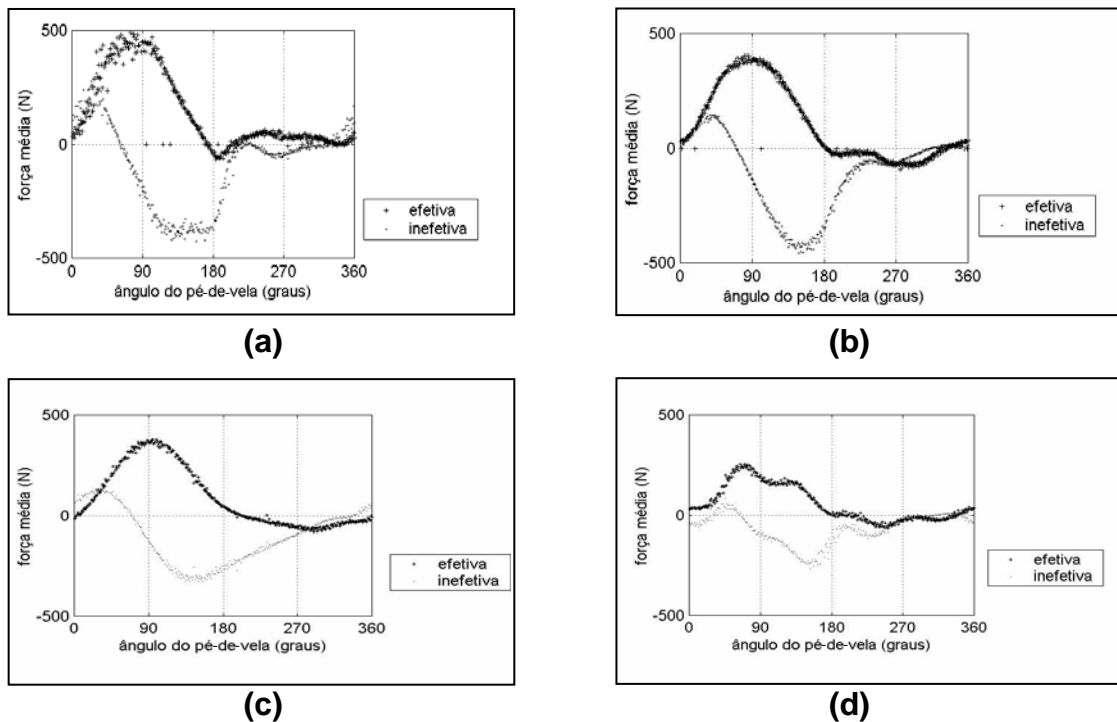
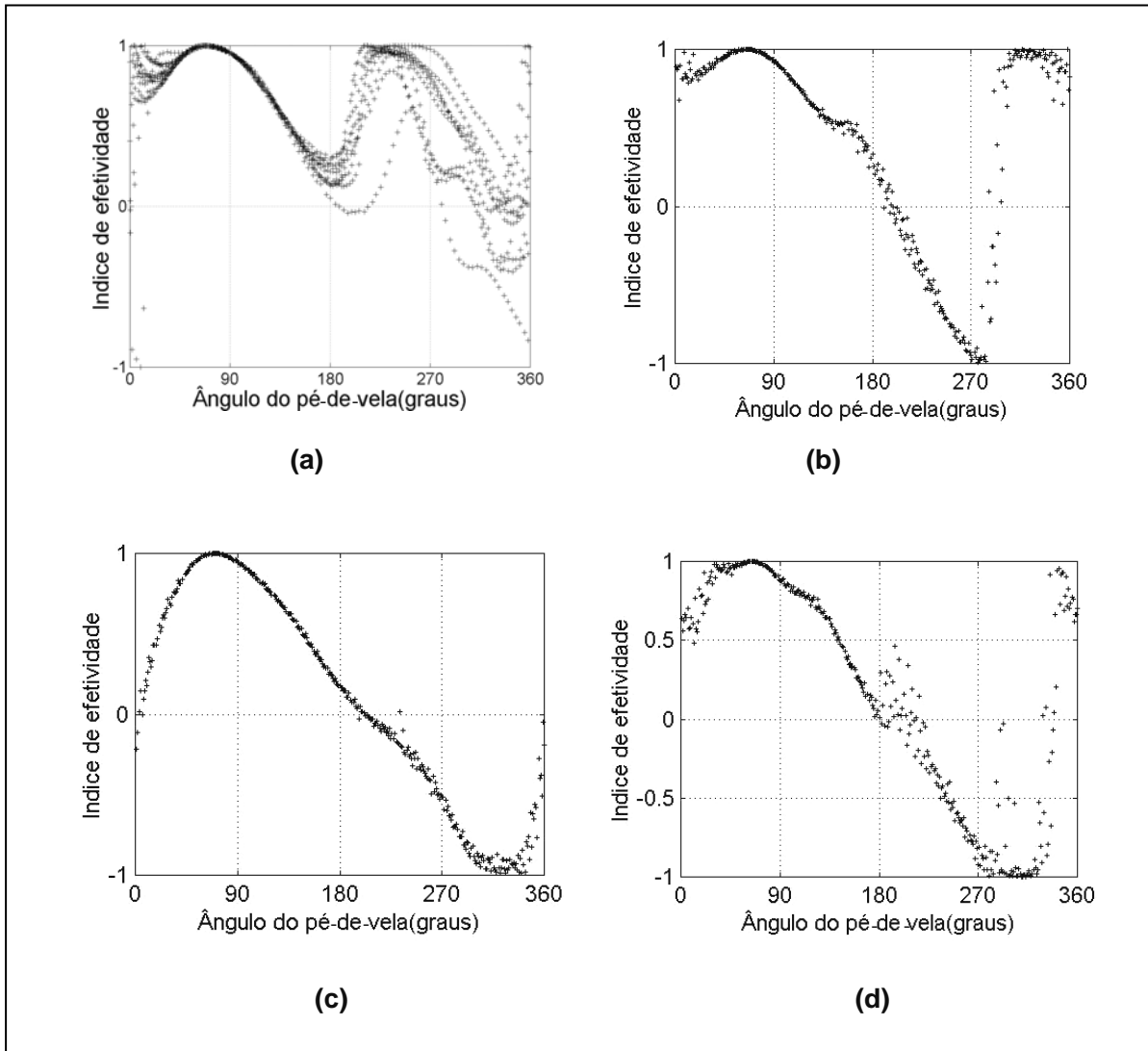


Figura 2.6 - Força efetiva média (FE) e força inefetiva média (FI) apresentadas pelos atletas, pedalando a 90 rpm: (a) ciclista com melhor desempenho; (b) triatleta com melhor desempenho; (c) ciclista com pior desempenho; (d) triatleta com pior desempenho da amostra.

A Figura 2.7 apresenta os resultados do IE, na cadência 90 rpm, dos mesmos atletas ilustrados na Figura 2.6, sendo claramente observável a diferença de efetividade entre os sujeitos.

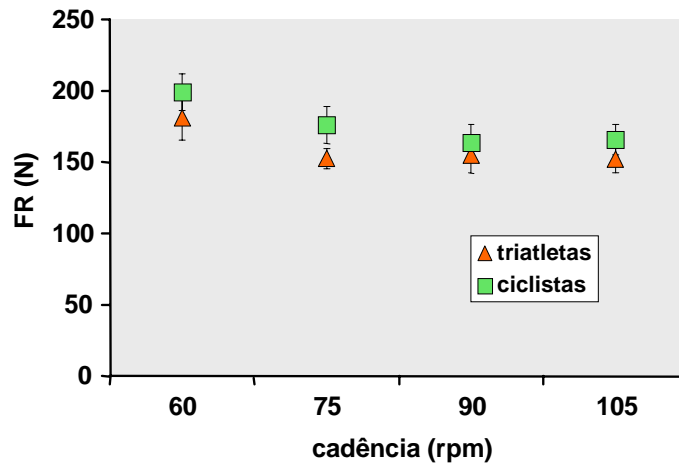


**Figura 2.7** - Índice de efetividade médio (IE) a 90 rpm, durante 10 ciclos consecutivos de pedalada: (a) ciclista com melhor desempenho (IE = 0,60); (b) triatleta com melhor desempenho (IE = 0,40); (c) ciclista com pior desempenho (IE = 0,10); (d) triatleta com pior desempenho (IE = 0,21).

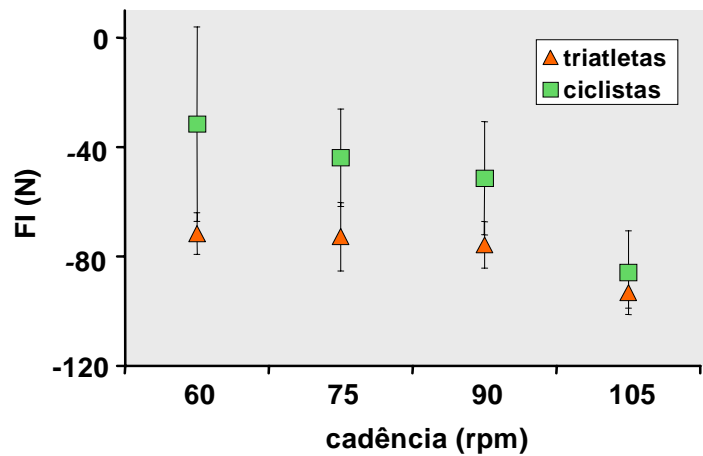
Subseqüentemente, por meio da análise estatística, verificou-se o resultado obtido para cada grupo estudado quanto às variáveis dependentes. A FR (Figura 2.8a) e a FI (Figura 2.8b) não apresentaram diferenças significativas entre os grupos de ciclistas e triatletas e entre as cadências. Salienta-se que melhores resultados da FI são os menores valores negativos.

Em relação à FE que atua sobre o pé-de-vela, o grupo de ciclistas apresentou níveis significativamente superiores aos do grupo de triatletas, tanto na cadência 60 rpm [ $F(1,14)=8,479$  ( $p < 0,001$ )] quanto na cadência 75 rpm [ $F(1,14) = 7,376$  ( $p < 0,017$ )]. Nas demais cadências, os grupos não diferiram entre si (Figura 2.8c). Na análise comparativa entre as cadências, constataram-se diferenças significativas no grupo de ciclistas [ $F(4,40) = 8,838$  ( $p < 0,001$ )]. A FE na cadência 60 rpm foi significativamente maior do que nas cadências 90 rpm ( $p < 0,008$ ) e 105 rpm ( $p < 0,001$ ). Da mesma forma, a FE na cadência 75 rpm diferiu da cadência 105 rpm ( $p < 0,034$ ). Para o grupo de triatletas, a FE também diferiu significativamente entre as cadências [ $F(4,33) = 19,250$  ( $p < 0,001$ )]. Na cadência 60 rpm, a FE foi significativamente maior do que nas demais ( $p < 0,001$ ); e, na cadência 105 rpm, a FE foi significativamente menor do que nas cadências 75 rpm ( $p < 0,004$ ) e 90 rpm ( $p < 0,013$ ).

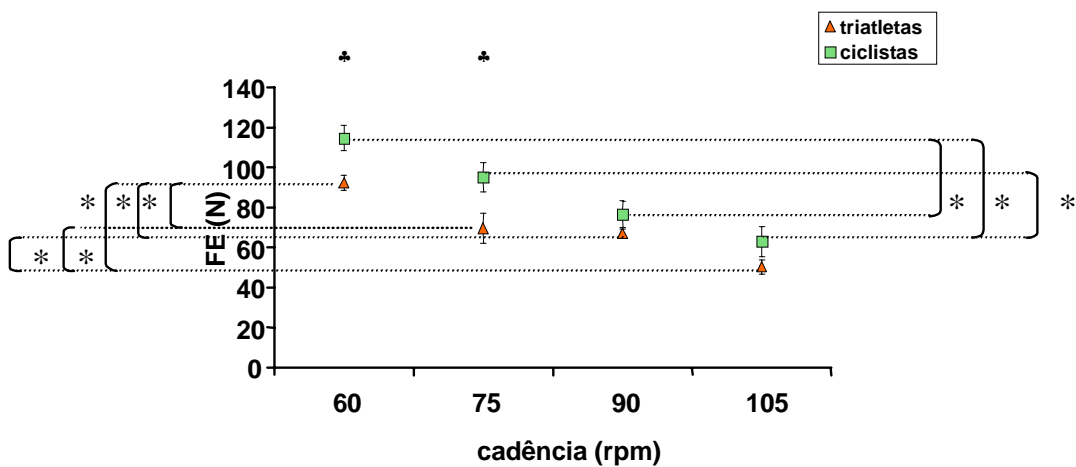




(a)



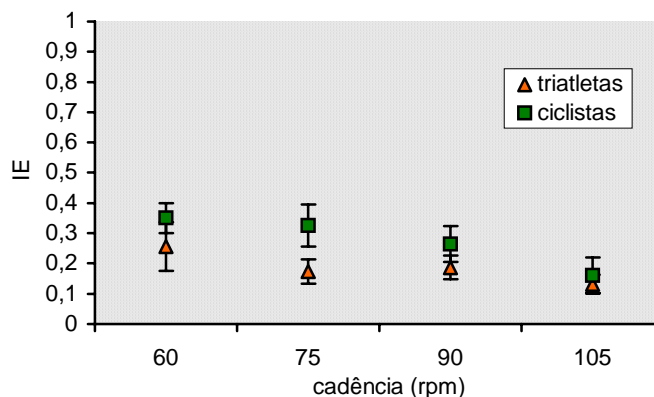
(b)



(c)

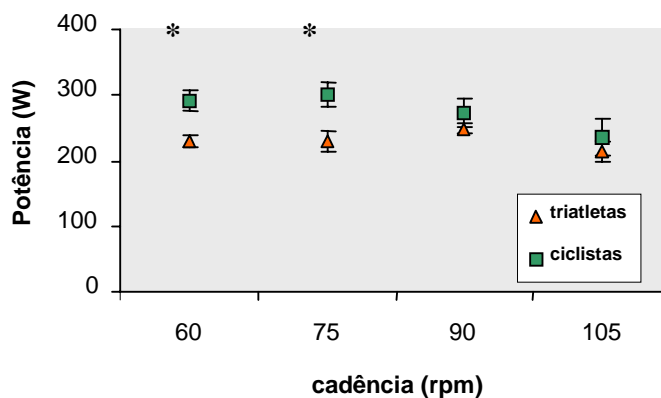
**Figura 2.8** - Resultados de média e erro-padrão obtidos para (a) FR, (b) FI e (c) FE nas análises comparativas entre os grupos (\* $\alpha < 0,05$ ) e entre as cadências (\* $\alpha < 0,05$ ).

A análise estatística demonstrou que não houve diferença para o IE entre os grupos de ciclistas e triatletas, assim como na análise comparativa entre as diferentes cadências investigadas (Figura 2.9).



**Figura 2.9** - Resultados de média e erro-padrão obtidos para o IE nas análises comparativas entre os grupos e entre as cadências ( $*\alpha < 0,05$ ).

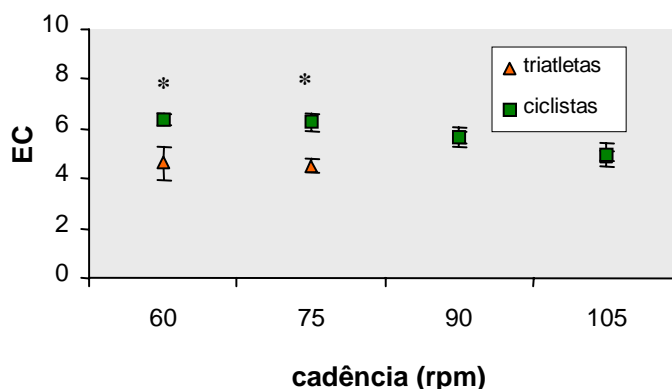
Em relação à potência média (P) desenvolvida, o grupo de ciclistas apresentou valores significativamente maiores do que o grupo de triatletas, tanto na cadência 60 rpm [ $F(1,14) = 10,311$  ( $p < 0,006$ )] quanto na cadência 75 rpm [ $F(1,14) = 7,938$  ( $p < 0,014$ )]. Nas demais cadências, não houve diferenças entre os grupos. Ao analisar comparativamente as cadências, constatou-se que, em ambos os grupos, ciclistas e triatletas, não existiram diferenças significativas entre as cadências investigadas. Esses resultados estão ilustrados na Figura 2.10.



**Figura 2.10** - Resultados de média e erro-padrão obtidos para a potência média (P) nas análises comparativas entre os grupos ( $*\alpha < 0,05$ ) e entre as cadências.

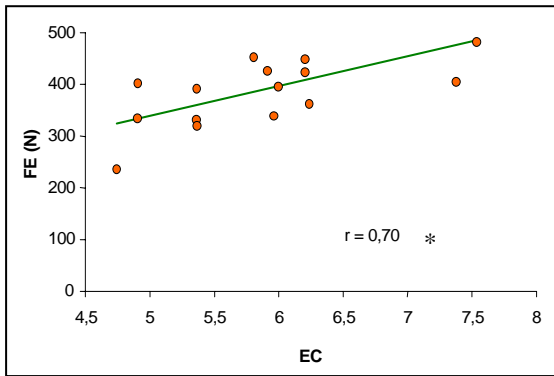
### 2.3.2 - Características de Performance

Em relação à EC, o grupo de ciclistas apresentou níveis significativamente superiores aos do grupo de triatletas, tanto na cadência 60 rpm [ $F(1,15) = 6,700$  ( $p < 0,021$ )] quanto na cadência 75 rpm [ $F(1,15) = 5,297$  ( $p < 0,036$ )]. Nas demais cadências, os grupos não diferiram entre si. A análise comparativa das cadências evidenciou que, tanto no grupo de ciclistas quanto no de triatletas, não existiram diferenças significativas entre as cadências investigadas. A Figura 2.11 apresenta esses resultados.

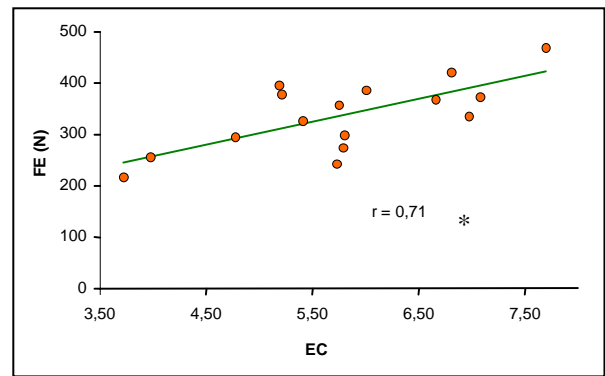


**Figura 2.11** - Resultados de média e erro-padrão obtidos para a EC nas análises comparativas entre os grupos ( $*\alpha < 0,05$ ) e entre as cadências.

As variáveis dependentes FE e EC, quando correlacionadas (coeficiente de Pearson), permitiram a constatação de que, à medida que aumenta a FE, a EC também aumenta, nas cadências 60 rpm [ $(r = 0,70)$  ( $p < 0,003$ )] e 75 rpm [ $(r = 0,71)$  ( $p < 0,002$ )] (Figura 2.12). Essa correlação foi obtida a partir dos dados de ambos os grupos, ciclistas e triatletas, uma vez que, para verificar o quanto a técnica da pedalada interfere na economia de movimento, não é necessária a separação dos grupos.



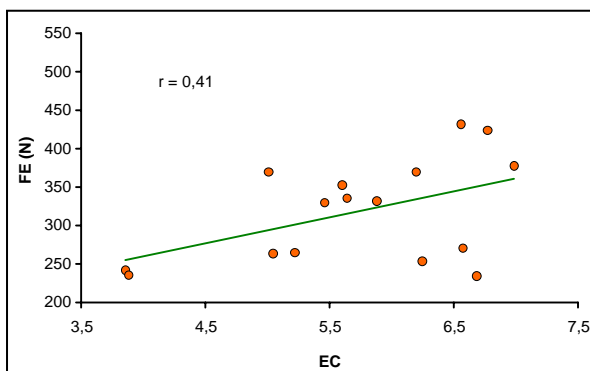
(a)



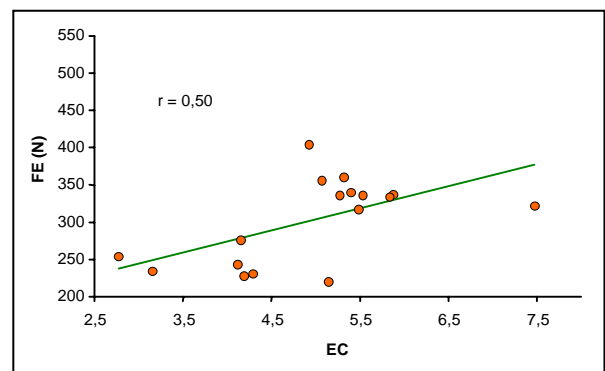
(b)

Figura 2.12 - Correlação obtida entre FE e EC: (a) 60 rpm e (b) 75 rpm ( $^* \alpha < 0,05$ ).

Nas cadências 90 e 105 rpm, não houve correlação significativa entre as variáveis dependentes FE e EC, bem como os valores obtidos para os coeficientes de Pearson foram inferiores ou igual a 0,5 (Figura 2.13).



(a)



(b)

Figura 2.13 - Correlação obtida entre FE e EC: (a) 90 rpm e (b) 105 rpm ( $^* \alpha < 0,05$ ).

## 2.4 - Discussão dos Resultados

### 2.4.1 - Características Fisiológicas e Biomecânicas

A análise do  $VO_2$  correspondente ao segundo limiar ventilatório mostrou pequenas e consistentes diferenças a favor dos ciclistas, em relação aos triatletas, nas quatro cadências analisadas, porém sem significância estatística (Figura 2.5). Esses resultados indicam que a tentativa de adotar o  $VO_2$  correspondente ao segundo limiar ventilatório como um critério de normalização, ou seja, de tentar estabelecer o nível de esforço por meio de um critério fisiológico, em substituição ao tradicional critério de pré-estabelecimento de cargas fixas, produziu as respostas desejadas.

Apesar de os ciclistas terem uma capacidade aeróbia ( $VO_{2máx.}$ ) maior que a dos triatletas (ciclistas:  $59,4 \pm 3,6$  ml/kg-min; e triatletas:  $51,2 \pm 5,8$  ml/kg-min), o  $VO_2$  correspondente ao limiar não diferiu significativamente entre os grupos. Esperava-se que os ciclistas apresentassem valores maiores do  $\%VO_{2máx.}$  (ciclistas:  $79 \pm 10\%$ ; e triatletas:  $85 \pm 13\%$ ), pois se acreditava que o treinamento específico no ciclismo seria maior para os ciclistas; porém verificou-se que o número de horas de treino semanal dos ciclistas foi igual ao número de horas dos triatletas no que se refere ao treinamento dessa modalidade. Como o  $\%VO_{2máx.}$  pode ser utilizado como um preditor de *performance* (ROWLANDS & DOWNEY, 2000), esse baixo  $\%VO_{2máx.}$  dos ciclistas indica que o nível de condicionamento físico dos ciclistas da amostra estudada foi aquém daqueles reportados na literatura ( $VO_{2máx.}$  de ciclistas em torno de 74 ml/kg-min) (O'TOOLE, DOUGLAS & HILLER, 1989). Especula-se que as diferenças não-significativas encontradas podem estar associadas ao fato de que o grupo de ciclistas foi mais heterogêneo do que o grupo de triatletas quanto à quase totalidade das variáveis avaliadas, o que pôde ser constatado por meio do erro-padrão calculado. Além disso, o grupo de ciclistas não apresentou valores mais altos de  $VO_{2máx.}$  conforme era esperado.

Quanto à análise da FR, os ciclistas apresentaram valores mais altos do que os triatletas (Figura 2.8a); sendo que as diferenças encontradas entre os dois grupos foram inferiores a 10% e, portanto, não-significativas. No entanto, ao analisar

a FE, constatou-se que ciclistas apresentam valores superiores aos de triatletas nas cadências 60 e 75 rpm, resultado este esperado tecnicamente em todas as cadências, embora não tenha ocorrido a 90 e 105 rpm (Figura 2.8c) (BROKER & GREGOR, 1996).

Os valores da FE encontrados neste estudo diminuem com o aumento da cadência e estão de acordo com outros estudos (PATTERSON & MORENO, 1990; TAKAISHI, YAMAMOTO, ONO, ITO & MORITANI, 1998). Considerando que os grupos estudados apresentavam características metabólicas e cineantropométricas similares, acredita-se que as diferenças encontradas estejam associadas com a habilidade de pedalar. Previamente, havia-se especulado que ciclistas apresentariam um padrão característico de pedalada devido à utilização de diferentes estratégias de aplicação da força no pedal; e, parcialmente, os resultados indicam que essa especulação está correta, pois, neste estudo, os ciclistas apresentaram melhor habilidade para transferir a força ao pé-de-vela, nas cadências 60 e 75 rpm.

Para GROOT, WELBERGEN, CLIJSEN, CARIJS, CABRI & ANTONIS (1994), a alta *performance* de ciclistas é atribuída à geração de força na fase de propulsão, que ocorre graças à grande aplicação de força normal. Entretanto, na fase de recuperação, também se pode produzir potência, embora isso dificilmente ocorra. A Figura 2.6 apresenta os resultados ilustrativos de quatro sujeitos da amostra, considerados os melhores e os piores na sua modalidade, a partir do critério de seus resultados em competições. Pode-se dizer, observando essa figura, que o melhor ciclista (a) apresentou, na fase de propulsão, maiores valores de FE quando comparado aos outros três atletas. Esse resultado sinaliza a melhor técnica de pedalada desse ciclista (a); pois, teoricamente, o melhor aproveitamento da FR seria aquele em que a FE tivesse um valor elevado e sempre positivo. Na fase de recuperação, o melhor ciclista (a) apresentou valores de FE predominantemente positivos, embora relativamente baixos; enquanto que os outros três atletas mostraram valores de FE predominantemente negativos. A predominância dos valores negativos significa que, durante essa fase, o membro inferior contralateral está produzindo torque no sentido contrário ao membro inferior avaliado, ou seja, está oferecendo resistência a este. O mesmo tipo de análise pode ser realizado para a FI, entretanto, como neste estudo não foram encontradas diferenças significativas para a FI entre ciclistas e triatletas, essa análise não será realizada. Embora não seja o objetivo deste estudo dar

*feedback* para atletas e treinadores, chama-se a atenção para o fato de que análises desse tipo mostram o potencial da metodologia utilizada para o ensino e o treinamento da modalidade do ciclismo.

Apesar da melhor efetividade (FE) dos ciclistas, eles apresentaram valores de FI, ou seja, os ciclistas também desperdiçaram força (FI), apesar de que com menor tendência do que triatletas (Figura 2.8b). Um exemplo desse fato pode ser observado nos resultados ilustrativos da Figura 2.6. Portanto, a análise biomecânica da técnica de pedalada dos atletas deste estudo mostra tendência de que os ciclistas são mais técnicos do que os triatletas. Deve-se ressaltar que essa constatação foi significativa ( $p < 0,05$ ) para as cadências mais baixas (60 e 75 rpm), dificilmente utilizadas na prática do ciclismo durante competições. No entanto, apesar das diferenças não-significativas para 90 e 105 rpm, os resultados foram sempre melhores para os ciclistas do que para os triatletas, tanto quanto à FE como quanto para a FI. Portanto, a primeira hipótese deste estudo foi parcialmente confirmada, pois os ciclistas apresentaram um padrão distinto de pedalada devido à técnica empregada para a aplicação de força no pedal.

Cabe aqui comentar que, enquanto as diferenças não foram significativas para as cadências 90 e 105 rpm entre os grupos, quando se analisaram, em um exercício voltado para avaliar a qualidade da amostra de ciclistas, apenas os resultados não-mostrados dos três melhores ciclistas da amostra (em termos de resultados em competições), estes apresentam diferenças significativas quanto à FE e à FI, em relação a todo o grupo de triatletas, para todas as cadências.

Segundo TOO (1990), alguns atletas, muitas vezes, não apresentam uma força de puxada durante a fase de recuperação do ciclo da pedalada. Essa afirmação talvez explique por que o grupo de ciclistas não foi estatisticamente diferente do grupo de triatletas quanto à FE, pois somente três ciclistas apresentavam a habilidade de puxar o pedal durante a fase de recuperação do ciclo da pedalada. Essa habilidade está representada na Figura 2.6, quando é claramente observável que o ciclista (a), na fase de recuperação, apresenta valores positivos de FE; enquanto que os demais atletas apresentam valores negativos na mesma fase.

A análise comparativa das cadências mostrou que ciclistas e triatletas possuem melhor aproveitamento da força empregada (FE) ao pedalar nas cadências mais baixas (60 e 75 rpm) (Figura 2.8c). Considera-se esse resultado interessante,

pois ciclistas e triatletas preferem pedalar em cadências mais altas; sendo que, neste estudo, as preferências foram de 90 a 120 rpm para ciclistas e de 80 a 100 rpm para triatletas. No entanto, resultado semelhante a este foi também encontrado por PATTERSON & MORENO (1990), onde o índice da força efetiva diminuiu linearmente, indicando que a habilidade para direcionar otimamente a aplicação de força no pedal diminui com o aumento da cadência, mantendo-se a carga constante.

Especula-se que os atletas treinam em cadências elevadas porque sofrem influências de fatores tanto culturais como fisiológicos. Culturalmente, no treino do ciclismo, é importante mostrar capacidade de giro do pedal. Assim, há uma tendência de treinar utilizando cadências altas, o que provavelmente causa uma adaptação do sistema neuromuscular a essas velocidades. Talvez, se cadências mais baixas fossem treinadas mais freqüentemente, fosse possível melhorar a transferência de força do pedal para o pé-de-vela. Dessa forma, à medida que essa habilidade fosse sendo desenvolvida, passariam a aplicá-la nas maiores cadências, que são aquelas utilizadas em provas. A seleção por pedalar em cadências mais altas também pode ser influenciada pelo instinto de preservação do sistema musculoesquelético, inerente aos indivíduos, no sentido de promover menos fadiga muscular localizada. NEPTUNE & HERZOG (1999) afirmam que a relação força-velocidade é uma propriedade intrínseca do músculo esquelético e pode, também, representar uma função importante na seleção do padrão de pedalada. A relação força-velocidade sugere que a habilidade do músculo para gerar força diminui com o aumento da velocidade de contração; e que, conseqüentemente, existe uma velocidade ideal de encurtamento muscular, na qual a produção de força é máxima. No entanto, o que se observou não foi uma menor capacidade de produzir FR com o aumento da cadência, mas sim uma inabilidade em transferir força para o pé-de-vela. O fato é que permanece a dúvida de por que pedalar em cadências mais altas acarreta menores valores de força efetiva e menor economia de movimento, se estas são as cadências mais utilizadas por ciclistas e triatletas.

Observando-se esses resultados, verifica-se que os ciclistas e os triatletas, quando pedalarão nas cadências 60 e 75 rpm, empregaram mais força no pedal e obtiveram uma maior efetividade na sua pedalada. A magnitude e a orientação da FR e da FE mudam constantemente por todo o ciclo da pedalada, sendo que a magnitude relaciona-se com os aspectos físicos do ciclista (capacidade de geração de



força), e a orientação das forças relaciona-se com a técnica de pedalada empregada pelo ciclista (BROKER & GREGOR, 1996). GROOT, WELBERGEN, CLIJSEN, CARIJS, CABRI & ANTONIS (1994) acreditam que tal orientação da força, durante a fase de propulsão, é uma parte da técnica de pedalada de ciclistas de elite e que, na perspectiva deste estudo, deveria receber maior atenção no treinamento.

Durante a pedalada, a componente da força que atua perpendicularmente ao pé-de-vela é a única força efetiva que move o pé-de-vela. Como as forças no pedal ocorrem devido à ação muscular, um ineficiente trabalho muscular pode resultar em uma ineficiente aplicação de força e, conseqüentemente, em energia desperdiçada (ERICSON & NISELL, 1988).

Os resultados deste estudo mostram que os ciclistas, quando pedalavam em cadências mais baixas (60 e 75 rpm), de certa forma conseguiam controlar a orientação da aplicação da força, tendo, portanto mais efetividade na pedalada, quando comparados aos triatletas. No entanto, sabe-se que 60 rpm não é uma frequência de pedalada adotada por ciclistas, os quais, ao contrário, preferem pedalar em cadências mais altas. Paradoxalmente, nessas frequências mais altas, existe maior desperdício da força aplicada e, portanto, um menor IE.

O IE sinaliza a técnica desenvolvida pelo atleta durante a pedalada. A análise estatística demonstrou que não houve diferenças significativas no IE entre os grupos, apesar de que os ciclistas sempre apresentaram o IE superior ao dos triatletas (Figura 2.9). Também foi observado que não houve diferenças significativas entre as cadências, apesar da tendência observada para uma diminuição do IE em cadências mais elevadas.

Para SANDERSON (1991), como no ato de pedalar ocorre um menor gasto de energia quando comparado a outras formas de locomoção, é comum assumir que existe uma transmissão de melhor eficiência entre o corpo do ciclista e a bicicleta. Um modo de avaliar a efetividade é computar, da proporção de força total, qual é aquela perpendicular ao pé-de-vela. Desse modo, o IE pode ser computado como a razão da força efetiva pela força total, sendo que essa razão deve ter um valor entre 1 e -1. O valor 1 corresponde à situação em que toda a força resultante aplicada foi perpendicular ao pé-de-vela, na direção da rotação. O valor -1 corresponde à situação em que toda a força resultante aplicada foi perpendicular ao pé-de-vela, mas na direção contrária da rotação.

A Figura 2.7 apresenta os resultados do IE de ciclistas e triatletas, com melhor e pior desempenho, sendo claramente observável a diferença de efetividade entre os sujeitos. O ciclista (a) demonstra estar orientando a aplicação da força na direção do movimento da pedalada (sentido horário) na fase de propulsão e contrária ao movimento da pedalada somente na fase de recuperação. O triatleta (b), apesar de em menor escala que o ciclista, também demonstra possuir uma certa habilidade em aplicar a força na direção do movimento da pedalada na fase de propulsão e contrária ao movimento da pedalada somente na fase de recuperação. Segundo GREGOR (2000), os ciclistas sentem estar “puxando” o pedal durante a fase de recuperação da pedalada; embora, na maior parte das vezes, a potência gerada nessa fase seja menor do que a resistência encontrada, em parte devido ao outro pé no pedal. Além disso, embora “puxem” o pedal na fase de recuperação, isso não necessariamente significa que consigam transferir toda a força empregada no pedal ao pé-de-vela. Neste estudo, esse foi o caso do ciclista (c) e do triatleta (d) ilustrados na Figura 2.7, os quais efetivamente não conseguiram direcionar a orientação da força durante a pedalada.

Os resultados do IE podem ser interpretados do ponto de vista do treinamento, uma vez que, embora os ciclistas tenham uma boa magnitude de força no pedal, parece que existe uma “falha” na técnica em como orientar a aplicação dessa força. Desse modo, entende-se que estudos nesse sentido podem contribuir para que treinadores possam melhorar a *performance* técnica de seus atletas. Para SANDERSON (1991), o ciclista de elite deveria orientar suas forças para minimizar a magnitude e a conseqüente carga muscular. Durante a fase de recuperação, as forças aplicadas foram menores do que durante a fase de propulsão, o que, no entanto, não interferiu no IE, pois pequenos ou grandes torques possuem igual efeito em termos do índice de efetividade.

Em relação à potência média ( $P$ ), observou-se que ciclistas apresentaram, sempre, valores mais altos que os dos triatletas, porém com diferenças significativas apenas para as cadências 60 e 75 rpm. Considerando a análise das forças no pedal, entende-se que a potência externa é determinada não só pela magnitude da força no pedal, mas também pela direção da aplicação dessa força em relação ao pé-de-vela e pela velocidade angular do pé-de-vela. A força é mais efetiva se atuar no plano sagital, perpendicularmente ao pé-de-vela (GROOT, WELBERGEN, CLIJSEN,

CARIJS, CABRI & ANTONIS, 1994). Pode-se observar na Figura 2.10 que o efeito da **P** dos ciclistas foi diferente daquele dos triatletas. Para os ciclistas, houve uma tendência para diminuição nas cadências de 75 a 105 rpm; e, para os triatletas, houve um ganho na **P** na cadência 90 rpm, em relação às demais cadências.

Em suma, a análise da FR e da FI não demonstrou diferença significativa entre ciclistas e triatletas, bem como entre as cadências. No entanto, a análise da FE demonstrou diferença significativa entre ciclistas e triatletas, nas cadências 60 e 75 rpm, e, também, entre as cadências. Esses resultados indicam que, para 60 e 75 rpm, de fato, os ciclistas detêm uma melhor técnica de pedalada. Em outras palavras, eles não aplicaram mais força no pedal (FR), apenas utilizaram melhor essa força, ou seja, apresentaram a habilidade em transferir essa força para o pé-de-vela. Considerando que os atletas deste estudo são de nível estadual (alguns de nível nacional), fica a curiosidade sobre o tipo de resultado que se obteria se fossem atletas de nível nacional e/ou internacional. Será que os atletas teriam a mesma habilidade nas cadências 90 e 105 rpm?

#### 2.4.2 - Características de Performance

Neste estudo, como variável indicativa de *performance*, tem-se a economia de movimento, que representa tanto os aspectos técnicos da pedalada como os aspectos fisiológicos apresentados pelo atleta durante a pedalada.

A segunda hipótese levantada neste estudo era de que o padrão de pedalada dos ciclistas seria mais econômico que o dos triatletas. Os resultados sustentam parcialmente essa hipótese, pois, ao analisar a EC, observou-se que ciclistas são significativamente mais econômicos que triatletas nas cadências 60 e 75 rpm (Figura 2.11). A *performance* na modalidade ciclismo é dependente de variáveis fisiológicas e mecânicas, isto é, aspectos mecânicos da execução dos movimentos (magnitude e direção da aplicação da força sobre o pedal) influenciam o gasto metabólico, e diferenças nos padrões de execução da pedalada influenciam a EC (HAUSSWIRTH, BIGARD & GUEZENNEC, 1997). Segundo MOSELEY & JEUKENDRUP (2001), variações na economia podem explicar 65,4% das variações na *performance* de corredores de elite. No entanto, é desconhecido o percentual para

ciclistas de elite ou triatletas.

É interessante observar que as diferenças significativas para a EC são também observadas para a FE, nas mesmas cadências (60 e 75 rpm). Como o  $VO_2$  era semelhante nos dois grupos, as diferenças parecem estar ligadas a um maior aproveitamento da FE por parte dos ciclistas, ou seja, os ciclistas apresentaram uma melhor técnica de pedalada. Lembrando que não houve diferenças no  $VO_2$  entre os dois grupos, e que  $P = FE \times d^{\perp} \times \omega$  – onde a velocidade angular era a mesma para os dois grupos (60 e 75 rpm), e a força efetiva dos ciclistas era maior que dos triatletas nessas cadências – e como  $EC = P / VO_2$ , conclui-se que a FE foi a responsável pelas diferenças encontradas na EC. Para ROWLANDS & DOWNEY (2000), a eficiência do exercício é a relação entre o gasto de energia e a produção mecânica, de modo que indivíduos com maior eficiência produzem maior velocidade e/ou maior força, com menos uso de energia e oxigênio.

A correlação positiva das variáveis dependentes FE e EC demonstrou que à medida que aumenta a FE, a EC também aumenta, nas cadências 60 e 75 rpm (Figura 2.12). Esse resultado contribuiu ainda mais para a tentativa de compreender como a técnica da pedalada interfere na economia de movimento, ou seja, que a FE é diretamente responsável pelas alterações da EC. Entretanto, isso não ocorreu para as cadências 90 e 105 rpm; pois, nelas, houve uma ineficácia na aplicação de forças, originando perdas no desempenho, ou seja, diminuição da EC, durante o ato de pedalar.

Esses resultados das variáveis de *performance* são interessantes, uma vez que estudos prévios indicam que cadências mais baixas são mais econômicas, sob o ponto de vista energético, e mais eficientes, sob o ponto de vista da técnica (TAKAISHI, YAMAMOTO, ONO, ITO & MORITANI, 1998). No presente estudo, as cadências preferidas pelos ciclistas ( $105 \pm 15$  rpm) e triatletas ( $90 \pm 10$  rpm) também não foram as mais econômicas e eficientes. MARSH & MARTIN (1992) encontraram uma discrepância entre a cadência preferida por ciclistas experientes e aquelas sugeridas na literatura, consideradas as mais eficientes. Seus resultados mostraram que a cadência mais econômica foi de 50 rpm, enquanto que a cadência preferida pelos ciclistas foi de 91,6 rpm, de modo que não encontraram associação entre o cadência e o gasto mínimo de oxigênio. A relação entre a cadência energeticamente

ótima e a cadência preferida pelos ciclistas ainda permanece sem explicação. Parece que a demanda aeróbia não é um fator determinante na seleção da cadência, mas sim a minimização da fadiga neuromuscular ou a minimização do esforço muscular (MARSH, MARTIN & SANDERSON, 2000; BRISSWALTER, HAUSSWIRTH, SMITH, VERCRUYSSSEN & VALLIER, 2000).

Em suma, os resultados deste estudo evidenciam que o grupo de ciclistas apresenta melhor *performance* técnica que o grupo de triatletas, em todas as cadências analisadas; embora as diferenças significativas tenham ocorrido somente nas cadências 60 e 75 rpm. O fato de que tanto a FE como a EC não foram maiores na cadência mais próxima da preferida pelos ciclistas e triatletas reforça a idéia de que, talvez, os treinadores e atletas devam-se preocupar também com o treino “técnico” da aplicação da força no pedal, em vez de privilegiarem o treino das variáveis físicas, pois já existem evidências de que é possível modificar padrões de aplicação de força durante a pedalada (SANDERSON & CAVANAGH, 1990). Segundo ÁLVAREZ & VINYOLAS (1996), o uso de pedais instrumentados pode ser utilizado não somente para avaliar a técnica da pedalada e fornecer informações sobre a eficiência mecânica dos atletas, mas também para monitorar o treinamento dos atletas, buscando a melhora tanto da técnica quanto da eficiência.

## 2.5 - Conclusões

Os resultados demonstraram que ciclistas e triatletas possuem padrões distintos de pedalada, a partir da análise da força efetiva, pois os ciclistas foram significativamente mais hábeis para transferir força ao pé-de-vela, nas cadências 60 e 75 rpm. Os resultados também demonstraram que os ciclistas foram significativamente mais econômicos do que os triatletas nas cadências 60 e 75 rpm.

Os resultados sugerem que o índice médio de efetividade não é a melhor garantia de *performance* técnica, quando comparado a força efetiva, pois não foi encontrada diferença significativa para esse índice, entre ciclistas e triatletas.

A correlação positiva obtida entre a força efetiva e a economia de movimento demonstrou que a técnica da pedalada interfere na economia de movimento, uma vez que a força efetiva foi diretamente responsável pelas alterações na econo-

mia de movimento.

## Referências Bibliográficas

ÁLVAREZ, G.; VINYOLAS, J. A new bicycle pedal design for on-road measurements of cycling forces. **J. Appl. Biom.**, v. 12, p. 130-142, 1996.

BRISSWALTER, J.; HAUSSWIRTH, C.; SMITH, D.; VERCRUYSSSEN, F.; VALLIER, J.M. Energetically optimal cadence vs. freely-chosen cadence during cycling: effect of exercise duration. **Int. J. Sports Med.**, v. 2, p. 60-64, 2000.

BROKER, J.B.; GREGOR, R.J. Cycling Biomechanics. in BURKE, E. **High-Tech Cycling**. Human Kinetics, Champaign, p.145-166, 1996

CALLEGARI-JACQUES, S. **Bioestatística: princípios e aplicações**. Porto Alegre, ARTMED, 2003.

DENADAI, B.S. Limiar anaeróbico: considerações fisiológicas e metodológicas. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v. 1, n. 2, p. 74-88, 1995.

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

GOTSHALL, R.W; BAUER, T.A.; FAHRNER, S.L. Cycling cadence alters exercise hemodynamics. **Int. J. Sports Med.**, v. 17, n. 1, p. 17-21, 1996.

GREGOR, R.J. Biomechanics of cycling. In: GARRRET, W.E.; KIRKENDALL, D.T. **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.

HAUSSWIRTH, C.; BIGARD, A.X.; GUEZENNEC, C.Y. Relationship between running mechanics and energy cost of running at the end of a triathlon and marathon.

**Int. J. Sports Med.**, v. 18, p. 330-339, 1997.

HUE, O.; GALLAIS, D.L.; BOUSSANA, A.; CHOLLET, D.; PREFAUT, C. Ventilatory responses during experimental cycle-run transition in triathletes. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 31, n. 10, p. 1422-1428, 1999.

\_\_\_\_\_. Performance level and cardiopulmonary responses during a cycle-run trial. **Int. J. Sports Med.**, v. 21, p. 250-255, 2000.

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

LOSS, J.F.; GAYA, C.S & VAZ, M. A. Avaliação do erro de medição em pequenos deslocamentos do sistema Peak Performance (versão 5.3). **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. p. 275-279, Florianópolis: UDESC, 1999.

MARSH, A.P.; MARTIN, P.E. The relationship between cadence, VO<sub>2</sub> and IEMG in a group of cyclists and noncyclists. **Abstracts. Proceedings of the Second North-American Congress on Biomechanics**. Chicago, p. 255-256, 1992.

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.

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 pedaling rate. **J. Biomech.**, v. 32, p. 1021-1026, 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.

O'TOOLE, M.L.; DOUGLAS, P.S.; HILLER, W.D.B. Applied physiology of a triathlon.

**Sports Medic.**, v. 8, n. 4, p. 201-225, 1989.

PATTERSON, R.P.; MORENO, M.I. Bicycle pedaling forces as a function of pedaling rate and power output. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 22, n. 4, p. 512-516, 1990.

RIBEIRO, J.P. Limiares metabólicos e ventilatórios durante exercício. **Arq. Bras. Cardiol.**, v. 64, n. 2, p. 171-181, 1995.

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

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.

SLEIVERT, G.G.; ROWLANDS, D.S. Physical and physiological factors associated with success in the triathlon. **Sports Med.**, v. 22, n. 1, p. 8-18, 1996.

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.** 10, n. 5, p. 286-303, 1990.

VELLADO, D. M.; ROCHA, E. K.; SOARES, D.; CANDOTTI, C. T.; FRAGA, C.; GUIMARÃES, A. C. S. & LOSS, J. F. Adaptação da dinâmica inversa ao ciclismo. **Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica**. p. 278-281, Belo Horizonte: SBB, 2003.



## **CAPÍTULO 3**

---

# **ANÁLISE DA ATIVIDADE DOS MÚSCULOS DO MEMBRO INFERIOR DIREITO DURANTE O CICLISMO**

## CAPÍTULO 3

# ANÁLISE DA ATIVIDADE DOS MÚSCULOS DO MEMBRO INFERIOR DIREITO DURANTE O CICLISMO

### Resumo

O objetivo deste estudo foi verificar a magnitude do sinal eletromiográfico (sinal EMG) de músculos do membro inferior direito em quatro cadências (60, 75, 90 e 105 rpm), durante 10 ciclos da pedalada. Foram avaliados oito ciclistas e nove triatletas, em dois dias. No primeiro dia, foi determinado o limiar anaeróbio, a partir do segundo limiar ventilatório individual. No segundo dia de avaliação, foi realizado um protocolo cuja carga foi aquela correspondente ao segundo limiar ventilatório individual. Foram registrados, simultaneamente e de forma sincronizada, os ângulos do pé-de-vela durante o ciclo da pedalada, o consumo de oxigênio e a atividade muscular de seis músculos do membro inferior direito. Os eletrodos foram alinhados longitudinalmente às fibras musculares e fixados sobre o ventre muscular mais proeminente dos músculos glúteo máximo (GM), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GA). O eletrodo de referência foi fixado sobre a face anterior medial da tíbia. O sinal EMG foi analisado no domínio do tempo, a partir do *root mean square* (valor RMS), em intervalos de 40 ms (janelamento de Hamming). Para a normalização do sinal EMG, foi utilizado o valor máximo atingido durante a pedalada a 60 rpm, entre as 10 curvas analisadas, sendo expresso em porcentagem. Os resultados deste estudo sugerem que as magnitudes do sinal EMG (valor RMS) foram significativamente diferentes para os grupos de ciclistas e triatletas: (1) no primeiro quadrante (0 - 90°), para os músculos GA e VL na cadência 75 rpm, e para os músculos RF e VL na cadência 90 rpm; (2) no segundo quadrante da pedalada (90 - 180°), para o músculo VL nas

cadências 60 e 105 rpm; e (3) no quarto quadrante da pedalada (270 - 360°), para o músculo tibial anterior (TA) na cadência 105 rpm. Os músculos monoarticulares apresentaram-se ativados em apenas uma fase da pedalada (propulsão ou recuperação); enquanto que os biarticulares, em ambas as fases. Os ciclistas foram mais econômicos que os triatletas a 60 e 75 rpm ( $p < 0,05$ ).

**Palavras-chave:** ciclismo, eletromiografia, *triathlon*, economia de movimento.

### 3.1 – Introdução

A análise do sinal eletromiográfico (sinal EMG) fornece informações sobre como o sistema nervoso central controla o movimento humano. O entendimento da ativação muscular durante o ciclismo em relação ao ângulo do pé-de-vela tem sido extensivamente estudado com o intuito de caracterizar a intensidade da contração muscular e a contribuição dos diferentes músculos dos membros inferiores para a pedalada (NEPTUNE KAUTZ & HULL, 1997; LI & CALDWELL, 1998; GREGOR, 2000). Entretanto, observa-se diferença nos modelos descritos na literatura sobre a ativação muscular, e tais divergências são provavelmente resultantes das variações na colocação dos eletrodos, dos vários métodos de coleta e análise de dados, das diferenças de configuração das bicicletas e das posturas assumidas pelos ciclistas.

O movimento da pedalada é complexo, pois envolve a combinação simultânea da rotação do membro inferior no quadril, no joelho e no tornozelo, com a translação da parte superior do tronco (CLARYS, CABRI & GREGOR, 1988). Além disso, o tipo de bicicleta, a posição do corpo na bicicleta e pedalar em plano inclinado e/ou não-inclinado são fatores que estão diretamente relacionados com a natureza da atividade muscular (GREGOR, GREEN & GARHAMMER, 1981).

A grande maioria dos estudos utilizando eletromiografia refere-se às funções dos músculos mono e biarticulares como flexores e extensores das articulações e referem que os músculos biarticulares parecem apresentar maior variabilidade do que os músculos monoarticulares (GREGOR, 2000). Para LI & CALDWELL (1998), a análise do sinal EMG tem demonstrado que os níveis de co-contração dos músculos controlam a articulação do joelho, mostrando a importância dos músculos biarticula-

res. Segundo GREGOR (2000), freqüentemente, no estudo da pedalada, os padrões de atividade muscular têm demonstrado que a maior atividade parece ocorrer durante a fase de propulsão, quando quase toda a energia necessária para pedalar é transferida para o pé-de-vela.

Portanto, durante a fase de propulsão da pedalada, parece ser determinante a atividade muscular dos extensores do quadril e do joelho associada à atividade dos flexores plantares do tornozelo para propulsionar a bicicleta. Já durante a fase de recuperação da pedalada, é importante que os músculos flexores do quadril, do joelho e flexores dorsais do tornozelo atuem reposicionando o membro inferior no ponto neutro superior, contribuindo para a tarefa que está sendo primordialmente desempenhada pela outra perna (GREGOR, 2000). Desse modo, parece que ocorre uma maior ativação muscular durante a fase de propulsão da pedalada para os extensores monoarticulares do quadril e do joelho, e durante a fase de recuperação da pedalada para os flexores dorsais monoarticulares do tornozelo.

A utilização da eletromiografia para estudar o esforço muscular durante a pedalada e sua relação com a cadência da pedalada tem sido objeto de investigações (MARSH & MARTIN, 1992; MARSH & MARTIN, 1995; MARSH & MARTIN, 1997; GOTSHALL, BAUER & FAHRNER, 1996; TAKAISHI, YAMAMOTO, ONO, ITO & MORITANI, 1998). Nesses estudos, aparece uma discrepância entre a cadência de pedalada preferida por ciclistas experientes e aquelas, sugeridas na literatura, consideradas as mais econômicas. Verifica-se que pedalar nas cadências mais altas (90 a 120 rpm), como preferem os ciclistas experientes, leva a uma menor economia de movimento, devido à demanda de oxigênio para compensar a falta de uma pedalada habilidosa nessas altas cadências. MARSH & MARTIN (1992) mostraram que a cadência mais econômica foi de 50 rpm, enquanto que a cadência preferida pelos ciclistas foi de 91,6 rpm; de modo que não encontraram associação entre a cadência de pedalada, o gasto mínimo de oxigênio e o sinal EMG. Para TAKAISHI, YAMAMOTO, ONO, ITO & MORITANI (1998), pedalar em altas cadências promove vantagens fisiológicas para os músculos (p. ex., diminui o esforço muscular), apesar de estar acompanhado por um significativo aumento no consumo de oxigênio, devido ao aumento do trabalho interno.

Considerando essas questões, acredita-se que, para compreender a complexidade do ato de pedalar, seja necessário compreender as estratégias neuromus-

culares desenvolvidas pelos ciclistas e triatletas na busca de uma pedalada habilidosa ou econômica. Nesse sentido, parte-se da premissa de que ciclistas tenham melhor técnica de pedalada que triatletas. Desse modo, o objetivo deste estudo foi verificar a amplitude do sinal EMG de músculos do membro inferior direito de ciclistas e triatletas, em quatro diferentes cadências, durante 10 ciclos consecutivos da pedalada.

Foram formuladas duas hipóteses: (1) ciclistas e triatletas possuem padrões característicos e distintos na pedalada devidos à utilização de estratégias diferentes de ativação neuromuscular durante o ato de pedalar; e (2) a amplitude do sinal EMG tende a aumentar nas maiores cadências em uma intensidade fisiológica de esforço constante, tanto para ciclistas como para triatletas.

## 3.2 - Material e Métodos

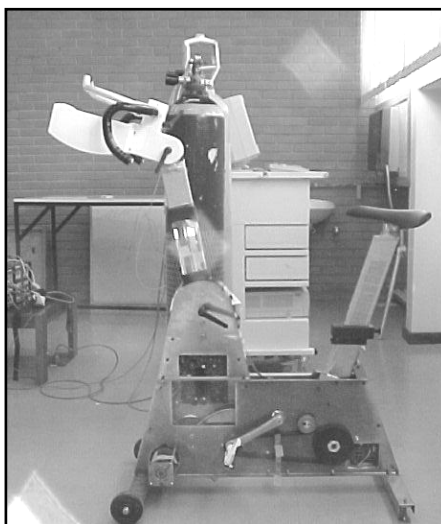
### 3.2.1 - Amostra

Participaram desta pesquisa ciclistas ( $n = 8$ ) e triatletas ( $n = 9$ ) do sexo masculino, residentes no estado do Rio Grande do Sul, os quais treinam para competições de, pelo menos, 2 h de duração. Em média, os ciclistas tinham  $7,7 \pm 6,5$  anos; e os triatletas,  $6,9 \pm 4,2$  anos de prática na modalidade do ciclismo. A idade dos ciclistas era de  $25,1 \pm 7,6$  anos; e dos triatletas,  $27,5 \pm 9,2$  anos.

Foram fornecidas, antes dos testes, informações detalhadas a respeito dos procedimentos a serem utilizados. Todos os indivíduos assinaram um termo de consentimento declarando-se de acordo com sua participação voluntária na pesquisa e cientes de que poderiam retirar-se da investigação a qualquer momento, se assim o desejassem (Anexo 1). Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS.

### 3.2.2 – Procedimentos de Aquisição

A avaliação dos ciclistas e triatletas foi realizada utilizando um cicloergômetro computadorizado CARDIO<sub>2</sub> (Medical Graphics Corp., St. Louis, EUA), o qual fornece a carga de trabalho de cada estágio e a cadência. O selim, o guidão e os pedais originais do cicloergômetro foram substituídos por equipamentos utilizados em bicicletas de competição (Figura 3.1).



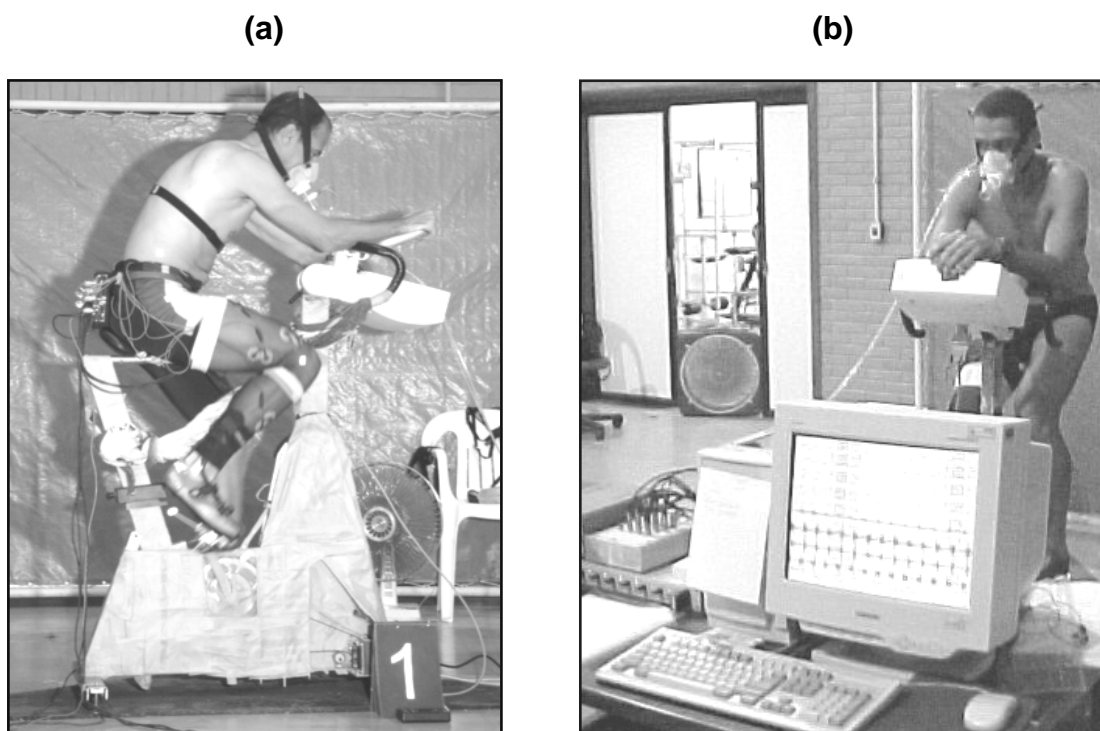
**Figura 3.1** - Cicloergômetro CARDIO<sub>2</sub>, adaptado com selim, guidão e pedais. Ao fundo, o ergoespirômetro CPX/D.

A avaliação dos sujeitos foi dividida em duas sessões, realizadas em dias diferentes. Na primeira sessão, os sujeitos foram submetidos a um protocolo em rampa para a determinação do consumo máximo de oxigênio (VO<sub>2</sub>máx.), o que permitiu a identificação do segundo limiar ventilatório e sua carga correspondente (DENADAI, 1995; RIBEIRO, 1995). O VO<sub>2</sub>máx. foi medido de forma direta, utilizando-se um ergoespirômetro CPX/D (Medical Graphics Corp., St. Louis, EUA).

Na segunda sessão, foi solicitado que os sujeitos pedalassem na carga correspondente ao segundo limiar ventilatório individual. Utilizou-se esse procedimento visando a normalizar fisiologicamente, para todos os indivíduos, a carga de

avaliação. Foram testadas quatro diferentes cadências nessa carga (60, 75, 90 e 105 rpm), cada uma por um período de 3 min, após o consumo de oxigênio ter-se estabilizado (aproximadamente 5 min). A ordem de realização das cadências foi definida para cada indivíduo por sorteio, para evitar a possibilidade de que a fadiga muscular interferisse nos resultados.

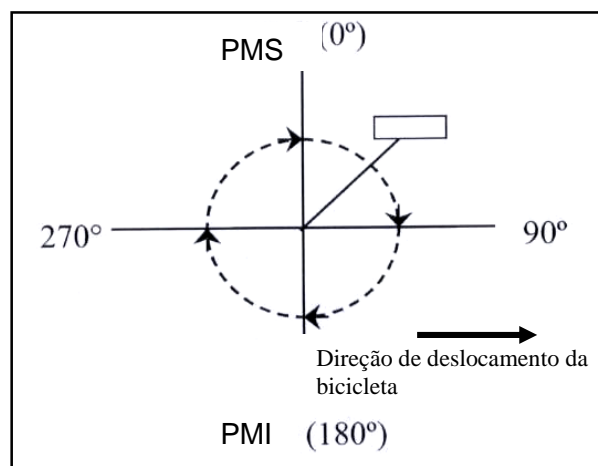
Nesta sessão, realizada no segundo dia de avaliação, foram registrados, simultaneamente e de forma sincronizada, (1) o ângulo do pé-de-vela, (2) o consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) e (3) a atividade elétrica de seis músculos do membro inferior direito dos ciclistas e triatletas (Figura 3.2).



**Figura 3.2** - Atleta sendo submetido ao protocolo de avaliação da segunda sessão: (a) vista lateral, mostrando os eletrodos; e (b) vista frontal, mostrando a tela do computador com os dados sendo adquiridos.

O registro simultâneo dos ângulos foi realizado utilizando-se um sistema de cinematria 2D (*Peak Performance Technologies Inc., Englewood, EUA, versão 5.3*), com câmera de vídeo PULNIX TM 640, operando a 120Hz. Para a obtenção dos ângulos do pé-de-vela com uma melhor precisão da medida angular, foi marcado um ponto referencial, no qual foi colada uma fita reflexiva. Esse ponto estava

localizado no centro do pedal. O ângulo formado entre a linha que une esse ponto ao centro de rotação do pé-de-vela e a vertical foi considerado o ângulo do pé-de-vela. Com esse procedimento, foi possível dividir um ciclo de pedalada (360°) em quatro quadrantes: 1º quadrante = 0 - 90°; 2º quadrante = 90 - 180°; 3º quadrante = 180 - 270°; e 4º quadrante = 270 - 360° (Figura 3.3). Os dois primeiros quadrantes representam a fase de propulsão da pedalada; enquanto que os dois últimos, a fase de recuperação.



**Figura 3.3** - Referencial adotado para a análise dos dados, mostrando um ciclo completo de pedalada, iniciando e terminando no ponto morto superior (PMS, 0° e 360°).\*

Para a obtenção da economia de movimento (EC), neste segundo dia de avaliação, foram medidos e registrados, continuamente, o  $VO_2$  e a carga de trabalho. Assim, foi possível determinar a EC pela Equação 3.1.

$$EC = \frac{P}{VO_2} \quad \text{Equação 3.1}$$

onde:

P = potência média

$VO_2$  = consumo de oxigênio médio

---

\*Figura extraída do artigo de BAUM & LI, 2003.

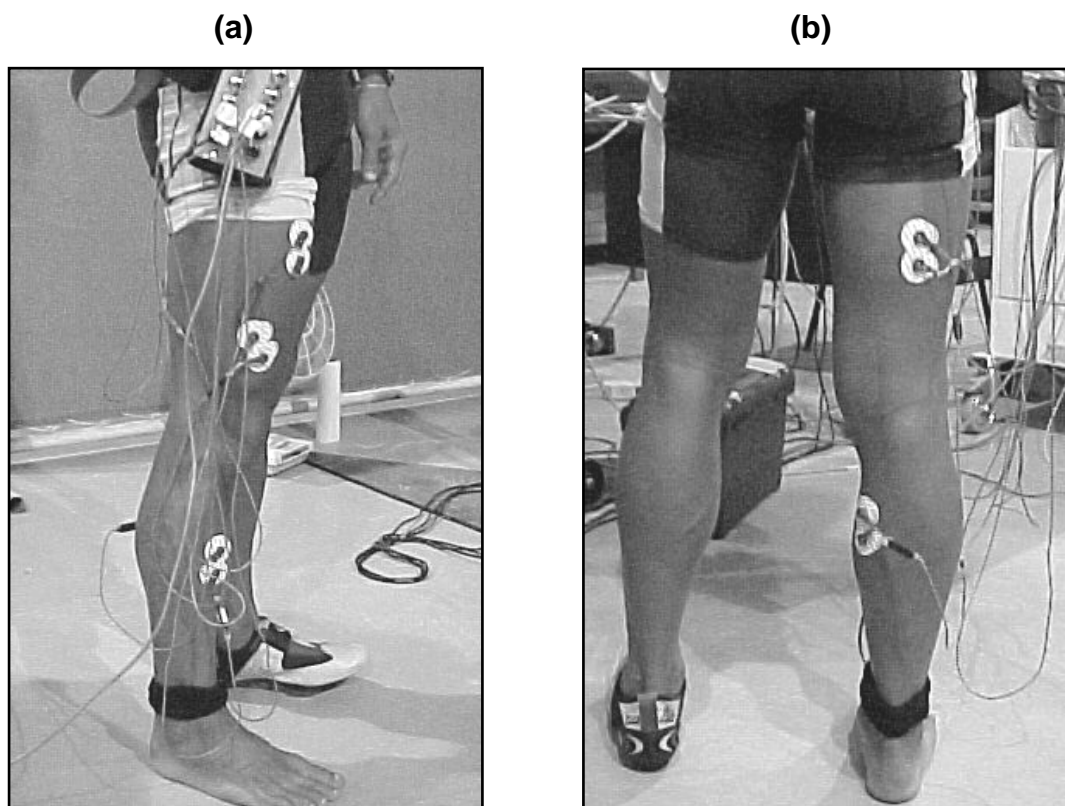


Para a obtenção do sinal EMG, foi utilizado um eletromiógrafo de oito canais BORTEC (Bortec Eletronics Inc., Calgary, Canadá), um computador Pentium 200 e um conversor analógico-digital de 16 canais CODAS (Dataq Instruments, Inc., Akron, USA). O eletromiógrafo é dotado de pré-amplificadores localizados nos cabos de cada canal e distantes 10 cm dos eletrodos.

Para o registro do sinal EMG, foram utilizados eletrodos de superfície (Ag/AgCl, com diâmetro de 2,2 cm, com adesivo de fixação, descartáveis) na configuração bipolar. Os sinais EMG foram obtidos de cada um dos músculos, com uma frequência de 1818 Hz. Foram observadas rigorosamente todas as normas pertinentes ao registro adequado de sinais EMG, como depilação, limpeza do local com álcool, colocação dos eletrodos e verificação da impedância (aceita quando inferior a  $5K\Omega$ ), sugeridas por MERLETTI (1999) e recomendados pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (SOLDERBERG & KNUTSON, 2000).

Os eletrodos foram alinhados longitudinalmente às fibras musculares e fixados sobre o ventre muscular dos músculos glúteo máximo (GM), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GA). O eletrodo de referência foi fixado sobre a face anterior medial da tíbia (Figura 3.4).

Esses seis músculos foram escolhidos por satisfazerem três critérios, segundo BAUM & LI (2003): (1) eles cruzam as três maiores articulações dos membros inferiores (quadril, joelho e tornozelo); (2) representam os grupos musculares antagonistas mono e biarticular que cruzam cada uma das três articulações; e (3) correspondem àqueles mais comumente citados na literatura.



**Figura 3.4** - Posicionamento dos eletrodos: (a) vista frontal, de cima para baixo: reto femoral, vasto lateral, tibial anterior e eletrodo de referência; (b) vista posterior, de cima para baixo: bíceps femoral e gastrocnêmio medial.

### 3.2.3 – Procedimentos de Análise

Foram coletados os sinais correspondentes aos 30 s finais do período de 3 min previstos no protocolo. Considerando-se que, antes dos 30 s de coleta, o atleta já mantinha, por pelo menos 2,5 min, uma situação de estabilidade tanto de consumo de oxigênio quanto de cadência de pedalada; e considerando-se, ainda, que essa estabilidade manteve-se ao longo do período de coleta, qualquer intervalo foi considerado representativo desse período. Sendo assim, 10 ciclos consecutivos foram selecionados para análise a partir de um pulso que sincronizava os sistemas de cinemetria e eletromiografia, o qual foi realizado após os 2,5 min de estabilidade.

Para o processamento dos sinais EMG, foi utilizado o sistema SAD32 de aquisição de dados [(versão 2.61.07mp, 2002) ([www.ufrgs.br/lmm](http://www.ufrgs.br/lmm))]. Foram analisa-

dos os sinais EMG correspondentes à média de 10 ciclos consecutivos de pedalada. O sinal EMG foi filtrado utilizando-se os seguintes filtros: (1) filtro digital do tipo Butterworth de quinta ordem passa banda, com frequências de corte de 20 a 600 Hz; e (2) filtro passa alta, com frequência de corte de 20 Hz. Este segundo procedimento de filtragem foi necessário porque o sinal, mesmo após o primeiro filtro, ainda apresentava ruídos de baixa frequência causados, provavelmente, pelo movimento relativo dos eletrodos sobre a pele, bem como dos cabos conectados aos eletrodos, devido ao suor excessivo dos atletas durante a avaliação e a contração dinâmica em alta velocidade. Após a filtragem, o sinal EMG foi analisado no domínio do tempo, a partir do *root mean square value* (valor RMS), em intervalos de 40 ms (janelamento de Hamming) (NEPTUNE, KAUTZ & HULL, 1997). O valor RMS foi utilizado porque, segundo McINTOSH, NEPTUNE & HORTON (2000), provê uma melhor indicação da intensidade do sinal EMG. Para a normalização da amplitude do sinal EMG, foi utilizado como critério o valor máximo (valor de pico) atingido entre as 10 curvas analisadas, expresso em porcentagem (100%), pedalando a 60 rpm. Segundo YANG & WINTER (1984) e ERVILHA, AMADIO & DUARTE (1997), utilizar os valores do pico ou da média do sinal EMG durante contrações dinâmicas promove uma drástica redução da variabilidade intersujeitos.

Os dados assim obtidos foram, então, submetidos inicialmente a uma análise descritiva, visando a identificar o padrão de ativação muscular de cada músculo para cada sujeito e para cada grupo estudado, nas quatro cadências (60, 75, 90 e 105 rpm), podendo, assim, ser comparados com os dados existentes na literatura. Após, a magnitude do sinal EMG foi quantificada a partir do valor RMS normalizado. Assim, foram calculados os valores da média do RMS para cada quadrante do ciclo de pedalada, durante os 10 ciclos consecutivos registrados.

### 3.2.4 – Tratamento Estatístico

Análises estatísticas foram realizadas para cada uma das variáveis dependentes (valor RMS médio calculado para cada quadrante da pedalada; EC) utilizando-se um delineamento em blocos casualizados com transformação logarítmica (CALLEGARI-JACQUES, 2003): dois grupos (ciclistas e triatletas) x quatro cadên-

cias (60, 75, 90 e 105 rpm), utilizando-se o *software* SPSS 10.0. Para as variáveis cuja normalidade dos dados foi confirmada (teste de Levene), utilizou-se análise de variância de um fator (ANOVA *one way*) e teste *post hoc* de Tukey. Os dados não-paramétricos foram submetidos ao teste U de Wilcoxon-Mann-Whitney. O nível de significância adotado foi de 0,05.

### 3.3 - Apresentação dos Resultados

O  $VO_2$  correspondente ao segundo limiar não diferiu entre os grupos de ciclistas e triatletas, assim como na análise comparativa entre as diferentes cadências investigadas (Figura 3.5).

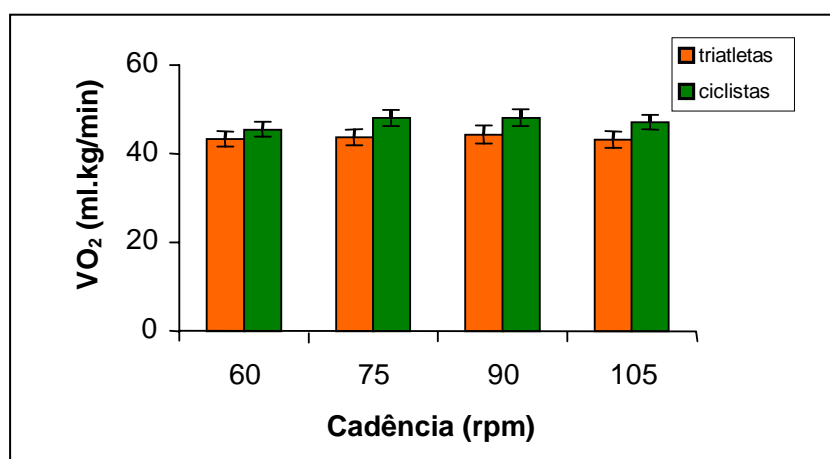
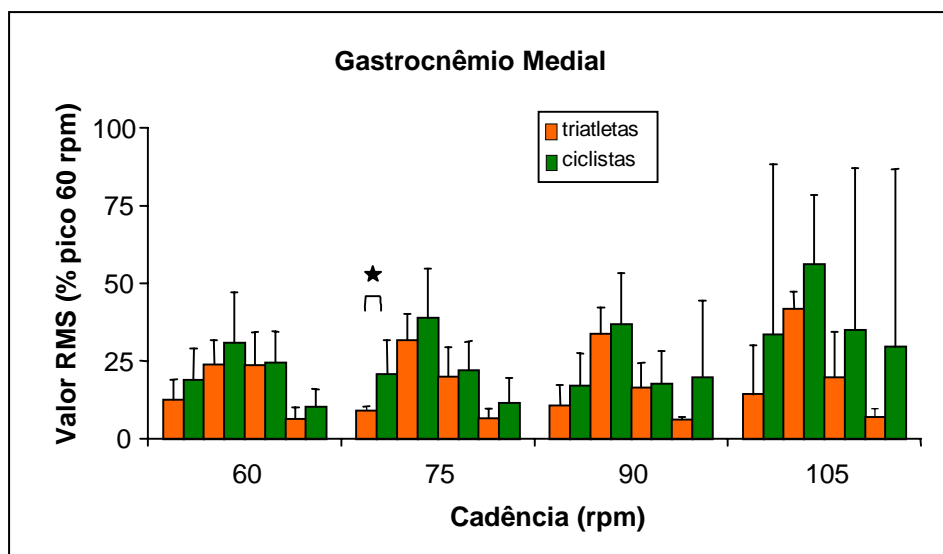


Figura 3.5 - Resultados do  $VO_2$  obtidos durante o teste, no segundo dia de avaliação.

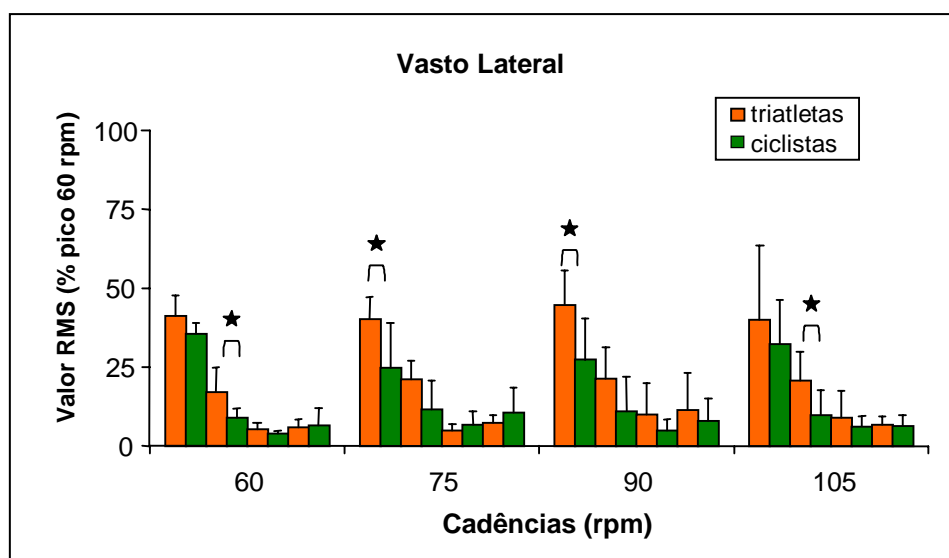
A comparação entre os grupos de ciclistas e triatletas evidenciou diferenças significativas para a magnitude do sinal EMG (valor RMS normalizado), quando comparados por quadrantes da pedalada.

No primeiro quadrante (0-90°), houve diferença significativa entre os grupos de ciclistas e triatletas para o valor RMS dos músculos GA [ $F(1,12) = 6,836$  ( $p < 0,023$ )] (Figura 3.6) e VL [ $F(1,11) = 6,058$  ( $p < 0,032$ )] (Figura 3.7) na cadência 75 rpm. Os maiores valores de ativação do GA foram para os ciclistas; e do VL, para os triatletas.



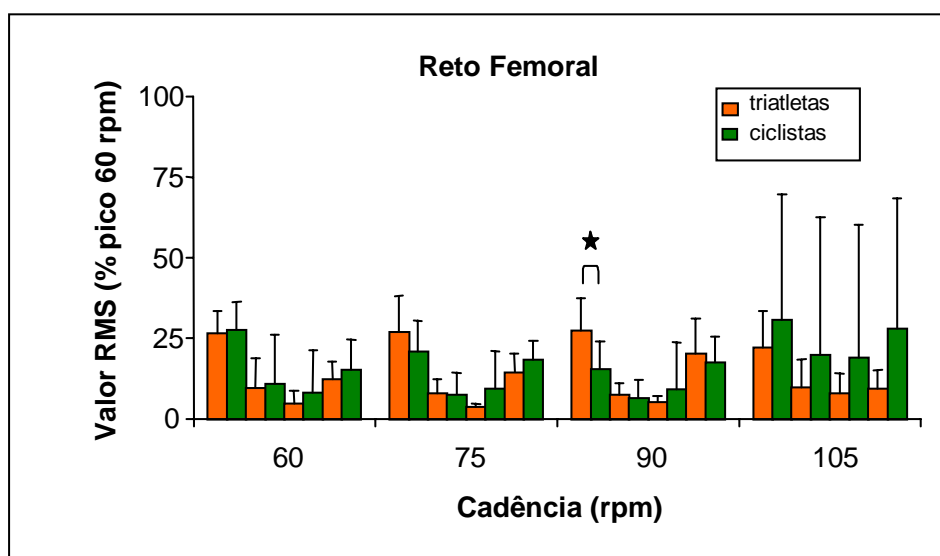
**Figura 3.6** - Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS médio, durante 10 ciclos, do músculo gastrocnêmio medial (GA). Cada dupla de colunas (laranja: triatletas; verde: ciclistas) refere-se a um quadrante da pedalada, totalizando quatro quadrantes ( $\star p < 0,05$ ).

Nesse primeiro quadrante, o valor RMS entre os grupos de ciclistas e triatletas também foi diferente significativamente para os músculos RF [ $F(1,13) = 6,164$  ( $p < 0,027$ )] (Figura 3.8) e VL [ $F(1,11) = 6,058$  ( $p < 0,032$ )] (Figura 3.7) na cadência 90 rpm. Nas demais cadências e para os demais músculos, os grupos não diferiram entre si.



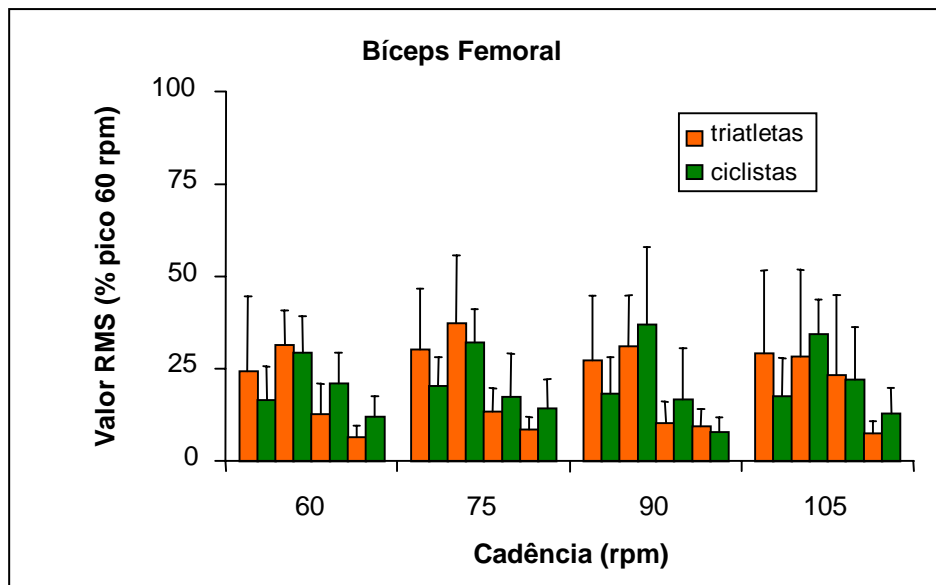
**Figura 3.7** - Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS médio, durante 10 ciclos, do músculo vasto lateral (VL). Cada dupla de colunas (laranja: triatletas; verde: ciclistas) refere-se a um quadrante da pedalada, totalizando quatro quadrantes ( $\star p < 0,05$ ).

No segundo quadrante da pedalada (90 - 180°), houve diferença significativa entre os grupos de ciclistas e triatletas para o valor RMS do músculo VL nas cadências 60 rpm [ $F(1,11) = 7,441$  ( $p < 0,020$ )] e 105 rpm [ $F(1,12) = 5,957$  ( $p < 0,031$ )]. Os maiores valores de ativação foram para os triatletas, em todos esses casos (Figura 3.7). Nas demais cadências e para os demais músculos, os grupos não diferiram entre si.

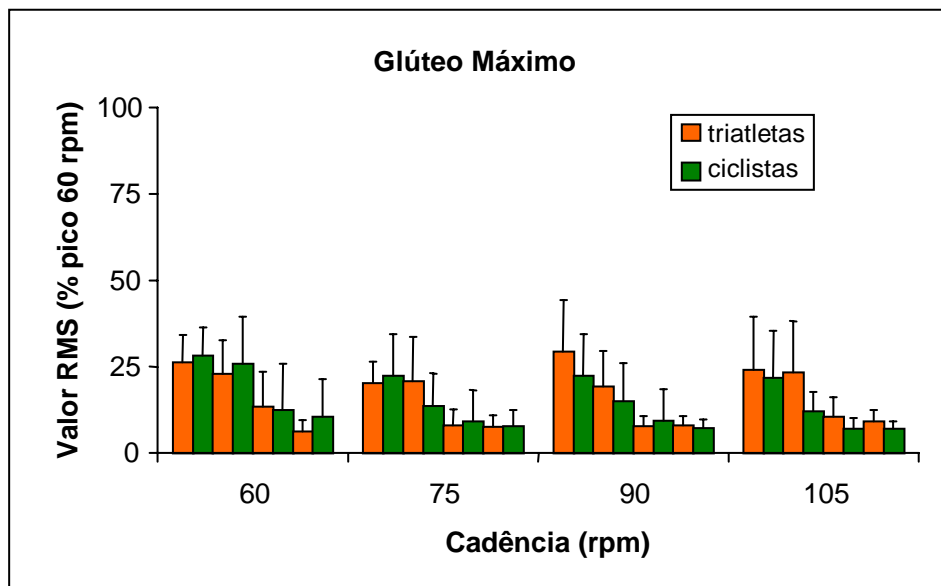


**Figura 3.8** - Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS médio, durante 10 ciclos, do músculo reto femoral (RF). Cada dupla de colunas (laranja: triatletas; verde: ciclistas) refere-se a um quadrante da pedalada, totalizando quatro quadrantes ( $\star p < 0,05$ ).

No terceiro quadrante da pedalada (180 - 270°), não foi evidenciada diferença significativa entre os grupos nos músculos estudados, em qualquer uma das cadências analisadas. As Figuras 3.9 e 3.10 apresentam os resultados do valor RMS normalizado, calculado a cada quadrante do ciclo de pedalada, para os músculos BF e GM, respectivamente, que não demonstraram ser significativamente diferentes entre os grupos de ciclistas e triatletas.

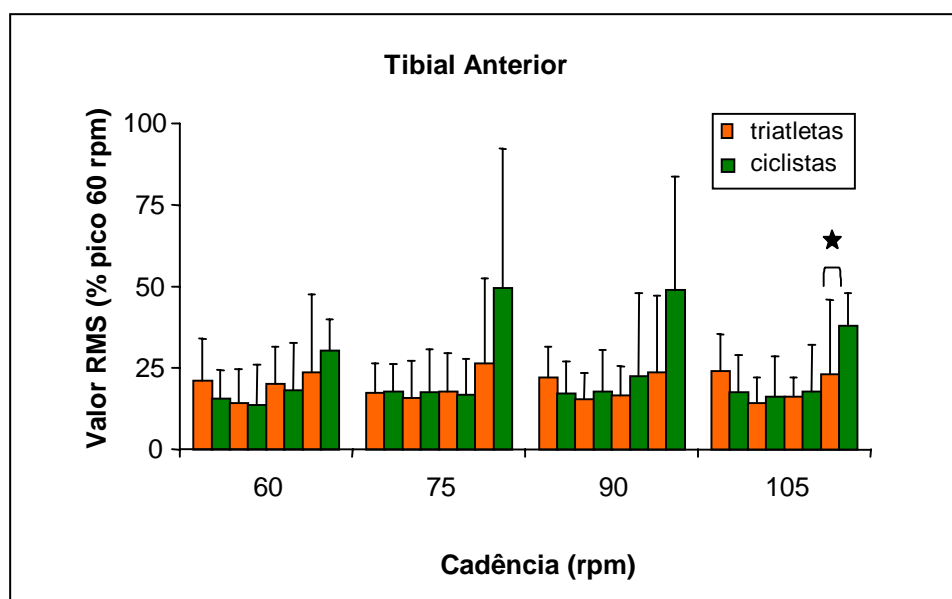


**Figura 3.9** - Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS médio, durante 10 ciclos, do músculo bíceps femoral (BF). Cada dupla de colunas (laranja: triatletas; verde: ciclistas) refere-se a um quadrante da pedalada, totalizando quatro quadrantes ( $\star p < 0,05$ ).



**Figura 3.10** - Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS médio, durante 10 ciclos, do músculo glúteo máximo (GM). Cada dupla de colunas (laranja: triatletas; verde: ciclistas) refere-se a um quadrante da pedalada, totalizando quatro quadrantes ( $\star p < 0,05$ ).

No quarto quadrante da pedalada (270 - 360°), houve diferença significativa entre os grupos de ciclistas e triatletas para o valor RMS do músculo TA na cadência 105 rpm [ $F(1,12) = 5,528$  ( $p < 0,037$ )]. Os maiores valores de ativação do TA foram para os ciclistas (Figura 3.11). Nas demais cadências e para os demais músculos, os grupos não diferiram entre si.

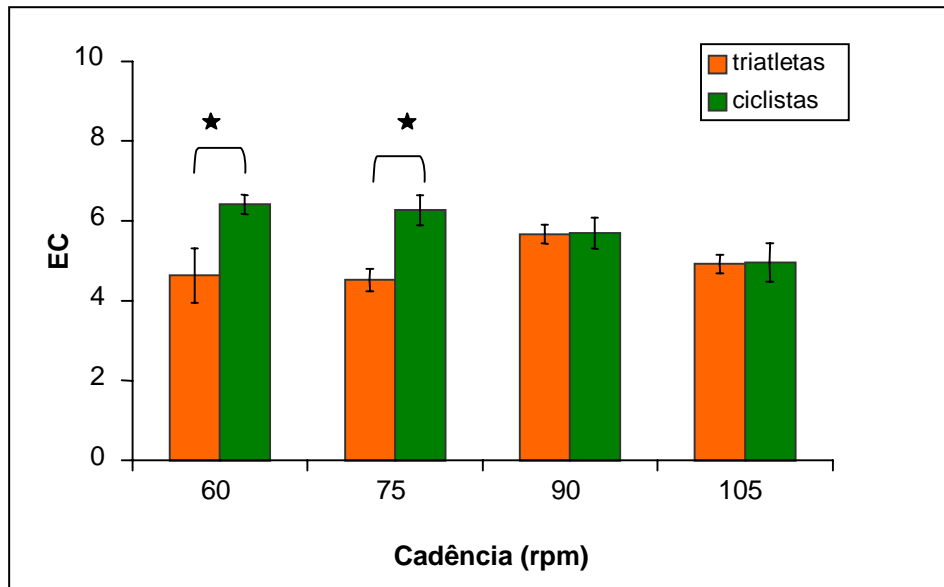


**Figura 3.11** - Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS médio, durante 10 ciclos, do músculo tibial anterior (TA). Cada dupla de colunas (laranja: triatletas; verde: ciclistas) refere-se a um quadrante da pedalada, totalizando quatro quadrantes (★  $p < 0,05$ ).

A análise comparativa entre as cadências não demonstrou diferenças significativas entre os grupos de ciclistas e triatletas para o valor RMS em nenhum dos seis músculos estudados, significando que o valor RMS não foi influenciado pela manipulação da cadência.

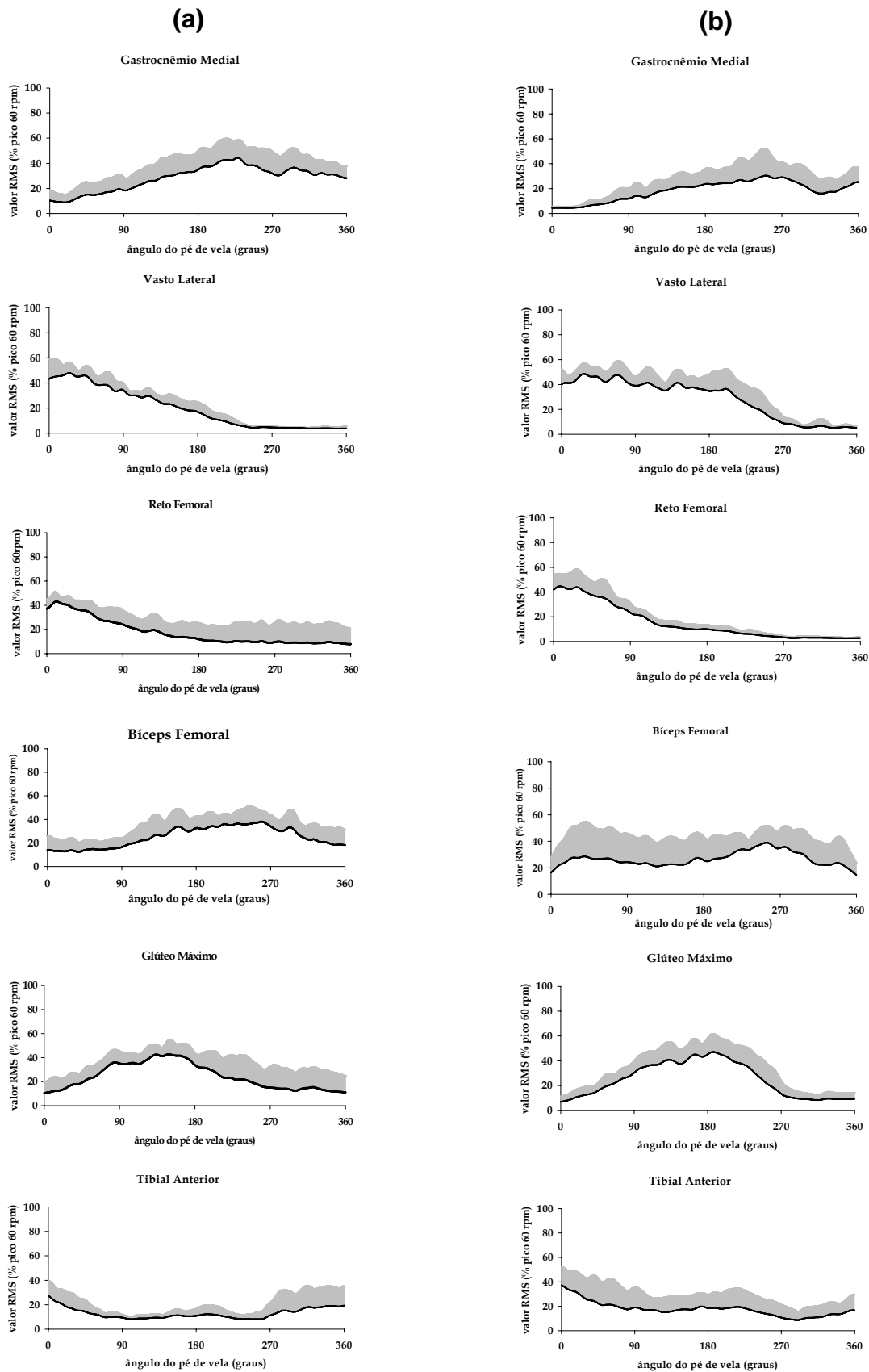
Em relação à EC, o grupo de ciclistas apresentou níveis significativamente superiores aos do grupo de triatletas, tanto na cadência 60 rpm [ $F(1,15) = 6,700$  ( $p < 0,021$ )] quanto na cadência 75 rpm [ $F(1,15) = 5,297$  ( $p < 0,036$ )]. Nas demais cadências, os grupos não diferiram entre si. A análise comparativa das cadências evidenciou que, tanto no grupo de ciclistas quanto no de triatletas, não existiram diferenças significativas entre as cadências investigadas. A Figura 3.12 apresenta esses resultados.





**Figura 3.12** - Resultados de média e erro-padrão obtidos para a economia de movimento (EC) na análise comparativa entre os grupos ( $\star \alpha < 0,05$ ) e as cadências.

Os resultados obtidos com o cálculo do valor RMS médio durante 10 ciclos consecutivos de pedalada também podem ser observados em relação ao ângulo do pé-de-vela. Nas Figuras 3.13 a 3.16, estão ilustrados os resultados obtidos para os ciclistas e triatletas, nas cadências 60, 75, 90 e 105 rpm, respectivamente. Com essas ilustrações, é possível analisar, qualitativa e comparativamente, a magnitude do sinal EMG, bem como o padrão de ativação muscular de cada músculo estudado, nos grupos de ciclistas e triatletas.



**Figura 3.13** - Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GA, VL, RF, BF, GM e TA de (a) ciclistas e (b) triatletas durante 10 ciclos consecutivos de pedalada na cadência 60 rpm.

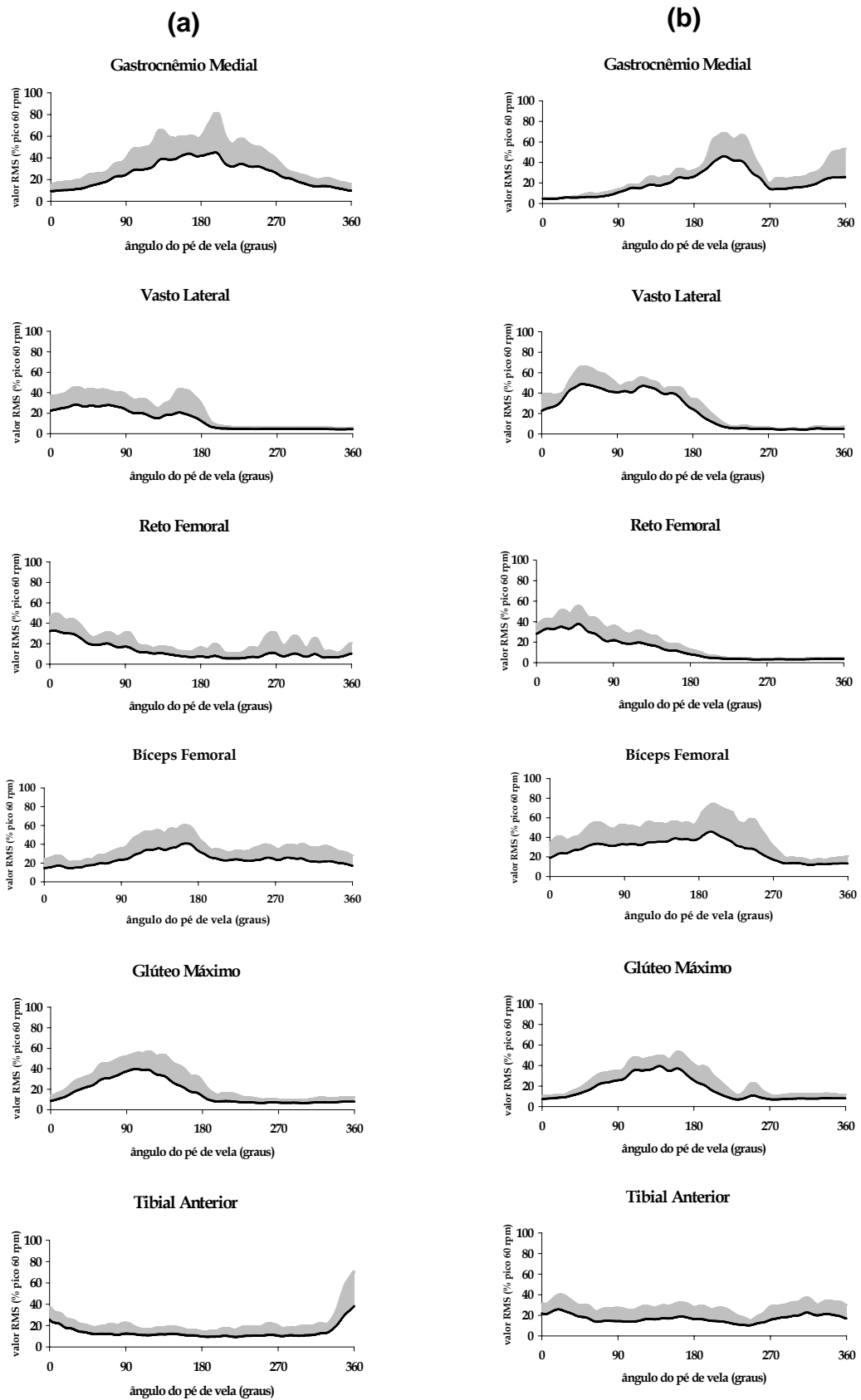


Figura 3.14 - Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GA, VL, RF, BF, GM e TA de (a) ciclistas e (b) triatletas durante 10 ciclos consecutivos de pedalada na cadência 75 rpm.

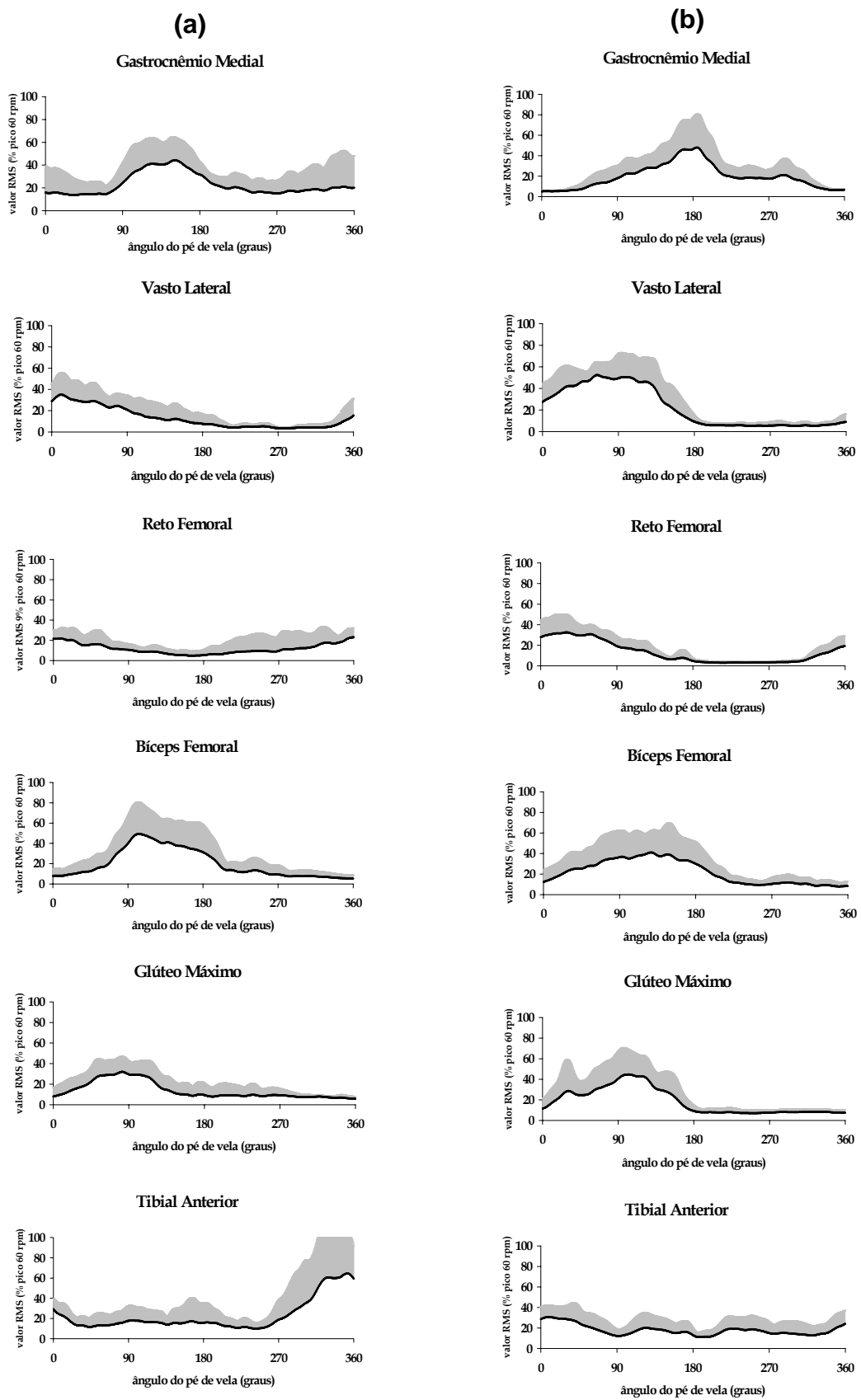


Figura 3.15 - Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GA, VL, RF, BF, GM e TA de (a) ciclistas e (b) triatletas durante 10 ciclos consecutivos de pedalada na cadência 90 rpm.

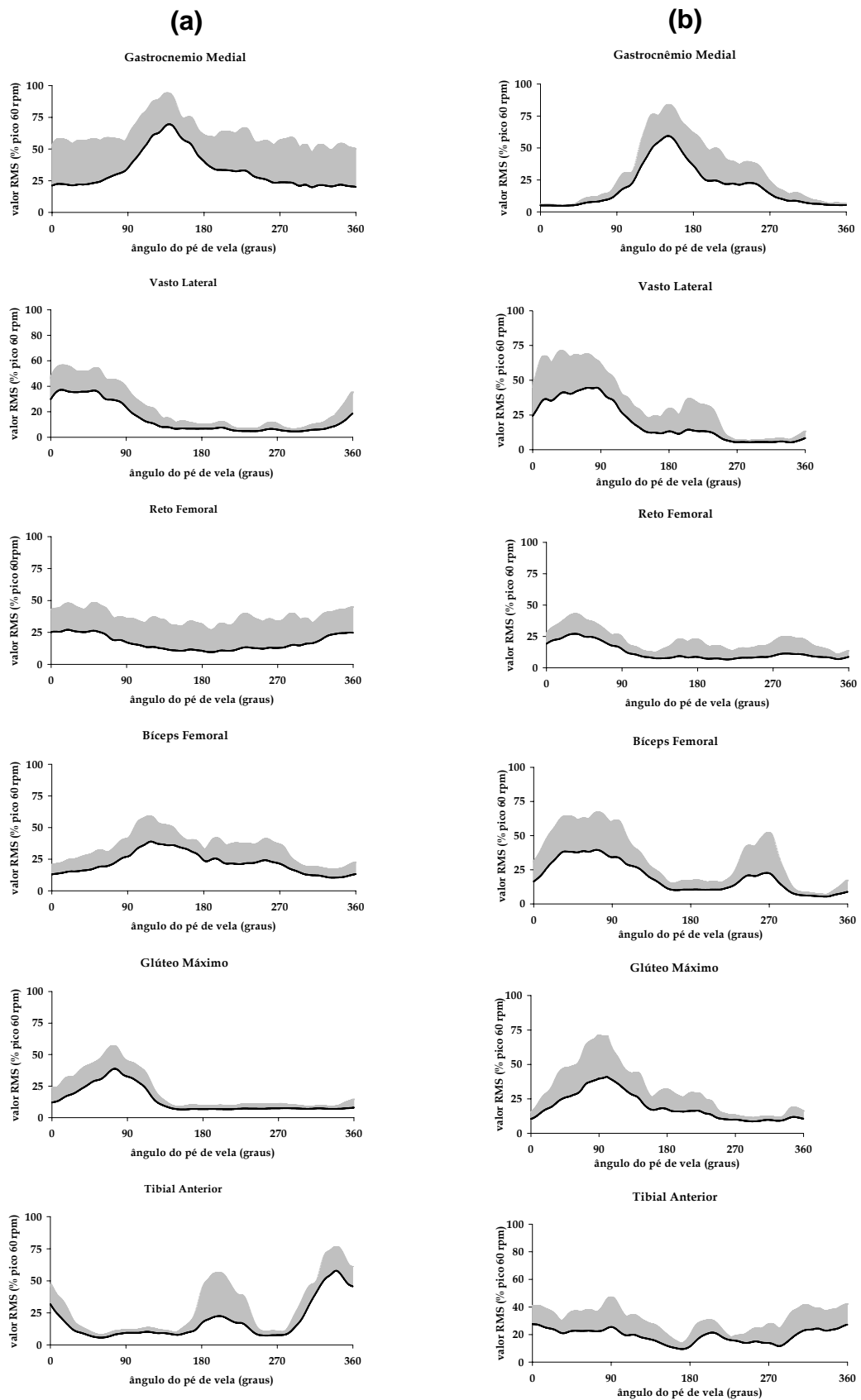


Figura 3.16 - Média e desvio-padrão (valores positivos) do valor RMS normalizado dos músculos GA, VL, RF, BF, GM e TA de (a) ciclistas e (b) triatletas durante 10 ciclos consecutivos de pedalada na cadência 105 rpm.

### 3.4 - Discussão dos Resultados

O objetivo deste estudo foi verificar e analisar os padrões de ativação muscular da pedalada de ciclistas e triatletas, sob o ponto de vista da amplitude do sinal EMG do membro inferior direito em quatro diferentes cadências.

Primeiramente, observou-se que o  $VO_2$  correspondente ao segundo limiar ventilatório foi equivalente, para ciclistas e triatletas, em todas as cadências (Figura 3.5). A utilização de um critério fisiológico mostrou-se um procedimento eficaz para estabelecer a carga de trabalho que representasse um nível de esforço equivalente para todos os sujeitos, pois produziu as respostas desejadas, uma vez que todos os sujeitos conseguiram manter o  $VO_2$  constante, no segundo dia, durante o protocolo de avaliação. Diferentemente de estudos anteriores, que utilizaram cargas fixas para todos os sujeitos, aqui a intenção era realizar a investigação em um nível de esforço próximo àqueles utilizados em competição.

A utilização da eletromiografia de superfície no domínio do tempo permitiu monitorar a ativação muscular de seis importantes músculos do membro inferior direito durante a pedalada. Entendendo que cada grupo muscular possui uma importante função no movimento complexo da pedalada, atuando em uma fase distinta da mesma, optou-se por analisar a magnitude do sinal EMG (valor RMS normalizado) em cada quadrante do ciclo da pedalada. A comparação entre os grupos de ciclistas e triatletas evidenciou diferenças significativas em três dos quatro quadrantes para os músculos GA, VL, RF e TA, o que sugere que ciclistas e triatletas utilizam estratégias distintas para a ativação muscular durante a pedalada. No entanto, essas diferenças não ocorreram sistematicamente nas quatro cadências analisadas, provavelmente devido à grande variabilidade do sinal EMG.

No primeiro quadrante (0 - 90°), os maiores valores de ativação foram consistentemente para os ciclistas no GA e para os triatletas no VL, em todas as cadências analisadas (Figuras 3.6 e 3.8, respectivamente). Já para o RF, os valores de ativação foram maiores para os ciclistas nas cadências 60 e 105 rpm, e para os triatletas nas cadências 75 e 90 rpm (Figura 3.7).

No segundo quadrante da pedalada (90 - 180°), o VL apresentou maiores valores de ativação muscular para os triatletas em comparação com os ciclistas, em todas as cadências estudadas (Figura 3.8).

No terceiro quadrante da pedalada (180 - 270°), não houve diferença significativa entre os grupos quanto à ativação muscular. Entretanto, observa-se que os ciclistas apresentaram maiores níveis de ativação muscular para o TA e o GA somente nas cadências mais altas (90 e 105 rpm); e para o RF, em todas as cadências.

No quarto quadrante (270 - 360°), os maiores valores de ativação foram consistentemente para os ciclistas no TA, em todas as cadências analisadas (Figura 3.9).

A análise qualitativa da ativação muscular normalizada, calculada a partir do valor RMS (Figuras 3.13 a 3.16), dos seis músculos estudados demonstra que os resultados encontrados neste estudo para os ciclistas a 90 rpm são consistentes com a literatura, pois o aspecto geral das curvas médias, bem como as localizações dos picos de ativação, são muito semelhantes a resultados de outros estudos, encontrados para ciclistas de elite ou recreacionais (GREGOR, GREEN & GARHAMMER, 1981; PONS & VAUGHAN, 1989; MARSH & MARTIN, 1995; NEPTUNE, KAUTZ & HULL, 1997; RAASCH, ZAJAC, MA & LEVINE, 1997; NEPTUNE & HERZOG, 2000; GREGOR, 2000; ZAJAC, 2002; BAUM & LI, 2003).

Na Figura 3.17, apresenta-se novamente o resultado obtido a 90 rpm para os ciclistas e os resultados de GREGOR (2000), também de ciclistas pedalando a 90 rpm. Algumas diferenças de análise devem ser salientadas. No presente estudo, utilizou-se a média de 10 ciclos de pedalada, sendo que o critério de normalização do sinal EMG foi pelo pico, a 60 rpm; e a carga de trabalho correspondeu ao segundo limiar ventilatório de cada sujeito. No estudo de GREGOR (2000), foi utilizada a média de 15 ciclos de pedalada, sendo a normalização realizada pelo critério da contração isométrica voluntária máxima, e a carga de trabalho fixada a 250 watts. Nota-se que, mesmo com diferenças metodológicas, os resultados de ambos os estudos, quando analisados qualitativamente, assemelham-se quanto ao padrão das curvas médias. Desse modo, entende-se que essa semelhança de padrão valoriza o resultado do presente estudo.

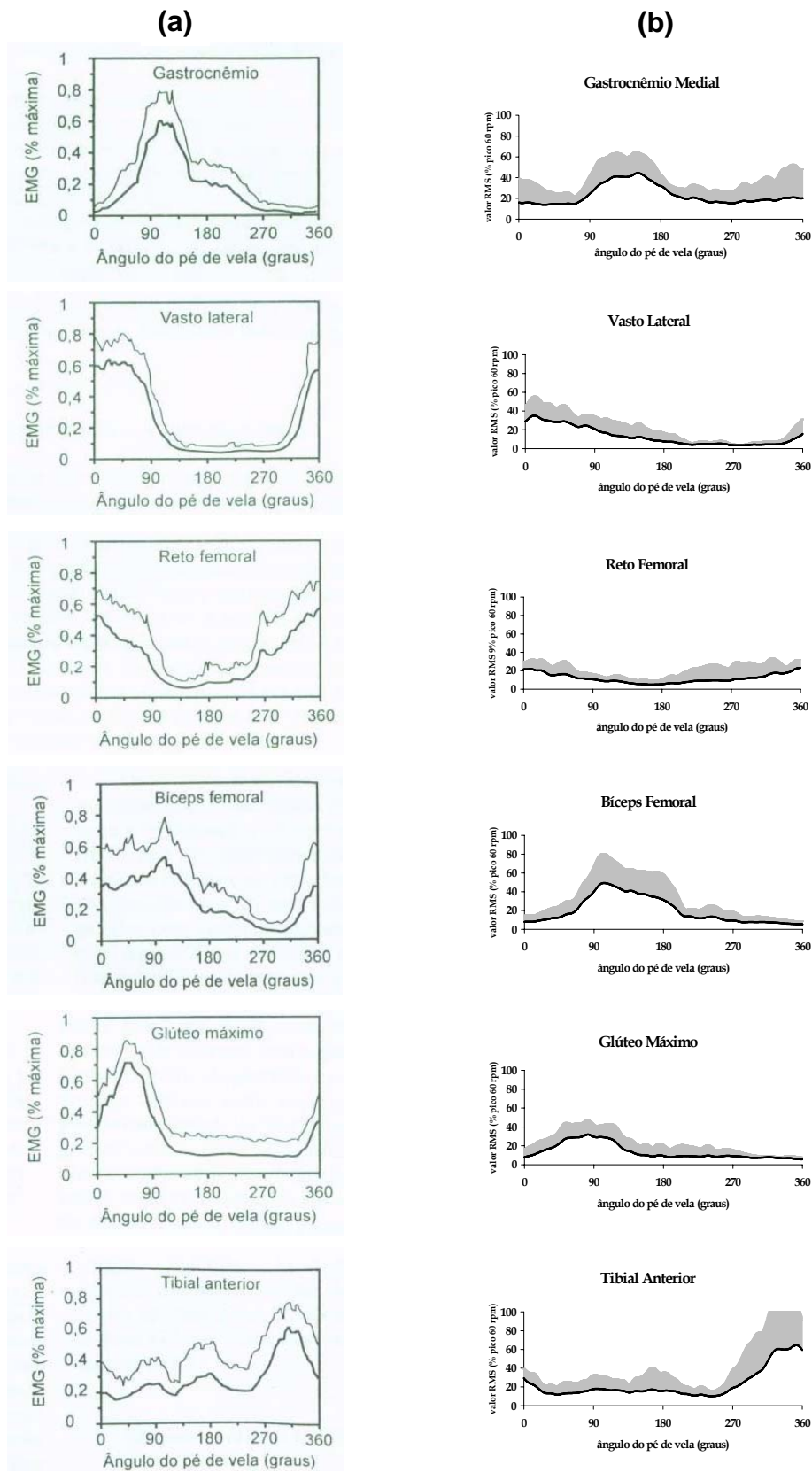


Figura 3.17 - Média e desvio-padrão (valores positivos) da ativação muscular normalizada dos músculos GA, VL, RF, BF, GM e TA a 90 rpm: (a) 18 ciclistas\* e (b) 8 ciclistas.

\* Figuras extraídas de GREGOR (2000, p. 523).



Independentemente de ser ciclista ou triatleta, os resultados do presente estudo sugerem que parece não haver um padrão comum de ativação muscular durante a pedalada, principalmente para o músculo biarticular RF. Os resultados também sugerem que os demais músculos estudados (BF, GA, GM, TA e VL) apresentam tendência a padrões de ativação distintos para ciclistas e triatletas. Previamente, havia-se especulado que ciclistas e triatletas possuiriam padrões característicos e distintos na pedalada devidos à utilização de diferentes estratégias de ativação neuromuscular durante o ato de pedalar. Os resultados encontrados suportam essa hipótese, na medida em que houve diferença significativa entre os grupos de ciclistas e triatletas na ativação dos músculos VL, TA, GA e RF. Por outro lado, não se pode ignorar que essa diferença não foi encontrada em todas as cadências estudadas, o que daria um maior suporte para essa hipótese.

O resultado mais interessante, do ponto de vista da técnica da pedalada, reside na diferença encontrada entre ciclistas e triatletas para o músculo monoarticular TA. Os ciclistas, em geral, acreditam que, na fase de recuperação da pedalada (quarto quadrante), é necessário "puxar" o pedal para cima, fato este conseguido somente por ciclistas experientes, que desenvolveram essa capacidade. No jargão dos ciclistas, essa habilidade é chamada "pedalada redonda"; já alguns autores a nomeiam pedalada habilidosa. No entanto, existe evidência, na literatura, de que, embora atletas pensem estar "puxando" o pedal na fase de recuperação da pedalada, isso raramente ocorre e parece não ser essencial para a técnica do ciclismo, exceto durante *sprints* ou em planos inclinados ascendentes (GREGOR, 2000). Acredita-se que, mecanicamente, "puxar" o pedal representa melhor aproveitamento da força efetiva, independentemente da velocidade ou da superfície; e que vários ciclistas realmente puxam o pedal, mas não conseguem reverter à força aplicada sobre o pedal em força efetiva ao pé-de-vela. Talvez essa dificuldade em "puxar" o pedal e transferir a força do pedal ao pé-de-vela, também na fase de recuperação, esteja associada ao fato de que os músculos isquiotibiais, em relação ao quadríceps, apresentam menor capacidade de geração de força, e ao fato de que o peso do membro inferior causa um torque contrário ao movimento da pedalada. O resultado do presente estudo, respaldado principalmente pela diferença no comportamento do TA entre ciclistas e triatletas evidencia que a "puxada no pedal" na fase de recuperação parece realmente ocorrer, pelo menos nas condições laboratoriais impostas

neste estudo. Especulava-se, no início deste estudo, que ciclistas apresentariam melhor técnica de pedalada do que triatletas. As estratégias diferenciadas de utilização do TA podem ser uma possível explicação para essa melhor técnica, uma vez que se acredita na importância de puxar o pedal na fase de recuperação, evitando “atrapalhar” a outra perna, que estaria desenvolvendo potência, na fase de propulsão.

Entretanto, para que seja possível pedalar dessa forma, é necessário que ocorra um movimento de flexão dorsal do tornozelo, devido à contração do TA. Considerando que a atividade muscular pode ser mensurada pela eletromiografia (GROOT, WELBERGEN, CLIJSEN, CARIJS, CABRI & ANTONIS, 1994), o fato de os ciclistas apresentarem maior ativação do que os triatletas implica aceitar que os ciclistas realizaram o movimento de flexão dorsal do tornozelo na fase de recuperação da pedalada e que, portanto, se mostraram hábeis para realizar a puxada do pedal nessa fase do ciclo. Complementarmente à flexão dorsal do tornozelo, esperava-se que os flexores do joelho (BF) e do quadril (RF) também apresentassem maior ativação muscular nessa fase da pedalada, sinalizando, novamente, a tentativa de executar a “pedalada redonda”. Os resultados não demonstraram diferenças significativas entre ciclistas e triatletas, embora os ciclistas tenham apresentado tendência e esse comportamento esperado, na fase de recuperação, em todas as cadências, exceto a 90 rpm. Desse modo, no presente estudo, os ciclistas desenvolveram uma estratégia de ativação muscular diferente da dos triatletas, provavelmente devida à técnica empregada na pedalada. Embora os atletas dos dois grupos tenham apresentado um mesmo nível de condicionamento físico, os ciclistas possuem uma técnica de pedalada diferenciada da dos triatletas, provavelmente porque treinam especificamente para essa modalidade; enquanto que os triatletas dedicam-se a mais duas modalidades.

De acordo com GREGOR (2000), a atividade dos músculos monoarticulares é muito mais consistente quando comparada à atividade dos músculos biarticulares, no sentido da quantidade de ativação muscular. Considerando as funções mono e biarticular dos músculos que atuam como flexores e extensores das articulações, pode-se observar, nas Figuras 3.13 a 3.16, que os músculos extensores monoarticulares VL e GM geraram maior atividade elétrica na fase de propulsão do ciclo da pedalada; enquanto que o flexor monoarticular TA o fez durante a fase de recu-

peração. Já o RF, músculo de função biarticular que atua tanto no quadril como no joelho, apresentou maior atividade na fase de propulsão, atuando como um extensor do joelho, juntamente com o VL, nessa mesma fase do ciclo. Entretanto, o RF também apresentou um certo grau de ativação na fase de recuperação da pedalada, atuando como um flexor do quadril. O outro músculo biarticular estudado foi o GA, que se manteve ativo a partir do segundo quadrante do ciclo da pedalada, durante a fase de propulsão, mantendo-se assim também durante a fase de recuperação. Acredita-se que, funcionalmente, essa ativação do GA na fase de recuperação seja importante, pois parece refletir a habilidade em utilizar esse músculo para transmitir força ao pé-de-vela.

Segundo PRILUTSKY & GREGOR (2000), os músculos biarticulares demonstram o mais alto nível de atividade quando atuam como agonistas em ambas as articulações; no entanto, os resultados ilustrados nas Figuras 3.13 a 3.16 são inconsistentes, pois os músculos biarticulares BF, GA e RF apresentaram comportamentos distintos, nas diferentes cadências analisadas, quanto ao nível de atividade muscular. Por exemplo, o músculo BF, nas cadências 60 e 75 rpm, atuou como agonista para a flexão do joelho na fase de recuperação, mas não foi atuante nessa mesma fase nas cadências 90 e 105 rpm. A importância dos músculos biarticulares reside no fato de que eles fornecem três vantagens em relação aos músculos monoarticulares: (1) os biarticulares controlam o movimento nas duas articulações que cruzam, proporcionando uma redução da atividade elétrica de um músculo monoarticular envolvido no movimento; (2) apresentam menor velocidade de encurtamento que a dos seus sinergistas monoarticulares, sendo capazes de exercer força em maior proporção; e (3) podem redistribuir torque muscular e potência articular de uma articulação para outra (ENOKA, 2000).

Segundo RAASCH, ZAJAC, MA & LEVINE (1997), a energia gerada pelo membro inferior na fase de propulsão da pedalada, pelo vasto medial e pelo GM é transferida para o pé-de-vela pelo GA. Tanto o vasto medial como o GM são os músculos primários para a produção de potência durante a pedalada, produzindo 55% do total de potência durante a fase de propulsão. Já os músculos TA e BF geram energia na fase de recuperação da pedalada, sendo que o TA atua como um antagonista ao sóleo. Nas Figuras 3.13 a 3.16, observa-se, qualitativamente, um comportamento semelhante, para os músculos VL, GM, TA e BF, a este descrito por

RAASCH, ZAJAC, MA & LEVINE (1997); entretanto, a porcentagem total de potência gerada por cada músculo não foi calculada no presente estudo.

Freqüentemente, grupos musculares são ativados pelo sistema nervoso para executar um movimento específico, atuando como sinergistas, ou seja, um grupo de músculos agonistas-antagonistas atuando como uma unidade. No ato de pedalar, a sinergia entre os músculos ativos agonistas e antagonistas ocorre na ordem da demanda da força externa, seja ela aumentos de carga ou de cadência (GROOT, WELBERGEN, CLIJSEN, CARIJS, CABRI & ANTONIS, 1994). De acordo com GREGOR, GREEN & GARHAMMER (1981), os músculos monoarticular GM e biarticular BF apresentam uma importante função no torque extensor do quadril, desenvolvido na fase de propulsão do ciclo da pedalada. Do mesmo modo, os músculos monoarticular VL e biarticular RF apresentam uma importante função no torque extensor do joelho, desenvolvido também na fase de propulsão. Já os músculos biarticulares BF e GA desempenham uma importante função no torque flexor do joelho, observado ao redor de 180° do ciclo da pedalada.

Neste estudo, encontraram-se resultados que confirmam as afirmações de GREGOR, GREEN & GARHAMMER (1981); portanto, conclui-se que, durante a fase de propulsão do ciclo da pedalada, é determinante a atividade muscular dos extensores do quadril e do joelho e dos flexores plantares do tornozelo, cujos principais objetivos são, respectivamente, propulsionar a bicicleta e assegurar a eficiência na transmissão da força produzida ao pé-de-vela. Já durante a fase de recuperação, a atuação dos flexores do quadril, do joelho e dos flexores dorsais do tornozelo objetiva a reposição da perna no ponto morto superior do ciclo da pedalada e, simultaneamente, a “puxada” do pedal, contribuindo, assim, para a tarefa que está sendo desempenhada pela outra perna.

Analisando qualitativamente o sinal EMG nas Figuras 3.13 a 3.16, observa-se a ocorrência de co-contração entre os músculos (1) GM e RF e (2) BF e RF, a qual favoreceu a ação do VL para os ciclistas. Esta co-contração também foi observada para os triatletas, entretanto eles ativaram com maior intensidade o VL. Esta aparente contradição entre a ocorrência de co-contração e a ativação do VL para os ciclistas e os triatletas não pode ser esclarecida apenas pela análise qualitativa do sinal EMG. Acredita-se que esta compreensão somente será possível através de uma análise quantitativa da co-contração entre estes músculos.

Os músculos BF (Figura 3.9) e GM (Figura 3.10) não apresentaram diferenças significativas entre os grupos de ciclistas e triatletas quanto à ativação muscular. Entretanto, os triatletas obtiveram índices mais elevados de ativação muscular no BF nos dois primeiros quadrantes, nas cadências 60 e 75 rpm; enquanto os ciclistas apresentaram maior ativação muscular nos dois últimos quadrantes da pedalada para todas as cadências, exceto no quarto quadrante a 90 rpm. Partindo do pressuposto de que a fase de recuperação é importante para a técnica da pedalada, e que os ciclistas detêm uma melhor técnica do que os triatletas, infere-se que a tendência mostrada pelos ciclistas de apresentar maior ativação do BF na recuperação sinaliza a utilização de uma melhor estratégia adotada por estes durante a pedalada. É interessante especular que repercussão pode causar esse tipo de estratégia adotada pelos triatletas, uma vez que, após o ciclismo, eles ainda têm de correr. Poupar o BF na recuperação significa sobrecarregar o biarticular GA, que atua como flexor do joelho nesta fase. Assim, esta não parece ser uma estratégia interessante do ponto de vista do treinamento; uma vez que, para a corrida, é necessário o movimento de flexão do joelho, no qual o GA também atua.

Um estudo realizado por TAKAISHI, YAMAMOTO, ONO, ITO & MORITANI (1998) encontrou resultados semelhantes quanto à utilização do BF. Os autores mostraram que não-ciclistas apresentaram um aumento na ativação muscular do VL; enquanto que ciclistas apresentaram um aumento na ativação muscular do BF. Para os autores, considerando que o VL é crucial para a geração de força no pedal, os não-ciclistas experienciaram um maior esforço nesse músculo quando comparados aos ciclistas. Desse modo, os autores concluíram que a utilização positiva do bíceps femoral pelos ciclistas contribuiu para aliviar a quantidade de atividade muscular e a intensidade do esforço muscular para o VL. Essa constatação é importante na medida em que a habilidade em pedalar diminui o esforço muscular, o que influencia a seleção da cadência da pedalada e promove o recrutamento de fibras tipo I, com eficiência mecânica e resistência à fadiga maiores, apesar de aumentar o consumo de oxigênio (TAKAISHI, YAMAMOTO, ONO, ITO & MORITANI, 1998).

No presente estudo, as estratégias adotadas por ciclistas e triatletas indicam que ciclistas apresentaram tendência a utilizar mais o BF, enquanto que os triatletas utilizaram mais o VL para a extensão do joelho, consistentemente, em todas as cadências analisadas. Especula-se, novamente, que essa estratégia diferenciada

de utilização do BF e do VL deva repercutir no treinamento dos triatletas. Observou-se que os triatletas obtiveram índices mais elevados, mas não-significativos, de ativação muscular no BF nos dois primeiros quadrantes (Figura 3.9), durante a extensão do quadril, simultaneamente à extensão do joelho (Figura 3.8), resultando em maior esforço muscular para o VL. Isso possivelmente implica, para o triatleta, começar a corrida já em estado de fadiga para esse músculo, o que não torna interessante esse tipo de estratégia por parte dos triatletas. Segundo McCLAY, LAKE & CAVANAGH (1990), o VL é um importante músculo do membro inferior para a corrida, atuando como extensor do joelho e, juntamente com os outros músculos do quadríceps e os músculos isquiotibiais, co-atuando para prover estabilidade durante a fase de impacto da corrida. Neste estudo, não se pretende elucidar questões referentes ao treinamento dos triatletas, apenas se pensa em contribuir com questões pertinentes sobre as estratégias utilizadas para ativação muscular durante a pedalada, partindo-se da premissa de que ciclistas detêm uma melhor estratégia, do ponto de vista da minimização do esforço muscular.

Uma segunda hipótese foi formulada no presente estudo, de que a amplitude do sinal EMG tenderia a aumentar nas maiores cadências em uma intensidade fisiológica de esforço constante, tanto para ciclistas como para triatletas. Os resultados da análise estatística não suportam essa hipótese, pois a atividade muscular (valor RMS) em todos os seis músculos estudados não foi significativamente diferente entre as cadências, para ambos os grupos.

Segundo GUIMARÃES, HERZOG, ALLINGER & ZHANG (1995), a atividade eletromiográfica e a força são linearmente relacionadas em condições de contração isométrica; mas o mesmo não ocorre em condições dinâmicas, pois seus resultados indicaram que a relação entre força e atividade elétrica foi altamente não-linear nessas condições. Desse modo, de acordo com a relação força-velocidade, quanto mais rápida for a contração muscular para a execução de um movimento, menor será a capacidade de produção de força concêntrica. Diante disso, os autores especularam que a ativação muscular não está associada apenas às condições contráteis do músculo, mas também a um controle neural central pré-programado para compensar a dificuldade de produção de força nas altas velocidades. Assim, no presente estudo, o aumento na cadência não influenciou a atividade elétrica dos músculos estudados.

Desse modo, conclui-se que a ativação muscular do membro inferior direito, mensurada pelo valor RMS, não foi influenciada significativamente pelas diferentes cadências (60, 75, 90 e 105 rpm), tanto para ciclistas como para triatletas. No entanto, analisando cada músculo separadamente, verificou-se que estes responderam de modo distinto à manipulação da cadência. Os músculos BF e GM não foram influenciados pela alteração da cadência; enquanto que o GA e o RF apresentaram maior ativação muscular na cadência 105 rpm do que a 60, 75 ou 90 rpm; e os músculos TA e VL responderam com o aumento da ativação quando a cadência era aumentada. Para NEPTUNE, KAUTZ & HULL (1997), os músculos do membro inferior respondem diferentemente à manipulação da cadência. Desse modo, seria interessante investigar mais essa questão; pois, nos resultados do presente estudo, embora não tenham ocorrido diferenças significativas, verificou-se a tendência diferenciada de resposta da ativação dos músculos com a manipulação da cadência, conforme indica a literatura.

De fato, embora neste estudo não tenha ocorrido diferença significativa, não se pode negar que as diferenças ocorreram. MARSH & MARTIN (1995) encontraram um efeito significativo da cadência sobre a ativação muscular; sendo que, com o aumento da cadência, ocorreu um sistemático aumento na amplitude do sinal EMG para o músculo GA. No entanto, os autores também verificaram uma ausência do efeito da cadência sobre a ativação dos músculos BF, VL e RF. Os autores especularam que essa diferença de resultados poderia ser devida às características do tipo de fibra muscular e suas propriedades mecânicas e concluíram ser necessárias mais investigações sobre a complexa interação da cadência, da carga, do tipo de fibra e das alterações no comprimento muscular durante a pedalada.

Mais recentemente, foi encontrado por BAUM & LI (2003) que a cadência exerce um significativo efeito sobre a ativação muscular, embora cada músculo responda de maneira diferente à manipulação da cadência, pois mais de 56% das variáveis estudadas por eles (valor do início da ativação, valor do final da ativação, valor do pico de ativação e média da duração da ativação) foram influenciadas significativamente pela alteração da cadência. No presente estudo, embora se tenha observado a tendência de alteração da atividade muscular com a alteração da cadência, não se pode afirmar que, com o aumento da cadência, ocorra um aumento da ativação muscular, contrariando, assim os achados de GREGOR (2000).

Nas Figuras 3.13 a 3.16, pode-se observar o padrão de ativação muscular para todos os músculos estudados. Qualitativamente, os resultados dos músculos BF, GA e GM são consistentes e demonstram que existe uma tendência para alteração dos padrões de ativação desses músculos nas diferentes cadências, tanto para ciclistas como para triatletas, no sentido de ocorrerem mais cedo em relação ao ângulo do pé-de-vela. O músculo TA foi diferente quanto ao padrão da ativação muscular somente para o grupo de ciclistas.

Segundo GREGOR (2000), recentemente tem havido interesse considerável na investigação dos efeitos do aumento da cadência sobre o início e o fim dos períodos de ativação muscular. No estudo desenvolvido por NEPTUNE, KAUTZ & HULL (1997), à medida que aumentava a cadência, a atividade eletromiográfica dos principais músculos do membro inferior começava precocemente no ciclo da pedalada. BAUM & LI (2003) demonstram que, conforme a cadência da pedalada é aumentada, ocorrem alterações significativas no início dos períodos de ativação para os músculos GM, RF, BF, VL e TA. Os autores encontraram que os períodos de ativação destes músculos ocorreram mais cedo, em relação ao ângulo do pé-de-vela e sugeriram que isso leva a uma alteração de coordenação entre os músculos do membro inferior. Esses resultados assemelham-se à tendência encontrada no presente estudo, mas não podem ser confirmados pelos resultados aqui apresentados; pois, no presente estudo, não foram calculados os valores de início e fim dos períodos de ativação muscular.

Os resultados obtidos com a análise da variável EC demonstraram que ciclistas são significativamente mais econômicos que triatletas nas cadências 60 e 75 rpm (Figura 3.12). Para HAUSSWIRTH, BIGARD & GUEZENNEC (1997), diferenças nos padrões de execução da pedalada influenciam a EC. Considera-se interessante o fato de que os ciclistas, além de terem sido mais econômicos, apresentaram valores mais baixos de ativação muscular para o VL na fase de propulsão e valores mais altos de ativação para o músculo BF na fase de recuperação da pedalada. Acredita-se que a associação entre os resultados da EC e dos padrões de ativação muscular demonstra a melhor qualidade técnica dos ciclistas em relação aos triatletas, já que ambos apresentavam o mesmo nível de condicionamento físico ( $VO_2$ ). Especula-se que os ciclistas foram mais econômicos que os triatletas, porque sua estratégia adotada ao pedalar possibilitou uma minimização de esforço do sistema



neuromuscular, evidenciada pela ativação do VL, que é, segundo RAASCH, ZAJAC, MA & LEVINE (1997), o maior contribuinte de toda a energia produzida durante a pedalada.

As diferenças significativas encontradas neste estudo para a EC e a ativação (valor RMS) dos músculos GA, VL, RF e TA, bem como as considerações anteriormente levantadas quanto à estratégia de utilização dos músculos VL, BF e TA pelos ciclistas e triatletas, sustentam a premissa de que os ciclistas possuem melhor técnica de pedalada do que os triatletas, pois utilizaram positivamente os flexores do joelho (BF), aliviando a atividade muscular do VL, e utilizaram consistente e criteriosamente o TA na região do ponto morto superior do ciclo da pedalada em todas as cadências analisadas. Esses resultados sinalizam que ciclistas e triatletas apresentaram diferentes coordenações entre os músculos do membro inferior direito durante a pedalada, bem como entre as diferentes cadências.

Em suma, os resultados deste estudo demonstraram que as magnitudes do sinal EMG (valor RMS) foram significativamente diferentes para os grupos de ciclistas e triatletas: (1) no primeiro quadrante (0 - 90°), para os músculos GA e VL na cadência 75 rpm, e para os músculos RF e VF na cadência 90 rpm; (2) no segundo quadrante da pedalada (90 - 180°), para o VF nas cadências 60 rpm e 105 rpm; e (3) no quarto quadrante (270 - 360°), para o TA na cadência 105 rpm.

Analisando comparativamente os resultados dos ciclistas e triatletas, verifica-se que os triatletas apresentaram maior ativação muscular do VL durante a fase de propulsão, nas quatro cadências estudadas; e que os ciclistas apresentaram maior ativação do TA na fase de recuperação da pedalada.

Quanto às funções mono e biarticular dos músculos, os resultados sugerem que (1) os extensores monoarticulares (VL e GM) geraram maior atividade elétrica na fase de propulsão; (2) o flexor monoarticular (TA), durante a fase de recuperação; e (3) os músculos de função biarticular (RF e GA), na fase de propulsão, entretanto também apresentaram um pouco de ativação na fase de recuperação do ciclo da pedalada.

Quanto à EC, ciclistas foram mais econômicos nas cadências 60 e 75 rpm; e, provavelmente, o padrão de ativação muscular desenvolvido por eles tenha influenciado esse resultado.

### **3.5 - Conclusões**

Os resultados demonstraram que houve diferença significativa entre os grupos de ciclistas e triatletas quanto ao nível de ativação dos músculos VL, TA, GA e RF. Conclui-se, então, que ciclistas e triatletas possuem padrões característicos e distintos de pedalada devidos, possivelmente, à utilização de estratégias diferentes de ativação neuromuscular. Assume-se que ciclistas detêm uma melhor técnica de pedalada que triatletas a partir do comportamento distinto dos músculos TA e BF na fase de recuperação, embora diferenças significativas não tenham sido evidenciadas para o BF. Acredita-se que são necessárias mais investigações acerca desse tema.

## Referências Bibliográficas

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

CALLEGARI-JACQUES, S. **Bioestatística: princípios e aplicações**. Porto Alegre, ARTMED, 2003.

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

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. 229-237, 1988.

DENADAI, B.S. Limiar anaeróbico: considerações fisiológicas e metodológicas. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v. 1, n. 2, p. 74-88, 1995.

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

ERVILHA, U.F.; 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: SBB/DEM-FEF-UNICAMP/LIB-FEF, 1997.

GUIMARÃES, A.C.; HERZOG, W.; ALLINGER, 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.

GOTSHALL, R.W.; BAUER, T.A.; FAHRNER, S.L. Cycling cadence alters exercise hemodynamics. **Int. J. Sports Med.**, v. 17, n. 1, p. 17-21, 1996.

GREGOR, R.J. Biomechanics of cycling. *In*: GARRRET, W.E.; KIRKENDALL, D.T. **Exercise and Sport Science**, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, p. 515-537, 2000.

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.

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.

LI, L.; CALDWELL, G.E. Muscle coordination in cycling: effect of surface and posture. **J. Appl. Physiol.**, v. 85, n. 3, p. 927-934, 1998.

McINTOSH, B.R.; NEPTUNE, R.R.; HORTON, J.F. Cadence, power and muscle activation in cycle ergometry. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 32, n. 7, p. 1281-1287, 2000.

MARSH, A.P.; MARTIN, P.E. The relationship between cadence,  $VO_2$  and IEMG in a group of cyclists and noncyclists. **Abstracts. Proceedings of the Second North-American Congress on Biomechanics.** Chicago, p. 255-256, 1992.

\_\_\_\_\_. The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 27, n. 2, p. 217-225, 1995.

\_\_\_\_\_. Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 29, n. 9, p. 1225-1232, 1997.

McCLAY, I.S.; LAKE, M.J.; CAVANAGH, P.R. Muscle activity in running. *In*: CAVANAGH, P.R. Biomechanics of distance running. Human Kinetics Books, Champaign, Illinois, p. 165-186, 1990.

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

NEPTUNE, R.R.; HERZOG, W. adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady-state cycling. **J. Biomech.**, v. 33, p. 165-172, 2000.

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.

PONS, J.D.; VAUGHAN, C.L. Mechanics of cycling. *In*: VAUGHAN, C.L. **Biomechanics of Sport**. CRC Press, Inc. Boca Raton, Flórida, p. 289-315, 1989.

PRILUTSKY, B.I.; GREGOR, R.J. Analysis of muscle coordination strategies in cycling. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 8, n. 3, p. 362-370, 2000.

RAASCH, C.C.; ZAJAC, F.E.; MA, B.; LEVINE, W.S. Muscle coordination of maximum-speed pedaling. **J. Biomech.**, v. 30, n. 6, p. 595-602, 1997.

RIBEIRO, J.P. Limiares metabólicos e ventilatórios durante exercício. **Arq. Bras. Cardiol.**, v. 64, n. 2, p. 171-181, 1995.

SODERBERG, 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.

YANG, J.F.; WINTER, D.A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 65, p. 517-521, 1984.

ZAJAC, F.E. Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. **J. Biomech.**, v. 35, p. 1011-1018, 2002.

## **CONCLUSÕES**

---

## CONCLUSÕES

---

As informações obtidas de um pedal instrumentado, capaz de mensurar a força nele aplicada durante um ciclo completo da pedalada, sincronizado com cinematria e eletromiografia, permitiram estudar a técnica da pedalada de ciclistas e triatletas sob o ponto de vista tanto da ativação muscular quanto da biomecânica. A utilização simultânea de variáveis fisiológicas, como o consumo de oxigênio, permitiu ainda que se estudasse a economia de movimento.

Os resultados deste estudo demonstraram que os ciclistas e triatletas avaliados possuíam padrões distintos de pedalada, a partir da análise da força efetiva e da magnitude do sinal EMG (valor RMS).

A análise da força efetiva demonstrou diferença significativa entre ciclistas e triatletas, nas cadências 60 e 75 rpm, indicando que, nessas cadências, os ciclistas detêm uma melhor técnica de pedalada. Em outras palavras, os ciclistas não aplicaram mais força no pedal, apenas utilizaram melhor essa força, ou seja, o grupo de ciclistas foi significativamente mais hábil para transferir força ao pé-de-vela nas cadências 60 e 75 rpm. Possivelmente, isso ocorreu porque, nessas, cadências eles conseguiram controlar a orientação da aplicação da força, tendo, portanto, mais efetividade na pedalada quando comparados aos triatletas.

A análise da magnitude do sinal EMG (valor RMS) demonstrou diferença significativa entre ciclistas e triatletas. A comparação entre o grupo de ciclistas e triatletas evidenciou diferenças significativas em três dos quatro quadrantes do ciclo da pedalada para os músculos GA, VL, RF e TA, o que sugere que ciclistas e triatletas utilizaram estratégias distintas para a ativação muscular durante a pedalada. O resultado mais interessante, do ponto de vista da técnica da pedalada, residiu na diferença encontrada entre ciclistas e triatletas para o músculo monoarticular TA. Tal diferença sugere que, pelo fato de os ciclistas apresentarem maior ativação do que os triatletas, eles realizaram o movimento de flexão dorsal do tornozelo na fase de recuperação da pedalada e, portanto, se mostraram hábeis para realizar a puxada do

pedal nessa fase do ciclo.

Especulava-se, no início deste estudo, que ciclistas apresentariam melhor técnica de pedalada do que triatletas. Considerando que os grupos estudados apresentaram características metabólicas e cineantropométricas similares, acredita-se que as diferenças encontradas estejam associadas com a habilidade de pedalar. Os resultados da força efetiva e a estratégia diferenciada de utilização do TA podem ser uma possível explicação para essa melhor técnica dos ciclistas, uma vez que se acredita na importância de puxar o pedal na fase de recuperação, evitando “atrapalhar” a outra perna, que estaria desenvolvendo potência, na fase de propulsão.

Os resultados também demonstraram que as cadências 60 e 75 rpm são as que mais favorecem a economia de movimento; e que os ciclistas, quando comparados aos triatletas, foram significativamente mais econômicos nessas cadências. O melhor resultado em termos de força efetiva garantiu aos ciclistas uma melhor economia de movimento, quando comparados aos triatletas. Desse modo, verificou-se que a técnica da pedalada interferiu na economia de movimento, uma vez que a força efetiva foi diretamente responsável pelas alterações nessa economia.



**DIFICULDADES E LIMITAÇÕES**

**DO ESTUDO**

---

## DIFICULDADES E LIMITAÇÕES DO ESTUDO

---

### Dificuldades

Este estudo foi realizado com intuito de buscar informações, dos pontos de vista biomecânico e fisiológico, que permitissem estudar a técnica da pedalada e a economia de movimento do complexo atleta-bicicleta. A primeira dificuldade percebida foi a junção de duas áreas do conhecimento que, ao mesmo tempo que são distintas, são complementares. A limitação deu-se pela dificuldade em pensar o gesto mecânico da pedalada sob o ponto de vista fisiológico, ou seja, em compreender as repercussões dos aspectos técnicos da pedalada na economia de movimento dos atletas.

A utilização de tecnologias sofisticadas para avaliar atletas é comum em países de primeiro mundo; ainda assim, até o presente momento, os pedais instrumentados não são vendidos comercialmente, sendo estes, em sua maioria, construídos nos próprios laboratórios (17 laboratórios referem o uso de pedais instrumentados). Desse modo, residiu nesse fato uma segunda dificuldade encontrada neste estudo, pois foi necessária a busca de parcerias com engenheiros para a construção e a implementação do uso do pedal. A dificuldade referida não foi com a construção do pedal, mas sim com a aquisição dos materiais (*strain gauges* importados, pedal comercial, eixo de pedal comercial, guidão e selim originais de bicicletas de competição), que tiveram um alto custo, pensando-se na realidade do Brasil. Além disso, os equipamentos utilizados neste estudo (eletromiógrafo, pré-amplificadores, pedal instrumentado, sistema de vídeo) necessitam de manutenção para garantir a qualidade dos dados coletados, e essa manutenção também envolveu custos para o laboratório.

## Limitações

Uma primeira limitação deste estudo foi o fato de que as avaliações foram realizadas em um cicloergômetro, ao invés da utilização das próprias bicicletas dos atletas. A opção pelo cicloergômetro deu-se em função da inexistência, no Laboratório, de um sistema que permitisse avaliar a potência desenvolvida pelos atletas em suas bicicletas, sendo sua aquisição inviável até o momento. A utilização do cicloergômetro não permite a análise de fatores como o equilíbrio e a possibilidade de movimento lateral da bicicleta, este muito realizado pelos atletas durante o treino e as provas. Portanto, as análises realizadas não podem ser diretamente relacionadas com a realidade do treino ou das competições.

Outra limitação deste estudo é o fato de que se dispunha de apenas um pedal instrumentado, não permitindo a avaliação da aplicação da força no pedal, simultaneamente, pelos dois membros inferiores. Assumiu-se que a força em um dos pedais era a mesma do outro pedal. No entanto, a existência de assimetria na pedalada já foi mencionada na literatura e, neste estudo, não pôde ser avaliada.

A limitação maior, sem dúvida, encontrou-se na fase da coleta dos dados, apontando-se desde a dificuldade em selecionar e reunir um grupo de amostragem com atletas de alto nível, até o momento da coleta propriamente dita, em que se confrontou com problemas técnicos de aparelhagem que inviabilizaram a utilização dos dados coletados. Dessa forma, foi necessário repetir as coletas, com a remobilização de todo o aparato do processo e todas as dificuldades inerentes a ele. Cabe salientar, também, que este estudo envolveu a utilização simultânea e sincronizada de quatro sistemas diferentes: (1) pedal instrumentado; (2) cinemetria; (3) eletromiografia; e (4) ergoespirometria. Qualquer problema que ocorresse em um desses sistemas acarretaria problemas na coleta de dados, inviabilizando-a. Portanto, era necessário que todos os sistemas estivessem em perfeitas condições de funcionamento, simultaneamente. Especula-se que, se esse estudo fosse realizado nas regiões mais centrais do Brasil (São Paulo, Rio de Janeiro, Minas Gerais, Brasília), ter-se-ia mais acesso a atletas de categoria nacional, e isso poderia acarretar resultados mais consistentes.

**PERSPECTIVAS FUTURAS**

---

## PERSPECTIVAS FUTURAS

---

Desde o início da concepção do projeto que gerou este estudo, teve-se em mente que se, um pedal instrumentado fosse capaz de avaliar a técnica da pedalada de ciclistas, então ele poderia ser útil para o treinamento do ciclismo e, também, para o ensino dessa modalidade.

Desse modo, apostou-se que, se houvesse a compreensão da complexidade do ato de pedalar, poderiam ser aplicados os novos conceitos para melhorar a *performance* total de ciclistas e triatletas. Considerando-se que, no *triathlon*, a prova não se encerra após a etapa do ciclismo, é bem provável que as estratégias neuromusculares adotadas pelo triatleta, que este estudo sugere serem diferentes daquelas dos ciclistas, repercutam consideravelmente no resultado final. Assim, o pedal instrumentado deverá ser utilizado para monitorar treinadores e atletas a respeito da técnica da pedalada. Espera-se, em breve, construir um sistema que permita o fornecimento de *feedback* visual durante a realização da pedalada, utilizando o pedal instrumentado para esse fim. A literatura já tem demonstrado que é possível modificar padrões de pedalada por meio de sistemas como esse (SANDERSON & CAVANAGH, 1990).

Ainda dentro da perspectiva da busca da compreensão das estratégias adotadas por ciclistas e triatletas durante a pedalada, pensa-se que seria importante realizar uma investigação, com a mesma metodologia do presente estudo, porém em condições reais, ao invés de avaliar atletas em condições laboratoriais, visando a minimizar a limitação. Esse tipo de investigação é possível utilizando-se um sistema de telemetria, objetivo que deve ser perseguido pelo Laboratório.

Antes da definição do projeto deste estudo, cogitou-se a possibilidade de investigar os efeitos do vácuo na técnica da pedalada, no Túnel do Vento. Especula-se que esse tipo de recurso, em que se pode controlar a velocidade do vento, poderia ser utilizado para avaliar atletas durante a pedalada, associando-se, assim, a repercussão das posturas adotadas em questões relacionadas com a aerodinâmica e a dinâmica da pedalada.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

### Referentes a Introdução e Apresentação

BEELEN, A.; SARGEANT, A.J. Effect of prior exercise at different pedalling frequencies on maximal power in humans. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v. 66, n. 2, p. 102-107, 1993.

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. 505-511, 1997.

BRISWALTER, J.; HAUSSWIRTH, C.; SMITH, D.; VERCRUYSSSEN, F.; VALLIER, J.M. Energetically optimal cadence vs. freely-chosen cadence during cycling: effect of exercise duration. **Int. J. Sports Med.**, v. 2, p. 60-64, 2000.

BROKER, J.B.; GREGOR, R.J. Cycling Biomechanics. *In*: BURKE, E. **High-Tech Cycling**. Human Kinetics, Champaign, p. 145-166, 1996

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

GREGOR, R.J. Biomechanics of cycling. *In*: GARRRET, W.E; KIRKENDALL, D.T. **Exercise and Sport Science**, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, p. 515-537, 2000.

LI, L.; CALDWELL, G.E. Muscle coordination in cycling: effect of surface and posture. **J. Appl. Physiol.**, v. 85, n. 3, p. 927-934, 1998.

MARSH, A.P; MARTIN, P.E. Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 29, n. 9, p. 1225-1232, 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. Adaptation of Muscle coordination to environmental changes during steady-state cycling. **Abstracts, XVII<sup>th</sup> IBS Congress**. Calgary, p. 925, 1999.

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.

ROWE, T.; HULL, M.L.; WANG, E.L. A pedal dynamometer for off-road bicycling. **J. Biomech. Eng.**, v. 120, n. 1, p. 160-164, 1998.

THOMAS, J.R.; NELSON, J.K. **Métodos de pesquisa em atividade física**. Porto Alegre: ARTMED, 2002.

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

## Referentes a Perspectivas Futuras

SANDERSON, D.J.; CAVANAGH, P.R. Use of augmented feedback for the modification of the pedaling mechanics of cyclists. **Can. J. Sport Sci.**, v. 15, n. 1, p. 38-42, 1990.



**ANEXOS**

---

# ANEXO 1

---

## Termo de Consentimento Informado

Você está sendo convidado a participar de um estudo sobre a *performance* do ciclismo, o qual pretende investigar as implicações da técnica da pedalada na economia de movimento de triatletas e ciclistas. Neste sentido, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com sua assinatura, sua participação neste estudo.

### Objetivo do Estudo

Estudar a associação (1) da aplicação de força no pedal, (2) da frequência de giro e (3) dos padrões de ativação muscular dos membros inferiores com (4) a economia de movimento da pedalada executada por triatletas, ciclistas e não-atletas, visando à busca de informações que possam ser utilizadas no ensino, bem como no monitoramento do treinamento de atletas no ciclismo e no *triathlon*.

### Procedimentos

- Participar de uma avaliação do consumo máximo de oxigênio ( $VO_2$ ), realizada no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da UFRGS, em que você deverá pedalar em uma bicicleta ergométrica, no seu próprio ritmo, até a exaustão ou até o  $VO_2$  atingir um platô. A partir desse teste, será calculado o seu limiar ventilatório, que será utilizado na próxima avaliação.
- Participar de uma avaliação do padrão de pedalada, em que você irá pedalar em três ritmos (60, 80, 100 rpm), no seu próprio limiar ventilatório. Durante esse teste, estarão sendo coletados (a) dados de forças no pedal, (b) dados de eletromiografia dos músculos do membro inferior direito (glúteo máximo, vasto lateral, bíceps femoral, reto femoral, gastrocnêmio lateral, tibial anterior) e (c) o consumo de oxigênio. Essa avaliação também será realizada no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da UFRGS.
- As avaliações serão realizadas com o intervalo de uma semana entre elas.

## **Riscos e Benefícios do Estudo**

**Primeiro:** Nenhuma das etapas da avaliação oferece nenhum risco à sua saúde, tão pouco o expõe a situações constrangedoras.

**Segundo:** Cada indivíduo receberá um relatório com os resultados de suas avaliações, que poderá beneficiar os atletas em seus treinos.

**Terceiro:** Este estudo poderá contribuir no entendimento científico dos problemas relacionados com a técnica da pedalada de ciclistas e triatletas.

## **Confidencialidade**

Ficará resguardado ao pesquisador responsável o uso das informações recolhidas, as quais ficarão protegidas de revelação não-autorizada.

Os treinadores e técnicos dos atletas envolvidos receberão um relatório das avaliações realizadas.

## **Voluntariedade**

A recusa do indivíduo em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do indivíduo participante.

## **Novas informações**

A qualquer momento, os indivíduos e os treinadores e/ou técnicos poderão requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, mediante contato com o pesquisador.

Os treinadores e/ou técnicos poderão acompanhar a realização das avaliações, se assim preferirem.

## **Contatos e Questões**

Profa. Cláudia Tarragô Candotti

Fone: (51) 3316 5858 / 3316 5859 / 3316 5817

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano.

Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico

CEP: 90690-200

Porto Alegre – RS

## Declaração de Consentimento

Eu, ....., tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo, concordo em participar livremente do presente estudo.

Assinatura: \_\_\_\_\_

Data: \_\_/\_\_/\_\_

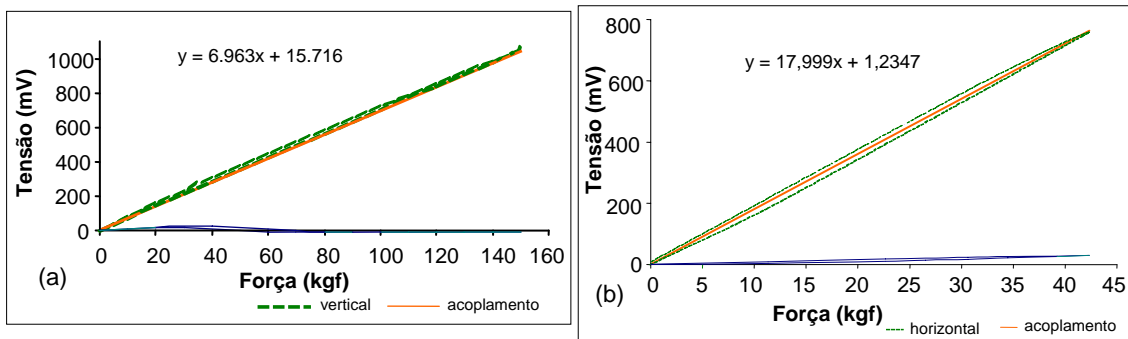
---

## ANEXO 2

---

### Calibração do Pedal

O pedal-plataforma foi calibrado com cargas de até 150 kgf para a força normal ( $F_y$ ), encontrando-se uma relação linear de 6,963 (mV/kgf) entre a tensão elétrica e a força aplicada sobre o pedal, sendo obtido o coeficiente de correlação de  $r = 0,9993$ . Na calibração da força tangencial ( $F_x$ ), foram aplicadas cargas de 42,5 kgf, encontrando-se também uma relação linear de 17,999 (mV/kgf) entre a tensão elétrica e a força aplicada sobre o pedal, sendo obtido o coeficiente de correlação de  $r = 0,9984$ . O acoplamento entre as forças normal e tangencial no pedal-plataforma, em ambas as curvas de calibração, foi menor do que 5%, o que indica que o pedal-plataforma está corretamente instrumentado.



**Figura AN2** - Resultados da calibração: (a) força normal; e (b) força tangencial aplicadas sobre o pedal-plataforma.

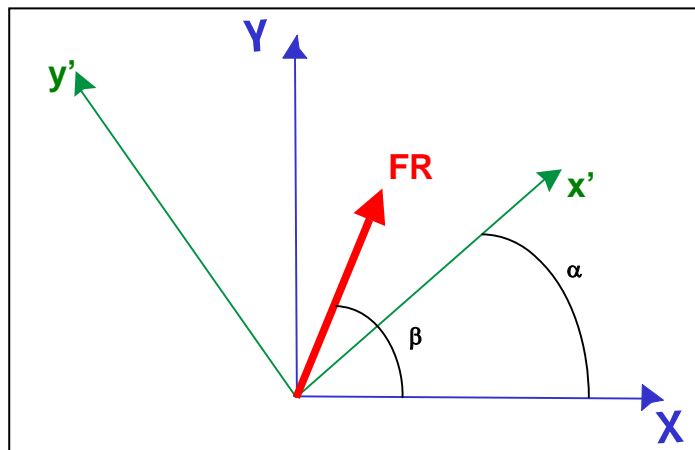
---

## ANEXO 3

---

### Transformação dos componentes perpendicular e paralela no pedal para componentes perpendicular e paralela no pé-de-vela

Seja um sistema cartesiano com origem no centro do pedal e eixos perpendicular e paralelo à plataforma do pedal, definido como  $XY$ . Seja um segundo sistema, com a mesma origem, porém com eixos perpendicular e paralelo ao pé-de-vela, definido como  $x'y'$ . O ângulo entre as abscissas dos dois sistemas é definido como  $\alpha$ . Seja um vetor  $FR$  definido conforme mostra a Figura AN3.



**Figura AN3** - Representação vetorial da  $FR$  nos sistemas de coordenadas  $XY$  (no pedal) e  $x'y'$  (no pé-de-vela).

Se  $\beta$  é o ângulo do vetor  $FR$  com o sistema  $XY$ , pode-se decompor esse vetor em suas componentes  $F_x$  e  $F_y$ , conforme as equações (A1) e (A2):

$$F_x = FR \cdot \cos \beta \quad \text{Equação (A1)}$$

$$F_y = FR \cdot \sin \beta \quad \text{Equação (A2)}$$

Decompondo-se o vetor  $FR$  no sistema  $x'y'$ , suas componentes serão dadas pelas equações (A3) e (A4).

$$Fx' = FR \cdot \cos(\beta - \alpha) \quad \text{Equação (A3)}$$

$$Fy' = FR \cdot \sin(\beta - \alpha) \quad \text{Equação (A4)}$$

Expandindo-se as equações (A3) e (A4), obtém-se o seguinte:

$$Fx' = FR[\cos \beta \cdot \cos \alpha + \sin \beta \cdot \sin \alpha] \quad \text{Equação (A5)}$$

$$Fy' = FR[\sin \beta \cdot \cos \alpha - \sin \alpha \cdot \cos \beta] \quad \text{Equação (A6)}$$

Isolando-se os valores de  $\sin \beta$  e  $\cos \beta$  nas equações (A1) e (A2) e substituindo-os nas equações (A5) e (A6), obtém-se o seguinte:

$$Fx' = Fx \cdot \cos \alpha + Fy \cdot \sin \alpha \quad \text{Equação (A7)}$$

$$Fy' = -Fx \cdot \sin \alpha + Fy \cdot \cos \alpha \quad \text{Equação (A8)}$$

Escrevendo de forma matricial:

$$\begin{bmatrix} Fx' \\ Fy' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha \\ -\sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} Fx \\ Fy \end{bmatrix} \quad \text{Equação (A9)}$$

A matriz  $2 \times 2$  de senos e co-senos que, multiplicada pelas componentes  $Fx$  e  $Fy$ , origina as componentes  $Fx'$  e  $Fy'$  chama-se **matriz de rotação**. Como durante a pedalada a plataforma de força movimenta-se continuamente, é necessária uma mudança no referencial dos dados cinemáticos a cada instante. Esta mudança é realizada com o auxílio da matriz de rotação, descrita na equação (A9).

---

## APÊNDICE A



---

## APÊNDICE A

---

### DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA DE FORÇA EM PEDAL DE CICLISMO\*

*Carlos Dreyer Neto<sup>1, 2</sup>, Guilherme Schmidt<sup>2</sup>, Cláudia Tarragô Candotti<sup>1, 3</sup>, Jefferson Fagundes Loss<sup>1</sup>, Milton Antônio Zaro<sup>2</sup>, Antônio Carlos Stringhini Guimarães<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> Laboratório de Pesquisa do Exercício, Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS.

<sup>2</sup> Laboratório de Medições Mecânicas, Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS.

<sup>3</sup> Curso de Educação Física, Universidade do Vale do Rio dos Sinos – UNISINOS.

#### **Abstract**

A clipless force-plataform pedal instrumented with strain gauges, similar to those used in competition by cyclists and triathletes, was designed and constructed. The system is capable of measuring two force components along the cycle stride. The geometry of the pedal was comprised of four beams in balance, which allowed the use of two complete Wheatstone Bridges: one for measuring normal forces and one for measuring tangential forces. Eight strain gauges were glued on the beams in a way to respond with 2000 microstrains when a load of 1800 N in the normal direction and another of 800 N in the tangential were applied. The calibration of the system was performed separately for each force component, and it was found the following: (1) the stress-strain relationship was linear; and (2) the compliance between the two

---

\* Artigo publicado na *Revista Brasileira de Biomecânica / Brazilian J. Biomech.*, 3: 39-44, 2001.

forces was less than 5%. Torques applied on the pedal had no influence on tangential forces. Three trials were conducted, and the normal and tangential forces were obtained. It was seen that the techniques adopted by a professional cyclist, a professional triathlete and a non-athlete differed considerably. The system was shown to be useful in mechanical efficiency studies as well as a source of feedback for cycling teaching or training.

**Key words:** force, instrumented pedal, cycling.

## Resumo

O objetivo deste estudo foi desenvolver uma plataforma de força no modelo pedal de ciclismo do tipo encaixe, instrumentado com *strain gauges*, similar àquele utilizado em competição por ciclistas e triatletas. O sistema possibilita a medição simultânea de duas componentes da força ao longo da pedalada. A geometria do pedal-plataforma foi composta por quatro vigas em balanço, o que permitiu a montagem dos sensores em forma de duas pontes completas de Wheatstone: uma para mensurar força normal e outra para mensurar força tangencial. Foram colados oito *strain gauges* de forma a apresentarem uma deformação de 2000 *microstrains* quando impostas uma carga de 1800 N na direção normal e outra de 800 N na tangencial. A calibração do sistema foi realizada individualmente para cada componente da força e demonstrou o seguinte: (1) a relação entre tensão e deformação foi linear e (2) o acoplamento existente entre as forças foi menor que 5%. O ensaio realizado para verificar se algum torque aplicado ao pedal influenciaria a medição das forças desejadas demonstrou que componentes rotacionais da força não interferem na componente tangencial. Três testes foram realizados, sendo registradas as componentes da força, normal e tangencial, ao longo da pedalada. Ficou evidenciado que as técnicas de pedalada do ciclista profissional, do triatleta e do não-atleta testados diferenciam consideravelmente. O sistema poderá ser utilizado para o estudo da eficiência mecânica e também como fonte de *feedback* no ensino ou treinamento do ciclismo.

**Palavras-chave:** força, pedal instrumentado, ciclismo.

## INTRODUÇÃO

A prática do ciclismo abrange não somente ciclistas e triatletas, mas também os indivíduos em geral, pois, além de ser uma modalidade de treinamento de resistência e velocidade, constitui um saudável meio de transporte e lazer. A complexidade do ato de pedalar tem despertado o interesse de pesquisadores, e diferentes sistemas que visam a mensurar a distribuição de forças aplicadas ao longo da pedalada têm sido desenvolvidos com a finalidade de estudar esse gesto (Boyd, Neptune & Hull, 1997; Rowe, Hull & Wang, 1998; Carmo, 2001).

Existe, no ciclismo, uma complexa interação entre o indivíduo e a bicicleta, e a eficiência mecânica desse sistema interfere diretamente na *performance* de ciclistas e triatletas. As informações obtidas de um pedal instrumentado, capaz de mensurar as componentes de forças aplicadas no pedal durante o ciclo completo, sincronizado com eletromiografia e registro de variáveis cinemáticas (obtidas por meio de cinemetria ou goniometria), permite estudar os padrões de pedaladas sob o ponto de vista do controle motor. A utilização complementar de variáveis fisiológicas, como o consumo de oxigênio, permite, ainda, que se estude a eficiência mecânica do complexo ciclista-bicicleta. Assim, um sistema dessa natureza pode ser utilizado com finalidade tanto de pesquisa como de ensino do ciclismo para iniciantes, bem como para treinamento de atletas, mediante o fornecimento de *feedback* visual.

A dinamometria tem sido amplamente utilizada e, para a medição de forças e torques, é freqüente o uso de estruturas mecânicas instrumentadas com sensores mecânico-elétricos (extensômetros), que medem a deformação mecânica convertendo-a em variação de tensão elétrica, desde que calibrados adequadamente.

Um aspecto que torna atraente o uso de extensômetro de resistência elétrica (*strain gauge*) diz respeito ao tipo de circuito utilizado (Zaro, 2001). O circuito tipo Ponte de Wheatstone, além de comparar resistências, permite a medição de variações relativas da resistência elétrica, em que um dos braços da ponte é constituído por um *strain gauge* ativo; e o outro, por um *strain gauge* de referência. Essa configuração compensa os efeitos da temperatura, uma vez que a sensibilidade à temperatura é um dos fatores que mais dificulta a medição correta com *strain gauges*. A Ponte de Wheatstone normalmente produz um sinal de tensão na saída

da ordem de mV ou V, o que significa que este sinal pode ser lido por diferentes instrumentos e processado em um microcomputador .

Em dinamometria, *strain gauges* são comumente colados no objeto cuja deformação pretende-se medir (elemento elástico) e ligados eletricamente entre si por meio da Ponte de Wheatstone, que fornece um sinal diferencial proporcional à solicitação mecânica que provocou a deformação do elemento elástico. Em princípio, qualquer grandeza física que produzir deformação no objeto onde os *strain gauges* estão fixados pode ser medida. Portanto, uma vez que a força é diretamente proporcional à deformação elástica de um determinado objeto, e esta, por sua vez, proporcional à variação de resistência elétrica, os *strain gauges* permitem a medição da força (Gertz, 2001).

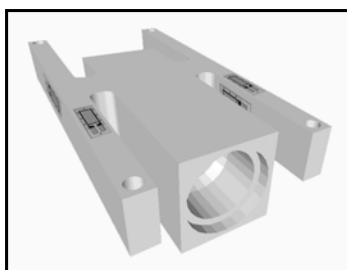
A utilização de células de carga ou plataformas de força nos estudos do movimento humano torna-se cada vez mais específica, ou seja, os dinamômetros são construídos para objetivos previamente definidos. Estudos utilizando células de carga com diferentes objetivos têm sido publicados, como, por exemplo, para a medição da força de mordida dos músculos mastigatórios (Loss, 1996); para a avaliação da fadiga muscular de músculos extensores do tronco em jogadores de voleibol (Candotti, Guimarães & Cardoso, 2000); para a determinação da força aplicada em um pedal de bicicleta estacionária (Nabinger & Zaro, 1997; Maders & Zaro, 1999); para a mensuração das forças aplicadas sobre uma tecla de um teclado de computador durante a digitação (Gertz, Thomas & Zaro, 1997); e para a avaliação da marcha sobre esteira ergométrica (Silveira Filho, Roesler, Maciel & Zaro, 1997).

O objetivo deste estudo foi projetar, construir e avaliar um pedal-plataforma de força do tipo encaixe, similar ao utilizado em competição por ciclistas e triatletas, instrumentado com *strain gauges*, com uma relação linear entre tensões e deformações, que possibilite a medição simultânea de duas componentes da força, normal e tangencial, ao longo da pedalada.

## MATERIAL E MÉTODOS

### Construção do Pedal-Plataforma

O pedal-plataforma foi construído baseado no modelo proposto por Maders & Zaro (1999) e consiste em uma plataforma de força do tipo pedal, composta de quatro vigas em balanço que permitem a medição de duas componentes da força simultaneamente, nas direções normal e tangencial à superfície do pedal (Figura AP1).



**Figura AP1** - Geometria do pedal-plataforma, composto por quatro vigas em balanço e a disposição dos *strain gauges* em forma de Ponte de Wheatstone.

Para o desenho da geometria do pedal, utilizou-se como base um pedal estilo *clip-in* da marca EXUS, do qual foram obtidas a distância do pé do indivíduo ao pé-de-vela e a amplitude angular do pé, em um plano paralelo ao da superfície superior do pedal, tendo como eixo de rotação a ponta do taco de encaixe da sapatilha. Esses dados foram necessários para garantir que o pedal-plataforma apresentasse tamanho compatível com o de pedais comerciais. A geometria de uma plataforma de força deve respeitar alguns requisitos, tais como pouca massa, alta sensibilidade e baixo acoplamento entre as forças normal e tangencial. Portanto, para o dimensionamento do pedal-plataforma, adotou-se uma liga de alumínio (Al 6351T6) como material e a utilização dos eixos dos pedais EXUS. A opção pelo uso da liga de alumínio deu-se pelo fato de ser um material de fácil usinagem e possuir propriedade mecânica adequada, cujo Módulo de Elasticidade de 70 Gpa resiste a até 0,45% de deformação sem sofrer deformação plástica.

Por meio de uma simplificação do sistema, considerando cada viga engastada em uma ponta e em balanço na outra, foi possível encontrar a relação das dimensões da secção transversal das vigas, tornando o pedal-plataforma igualmente sensível à magnitude das forças normal e tangencial. Este dimensionamento foi adotado para que no ponto de fixação dos extensômetros à deformação não ultrapassasse o limite do extensômetro (2000  $\mu\text{m/m}$  ou 0,2%). A relação entre a tensão de escoamento ( $\sigma = 300 \text{ Mpa}$ ) e o módulo de elasticidade (70 Gpa) forneceu a deformação máxima sem escoamento do material ( $\epsilon = 4500 \mu\text{m/m}$ ), de modo que, quando comparado com a deformação máxima calculada, pôde-se observar que a linearidade do sistema não foi afetada.

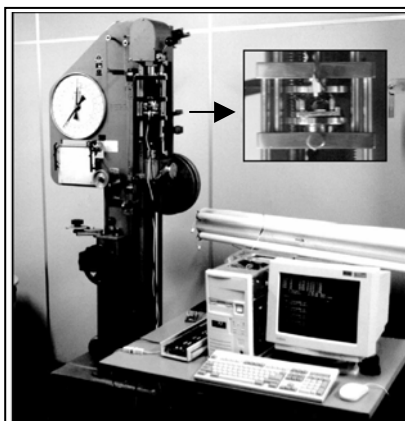
A geometria do pedal-plataforma, em forma de H, foi composta por quatro vigas, cada uma com 5 mm de largura, 35 mm de comprimento e 11 mm de espessura. Essa geometria permitiu a montagem dos sensores em forma de duas pontes completas e independentes de Wheatstone: uma para mensurar força normal (a superfície do pedal) e outra para mensurar força tangencial (a superfície do pedal) (Figura AP1).

A determinação das posições dos extensômetros foi a mesma proposta por Maders & Zaro (1999). Foram colados oito *strain gauges* da marca KYOWA, modelo KFG-2-120-C1-23, com 2 mm de grade. Todos os passos básicos para a fixação dos sensores foram criteriosamente respeitados (Gertz, 2001; Zaro, 2001). O local de fixação dos *strain gauges* foi estabelecido de forma a apresentarem uma deformação de 2000  $\mu\text{m/m}$  quando imposta uma carga de 1800 N na direção normal e de 800 N na tangencial.

## **Calibração do Sistema**

A calibração estática do pedal-plataforma teve por objetivo verificar a linearidade e a repetibilidade do sistema e foi realizada utilizando-se o seguinte: (1) um condicionador de sinais de oito canais da marca CIO-EXP-GP; (2) um conversor A/D de 16-100 kHz/12 bits da marca CIO-DAS; e (3) um sistema de aquisição de dados – SAD32, desenvolvido pelo Laboratório de Medições Mecânicas (LMM – UFRGS). Para a calibração da força normal, utilizou-se uma máquina de ensaios de

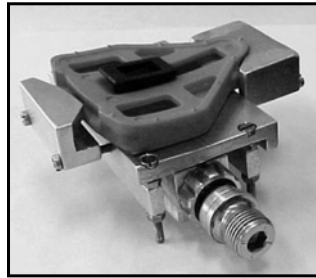
tração, no Grupo de Mecânica Aplicada (GMAp – UFRGS), que permitiu a imposição de 150 kgf sobre o pedal-plataforma (Figura AP2). Para a calibração da força tangencial, foram aplicados pesos conhecidos, aferidos em balança de precisão, que permitiram a imposição de até 42,35 kgf sobre o pedal-plataforma.



**Figura AP2** - Máquina de ensaios de tração utilizada na calibração da força normal do pedal-plataforma. No canto superior direito, observa-se o pedal posicionado na máquina.

A determinação desses valores para a calibração foi realizada com base nos dados de Marsh & Martin (1997), que concluíram que um ciclista emprega, no máximo, uma força normal de 1466 N; e nos dados de Boyd, Hull & Wootten (1996), que afirmam que a força tangencial corresponde a um quarto do valor da força normal.

A calibração foi realizada individualmente para cada componente da força (normal e tangencial), a fim de verificar a linearidade do sistema e a existência ou não de acoplamento entre as forças. Foi realizado, também, um ensaio para verificar se algum torque aplicado ao pedal influenciaria a medição das forças desejadas. As calibrações foram realizadas três vezes para cada componente da força. A frequência natural do sistema, obtida por meio de uma mesa vibratória (GMAp - UFRGS), foi de 730 Hz, bastante acima das frequências presentes no fenômeno que está sendo medido. A Figura AP3 apresenta o pedal-plataforma construído, com o taco acoplado a ele.



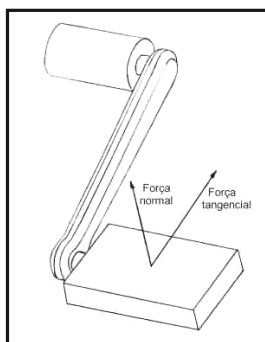
**Figura AP3** - Pedal-plataforma construído, com o eixo da EXUS e um taco acoplado a ele.

## Estudo-Piloto

Foi realizado um ensaio dinâmico para verificar a eficácia do pedal-plataforma na mensuração de forças durante a pedalada em uma bicicleta fixada sobre um rolo magnético da marca *Trakstand*, modelo *Defender* (*Blackburn, USA*) e instrumentada com o pedal-plataforma. O protocolo do ensaio dinâmico foi realizado por um ciclista e um triatleta, ambos profissionais, e por um indivíduo não-atleta. O ciclista apresentava peso corporal de 66 kg e realizou o teste em uma bicicleta da marca *Trek* (Grupo Shimano-9 velocidades). O triatleta e o indivíduo não-atleta apresentavam, ambos, peso corporal de 81 kg e realizaram os testes em uma bicicleta da marca *Specialized-m2* (Grupo Shimano-9 velocidades). O protocolo consistiu em um teste na frequência de giro preferida por cada indivíduo, com duração de 9 min, nas seguintes relações de marcha: 53 x 17, 53 x 14, 53 x 12. As frequências de giro escolhidas foram de 110 rpm, 100 rpm e 75 rpm para o ciclista, o triatleta e o não-atleta, respectivamente.

Para a realização do ensaio dinâmico, optou-se por configurar o sistema de coordenadas do pedal-plataforma conforme ilustra a Figura AP4. Esse ensaio permitiu acompanhar o comportamento do pedal-plataforma ao longo do protocolo, verificando falhas na sua instrumentação e geometria, bem como verificar se a medição da força nas componentes normal e tangencial é coerente com a literatura.



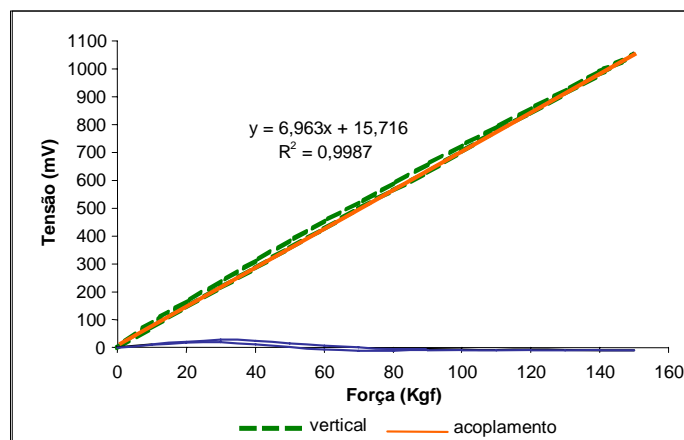


**Figura AP4** - Sistema de coordenadas do pedal-plataforma, identificando as forças normal e tangencial.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

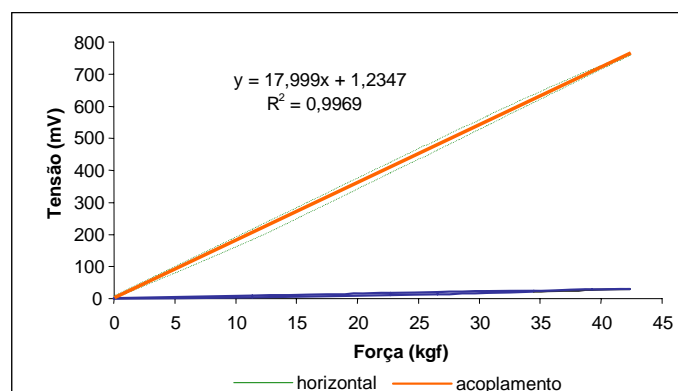
O pedal-plataforma, para ser considerado apto a subsidiar estudos sobre a *performance* de ciclistas e triatletas, foi submetido a ensaios estáticos (ou calibração do sistema) e dinâmicos (identificação de diferentes padrões de pedalada).

As calibrações permitiram verificar a relação entre a tensão elétrica gerada pela Ponte de Wheatstone e a força aplicada sobre o pedal. Na calibração da força normal, foi aplicada uma carga de 150 kgf, com incrementos de 10 kgf, encontrando-se um valor de 6,963 (mV/kgf) para essa relação. Na Figura AP5, pode-se observar a relação linear obtida entre a tensão elétrica (mV) e a força (kgf) aplicada sobre o pedal, sendo o acoplamento entre as forças normal e tangencial, no pedal-plataforma, menor do que 5%.



**Figura AP5** - Resultados da calibração da força normal aplicada sobre o pedal-plataforma.

A calibração da força tangencial apresentou um valor de 17,999 (mV/kgf) para a relação entre a tensão elétrica gerada pela ponte de Wheatstone e a força aplicada sobre o pedal. Na Figura AP6, pode-se observar que existe uma relação linear entre a tensão elétrica (mV) e a força (kgf) aplicada sobre o pedal, sendo que acoplamento também foi menor do que 5%. Uma vez que as seqüências de cargas aplicadas ao pedal foram cíclicas, a histerese foi calculada para ambas as direções da calibração, tendo-se observado, nesse caso, a introdução de um erro máximo de 0,015%. O ensaio realizado para verificar se algum torque aplicado no eixo vertical do pedal-plataforma influenciaria a medição das forças desejadas demonstrou que o pedal sofre pouca influência quando um torque é aplicado sobre ele (acoplamento de 3,54%).



**Figura AP6** - Resultados da calibração da força tangencial aplicada sobre o pedal-plataforma.

O pedal-plataforma foi construído com o objetivo de desenvolver um sistema que possibilitasse avaliar e identificar diferentes padrões de pedalada. Os resultados obtidos durante o ensaio dinâmico são mostrados na Figura AP7, que apresenta o comportamento das componentes normal e tangencial da força para os três sujeitos testados.

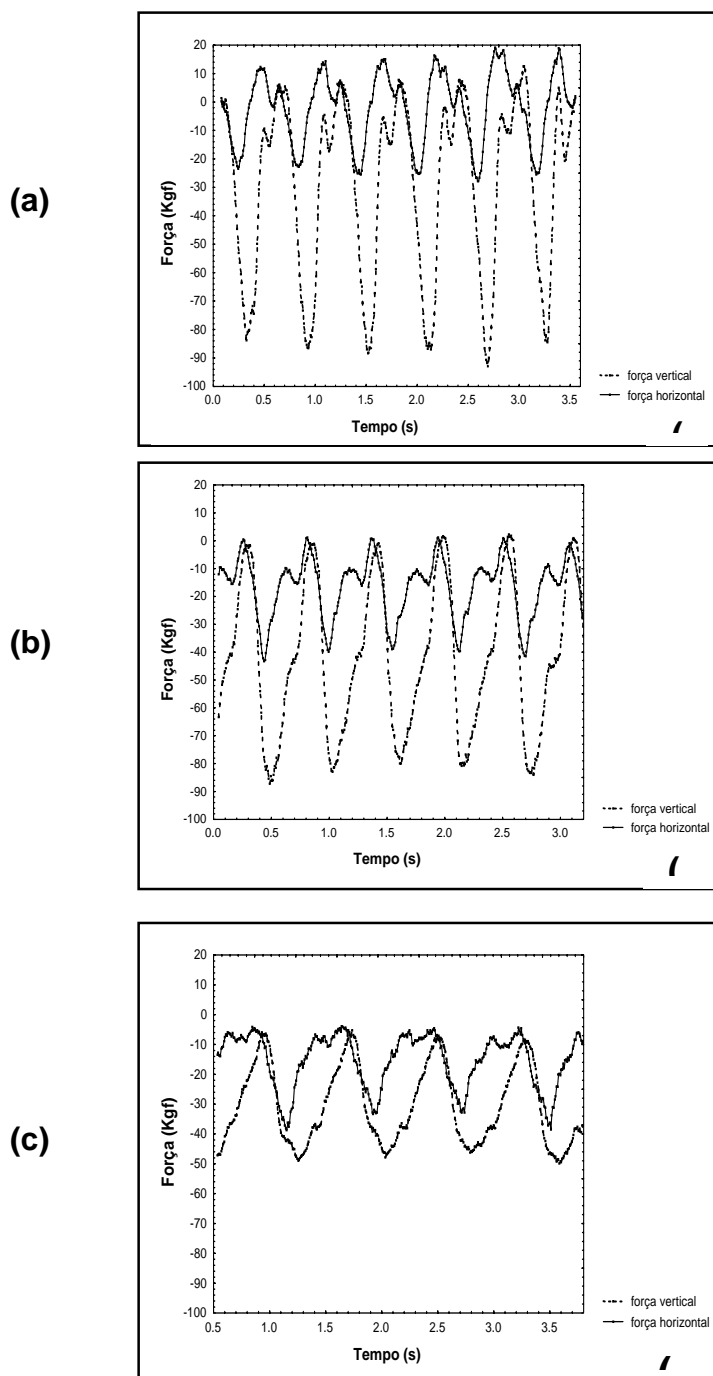


Figura AP7 - Resultado do ensaio dinâmico do pedal-plataforma: (a) teste do ciclista; (b) teste do triatleta; e (c) teste do indivíduo não-atleta.

A primeira observação a ser feita é em relação ao fato de que os valores máximos atingidos pelos sujeitos em nenhum momento ultrapassam os limites físicos para os quais o pedal foi construído e calibrado. Sob o ponto de vista qualitativo, observa-se um alto grau de repetibilidade das componentes de força durante os ciclos registrados, para os três indivíduos, como poderia ser esperado. Nota-se, no entanto, que as técnicas de pedalada foram distintas entre eles. Mesmo uma análise superficial mostra que (1) o ciclista aplicou forças verticais nos sentidos para cima e para baixo e forças horizontais nos sentidos para frente e para trás (o que é evidenciado por valores positivos e negativos na Figura AP7(a)); enquanto que (2) o indivíduo não-atleta aplicou forças verticais apenas para baixo e para frente (o que é evidenciado por valores negativos na Figura AP7(c)). O triatleta (Figura AP7(b)), por sua vez, apresentou um comportamento intermediário, embora qualitativamente tenha aplicado forças predominantemente para baixo e para trás.

## **CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Considerando-se a recomendação da literatura de que uma pedalada mais eficiente deve apresentar componentes normais (para baixo e para cima) e horizontais (para frente e para trás) (Neptune & Herzog, 1999), o sistema construído poderá ser utilizado para estudos relacionados com a eficiência mecânica do complexo ciclista-bicicleta, desde que associado com outras variáveis biomecânicas e fisiológicas. A utilização de um *feedback* visual para o executante permitirá que esse sistema possa ser utilizado no ensino do ciclismo e no treinamento de atletas.

## **AGRADECIMENTOS**

Os autores gostariam de expressar seu agradecimento ao CNPq e ao PIBIC, pelo auxílio financeiro, sem o qual este projeto não poderia ter sido desenvolvido; e ao triatleta Fernando Diefenthaler, pela sua disponibilidade em testar o pedal.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BOYD, T.; HULL, M.L.; WOOTTEN, D. An improved accuracy six-load component pedal dynamometer for cycling. **J. Biomech.**, v. 29, n. 8, p. 1105-1110, 1996.

BOYD, T.F.; NEPTUNE, R.R.; HULL, M.L. Pedal and knee using a multi-degree-of-freedom pedal platform in cycling. **J. Biomech. Ma**, v. 30, n. 5, p. 505-511, 1997.

CANDOTTI, C.T.; GUIMARÃES, A.C.S.; CARDOSO, M.F.S. Detection of low-back pain in volleyball players and non-athletes using EMG. Brazil. **J. Biomech.** Nov, v. 1, n. 1, p. 15-19, 2000.

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

GERTZ, L.C.; THOMAS, C.A.K.; ZARO, M.A. Célula de carga para medir força aplicada sobre tecla. **Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Campinas, p. 268-272, 1997.

GERTZ, L.C. Estudo das forças aplicadas pelos dedos durante a digitação em teclados de computador. **Exame de Qualificação**. Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

LOSS, J.F. Correlação entre a força de mordida e o sinal eletromiográfico dos músculos mastigatórios. **Dissertação de Mestrado**. Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1996.

MADERS, A.; ZARO, M.A. Desenvolvimento de plataforma para medição de força em duas direções da pedalada. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Florianópolis, p. 397-400, 1999.

MARSH, A.P.; MARTIN, P.E. Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 29, n. 9, p.1225-1232,1997

NABINGER, E.; ZARO, M.A. Medição de ângulos e força durante a pedalada de um ciclista. **Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Campinas, p. 43-48, 1997.

NEPTUNE, R.R.; HERZOG, W. The association between negative muscle work and preferred pedaling rates. **Abstracts, XVII<sup>th</sup> IBS Congress**, p. 312, Calgary, 1999.

ROWE, T.; HULL, M.L.; WANG, E.L. A pedal dynamometer for off-road bicycling. **J. Biomech. Eng.** Feb, v. 120, n. 1, p. 160-164, 1998.

SILVEIRA FILHO, E.D.; ROESLER, H.; MACIEL, L.; ZARO, M.A. Plataforma de força montada para instrumentação de esteira ergométrica para avaliação de marcha humana. **Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Campinas, p. 216-221, 1997.

ZARO, M.A. A instrumentação em Biomecânica e sua metodologia. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Florianópolis, p. 45-50, 1999.

ZARO, M.A. **Mecânica Aplicada. Material didático em CD-ROM**. Laboratório de Medições Mecânicas, UFRGS, Porto Alegre, 2001.