

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

**ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA E FORÇA
MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES DURANTE O
CICLISMO ATÉ A EXAUSTÃO EM ATLETAS
COMPETITIVOS**

Fernando Diefenthaler

Porto Alegre
2009

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

**ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA E FORÇA MUSCULAR DE
MEMBROS INFERIORES DURANTE O CICLISMO ATÉ A
EXAUSTÃO EM ATLETAS COMPETITIVOS**

Fernando Diefenthaler

*Tese de Doutorado submetida ao Programa de
Pós-Graduação em Ciências do Movimento
Humano da Escola de Educação Física da
Universidade Federal do Rio Grande do Sul para
obtenção do título de Doutor.*

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

Porto Alegre
2009

Fernando Diefenthaler

**ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA E FORÇA MUSCULAR DE
MEMBROS INFERIORES DURANTE O CICLISMO ATÉ A
EXAUSTÃO EM ATLETAS COMPETITIVOS**

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. José Alberto Neder – UNIFESP

Prof. Dr. Jorge Pinto Ribeiro – UFRGS

Prof^a. Dr^a. Cláudia Silveira Lima – UFRGS

Porto Alegre
2009

AGRADECIMENTOS

- Aos meus pais, **Athos** e **Delci**, por todo o amor e carinho e principalmente pela educação que recebi, e aos meus irmãos **Henrique** e **Eduardo**.
- Ao **Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz**, pela oportunidade, pelos ensinamentos e conselhos, pela certeza de poder contar com seu apoio a qualquer momento, mas principalmente pela amizade e respeito divididos ao longo dessa trajetória.
- Ao **Prof. Dr. Edward Coyle**, pela oportunidade, ensinamentos e amizade.
- Ao amigo **Rodrigo Rico Bini**, pela amizade e respeito, pelo companheirismo e cumplicidade desde o início dessa longa jornada.
- Ao amigo **Felipe Pivetta Carpes**, pela amizade e companheirismo, por estar sempre disposto a ajudar e discutir idéias.
- Ao amigo **Flávio Antonio de Souza Castro**, pela amizade e por toda a ajuda prestada desde o meu primeiro dia dentro do LAPEX.
- Aos colegas da **sala 212** por todos os momentos felizes e alegres que passei ao lado desses verdadeiros amigos.
- Ao queridos amigos do LAPEX, Dani, Luciano, Cris, Márcia, Sarah, Alex, Luiz, Carla, Vanessa pelo carinho, amizade e dedicação durante esses anos.
- Aos amigos do PPGCMH, André, Rosane e Ana, pela competência e disposição.
- Ao **CAPES** pela bolsa de estudos concedida.
- Aos professores membros da banca avaliadora:
 - Prof. Dr. José Alberto Neder (UNIFESP);
 - Prof. Dr. Jorge Pinto Ribeiro (UFRGS);
 - Prof^a. Dr^a. Cláudia Silveira Lima (UFRGS).

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

ABSTRACT

APRESENTAÇÃO 13

INTRODUÇÃO 15

CAPÍTULO I 20

Aspectos relacionados à fadiga durante o ciclismo: uma abordagem

biomecânica..... 20

1.1 Introdução 20

1.2 Efeitos da fadiga sobre as forças aplicadas no pedal..... 23

1.2.1 Aspectos relacionados à dinamometria..... 23

1.2.2 Orientação e magnitude das forças..... 24

1.3 Efeitos da fadiga na atividade elétrica durante o ciclismo 28

1.3.1 Aspectos relacionados à eletromiografia 28

1.3.2 Fadiga neuromuscular no ciclismo 29

1.3.3 Fadiga Central..... 36

1.4 Conclusão 38

CAPÍTULO II 40

Mudanças na cadência de pedalada, forças aplicadas no pedal e atividade elétrica durante ciclismo até exaustão em triatletas treinados..... 40

2.1 Introdução 40

2.2 Materiais e métodos 43

2.2.1 Sujeitos 43

2.2.2 Procedimentos experimentais 43

2.2.3 Forças no pedal 44

2.2.4 Cadência..... 45

2.2.5 Ativação muscular..... 46

2.2.6 Procedimentos estatísticos..... 47

2.3 Resultados 48

2.4 Discussão	52
2.5 Conclusão	57
CAPÍTULO III	58
Análise da técnica de pedalada durante ciclismo até a exaustão em ciclistas treinados	58
3.1 Introdução	58
3.2 Materiais Métodos	60
3.2.1 Sujeitos	60
3.2.2 Procedimentos experimentais	61
3.2.3 Forças no pedal	62
3.2.4 Cinemetria.....	63
3.2.5 Análise estatística	64
3.3 Resultados	65
3.4 Discussão	69
3.5 Conclusão	75
CAPÍTULO IV.....	76
Comportamento da atividade elétrica e da aplicação de força durante o ciclismo até a exaustão em atletas treinados.....	76
CONCLUSÃO	81
LIMITAÇÕES DO ESTUDO	82
PERSPECTIVAS FUTURAS.....	83
REFERÊNCIAS.....	84

LISTA DE ABREVIATURAS

FC_{MAX}	frequência cardíaca máxima
VO_{2MAX}	consumo máximo de oxigênio
VO_2	consumo de oxigênio
VO_{2PICO}	consumo de oxigênio de pico
VCO_2	produção de dióxido de carbono
RER	taxa de troca respiratória
LV	limiar ventilatório
VE	ventilação pulmonar
$ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$	mililitros de gás por minuto por quilograma de massa corporal, unidade de medida de consumo de oxigênio relativo à massa corporal
min	minuto, unidade de tempo
s	segundo, unidade de tempo
ms	milissegundo, unidade de tempo
FN_{MAX}	força normal positiva aplicada no pedal
FN_{MIN}	força normal negativa aplicada no pedal
FT_{MAX}	força tangencial positiva aplicada no pedal
FT_{MIN}	força tangencial negativa aplicada no pedal
FR	força resultante aplicada no pedal
FE	força efetiva aplicada no pedal
IE	índice de efetividade
NF	condição sem fadiga
F	condição com fadiga
PDV	pedivela
rpm	rotações por minuto
N	Newton, unidade de medida de força
Nm	Newton vezes metro, unidade de torque
km	quilômetro, unidade de distância
m	metro, unidade de distância
W	Watt, unidade de potência

PO	potência
W_{MIN}	potência mínima estimada
EMG	eletromiografia
iEMG	integral do sinal eletromiográfico
SEMG	eletromiografia de superfície
FFT	transformada rápida de Fourier
MDF	mediana da frequência
Hz	Hertz, unidade de medida de frequência
Ω	Ohms, unidade de medida de resistência
MUs	unidades motoras
GL	glúteo máximo
RF	reto femoral
BF	bíceps femoral
VL	vasto lateral
GM	gastrocnêmio medial
SOL	sóleo
TA	tibial anterior
RMS	<i>root mean square</i>
μV	microvolts, unidade de tensão elétrica
CVM	contração voluntária máxima
PA	potencial de ação
M-wave	máxima amplitude do potencial de ação
ATP	trifosfato de adenosina
ADP	difosfato de adenosina
PCr	creatina-fosfato
H^+	íon hidrogênio
Ca^{2+}	íon cálcio
Mg^{2+}	íon magnésio
Na^+	íon sódio
mM	milimol
SNC	sistema nervoso central

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1. Forças normal e tangencial (a) e força efetiva (b) no início (primeiro minuto, curvas em preto) e no fim dos 40 km (último minuto, curvas em cinza) (Carpes *et al.*, 2005)..... 17
- Figura 2.1. Média e erro-padrão para a força resultante e cadência ao longo do teste de fadiga. *diferença significativa entre início e fim do teste ($p=0,001$ and $p<0,001$, para força resultante e cadência, respectivamente). #diferença significativa entre meio e fim do teste de fadiga ($p<0,001$ para força resultante e cadência)..... 49
- Figura 2.2. Média e erro-padrão para o valor RMS normalizado pelo início do teste para o reto femoral (RF, N=14), glúteo máximo (GL, N=13), vasto lateral (VL, N=13), vasto medial (VM, N=12), bíceps femoral (BF, N=12), gastrocnêmio medial (GM, N=14), tibial anterior (TA, N=14) e sóleo (SO, N=14). *diferença significativa entre início e fim ($p=0,008$, $p<0,002$, $p<0,001$, e $p=0,029$, para RF, GL, VL e VM, respectivamente). \$diferença significativa entre início e meio do teste ($p<0,001$ e $p=0,002$ para GL e VL, respectivamente). #diferença significativa entre meio e fim do teste ($p=0,013$, $p=0,007$, $p=0,012$, e $p=0,005$ para RF, GL, VL e VM, respectivamente). Não foram observadas diferenças significativas ao longo do teste para os músculos BF, GM,TA e SO..... 51
- Figura 3.1. Médias e os desvios-padrão da força efetiva, força resultante, índice de efetividade, potência, consumo de oxigênio e cadência nos três instantes (início, meio e fim) do teste de carga constante (N = 8). *diferença significativa entre o fim do teste e início ($p<0,05$)...... 67

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1. Média e desvio-padrão de dados de idade (anos), massa corporal (MC em kg), consumo máximo de oxigênio (VO_{2MAX} em $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$), frequência cardíaca máxima (FC_{MAX} em bpm), potência produzida (PO em Watts), tempo para fadiga (TF em segundos), e nível de lactato 4 minutos após a fadiga (L4min em mmol) dos sujeitos avaliados..... 48

Tabela 2.2. Média e desvio-padrão para o pico positivo da força normal (FN_{MAX}), pico negativo da força normal (FN_{MIN}), pico positivo da força tangencial (FT_{MAX}), pico negativo da força tangencial (FT_{MIN}) no início, meio e final do teste de fadiga (em Newtons, n=13). Para a força normal (FN) valores positivos indicam que o pedal está sendo tracionado para cima, e para FT, valores positivos indicam força aplicada para frente, na direção horizontal. 50

Tabela 3.1: Características (média e DP) da idade, peso, consumo máximo de oxigênio (VO_{2MAX}), potência máxima (PO em Watts), frequência cardíaca máxima (FC_{MAX} em bpm) e tempo para fadiga (TF em segundos) dos ciclistas avaliados. 66

Tabela 3.2. Média e desvio-padrão do ângulo médio da articulação do tornozelo e do pedal e amplitude de movimento (ADM) do ângulo da articulação do tornozelo e do ângulo do pedal dos ciclistas avaliados (N=7). 68

RESUMO

A fadiga muscular pode ser definida como a incapacidade de manutenção de um nível esperado de força para uma dada intensidade, o que envolve um processo complexo reunindo fatores fisiológicos, biomecânicos e psicológicos. O objetivo deste trabalho foi investigar o efeito da fadiga sobre variáveis biomecânicas no ciclismo. Para isso, dois estudos foram delineados. No primeiro estudo, o objetivo foi analisar a cadência, forças no pedal e a atividade elétrica dos músculos do membro inferior durante teste de ciclismo até a exaustão. Quatorze triatletas completaram um teste incremental máximo e no dia seguinte pedalarão a uma carga correspondente a 100% do consumo máximo de oxigênio até a exaustão. Os dados de cadência, forças no pedal e eletromiografia (EMG) dos músculos glúteo máximo (GL), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA) e sóleo (SO) foram coletados e analisados a cada 10s durante o início, meio e fim do teste de fadiga. O valor *root mean square* (RMS) foi usado como representativo da ativação muscular total. As forças normal e tangencial aumentaram significativamente do início para o fim do teste, enquanto a cadência diminuiu significativamente. Os valores RMS do GL, VL, RF e VM aumentaram significativamente do início para o fim do teste. No entanto, a ativação não se alterou significativamente para os músculos BF, GM, TA e SO. A fadiga durante um teste até a exaustão gerou aumento na ativação do GL e extensores do joelho, na força normal e redução na cadência. A manutenção da carga de trabalho pareceu estar relacionada com maior participação do GL e VL. No segundo estudo o objetivo foi analisar os efeitos da fadiga na técnica de pedalada. Oito ciclistas de elite completaram um teste incremental máximo e no dia seguinte pedalarão em um ciclo ergômetro a carga correspondente a 100% do consumo máximo de oxigênio até a exaustão. Durante este teste, pedais instrumentados foram utilizados para avaliar a técnica de pedalada. Avaliação cinemática foi realizada para monitorar o comportamento angular do tornozelo e o ângulo do pedal. Considerando o membro inferior direito, a força resultante e a força efetiva foram calculadas para a determinação do índice de efetividade (IE). Ao longo do teste de fadiga, o IE não apresentou alterações significativas. O tornozelo apresentou aumento significativo na amplitude de movimento ao longo do teste, sendo o mesmo observado para o ângulo do pedal. Esses resultados sugeriram que a fadiga muscular levou a alteração na técnica de pedalada. As mudanças no comportamento angular do tornozelo parecem suportar a manutenção do IE durante a pedalada, mesmo quando músculos produtores de potência apresentam fadiga, conforme descrito no primeiro estudo. Tomados em conjunto, os resultados destes dois estudos sugerem que atletas apresentam mudanças na técnica de pedalada devido à fadiga, mas conseguem ajustar os padrões de ativação muscular e cinemática do membro inferior a fim de prolongar o tempo de exaustão.

Palavras-chave: *fadiga, músculo-esquelético, força no pedal, desempenho, ciclismo.*

ABSTRACT

Muscle fatigue can be defined as an inability to sustain a determined level of force under a given intensity, which involves physiological, biomechanical and psychological factors. The purpose of this thesis was to investigate the effects of fatigue on biomechanical aspects of cycling. Two studies were designed to evaluate fatigue up to exhaustion. For the first study, the aims were to evaluate cadence, pedal forces and electrical activity of lower limbs muscles during a cycling trial until exhaustion. Fourteen triathletes completed an incremental maximal cycling test and in the following day pedaled up to exhaustion under a workload eliciting 100% of the maximal oxygen uptake. Data of cadence, pedal forces and electromyography (EMG) from gluteus maximus (GL), rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), biceps femoris (BF), gastrocnemius medialis (GM), tibialis anterior (TA) and soleous (SO) muscles were acquired during 10 s for the start, middle and end of the fatigue trial. The root mean square (RMS) value was used as an indicator of total muscle activation. Normal and tangential forces increased significantly from the start to the end of the test, whereas cadence statistically significantly decreased. The RMS value of GL, VL, RF and VL significantly increased from the start to the end of the test. Nevertheless, activation did not statistically change for BF, GM, TA and SO. The fatigue during cycling led to increases in GL and knee extensors activation, as well as in normal pedal force and to a decrease in cadence. The maintenance of the target workload appears to be related to higher participation of GL and VL. For the second study, the aim was to investigate the effects of fatigue on the pedaling technique. Eight elite cyclists completed an incremental maximal cycling test and completed a cycling test until exhaustion under workload eliciting 100% of the maximal oxygen uptake in the following day. During the test, instrumented pedals were used for evaluation of pedaling technique. Kinematic assessment was used to monitor the angular behavior of the ankle joint and of the pedal. The right lower limb resultant pedal force and effective force were computed for determination of the effectiveness index (IE). During the fatigue test, IE did not change significantly. The ankle kinematics revealed statistical increase for ankle and pedal ranges of motion with fatigue. These results suggest that muscle fatigue leads to changes in pedaling technique. The changes in ankle kinematics seems to support the IE maintenance during pedaling up to exhaustion, even so power producer muscles presented fatigue, as described in the first study. Data from both studies suggest that athletes change pedaling technique due to fatigue, but they are able to sustain patterns of muscle activation and kinematic in an attempt to prolong the time to exhaustion.

Keywords: *fatigue, musculoskeletal, pedal force, performance, cycling.*

APRESENTAÇÃO

A presente tese tem como principal tema os mecanismos da fadiga na atividade elétrica dos músculos do membro inferior e nas forças aplicadas nos pedais durante um teste de ciclismo com nível de esforço máximo até a exaustão. Os experimentos da presente tese foram desenvolvidos no Laboratório de Performance Humana da Universidade do Texas em Austin. As coletas de dados foram realizadas em duas etapas: primeira etapa em 2005 e a segunda etapa em 2007. O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos da fadiga na atividade elétrica e força muscular durante o ciclismo até a exaustão.

Este trabalho foi dividido em quatro capítulos. No primeiro capítulo é apresentada uma revisão da literatura específica da área onde se procurou revisar a literatura relativa à fadiga central e periférica no ciclismo¹. No capítulo 2 foram abordados os efeitos da fadiga sobre a atividade elétrica e sobre a força aplicada no pedal durante o ciclismo até a exaustão. No capítulo 3 os dados de força são analisados sob uma ótica diferente, onde o objetivo principal foi o de determinar os efeitos da fadiga sobre a técnica da pedalada. Já no capítulo 4, as hipóteses iniciais são retomadas e se procurou discutir os resultados obtidos nos capítulos 2 e 3 com o intuito de entender os mecanismos da fadiga neuromuscular durante exercícios do ciclismo até a exaustão. Por fim, ao final desse trabalho são apresentadas as limitações do

¹ Diefenthaler F, Vaz MA

Aspectos relacionados à fadiga durante o ciclismo: uma abordagem biomecânica. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v.14, p.472-477, 2008.

estudo, assim como as direções futuras que se pretende tomar nessa área de investigação relativa aos efeitos da fadiga no ciclismo.

INTRODUÇÃO

Diversas áreas das ciências aplicadas ao esporte têm tentado descrever o processo da fadiga, que pode ser definido segundo a Biomecânica como o conjunto de mudanças geradas por trabalho, ou atividade física prolongada, tendo como consequência a redução da capacidade funcional de manter, ou sustentar um nível esperado de força (ROSSI *et al.*, 2000; ST CLAIR GIBSON *et al.*, 2001; DIMITROVA *et al.*, 2003). Já na Fisiologia, a fadiga é descrita como uma sensação de cansaço que está associada à falha de algum sistema fisiológico específico, que por sua vez é responsável pela incapacidade da manutenção do rendimento esperado (KAYSER, 2003; ABBISS *et al.*, 2005).

Conforme descrito na literatura, o processo de fadiga ocorre fundamentalmente em dois prováveis sítios: (1) no sistema nervoso central (SNC), sendo denominada de fadiga central, que envolve a geração e a transmissão dos impulsos nervosos até as junções neuromusculares (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1978); e (2) nos músculos, denominada de fadiga periférica, que ocorre em função da depleção de substrato, declínio na capacidade de transporte de oxigênio, excesso de lactato sangüíneo (COYLE *et al.*, 1988), disfunção no processo de contração muscular causado pela falha na transmissão do estímulo neural para a fibra muscular acarretando falha na liberação de cálcio pelo retículo sarcoplasmático, aumento da temperatura, entre outros (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1982).

No entanto, para alguns cientistas (NOAKES *et al.*, 2004; ABBISS *et al.*, 2005) a fadiga representa um mecanismo seguro de proteção do nosso

organismo na prevenção de lesões e, principalmente, para protegê-lo de conseqüências mais graves que poderiam levar à morte. Todavia, independente da sua etiologia, a fadiga é considerada uma inevitável e negativa conseqüência decorrente da atividade física intensa, extensa, e/ou ambas. Sendo assim, fica evidente a necessidade de entender todos os mecanismos do processo de fadiga e o que fazer para evitá-los ou reduzi-los.

Diferentes modelos experimentais têm sido propostos na tentativa de compreender os mecanismos do processo de fadiga durante o ciclismo, e dentre eles podemos citar estudos envolvendo: aspectos metabólicos (COYLE *et al.*, 1988; LEES *et al.*, 2001), ativação muscular (KUPA *et al.*, 1995; LEPERS *et al.*, 2000; HETTINGA *et al.*, 2006; DINGWELL *et al.*, 2008; MACDONALD *et al.*, 2008) e forças aplicadas durante a pedalada (MCCARTNEY *et al.*, 1983; AMOROSO *et al.*, 1993; SANDERSON *et al.*, 2003; MARTIN *et al.*, 2009).

Os resultados encontrados em estudos previamente desenvolvidos sobre fadiga muscular², como o estudo envolvendo as forças aplicadas no pedal durante uma simulação de 40 km contra-relógio (CARPES *et al.*, 2005) indicaram redução na magnitude das forças normal e tangencial ao pedal no decorrer do teste, enquanto que a força efetiva, que é a componente da força aplicada perpendicularmente ao pedivela e que produz torque positivo, aumentou durante a fase de recuperação (Figura 1). Provavelmente o triatleta avaliado modificou o direcionamento das forças aplicadas no pedal ao longo do teste na tentativa de otimizar as mesmas, influenciando dessa forma a técnica

² Carpes FP, Bini RR, Nabinger E, Diefenthaler F, Mota CB, Guimarães ACS
Aplicação de força no pedal em prova de ciclismo 40 km contra-relógio simulada: estudo preliminar. Revista Paulista de Educação Física, v.19, p.105-113, 2005.

de pedalada. A estratégia adotada pelo triatleta parece ter contribuído para aumentar a efetividade da pedalada.

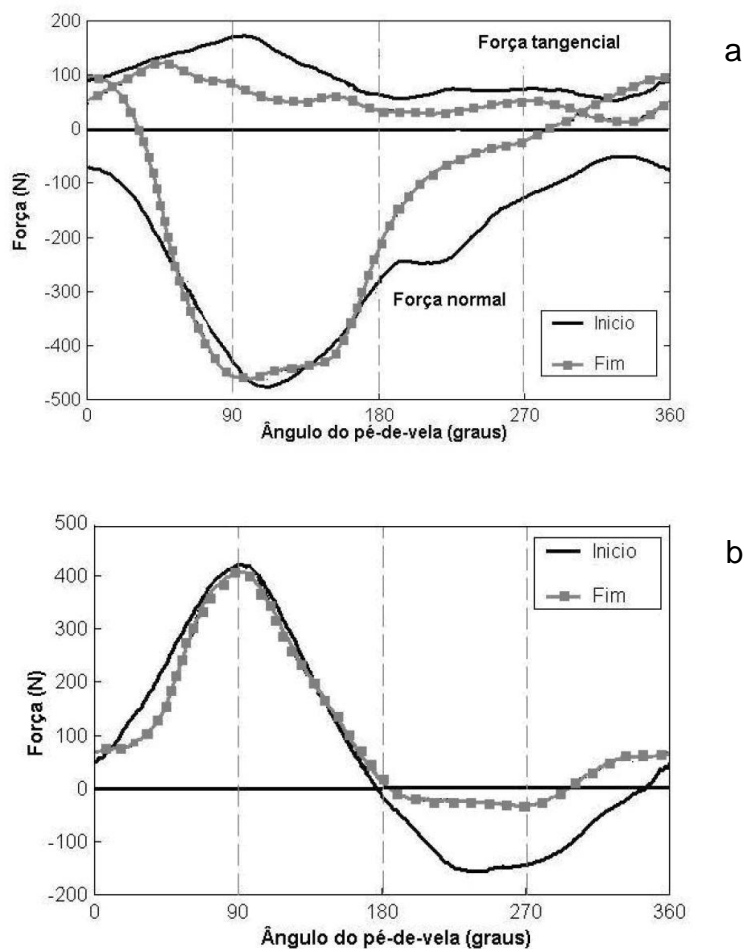


Figura 1. Forças normal e tangencial (a) e força efetiva (b) no início (primeiro minuto, curvas em preto) e no fim dos 40 km (último minuto, curvas em cinza) (Carpes *et al.*, 2005).

A limitação de ter avaliado apenas um atleta nesse estudo e ter não medido a atividade elétrica durante o teste motivou a realização de um novo estudo com protocolo similar, mas com mais atletas, e avaliando a ativação muscular por meio da eletromiografia de superfície.

Nesse estudo subsequente, oito triatletas realizaram um teste contra-relógio de 40 km em suas próprias bicicletas acopladas a um ciclossimulador³. Os atletas apresentaram um aumento significativo no valor médio do envelope RMS (*root mean square*) do músculo vasto lateral no 10º, 20º, 30º e 38º km quando comparado com o pico máximo do valor RMS obtido no 3º km. Sendo o vasto lateral um importante extensor do joelho, os resultados desse estudo revelam uma estratégia neuromuscular adotada pelos ciclistas para aumentar ou manter da potência e percorrer a distância no menor intervalo de tempo (DUC *et al.*, 2005; BINI *et al.*, 2008).

A partir das mudanças observadas na técnica de pedalada e na ativação muscular durante um teste de 40 km contra-relógio levantou-se a questão de como seriam as alterações nos padrões de força no pedal e atividade elétrica durante um protocolo de ciclismo com carga máxima e constante até a exaustão. Um teste com essas características permitiria descrever o processo de fadiga muscular isolando algumas variáveis intervenientes como, por exemplo: a depleção de glicogênio, aumento da temperatura corporal e o fator motivacional que ocorre em protocolos longos realizados em ciclo ergômetros estacionários.

Desta forma, a análise da aplicação das forças nos pedais e das alterações na atividade muscular durante um teste máximo até a exaustão torna-se um importante instrumento no diagnóstico do processo de fadiga, e, principalmente, possibilita apontar quais estratégias são adotadas pelo ciclista

³ Bini RR, Carpes FP, Diefenthaler F, Mota CB, Guimarães ACS
Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time-trial: relationship to muscle coordination and performance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, v.11, p.363-370, 2008

para sustentar a mesma potência sob condições de fadiga. O conhecimento produzido a partir de um estudo com estas características poderá contribuir para a identificação de estratégias que minimizem os efeitos da fadiga periférica não somente em provas de curta duração do ciclismo, mas também em provas de longa duração.

CAPÍTULO I

Aspectos relacionados à fadiga durante o ciclismo: uma abordagem biomecânica

1.1 Introdução

O ciclismo é considerado um esporte complexo. As competições são divididas em provas de pista (velódromo) e provas de rua (estrada), individualmente ou por equipes (BURKE, 2000; ABBISS *et al.*, 2005). As provas de estrada apresentam características distintas em relação à duração, intensidade e topografia. Entre elas podemos destacar o *Tour de France*, com um percurso de aproximadamente 3000 km, percorridos durante 21 dias ininterruptos, entre os mais variados tipos de terrenos (DIEFENTHAELER *et al.*, 2007).

As competições de estrada têm como característica a manutenção de uma alta intensidade por um tempo prolongado, o que resulta na instauração do processo de fadiga, principalmente em função das mudanças na produção de torques resultantes das contrações musculares e na atividade elétrica dos músculos dos membros inferiores (LEPERS *et al.*, 2002; HUNTER *et al.*, 2003; MILLET *et al.*, 2003; ABBISS *et al.*, 2005).

A fadiga muscular pode ser definida como um conjunto de alterações decorrentes do trabalho ou exercício prolongado, gerando incapacidade funcional na manutenção de um nível esperado de força (ROSSI *et al.*, 2000; DIMITROVA *et al.*, 2003). Desta forma, a fadiga muscular está associada a

mecanismos e fatores metabólicos, que podem afetar os músculos (fadiga periférica) e o sistema nervoso central - SNC (fadiga central) durante a realização de exercício intenso em atletas (NOAKES, 2000; LEES *et al.*, 2001).

Apesar das evidências a favor e contra o fato do SNC se constituir em um sítio de fadiga, alguns estudos apontam a periferia (ou o músculo esquelético mais especificamente) como o principal sítio da fadiga, pois fatores metabólicos que impedem a produção de força muscular têm sido observados (FITTS, 1994; NOAKES *et al.*, 2004).

As alterações metabólicas no ciclismo, como a depleção de substratos de energia e o acúmulo de derivados metabólicos, são dependentes da intensidade e duração da prova. Em atividades com intensidade entre 60 - 90% do consumo máximo de oxigênio (VO_{2MAX}), a fadiga ocorre em decorrência da depleção das reservas de glicogênio, enquanto que em intensidades acima de 90% do VO_{2MAX} a redução do desempenho acontece em função da produção excessiva de lactato sanguíneo (COYLE *et al.*, 1988).

Como consequência das modificações metabólicas causadas pela fadiga durante a pedalada, podemos apontar as mudanças nos padrões de ativação muscular e na capacidade de produção de força (HAUTIER *et al.*, 2000; LEPERS *et al.*, 2002; DUC *et al.*, 2005). Tais alterações têm sido descritas na literatura e podem ter repercussão na magnitude, direção e sentido de aplicação das forças no pedal, afetando assim a técnica da pedalada e, conseqüentemente, o desempenho do atleta.

Além das alterações metabólicas, a fadiga periférica pode também ser dependente de fatores centrais, sendo associada, por exemplo, a falhas na

transmissão do estímulo na junção neuromuscular, falhas na ativação do sarcolema, falha na condução do potencial de ação nos túbulos transversos ou falha na liberação de cálcio pelo retículo sarcoplasmático (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1978).

Em um estudo envolvendo ciclistas treinados, foi observada uma redução na produção de torque dos músculos extensores da articulação do joelho, logo após o término de uma prova de estrada (MILLET *et al.*, 2003). De acordo com os autores, a incapacidade na geração de força não ocorreu devido à fadiga central, mas sim à fadiga periférica (fadiga muscular), pois mesmo após percorrerem 140 km os ciclistas avaliados apresentaram aumento nos picos de ativação elétrica durante um teste de contração voluntária máxima (CVM).

No entanto, Lepers *et al.* (2002) analisaram os efeitos da fadiga muscular no torque e na atividade elétrica de nove ciclistas treinados. Os atletas pedalarão durante cinco horas a 55% da potência aeróbica máxima. Os autores verificaram uma redução de 18% no torque durante testes de CVM (pré e pós) e um decréscimo na atividade elétrica dos músculos *vastus lateralis* (VL) e *vastus medialis* (VM) a partir da primeira hora de exercício, o que significa que houve fadiga tanto do SNC quanto periférica.

A presença de fadiga muscular, seja de natureza central, periférica ou de ambas, possui ampla repercussão no ciclismo, uma vez que as modificações que ocorrem na condução do estímulo nervoso e na placa motora provocam prejuízos no desempenho durante competições, particularmente em provas de longa distância.

A partir da literatura revisada, que compreendeu o período de 1977 a 2007, é possível constatar que o processo de fadiga pode apresentar origens distintas e provocar a redução do desempenho dos ciclistas. Entretanto, existe uma lacuna no que diz respeito a estudos que associem a fadiga muscular com o comportamento das forças aplicadas no pedal e o padrão da ativação muscular no ciclismo. Sendo assim, o presente estudo tem como objetivo principal abordar as modificações na técnica de pedalada e na atividade elétrica dos músculos envolvidos no movimento da pedalada em resposta a instalação dos mecanismos de fadiga.

1.2 Efeitos da fadiga sobre as forças aplicadas no pedal

1.2.1 Aspectos relacionados à dinamometria

O estudo do movimento que inclui a análise da força como causa do movimento é chamada de cinética, mensurada por meio de uma técnica denominada de dinamometria (ENOKA, 2000). A dinamometria tem sido amplamente utilizada para analisar a fadiga durante atividades físicas. O uso de células de carga e dinamômetros isocinéticos, por exemplo, tem possibilitado avaliar o índice de fadiga, calculado como a razão entre a força final e a força inicial, em treinamento de resistência (SFORZO *et al.*, 1996).

O uso de pedais instrumentados tem possibilitado registrar as forças aplicadas pelo ciclista durante a pedalada com o objetivo de mensurar sua magnitude, sua orientação e sua técnica (SHARP, 1977; HULL *et al.*, 1981; BOYD *et al.*, 1997; ROWE *et al.*, 1998; CANDOTTI *et al.*, 2007). No entanto, os estudos envolvendo a análise das forças, na sua grande maioria, descrevem o

padrão do movimento da pedalada na tentativa de identificar a técnica empregada pelo atleta, otimizando assim a energia despendida (GREGOR *et al.*, 1991; BURKE, 1996; GREGOR, 2000; DIEFENTHAELER *et al.*, 2008).

A componente da força resultante é obtida mediante combinação das componentes normal e tangencial aplicadas no pedal, e representa a força total, no plano sagital, aplicada pelo ciclista no pedal. Além das forças normal e tangencial, há também outras duas forças envolvidas no movimento da pedalada: (1) a força efetiva, que é a componente da força aplicada perpendicularmente ao pedivela e que produz torque positivo, também chamada de força transmitida; e (2) a força inefetiva, que é a componente da força paralela ao pedivela e que não produz torque (LAFORTUNE *et al.*, 1983; TOO, 1990; BURKE, 1996; GREGOR, 2000).

1.2.2 Orientação e magnitude das forças

A análise da aplicação das forças nos pedais durante a pedalada pode também ser um ótimo parâmetro para a descrição do processo de fadiga, e também elucidar quais estratégias os ciclistas utilizam para manter a mesma carga quando estão sob condições de fadiga (PATTERSON *et al.*, 1990; AMOROSO *et al.*, 1993; SANDERSON *et al.*, 2003).

Para exemplificar o processo de fadiga durante uma prova de ciclismo podemos apontar as mudanças na magnitude e na orientação das forças aplicadas no pedal, bem como o seu aproveitamento (força efetiva). Carpes *et al.* (2007), em um estudo preliminar, avaliaram o comportamento das forças aplicadas no pedal durante uma simulação de uma prova de 40 km contra-

relógio em laboratório. Os resultados demonstraram um aumento progressivo da força efetiva e uma diminuição da força inefetiva ao longo do teste, indicando uma melhora na técnica da pedalada.

Em contrapartida, o ciclista avaliado apresentou uma alteração na magnitude da força tangencial ao longo do teste. Essa modificação pode estar associada ao processo de fadiga, tendo em vista que o teste teve uma duração de aproximadamente 62 minutos em intensidade próxima ao limiar anaeróbio. Sendo assim, a melhora no aproveitamento das forças ocorreu em detrimento da habilidade do ciclista em “puxar” o pedal durante a fase de recuperação da pedalada.

O mesmo comportamento foi observado nas componentes de força normal e tangencial aplicadas no pedal em um estudo realizado por Amoroso *et al.* (1993). Os autores avaliaram 11 ciclistas de elite, em ciclossimulador, com uma carga de 300 W. Os sujeitos foram encorajados a pedalar nessa intensidade durante o máximo tempo possível que eles pudessem sustentar uma cadência de 80 rpm (rotações por minuto).

Para avaliar os resultados os autores dividiram o teste em fase inicial e final, denominando assim de período sem fadiga (NF) e com fadiga (F), respectivamente. Os ciclistas avaliados apresentaram aumento no pico da força normal (NF=339,4 N; F=369,5 N), e redução no pico de força tangencial (NF=79,1 N; F=68,2 N) durante a fase de propulsão da pedalada (0° - 180°). No entanto, não houve diferença na magnitude e tampouco no comportamento das curvas de força resultante e efetiva, evidenciando que a técnica de pedalada não foi uma estratégia utilizada pelos ciclistas para superar a fadiga.

Ao avaliar o efeito da fadiga sobre as forças aplicadas no pedal de ciclistas treinados, Sanderson e Black (2003) também observaram aumento no pico da força normal. Os autores coletaram os dados dos pedais a cada minuto, sendo que os resultados apresentados eram referentes ao primeiro e ao último minuto ($354\pm 65,0$ N e $391\pm 47,8$ N, respectivamente). No entanto, para força tangencial não houve diferença entre os dois instantes avaliados ($85,6\pm 18,3$ N e $85,3\pm 19,4$ N).

Embora os resultados da força tangencial não tenham apresentado diferenças, o comportamento da curva, expressa em função do ângulo do pedivela, apresentou mudanças. Os ciclistas adiantaram o ângulo de transição da fase de “puxar” o pedal para trás (de 133° para 121°), e atrasaram a fase de transição de “empurrar” o pedal para frente (de 300° para 330°), despendendo assim mais tempo aplicando força no pedal para trás.

Ao contrário do trabalho de Amoroso *et al.* (1993), o estudo acima encontrou diferenças em relação a força efetiva. Os ciclistas apresentaram aumento no valor de pico da força efetiva nos dois instantes comparados ($340\pm 65,0$ N e $377\pm 74,8$ N, respectivamente). A partir desse resultado seria possível concluir que os ciclistas foram capazes de aproveitar mais as forças aplicadas no pedal no decorrer do teste, tornando-se mais técnicos. No entanto, também houve um aumento da força inefetiva (componente de força que produz torque resistivo - negativo) de $-31,8\pm 30,4$ N para $-51,5\pm 28,1$ N, respectivamente.

Segundo os autores, em função do processo de fadiga, os ciclistas tornaram-se menos efetivos durante a fase de recuperação (180° - 360°), o que

em contrapartida exigiu que os atletas aplicassem mais força durante a fase de propulsão. Talvez, em termos de gasto energético, essa troca não tenha gerado um desequilíbrio, mas provavelmente os músculos extensores do joelho, responsáveis pela geração de força durante a fase de propulsão, foram sobrecarregados.

Em um estudo utilizando um cicloergômetro equipado com um sistema de pedivela instrumentado com *strain gauges* (SRM[®] *powercontrol*), Duc *et al.* (2005) analisaram o comportamento da atividade elétrica de quatro músculos do membro inferior e o torque na fase de propulsão da pedalada, de ciclistas competitivos, durante um teste de 30 minutos. Os resultados não apontaram alterações no padrão das curvas de torque ao longo do teste.

Porém, a limitação do equipamento utilizado nesse estudo não permitiu avaliar o torque durante a fase de recuperação (sistema mede apenas o torque na fase de propulsão), e nem as componentes da força normal e tangencial, restringindo assim a análise da técnica da pedalada empregada pelos ciclistas.

Utilizando um cicloergômetro SRM[®] equipamento com o mesmo sistema SRM[®] *powercontrol* já descrito, Carpes *et al.* (2007) avaliaram seis ciclistas treinados durante um teste de 40 km contra-relógio. Os sujeitos foram encorajados a realizar o teste no menor tempo possível, com cadência de pedalada livre. Os dados de torque foram coletados a cada 5 minutos até o término do teste. Para análise o teste foi dividido em quatro estágios de igual duração, aproximadamente 15 minutos.

Os resultados demonstram um aumento no pico do torque na fase de propulsão entre o primeiro e o quarto estágio ($15,6 \pm 6,5$ Nm e $18,1 \pm 4,6$ Nm,

respectivamente). Paralelo às informações de torque, os autores coletaram o consumo de oxigênio (VO_2) ao longo do experimento. Esta variável também apresentou alterações entre o primeiro e o quarto estágio ($64,7 \pm 8,9 \%VO_{2PICO}$ e $71,8 \pm 7,8 \%VO_{2PICO}$), o que provavelmente reflete a estratégia adotada pelos ciclistas para realizar o teste de forma progressiva.

Sendo assim, as mudanças observadas no pico de torque nesse estudo não representam uma melhora no aproveitamento das forças, mas possivelmente um reflexo do aumento do custo metabólico (VO_2) ao longo do teste.

1.3 Efeitos da fadiga na atividade elétrica durante o ciclismo

1.3.1 Aspectos relacionados à eletromiografia

A eletromiografia de superfície (EMG) fornece informações sobre o padrão de ativação muscular e sobre como o sistema nervoso central controla o movimento. Essa técnica tem sido amplamente utilizada para estudar a atividade muscular e a coordenação neuromuscular no ciclismo (MORITANI *et al.*, 1986; FARIA, 1992; DE LUCA, 1997; LI *et al.*, 1998; GREGOR, 2000; BAUM *et al.*, 2003; DIEFENTHAELER *et al.*, 2006).

A partir do monitoramento do padrão da atividade elétrica dos músculos envolvidos no movimento da pedalada é possível obter informações sobre o comportamento do sistema neuromuscular. Durante atividades intensas e de longa duração, os músculos em processo de fadiga dão início a uma série de eventos que influenciam a eficiência e a capacidade de geração de força dos músculos (VOLLESTAD, 1997; LEPERS *et al.*, 2000; LEPERS *et al.*, 2002).

A análise de fadiga muscular tem sido proposta por meio do estudo da variação da amplitude do sinal eletromiográfico (geralmente medida pelo valor RMS - *Root Mean Square*) em função do tempo. À medida que ocorre um aumento no número e no tamanho das unidades motoras recrutadas para a manutenção do nível de força desejado, há um aumento do valor RMS (MORITANI *et al.*, 1986; CANDOTTI *et al.*, 2004).

Outra forma de avaliação do processo de fadiga pode ser realizada por meio da análise do sinal EMG através da Transformada Rápida de Fourier (FFT). A identificação de parâmetros do sinal EMG a partir da utilização da FFT, como a frequência mediana do espectro de potência, pode evidenciar a relação entre altas e baixas frequências no decorrer da atividade muscular (VOLLESTAD, 1997). Em contrações isométricas, ocorre um deslocamento para esquerda do espectro de potência, em direção às menores frequências, com a fadiga (HERZOG *et al.*, 1994).

1.3.2 *Fadiga neuromuscular no ciclismo*

Muitos estudos relacionam a fadiga no ciclismo em provas de longa duração a fatores metabólicos (depleção das reservas de PCr, ATP, glicogênio, acúmulo de metabólicos, etc.); no entanto, pouco se sabe acerca da ocorrência da fadiga neuromuscular em eventos dessa natureza.

Na tentativa de elucidar os efeitos da fadiga no ciclismo prolongado sobre os parâmetros neuromusculares, metabólicos e biomecânicos Lepers *et al.* (2000) avaliaram oito ciclistas treinados. Os atletas apresentaram aumento significativo no consumo de oxigênio (VO_2), na ventilação (VE) e na frequência

cardíaca (FC) ao longo das 2 horas de avaliação. Em contrapartida, durante os testes (isométricos, concêntricos e excêntricos) realizados em um dinamômetro isocinético, antes e logo após o teste de ciclismo, foi observada redução no pico torque e na atividade elétrica dos músculos VL e VM entre os dois momentos avaliados. Esses resultados indicam uma situação de fadiga periférica dos músculos avaliados nesse estudo.

Utilizando uma metodologia similar ao protocolo do estudo supracitado, Lepers *et al.* (2002) avaliaram os efeitos dos parâmetros neuromusculares após 5 horas de pedalada. Nove ciclistas treinados pedalar em intensidade constante, referente a 55% da potência aeróbia máxima, com cadência de pedalada livre. O protocolo consistiu em avaliar o torque dos músculos extensores da articulação do joelho durante cinco contrações voluntárias máximas, realizadas a cada 60 minutos. Os sujeitos paravam de pedalar e eram imediatamente posicionados no dinamômetro, com a posição da articulação do joelho fixada em 60°.

Os resultados do pico de torque e do valor RMS dos músculos VL e VM, comparados com o pré-exercício, apresentaram redução significativa nos cinco momentos avaliados (H1: -9%, H2: -8%, H3: -10%, H4: -16%, H5: -18% e H1: -16%, H2: -13%, H3: -12%, H4: -14%, H5: -14%, respectivamente). A partir dos resultados, ficou evidenciado que após 5 horas de exercício em intensidade moderada os músculos do quadríceps apresentaram indícios de fadiga.

Apesar de a carga ter sido mantida constante ao longo do teste, o que assegurou aos autores o controle dessa variável, teria sido interessante controlar o VO_2 , principalmente a taxa de troca respiratória (RER), que é a

razão entre a produção de dióxido de carbono (VCO_2) e o consumo de oxigênio. Essa taxa determina a predominância de qual sistema energético está sendo utilizado pelo atleta; sendo que valores abaixo de 1 indicam uma maior contribuição do sistema aeróbio, e valores acima de 1 indicam maior contribuição do sistema anaeróbio (MCLELLAN *et al.*, 1989; MOSELEY *et al.*, 2001; FIGUEIRA *et al.*, 2004).

À medida que o RER se aproxima de 1, a produção de ácido láctico aumenta. Em seguida, ocorre a dissociação do mesmo em lactato e íon H^+ , afetando o acoplamento excitação-contração, as propriedades da membrana muscular e a propagação do potencial de ação. Essa informação ao longo do teste poderia ajudar a identificar as possíveis contribuições das demandas fisiológicas no processo de fadiga.

Moritani *et al.* (1993) determinaram a potência máxima no limiar de fadiga neuromuscular a partir da eletromiografia de músculos representativos do movimento da pedalada. O protocolo proposto utilizou, além da eletromiografia de superfície, a eletromiografia de profundidade para a análise do pico de ativação de unidades motoras (MUs) e análise de gases para determinação do limiar ventilatório (LV). Oito homens e 12 mulheres foram voluntários para esse estudo. Os sujeitos pedalarão em quatro diferentes cargas: 275, 300, 350 e 400 W para os homens; e 200, 250, 300 e 350 W para as mulheres.

Os testes foram randomizados e realizados no mesmo dia. Um intervalo de aproximadamente 25 minutos foi mantido entre cada carga avaliada para evitar a fadiga. A máxima duração de cada teste foi estipulada em 2 minutos

para todos os sujeitos. De acordo com os autores, os sujeitos apresentaram aumento na amplitude do sinal EMG e redução na MDF em todas as cargas avaliadas, provavelmente pelo progressivo aumento no número de UMs recrutadas e/ou aumento da frequência de disparo para compensar o déficit das UMs fadigadas. A redução na MDF provavelmente está relacionada com a redução na velocidade de condução dos potenciais de ação nas fibras musculares daquelas unidades motoras fadigadas (KUPA *et al.*, 1995).

Três sujeitos desse estudo foram voluntários para o uso da eletromiografia de profundidade. O objetivo foi analisar a atividade elétrica (amplitude) das UMs durante os testes com carga constante. Segundo os autores, UMs maiores, que produzem mais força e necessitam maior limiar de recrutamento, apresentam maior amplitude quando comparadas com UMs menores. Os resultados apontaram aumento significativo no número de UMs recrutadas e na amplitude do sinal em cada uma das cargas avaliadas.

Bini *et al.* (2008) avaliaram a atividade elétrica de cinco músculos do membro inferior (VL, reto femoral - RF, bíceps femoral - BF, tibial anterior - TA e gastrocnêmio medial - GM) – de oito triatletas experientes durante um teste simulado de 40 km contra-relógio. A cadência de pedalada utilizada durante o teste foi de livre escolha do atleta (preferida).

Paralelo à atividade elétrica dos músculos, foram também registrados VO_2 , RER, potência (PO), velocidade e cadência de pedalada nos quilômetros: 3, 10, 20 e 38 do teste. Os resultados apresentaram aumento significativo para as variáveis VO_2 , PO, velocidade e valor RMS do VL entre o início e o fim do teste (3 e 38 km, respectivamente). Os autores atribuem essas mudanças à

estratégia adotada pelos triatletas de realizar o teste de forma progressiva e mantendo a mesma cadência de pedalada ao longo do teste.

Acredita-se que o aumento da atividade elétrica do VL esteja associado às forças aplicadas no pedal, principalmente à força normal; pois, segundo Gregoire *et al.* (1984), os músculos monoarticulares geram força, enquanto que os biarticulares são responsáveis pela transferência dessa através das articulações que cruzam.

Duc *et al.* (2005) avaliaram a atividade elétrica do VL, RF, BF e GM de nove experientes ciclistas durante um teste contra-relógio de 30 minutos. Os dados de torque e EMG foram gravados a cada 5 minutos do teste. Os valores RMS e a MDF dos quatro músculos foram normalizados pelos valores referentes ao quinto minuto do teste. A atividade elétrica dos músculos flexores do joelho (BF e GM) apresentou uma tendência a aumentar ao longo dos 30 minutos, mas os resultados não foram significativos para os quatro músculos avaliados. Os resultados referentes à MDF apresentaram um comportamento similar; no entanto, um aumento significativo foi observado na MDF entre o quinto e o décimo minuto.

A partir das informações do torque ao longo do teste, os autores calcularam a razão entre a atividade elétrica e o torque (EMG/torque) dos músculos avaliados. Os resultados de razão não indicaram mudanças significativas. Vale ressaltar que o aumento na razão EMG/torque associada a um torque constante indica fadiga periférica, e que razão EMG/torque constante associada a uma redução de torque indica fadiga central (HAUTIER *et al.*, 2000). Os autores sugerem que a duração do teste não foi suficiente

para causar alterações na ativação e na razão EMG/torque, pois a amostra do estudo foi composta por ciclistas altamente treinados, capazes de sustentar altas intensidades de esforço por longos períodos.

Hautier *et al.* (2000) avaliaram a razão EMG/torque de dez ciclistas com o objetivo de observar as perdas de força e potência e o comportamento da ativação elétrica de cinco músculos do membro inferior (GM, RF, VL, BF e glúteo máximo - GL) durante testes de velocidade (*sprints*). Os sujeitos realizaram 15 repetições de 5 segundos de duração, com 25 segundos de intervalo, de *sprint* em um cicloergômetro equipado com um sensor de força (tensão) e um sensor óptico para o registro da velocidade e deslocamento. Os dados mecânicos e a atividade elétrica foram registrados na primeira e na décima terceira repetição de cada indivíduo.

A média da potência máxima e o torque reduziram significativamente da primeira ($957,1 \pm 217,3$ W; $65,8 \pm 13,3$ Nm) para a décima terceira repetição ($849,3 \pm 199,3$ W; $61,8 \pm 12$ Nm). Com relação ao sinal EMG foi observada diferença no valor RMS apenas no BF (213 ± 93 μ V – 185 ± 93 μ V) e no GL (221 ± 66 μ V – 183 ± 51 μ V). Foi observado um aumento na razão EMG/torque em detrimento da queda da força produzida pelos músculos sem mudança na atividade elétrica. Os autores atribuem à ocorrência de fadiga periférica em função de uma deficiência na capacidade de geração de força dos músculos, provavelmente decorrente de falha no acoplamento excitação-contração, e falha na transmissão neuromuscular.

Ao avaliar o comportamento da potência máxima e da ativação elétrica dos músculos VL e BF de 12 ciclistas, durante dez *sprints*, com seis segundos

de duração, Billaut *et al.* (2005) observaram queda de aproximadamente 11% no valor de pico da potência máxima (primeiro versus décimo *sprint*); no entanto, não houve diferença na integral do sinal eletromiográfico (iEMG).

Em média, os sujeitos realizavam entre quatro e seis ciclos completos de pedalada durante cada *sprint*. Não foi observada diferença no período de ativação total do VL e BF entre o primeiro e o décimo *sprint*. Em contrapartida, a análise do período de ativação dentro do *sprint* do segundo (CP2), terceiro (CP3) e quarto (CP4) ciclo de pedalada apresentou diferenças para o VL (CP2: $0,70 \pm 0,22$ s; CP3: $0,54 \pm 0,20$ s; CP4: $0,43 \pm 0,07$ s *sprint* 1; CP2: $0,68 \pm 0,21$ s; CP3: $0,52 \pm 0,17$ s; CP4: $0,41 \pm 0,12$ s *sprint* 10) e para o BF (CP2: $0,76 \pm 0,25$ s; CP3: $0,47 \pm 0,16$ s; CP4: $0,41 \pm 0,14$ s *sprint* 1; CP2: $0,78 \pm 0,17$ s; CP3: $0,47 \pm 0,15$ s; CP4: $0,44 \pm 0,11$ s *sprint* 10), indicando alteração no padrão de coordenação dos músculos após a fadiga.

Em uma simulação de contra-relógio na distância de 4000 metros (meio-fundo), Hetting *et al.* (2006) observaram alterações na iEMG dos músculos VL e BF de oito ciclistas de elite. Os atletas foram submetidos a um protocolo que consistia de cinco testes de 4000 metros com 48 horas de intervalo. No primeiro dia foi realizado um teste incremental para determinação do VO_{2MAX} e a P_O . O segundo dia foi destinado a um teste de 4000 metros no menor tempo possível para determinar a potência de referência para os três testes subsequentes: 95, 100 e 105% desse valor.

Os três testes de contra-relógio finais foram randomizados, e os sujeitos foram instruídos a pedalar os primeiros 2000 metros na potência correspondente e a segunda metade no menor tempo possível. O sinal EMG

dos músculos RF, VL e BF foram normalizados pelas respectivas CVMs de extensores e flexores do joelho. Os resultados apresentaram aumento significativo da iEMG para o VL e BF na segunda metade do protocolo, nas três intensidades avaliadas, enquanto que o RF não apresentou mudança no seu padrão de ativação.

Esses resultados demonstram que, independente da intensidade aplicada na primeira metade do teste, a alteração no padrão de ativação ocorreu em função da tentativa de realizar o teste no menor tempo possível, tornado evidente assim a instauração da fadiga periférica em detrimento da maior participação da via energética anaeróbia.

1.3.3 Fadiga Central

O termo fadiga central pode ser definido como o conjunto de mecanismos que determinam a diminuição da contratibilidade muscular independente dos fatores intramusculares e/ou metabólicos. Segundo Ascensão *et al.* (2003), traduz-se numa falha voluntária ou involuntária na condução do impulso nervoso que provoca uma redução do número de unidades motoras ativadas e uma diminuição da frequência de disparo dos motoneurônios.

Os mecanismos centrais no processo da fadiga podem ser observados por meio de experimentos que utilizam a estimulação elétrica de músculos fadigados. De acordo com Bigland-Ritchie *et al.* (1986), a eletroestimulação permite avaliar o grau de comprometimento do SNC no processo de fadiga.

Leppers *et al.* (2000) utilizaram eletroestimulação durante um protocolo de contração voluntária máxima (CVM) com o objetivo de analisar os efeitos do ciclismo prolongado (2 horas) sobre a condução do potencial de ação (PA) dos músculos VL e VM. Os resultados apresentaram aumento significativo no tempo de condução do PA para o VL e o VM entre o início e o fim do teste ($8,6 \pm 1,3$ ms para $10,7 \pm 2,7$ ms e $7,8 \pm 3,2$ ms para $8,7 \pm 2,7$ ms, respectivamente).

Além da diminuição na velocidade de condução do sinal, foi observada uma redução na amplitude e na área total do PA, indicando a presença de fadiga pré-sináptica e/ou fadiga na junção neuromuscular. Segundo os autores, as mudanças observadas no comportamento do PA podem estar associadas à redução na atividade da bomba sódio/potássio, mudanças metabólicas (H^+ e fosfato inorgânico), e redução na liberação de cálcio (Ca^{2+}) pelo retículo sarcoplasmático.

Apesar da ampla utilização na análise dos prováveis fatores centrais da fadiga, os autores acreditam que a técnica da eletroestimulação recruta apenas as fibras que estão sob os eletrodos, limitando os resultados a uma pequena área do músculo. Além do mais, a capacidade de separar fadiga de ordem central de outras possíveis causas torna-se difícil, pois os mecanismos supra-espinal e espinal podem estar envolvidos.

Segundo Millet e Lepers (2004), além dos fatores já descritos anteriormente e das prováveis alterações que ocorrem na excitabilidade do sarcolema, não está bem claro se o decréscimo na iEMG observado depois de exercícios de longa duração, pode ser completamente explicado pelas

mudanças observadas na amplitude do PA, ou se realmente ocorreu fadiga de ordem central.

De acordo com os mesmos autores, quando o sinal EMG durante uma CVM é utilizado para avaliar a existência de fadiga central é necessário que o mesmo seja normalizado pela máxima amplitude do potencial de ação (M-wave). Normalmente é utilizada a razão entre o valor RMS do sinal EMG e a M-wave (RMS/M-wave).

Uma grande diferença entre as mudanças no valor RMS e as mudanças na razão RMS/M-wave podem ser observadas no processo de fadiga, demonstrando assim que o valor RMS ou mesmo o iEMG, durante uma CVM, não representam evidências de fadiga central (MILLET *et al.*, 2004).

Como foi observado, o declínio na capacidade de geração de força pode ocorrer em diferentes locais entre o SNC e os músculos, e métodos não-invasivos (i.e. EMG de superfície, eletroestimulação, etc.) não são capazes de determinar com exatidão o local de origem da fadiga.

1.4 Conclusão

Apesar da literatura específica acerca da manifestação do processo de fadiga durante o ciclismo envolvendo a aplicação de forças no pedal e a atividade elétrica dos músculos do membro inferior ser pequena, os estudos revisados apontam para uma incapacidade da manutenção da força desejada, como observado em outras tarefas motoras. No ciclismo, a fadiga tem sido relacionada com a perda da técnica de pedalada e quantificada por meio das mudanças nos padrões de ativação elétrica muscular. A partir do

comportamento das forças aplicadas no pedal (magnitude e direção) é possível observar quais são as estratégias adotadas pelos ciclistas para minimizar os efeitos da fadiga. Embora a análise do sinal EMG forneça informações sobre os parâmetros neuromusculares, torna-se difícil determinar se o mecanismo de fadiga ocorre em detrimento de fatores centrais ou periféricos. O entendimento dos efeitos da fadiga sobre as forças aplicadas no pedal e sobre a atividade elétrica dos músculos do membro inferior em um protocolo que simule uma situação de competição específica possibilitaria traçar estratégias que minimizem as conseqüências do processo de fadiga.

CAPÍTULO II

Mudanças na cadência de pedalada, forças aplicadas no pedal e atividade elétrica durante ciclismo até exaustão em triatletas treinados

2.1 Introdução

Fadiga muscular pode ser definida como um decréscimo na potência produzida, que ocorre frequentemente durante exercícios de alta intensidade como provas de ciclismo (FERNANDEZ-GARCIA *et al.*, 2000). Assim como em muitos esportes, a fadiga durante o ciclismo é considerada um processo complexo que envolve inúmeros fatores fisiológicos, biomecânicos e psicológicos (NOAKES *et al.*, 2004; ABBISS *et al.*, 2005).

Durante as competições, os ciclistas pedalam por longos períodos em alta intensidade. Esforços demasiados realizados frequentemente resultam na redução da produção de força o que pode estar associado com mecanismos metabólicos e neuromusculares que afetam os músculos (fadiga periférica) e o sistema nervoso central – SNC (fadiga central) (FITTS, 1994; LEES *et al.*, 2001). Embora as evidências encontradas na literatura sugiram que o SNC seja um local importante de origem da fadiga, muitos estudos apontam o músculo esquelético como o principal sítio de fadiga (VOLLESTAD, 1997; LEPERS *et al.*, 2000).

Diferentes modelos têm sido propostos para estudar a fadiga durante exercícios dinâmicos, incluindo a análise da ativação muscular (RYAN *et al.*,

1992; DINGWELL *et al.*, 2008; MACDONALD *et al.*, 2008), a produção de força (AMOROSO *et al.*, 1993; CARPES *et al.*, 2007; ROSSATO *et al.*, 2008) e fatores metabólicos (ST CLAIR GIBSON *et al.*, 2001; BINI *et al.*, 2007; KORFF *et al.*, 2007). Estudos prévios envolvendo ciclistas encontraram forte correlação entre fadiga e ativação muscular (LEPERS *et al.*, 2000; ST CLAIR GIBSON *et al.*, 2001; MILLET *et al.*, 2003; DUC *et al.*, 2005) bem como entre fadiga e força (SANDERSON *et al.*, 2003; DIEFENTHAELER *et al.*, 2007).

Mais especificamente, durante provas contra-relógio os ciclistas administram a produção de potência (PO) para evitar fadiga prematura, o que resulta na manutenção do nível de força produzida e ativação muscular (DUC *et al.*, 2005). Estudos prévios sugerem que o vasto lateral – músculo monoarticular extensor do joelho – apresenta aumento na magnitude de ativação para que ocorra um aumento ou manutenção da PO durante uma prova contra-relógio. Por outro lado, o bíceps femoral não apresenta qualquer alteração (BINI *et al.*, 2007). Isso sugere que alguns músculos podem ser preservados de fadiga prematura (por exemplo, o gastrocnêmio medial) (BINI *et al.*, 2007; DINGWELL *et al.*, 2008). Em situações de fadiga, a diminuição da coativação de músculos antagonistas (por exemplo, bíceps femoral) tem sido observada como uma estratégia de prevenir a fadiga dos músculos extensores do joelho durante *sprints* no ciclismo (HAUTIER *et al.*, 2000).

Diferentes protocolos no ciclismo parecem produzir distintas respostas em termos de fadiga. As intensidades submáximas envolvidas em protocolos de contra-relógio falham ao tentar levar o atleta à exaustão completa (MILLET *et al.*, 2003; DUC *et al.*, 2005). Por outro lado, os testes incrementais

(MACDONALD *et al.*, 2008) levam o atleta a exaustão, mas dificultam o discernimento entre os efeitos da carga cumulativamente aplicada ao longo do teste e os efeitos da fadiga sobre a ativação elétrica muscular. Além da ativação muscular, a investigação de outros fatores biomecânicos relacionados à fadiga durante um exercício máximo permite melhor compreensão dos mecanismos de fadiga que limitam o desempenho.

Estudos prévios tentaram mostrar como as forças aplicadas no pedal mudam com a fadiga, mas os resultados são contraditórios. A técnica de pedalada de ciclistas de elite durante esforço máximo não foi afetada pela fadiga muscular (AMOROSO *et al.*, 1993; DIEFENTHAELER *et al.*, 2007), enquanto que durante um protocolo de ciclismo submáximo mudanças significativas foram encontradas (SANDERSON *et al.*, 2003). Parece existir uma lacuna na literatura em relação a estudos sobre efeitos da fadiga na cadência de pedalada, forças no pedal e ativação muscular mensuradas durante ciclismo até exaustão.

Dessa forma, o objetivo deste estudo foi analisar a cadência de pedalada, forças no pedal e ativação muscular do membro inferior durante ciclismo com carga máxima até exaustão. A hipótese principal para esse estudo foi que a magnitude de ativação dos músculos extensores do joelho deve aumentar durante o ciclismo até a exaustão. O aumento na ativação deveria ocorrer como uma tentativa de gerar um padrão constante de aplicação de força no pedal para vencer a carga externa e produzir a potência requerida.

2.2 Materiais e métodos

2.2.1 Sujeitos

Quatorze triatletas do sexo masculino assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido antes de sua participação voluntária neste estudo. Todos os sujeitos tinham experiência competitiva de 4 anos em média. Todos os procedimentos do estudo foram aprovados pelo comitê de ética em pesquisa com seres humanos da University of Texas at Austin. A todos os sujeitos foi solicitado que evitassem realizar exercícios de alta intensidade ou exaustivos nas 24 horas precedentes aos testes.

2.2.2 Procedimentos experimentais

Os experimentos foram realizados em dois dias com 24 horas de intervalo entre eles. No primeiro dia, cada sujeito completou um teste incremental máximo de ciclismo em um ciclo ergômetro estacionário para determinação do consumo máximo de oxigênio (VO_{2MAX}). O ciclo ergômetro foi ajustado individualmente de acordo com o posicionamento corporal no primeiro dia de teste, e a mesma configuração foi usada para cada sujeito no segundo dia. Para a determinação do VO_{2MAX} a carga inicial do teste foi correspondente a 60% do valor da potência mínima estimada (W_{MIN}). Este estágio teve duração de quatro minutos, seguido de incrementos de carga a cada dois minutos (75, 90 e 100% da W_{MIN} , respectivamente). Caso o ciclista não atingisse um platô dentro da carga estimada, incrementos de 5%, a cada minuto, foram aplicados até a exaustão (ou interrompido quando o atleta não conseguisse manter a cadência acima de 70 rpm).

No segundo dia, os atletas pedalarão até exaustão em intensidade correspondente a 100% do VO_{2MAX} . O objetivo do teste de fadiga no segundo dia foi sustentar o exercício pelo maior tempo possível. Antes do início do protocolo, os ciclistas realizaram um aquecimento de 15 min com carga correspondente a 60% da frequência cardíaca máxima estimada (FC_{MAX}). Todos os sujeitos foram encorajados verbalmente durante o teste. O teste era finalizado quando a cadência de pedalada caía abaixo de 70 rpm (rotações por minuto), ou quando o sujeito sentia que não poderia mais manter o esforço. Durante os dois testes, o consumo de oxigênio (VO_2) e produção de dióxido de carbono (VCO_2) foram continuamente monitorados por um analisador de gases em circuito-aberto (Physiodyne FLO-1B, Physio-Dyne Instrument Corp., New York, EUA). A frequência cardíaca (FC) foi monitorada continuamente com um monitor cardíaco (Polar Electro Oy, Finlândia). A mensuração da concentração do lactato foi realizada utilizando o lactímetro Accusport (Total Performance Inc., Ohio, EUA), a partir da análise de uma amostra de sangue retirada do lóbulo da orelha. A coleta do sangue ocorreu 4 minutos após o término do teste.

2.2.3 Forças no pedal

Um pedal instrumentado bidimensional (NEWMILLER *et al.*, 1988) foi usado no pedivela direito da bicicleta durante o teste de fadiga. Esse instrumento mensurou as componentes normal e tangencial da força aplicada ao pedal. Os sinais de força foram amplificados (Model 2021B, Vishay Measurements Group, EUA) e adquiridos por meio de um conversor analógico-

digital Delsys Bagnoli (Delsys Inc, EUA) com taxa de amostragem de 2000 Hz. A força resultante representando a magnitude total de força aplicada ao pedal, foi calculada considerando a soma vetorial das componentes normal e tangencial (COYLE *et al.*, 1991). Valores máximos e mínimos de força normal e tangencial foram computados e utilizados para avaliar a técnica de pedalada durante a fase de propulsão (0 – 180°) e de recuperação (180 – 360°) da pedalada. Os sinais de força foram analisados a cada 10 segundos (em média 15 revoluções do pedivela) para o período inicial, médio e final do teste de fadiga para cada sujeito. A análise dos dados foi conduzida em ambiente Matlab® (Mathworks Inc., Novi, MI, EUA). As forças no pedal foram suavizadas por um filtro digital Butterworth passa-baixa de 3ª ordem com frequência de corte de 10 Hz (MARSH *et al.*, 2000).

2.2.4 Cadência

A cadência foi obtida diretamente do ciclo ergômetro Lode Excalibur Sport (Model 925900, Lode Medical Technology, Groningen, Holanda). Os sujeitos puderam escolher a cadência de pedalada preferida no começo do teste, e ela deveria ser mantida por todo o teste. Para determinar o momento de declínio da cadência durante o teste, os dados foram coletados durante todo o exercício, sendo normalizados pelo tempo total para cada indivíduo e analisados em intervalos de 10 segundos.

2.2.5 Ativação muscular

Eletromiografia de superfície (EMG) foi usada para monitorar a ativação muscular do glúteo máximo (GL) vasto lateral (VL), vasto medial (VM), cabeça longa do biceps femoral (BF), gastrocnêmio medial (GM) e sóleo (SO) do membro inferior direito durante o teste de fadiga. Sensores de EMG em configuração bipolar (99,9% Ag, 10 mm x 1 mm, separados por 10 mm; Delsys DE-2.1, Delsys Inc., Boston, MA, EUA) foram posicionados sobre a pele após cuidadosa limpeza da área, remoção de pelos e abrasão. A pele foi limpa com álcool para reduzir a impedância. A preparação dos eletrodos foi feita de acordo com o proposto pela *International Society of Electromyography and Kinesiology* (DE LUCA, 1997; MERLETTI, 1997).

Os sensores EMG foram posicionados longitudinalmente sobre o ventre muscular aproximadamente na direção das fibras musculares de acordo com as orientações da SENIAM (Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles) (HERMENS *et al.*, 2000). Um eletrodo de referência foi posicionado sobre a crista ilíaca. Para minimizar efeitos de artefato, os cabos dos sensores EMG foram fixados a pele por meio de bandagem esportiva. O sinal EMG foi amplificado com ganho de 1K e adquirido por meio de um eletromiógrafo de 16 canais Delsys Bagnoli e software EMGworks system 3.5 (Delsys Inc., Boston, MA, EUA) com taxa de amostragem de 2000 Hz por canal. O amplificador Delsys tinha impedância de entrada $> 10^{15} \Omega$, taxa de rejeição comum de -92 dB, e ruído de 18 de $\leq 1,2 \mu V$.

Os sinais brutos de EMG extraídos das contrações dinâmicas foram suavizados e filtrados (passa-banda) com frequência de corte de 20-500 Hz por

um filtro digital Butterworth de 4ª ordem. Após retificação e remoção do *offset* do sinal, o início e fim da atividade elétrica foram determinados por meio de um critério matemático. Segundo esse critério, o início da atividade muscular ocorria quando o sinal EMG atingia uma amplitude superior a duas vezes do desvio-padrão do sinal mensurado durante o período de silêncio entre cada contração (HODGES *et al.*, 1996). Os sinais EMG foram analisados para intervalos de 10 s (cerca de 15 ciclos de pedalada) para o período inicial, intermediário e final do teste de fadiga, para cada sujeito. O valor de *root mean square* (RMS) foi usado como um índice de ativação muscular total (MORITANI *et al.*, 1986; RYAN *et al.*, 1992). Todos os procedimentos de análise foram feitos em ambiente Matlab® (Mathworks Inc., Novi, MI, USA). Os sinais obtidos de cada músculo foram normalizados pelo seu valor médio observado no período inicial do teste de fadiga.

2.2.6 Procedimentos estatísticos

Todos os dados foram analisados para média e desvio-padrão dos 10s no período inicial, intermediário e final do teste de fadiga. A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. A força resultante aplicada no pedal e o valor RMS foram analisados por análise de variância ANOVA one-way para medidas repetidas. Quando diferenças foram encontradas, o teste post-hoc LSD foi aplicado para identificar as diferenças entre os três períodos avaliados. As análises estatísticas foram desenvolvidas usando o SPSS 10.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA), com nível de significância de 0,05 para todos os testes.

2.3 Resultados

Os resultados individuais e a média e desvio-padrão (DP) do grupo para os dados de idade, massa corporal, consumo máximo de oxigênio (VO_{2MAX}), frequência cardíaca, potência máxima (PO), tempo para fadiga (TF) e nível de lactato 4 min após o término do teste dos sujeitos estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 2.1. Média e desvio-padrão de dados de idade (anos), massa corporal (MC em kg), consumo máximo de oxigênio (VO_{2MAX} em $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$), frequência cardíaca máxima (FC_{MAX} em bpm), potência produzida (PO em Watts), tempo para fadiga (TF em segundos), e nível de lactato 4 minutos após a fadiga (L4min em mmol) dos sujeitos avaliados.

Sujeito	Idade (anos)	MC (kg)	VO_{2MAX} ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$)	FC_{MAX} (bpm)	PO (Watts)	TF (s)	L4min (mmol)
1	24	71,02	61,97	193	365	258	13,2
2	27	71,42	62,14	191	360	256	9,1
3	19	74,43	58,27	200	345	455	8,9
4	19	79,66	54,38	187	345	385	8,0
5	21	90,00	51,67	188	350	359	10,0
6	21	74,09	63,27	199	345	339	11,1
7	19	78,64	60,67	201	365	405	8,4
8	19	86,70	59,39	201	380	457	12,3
9	24	73,07	69,96	192	380	362	9,4
10	20	79,55	63,52	200	405	390	10,0
11	20	68,35	70,84	196	350	429	9,3
12	20	62,73	73,94	211	320	709	10,7
13	19	92,05	55,63	207	335	551	12,9
14	21	78,64	56,12	208	320	584	11,4
Média	20,92	77,16	61,55	198,14	354,64	424,21	10,3
DP	2,43	8,24	6,49	7,39	23,49	123,76	1,7

Um aumento significativo (cerca de 18%) foi observado na força resultante aplicada ao pedal comparando o início e fim do teste de fadiga (de $118 \pm 18,38$ para $137 \pm 14,84$ N, respectivamente, $F_{(2,24)}=16,684$; $p < 0,001$). A

cadência de pedalada diminuiu cerca de 10% do início até o fim do teste de fadiga ($96 \pm 5,49$ to $86 \pm 6,43$ rpm, respectivamente, $F_{(2,24)}=37,916$; $p<0,001$), como mostra a Figura 1.

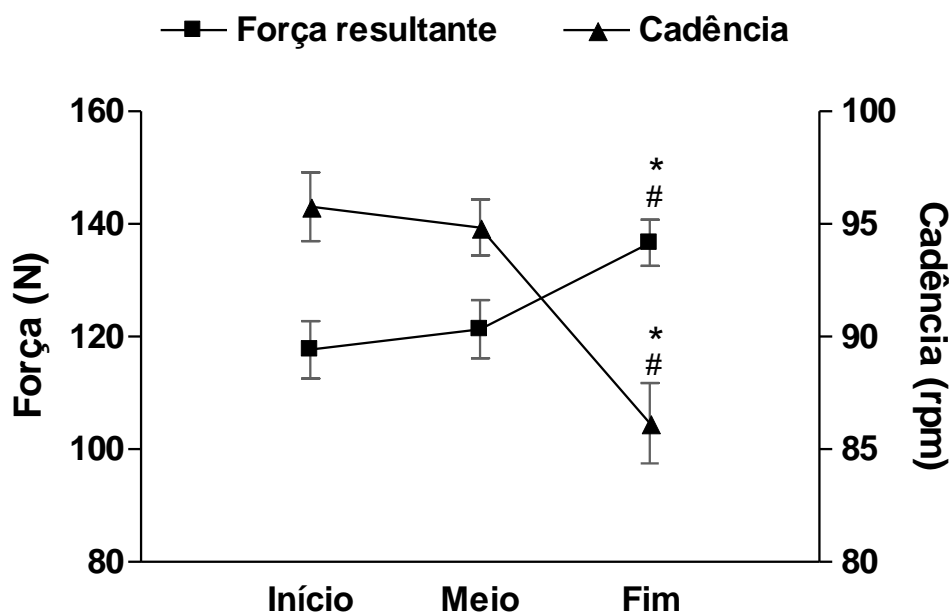


Figura 2.1. Média e erro-padrão para a força resultante e cadência ao longo do teste de fadiga. *diferença significativa entre início e fim do teste ($p=0,001$ and $p<0,001$, para força resultante e cadência, respectivamente). #diferença significativa entre meio e fim do teste de fadiga ($p<0,001$ para força resultante e cadência).

Um aumento no pico de força negativa normal ($F_{(1,171;24)}=16,265$; $p=0,001$) e na força negativa tangencial ($F_{(2,24)}=8,218$; $p=0,002$) foi observado do início para o fim do teste (22 e 57%, respectivamente). Não foram encontradas diferenças significativas no pico de força positiva (normal e tangencial) (Tabela 2).

Tabela 2.2. Média e desvio-padrão para o pico positivo da força normal (FN_{MAX}), pico negativo da força normal (FN_{MIN}), pico positivo da força tangencial (FT_{MAX}), pico negativo da força tangencial (FT_{MIN}) no início, meio e final do teste de fadiga (em Newtons, n=13). Para a força normal (FN) valores positivos indicam que o pedal está sendo tracionado para cima, e para FT, valores positivos indicam força aplicada para frente, na direção horizontal.

	Início	Meio	Fim
FN _{MAX}	28±15,57	35±16,95	40±21,90
FN _{MIN}	-288±32,56	-309±35,95 [§]	-352±41,54 ^{#*}
FT _{MAX}	122±37,36	109±25,10	98±35,38
FT _{MIN}	-79±44,91	-113±69,16 [§]	-124±67,65 [*]

*diferença significativa entre início e fim ($p < 0,001$ e $p = 0,005$ para FN_{MIN} e FT_{MIN}, respectivamente). [§]diferença significativa entre início e meio do teste de fadiga ($p = 0,001$ e $p = 0,013$ para FN_{MIN} e FT_{MIN}, respectivamente). [#]diferença significativa entre meio e fim do teste de fadiga ($p = 0,011$ para FN_{MIN}).

Os dados de EMG são apresentados para dois grupos de músculos: (1) músculos propulsores (RF, GL, VL e VM, no topo da Figura 2), que são os principais responsáveis pela extensão da articulação do quadril e joelho durante a fase de propulsão da pedalada; e (2) músculos que atuam na fase de recuperação e movimentos do da articulação do tornozelo (BF, GM, SO e TA, na parte inferior da Figura 2), que são relacionados com a flexão do joelho e flexão dorsal e plantar durante a fase de recuperação da pedalada. Todos os atletas mostraram aumento no valor RMS dos músculos propulsores do início para o fim do teste: RF ($F_{(2,26)} = 7,618$; $p = 0,002$), GL ($F_{(1,070,12,840)} = 14,712$; $p = 0,002$), VL ($F_{(2,24)} = 17,768$; $p < 0,001$), and VM ($F_{(1,185,13,039)} = 5,659$; $p = 0,029$). Os sujeitos também apresentaram diferenças entre o início e meio do teste para GL e VL, e diferença significativa entre o meio e final do teste para RF, GL, VL e VM. No entanto, os músculos responsáveis pela recuperação e movimentos do tornozelo não apresentaram diferença na ativação muscular ao longo do teste, como mostra a Figura 2.

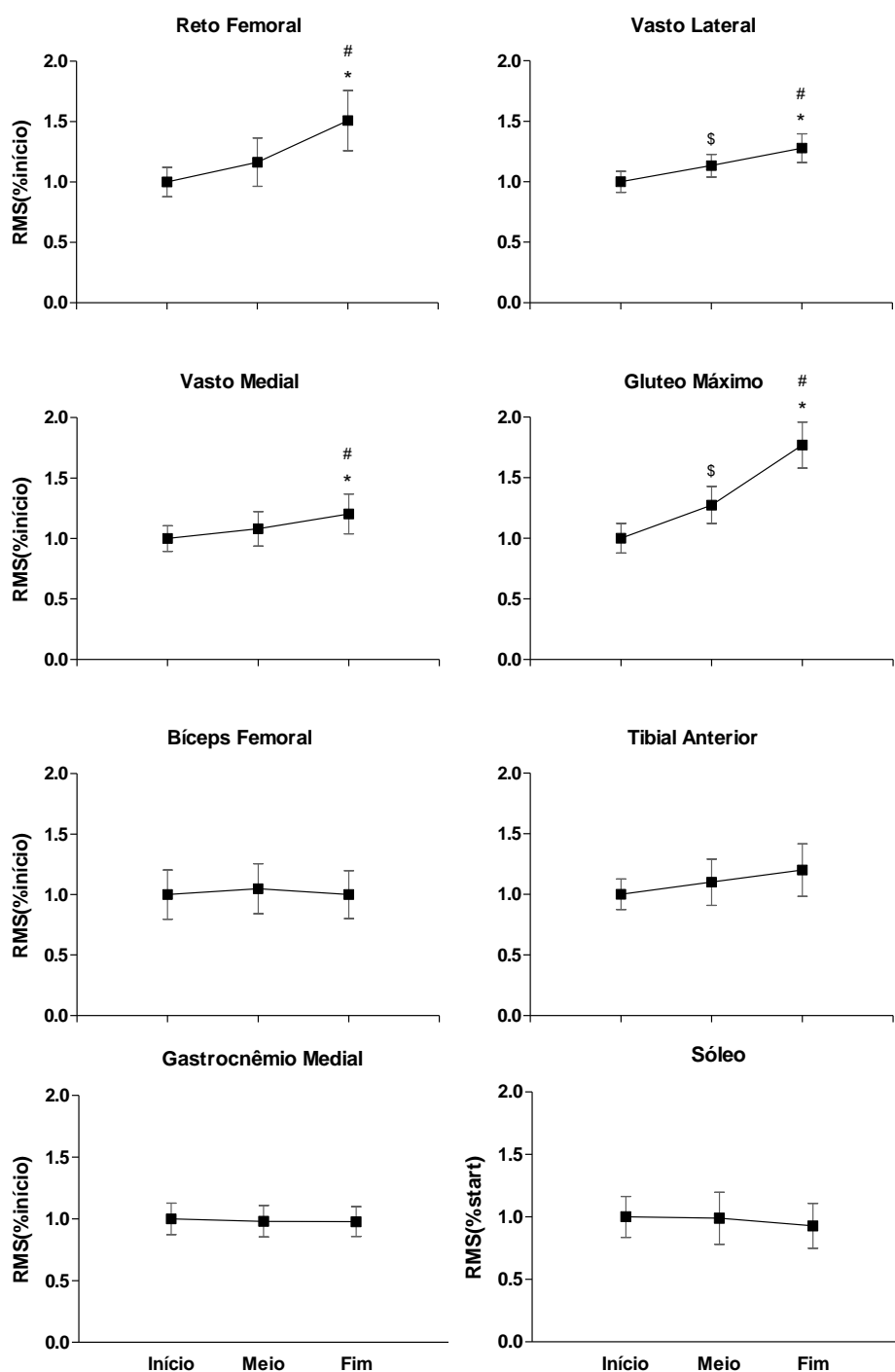


Figura 2.2. Média e erro-padrão para o valor RMS normalizado pelo início do teste para o reto femoral (RF, N=14), gluteo máximo (GL, N=13), vasto lateral (VL, N=13), vasto medial (VM, N=12), bíceps femoral (BF, N=12), gastrocnêmio medial (GM, N=14), tibial anterior (TA, N=14) e sóleo (SO, N=14). *diferença significativa entre início e fim ($p=0,008$, $p<0,002$, $p<0,001$, e $p=0,029$, para RF, GL, VL e VM, respectivamente). §diferença significativa entre início e meio do teste ($p<0,001$ e $p=0,002$ para GL e VL, respectivamente). # diferença significativa entre meio e fim do teste ($p=0,013$, $p=0,007$, $p=0,012$, e $p=0,005$ para RF, GL, VL e VM, respectivamente). Não foram observadas diferenças significativas ao longo do teste para os músculos BF, GM,TA e SO.

2.4 Discussão

Dentre a literatura revisada, este é o primeiro estudo considerando os efeitos da fadiga sobre a força no pedal, cadência e EMG de oito músculos do membro inferior durante ciclismo com carga máxima até exaustão. Nosso principal achado foi que os extensores do joelho entraram em fadiga em função do aumento na força normal aplicada ao pedal em resposta à redução na cadência de pedalada na tentativa de manter a PO requerida. A PO depende da capacidade de entrega de oxigênio e acúmulo de produtos metabólicos nos músculos (ex. ácido láctico) (COYLE *et al.*, 1988), que pode ser responsável pelo aumento da ativação muscular e mudanças na técnica de pedalada, fatores determinantes da técnica do atleta.

De acordo com a literatura, o nível de EMG está relacionado com a quantidade de atividade neural, incluindo o número de unidades motoras recrutadas e suas frequências de disparo (MORITANI *et al.*, 1986). Em atividades dinâmicas, o RMS aumenta de acordo com a instalação dos mecanismos de fadiga (POTVIN, 1997; ST CLAIR GIBSON *et al.*, 2001). O aumento do RMS observado para o RF, VL e VM reflete os efeitos da fadiga sobre ativação muscular e suportam nossa hipótese inicial de que a magnitude da ativação elétrica aumentaria nos músculos extensores do joelho.

Os mecanismos de fadiga muscular dependem da duração do exercício, intensidade de esforço e nível de condicionamento dos sujeitos (SINGH *et al.*, 2006). Ciclistas pedalando por 5 horas em intensidade correspondente a 55-65% da PO apresentaram redução na geração de força e na ativação muscular do VL e VM (LEPERS *et al.*, 2000; LEPERS *et al.*, 2002). A causa da fadiga

nestas condições é a depleção de substratos de carboidrato, glicogênio muscular e glicose sanguínea (COYLE *et al.*, 1986). Por outro lado, em um teste de ciclismo com 15 min de duração a uma intensidade de 95% do pico de potência também foi observado aumento na atividade do VM (HOUSH *et al.*, 2000). O mesmo comportamento foi observado para o VL quando ciclistas bem treinados completaram três testes com intensidade randomizada entre 95 e 105% da PO para provas simuladas de 4000 m com diferentes estratégias de ritmo (HETTINGA *et al.*, 2006).

No presente estudo, os atletas pedalarão em carga constante correspondente a 100% do VO_{2MAX} . O tempo para fadiga foi de ~4 a ~11 minutos (Tabela 1). Os resultados indicam que os ciclistas, na tentativa de manter a PO, aumentam a EMG dos extensores do joelho e GL, o que sugere um progressivo recrutamento de unidades motoras (VAZ *et al.*, 1996). Essas mudanças podem ser associadas com o fato de que músculos monoarticulares são considerados produtores de força, enquanto que músculos biarticulares transferem a força entre as articulações (HOF, 2001). Tem sido demonstrado que 96% do trabalho mecânico total produzido durante a pedalada é gerado na fase de propulsão (COYLE *et al.*, 1991) pela ação do quadríceps e GL. As mudanças observadas nos extensores do joelho no presente estudo corroboram com investigações prévias (HAUTIER *et al.*, 2000; HETTINGA *et al.*, 2006; BINI *et al.*, 2007; MACDONALD *et al.*, 2008). No entanto, a importante contribuição do GL para a manutenção da PO durante teste de fadiga até exaustão parece não ter sido considerada até então.

Um aumento não-linear na EMG durante teste de ciclismo máximo tem sido associado com acumulação de lactato, bem como com déficits na contratilidade muscular (LUCIA *et al.*, 1999; CANDOTTI *et al.*, 2008). Lucia *et al.* (1999) avaliaram ciclistas pedalando durante um teste incremental – modelo rampa – e mostraram que o limiar de EMG (ponto de quebra da linearidade EMG x carga) ocorre próximo a 80-90% do VO_{2MAX} . Candotti *et al.* (2008) avaliaram 24 ciclistas recreacionais durante um teste incremental e encontraram uma concentração de lactato de $4,5 \pm 0,7$ mM para o limiar EMG. No presente estudo os sujeitos pedalaram a 100% do VO_{2MAX} e apresentaram concentração de lactato sanguíneo de $10,3 \pm 1,7$ mM quatro minutos após o término do teste.

A razão para o aumento do EMG com o aumento da concentração de lactato no sangue não é completamente conhecida. No entanto, uma mudança no padrão de recrutamento de unidades motoras com predomínio de contração lenta (tipo I) para unidades motoras de contração rápida (tipo II) tem sido sugerida e ocorre conforme o músculo entra em fadiga (LUCIA *et al.*, 1999). Dessa forma, a energia (ATP) suprida pela fosforilação oxidativa se torna insuficiente, e o ATP necessita ser fornecido por vias glicolíticas, levando a uma acumulação do lactato (LEES *et al.*, 2001; CANDOTTI *et al.*, 2008).

Poderia ser dito que o aumento na EMG no fim do protocolo de fadiga poderia estar relacionado com o aumento significativo na força resultante (18%) aplicada no pedal (Figura 1). A razão para o aumento na força pode estar associado com a limitação do ciclo ergômetro quando usando no modo de potência constante. Nesse modo de trabalho o ciclo ergômetro realiza suaves

mudanças na resistência de frenagem de acordo com alterações na cadência de pedalada para manter a potência desejada. Nossos resultados mostraram que os sujeitos avaliados foram capazes de manter a mesma cadência de pedalada até aproximadamente 50% do tempo total de teste. Apesar disso, mesmo antes da cadência de pedalada diminuir, VL e GL já haviam exibido aumento significativo no RMS, sugerindo efeitos da fadiga sobre a ativação entre o início e o meio do teste. Se a relação entre a resistência mecânica e a velocidade no ciclo ergômetro pode ser associada à relação força-velocidade de encurtamento muscular (MACINTOSH *et al.*, 2000), o aumento observado na força resultante seria explicada por uma estratégia muscular para manter a PO. Essa estratégia está baseada no fato de que em baixas velocidades de encurtamento o músculo tem capacidade de produzir mais força quando comparada a contrações em altas velocidades de encurtamento (HILL, 1949).

A ausência de diferenças significativas na ativação muscular dos músculos da recuperação e movimentos do tornozelo (BF, GM, SO e TA), principalmente durante a fase de recuperação, não era esperada, uma vez que alguns destes músculos são importantes flexores plantares ativos na transmissão de energia para o pedal. Uma diminuição na coativação dos músculos antagonistas tem sido sugerida como uma estratégia neuromuscular para prevenir a fadiga dos extensores do joelho (HAUTIER *et al.*, 2000). No entanto, uma maior atividade do BF tem sido observada em ciclistas treinados quando comparado com não-ciclistas, sugerindo que a participação deste músculo na ação de puxar o pedal durante a fase de recuperação ajuda a minimizar a sobrecarga e ativação dos extensores do joelho no membro

contralateral (TAKAISHI *et al.*, 1998). Diferente dos estudos supracitados, nossos resultados não apresentam mudanças na ativação do BF durante o teste de fadiga.

Em contraste, dados de um estudo prévio (DINGWELL *et al.*, 2008) indicam fadiga localizada para BF, GM e TA durante teste de ciclismo até exaustão. As mudanças observadas pareceram estar relacionadas ao nível dos atletas avaliados e aos anos de experiência (~10 anos). Ciclistas altamente treinados apresentam maior habilidade para puxar o pedal durante a fase de recuperação (MORNIEUX *et al.*, 2008; ROSSATO *et al.*, 2008). No presente estudo o nível dos atletas avaliados e os anos experiência foram menores (~4 anos) e não foram observadas diferenças para força normal durante a fase de recuperação (FN_{POS}), como mostra a Tabela 2. Por outro lado, os triatletas avaliados apresentaram aumento na FN_{NEG} (que representa a habilidade em empurrar o pedal) durante a fase de propulsão (Tabela 2). Esse mesmo padrão foi observado por Amoroso *et al.* (1993), que mensuraram as forças no pedal em 11 ciclistas durante teste com carga constante (300 W) até a exaustão. Os resultados indicaram um aumento na força normal e redução na força tangencial, mas não foram observadas mudanças na força resultante e efetiva da força ao longo do teste.

Em contrapartida, Sanderson e Black (2003) avaliaram ciclistas pedalando a 80% da PO até a exaustão e observaram aumento da componente normal e na força efetiva durante a fase de propulsão da pedalada do início para o fim do teste. No entanto, os ciclistas foram menos efetivos durante a fase de recuperação. Nesse sentido, pesquisas prévias têm

verificado efeitos de diferentes técnicas de pedalada sobre a eficiência mecânica e eficiência bruta durante ciclismo com carga constante (KORFF *et al.*, 2007). Oito ciclistas pedalaram em carga constante por seis minutos usando diferentes técnicas: pedalada preferida; pedalada “redonda”; com ênfase em puxar o pedal durante a recuperação e pedalada “redonda” com ênfase em empurrar o pedal durante a fase de propulsão. A eficiência mecânica foi maior e a eficiência bruta foi menor quando os ciclistas utilizaram a pedalada redonda com ênfase na aplicação da força durante a fase de propulsão comparando às demais técnicas. Infelizmente em nosso estudo não foi possível calcular a efetividade da força aplicada ao pedal, que representa a técnica do ciclista. Isso poderia auxiliar a compreensão de estratégias neuromusculares adotadas pelos ciclistas durante o processo de fadiga.

2.5 Conclusão

A fadiga durante um teste máximo com potência constante gera aumento na ativação muscular dos extensores do joelho e na componente normal da força aplicada no pedal durante a fase de propulsão, e redução na cadência de pedalada. GL parece ter uma função similar aos extensores do joelho para manutenção da PO durante o ciclismo máximo até exaustão.

CAPÍTULO III

Análise da técnica de pedalada durante ciclismo até a exaustão em ciclistas treinados

3.1 Introdução

As forças aplicadas nos pedais têm sido utilizadas para descrever a técnica de pedalada de ciclistas. A avaliação da técnica é feita a partir da análise da magnitude e da orientação das componentes da força aplicada no pedal (TOO, 1990). Uma parcela da força total aplicada no pedal (força resultante - FR) é transmitida perpendicularmente ao pedivela, denominada força efetiva (FE), gerando torque propulsor (COYLE *et al.*, 1991; CANDOTTI *et al.*, 2007).

A proposta de um índice capaz de quantificar o percentual de aproveitamento da força aplicada no pedal foi introduzida por Lafortune e Cavanagh (1983). O índice de efetividade (IE) é definido como a razão entre FE e FR, sendo possível observar sua aplicação para o desempenho (LAFORTUNE *et al.*, 1983; GREGOR *et al.*, 1991) assim como para o processo de aprendizagem motora do gesto da pedalada (SANDERSON *et al.*, 1990). Além da orientação das forças aplicadas no pedal a técnica de pedalada depende do comportamento do ângulo do pedal (KAUTZ *et al.*, 1991).

Alguns estudos envolvendo o ciclismo investigaram as alterações na técnica de pedalada decorrentes de mudanças na cadência (NEPTUNE *et al.*, 1999; CANDOTTI *et al.*, 2007), na carga de trabalho (KAUTZ *et al.*, 1991), na posição do selim (DIEFENTHAELER *et al.*, 2006) e na potência produzida

(PATTERSON *et al.*, 1990; ROSSATO *et al.*, 2008). No entanto, poucos estudos consideraram os efeitos do processo de instalação da fadiga na força aplicada no pedal e na cinemática da articulação do tornozelo e do pedal (SANDERSON *et al.*, 2003).

Amoroso *et al.* (1993) mensuraram as componentes normal e tangencial da força aplicada no pedal de 11 ciclistas competitivos pedalando a 300 W até a exaustão. Os resultados indicaram aumento no pico máximo do componente normal e redução do componente tangencial, sem alterações significativas na FR e FE ao longo do teste. Em contrapartida, Sanderson e Black (2003) avaliaram ciclistas pedalando a 80% da potência máxima até a exaustão e observaram aumento da componente normal e FE durante a fase de propulsão da pedalada (0 – 180°) do início para o fim do teste.

Recentemente, Dorel *et al.* (2009) avaliaram as alterações nas forças aplicadas no pedal e no IE de 10 ciclistas treinados. Os atletas pedalaram até a exaustão em carga constante e equivalente a 80% da potência máxima. Segundo os autores, ocorreu aumento da FR e FE entre 30 – 150° do ciclo de pedalada no final do teste (~85% do tempo total), mas não foram observadas mudanças no IE nesse mesmo setor do ciclo.

Kautz *et al.* (1991) avaliaram 14 ciclistas de elite pedalando em duas cargas de trabalho e observaram padrões distintos para o ângulo do pedal. Parte dos atletas (N=7) avaliados apresentou aumento na amplitude de movimento (ADM) do pedal na medida em que aumentou a carga de trabalho, enquanto os demais não apresentaram mudanças. Os autores observaram aumento no pico de torque (que no ciclismo representa a relação entre FE e o

tamanho do pedivela) no grupo de ciclistas que não apresentou alteração na ADM do pedal.

Na maioria das metodologias propostas para a análise da técnica da pedalada durante o processo de fadiga no ciclismo a carga do teste é submáxima, o que para ciclistas de elite representa um valor aquém do limiar anaeróbio. Esta determinação da carga de trabalho impossibilita submeter o atleta à exaustão conseqüente do processo de instalação da fadiga muscular. Dessa forma, descrever a técnica de pedalada em uma intensidade acima do limiar anaeróbio torna-se importante para identificar as estratégias neuromusculares utilizadas para minimizar os efeitos da fadiga. Estas estratégias são aplicadas não somente as provas de curta duração no ciclismo, mas também podem ser extrapoladas para provas de longa duração.

Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi verificar a influência da fadiga na técnica de pedalada de ciclistas de elite durante um teste de ciclismo máximo até a exaustão. A hipótese do presente estudo foi que à medida que ciclistas entram em processo de fadiga eles procuram melhorar o aproveitamento das forças aplicadas nos pedais de forma mais efetiva (ou seja, buscam melhorar o IE).

3.2 Materiais Métodos

3.2.1 Sujeitos

Oito ciclistas do sexo masculino com experiência competitiva foram selecionados para participar do presente estudo e assinaram um termo de consentimento informado. Todos os procedimentos do estudo foram aprovados

pelo comitê de ética em pesquisa com seres humanos da Universidade do Texas em Austin de acordo com as recomendações de Helsinki. A todos os sujeitos foi solicitado evitar exercícios de alta intensidade ou exaustivos nas 24 horas precedentes aos testes.

3.2.2 *Procedimentos experimentais*

Os experimentos foram realizados em dois dias com 48 horas de intervalo entre eles. No primeiro dia cada sujeito completou um teste incremental máximo para ciclismo em um ciclo ergômetro estacionário Lode Excalibur Sport V2.0 (Groningen, Holanda) para determinação do consumo máximo de oxigênio (VO_{2MAX}). O ciclo ergômetro foi ajustado individualmente de acordo com o posicionamento corporal no primeiro dia, e a mesma configuração foi usada para cada sujeito no segundo dia. Para a determinação do VO_{2MAX} a carga inicial do teste foi correspondente a 60% do valor da potência mínima estimada (W_{MIN}). Este estágio teve duração de quatro minutos, seguido de incrementos de carga a cada dois minutos (75, 90 e 100% da W_{MIN} , respectivamente). Caso o ciclista não atingisse um platô dentro da carga estimada, incrementos de 5%, a cada minuto, foram aplicados até a exaustão (ou interrompido quando o atleta não conseguisse manter a cadência acima de 70 rpm).

No segundo dia, os atletas se exercitaram até exaustão em intensidade correspondente a 100% do VO_{2MAX} . O objetivo do teste até a exaustão no segundo dia foi sustentar o exercício pelo maior tempo possível. Antes do início do protocolo, os ciclistas realizaram um aquecimento de 15 min com carga

correspondente a 60% da frequência cardíaca máxima estimada. Em ambos os dias os sujeitos foram encorajados verbalmente durante o teste. A cadência de pedalada a ser mantida foi constante e de aproximadamente 95 rotações por minuto (rpm). O teste foi finalizado quando a cadência mínima de 70 rpm não pode mais ser mantida, ou quando o sujeito sentia que não poderia mais manter o esforço. Durante os dois dias, o consumo de oxigênio (VO_2) e produção de dióxido de carbono (VCO_2) foram continuamente monitorados por um analisador de gases em circuito-aberto (Physiodyne FLO-1B, Physio-Dyne Instrument Corp., New York, USA). A frequência cardíaca (FC) foi monitorada continuamente com um monitor cardíaco (Polar Electro Oy, Finland).

3.2.3 Forças no pedal

Para a mensuração da força muscular dos ciclistas foram utilizados dois pedais-plataforma de força bidimensionais instrumentados (NEWMILLER *et al.*, 1988). Foram mensuradas simultaneamente as duas componentes da força aplicada no plano sagital, nas direções normal e tangencial, ao longo dos 360° da pedalada. Os sinais de força foram registrados com o auxílio de um amplificador de sinais modelo 2021B (Vishay Measurements Group, EUA) e convertidos por uma placa analógico-digital de 64 canais e 32 bits de resolução do sistema Vicon 612 (Oxford Metrics, Inglaterra). Os dados de força obtidos dos pedais instrumentados foram adquiridos a uma frequência de 1080 Hz de forma sincronizada aos dados de cinemetria. Os dados de força foram submetidos a um filtro digital Butterworth passa-baixa de 3ª ordem com

frequência de corte de 10 Hz (MARSH *et al.*, 2000), e foram então subamostrados para posterior sincronização com os dados de cinemetria.

A FR foi calculada considerando a soma vetorial das componentes normal e tangencial. Para o cálculo da FE foram somadas as componentes perpendiculares da força normal e tangencial (COYLE *et al.*, 1991; CARPES *et al.*, 2005; DIEFENTHAELER *et al.*, 2008). A potência foi calculada a partir das informações da FE, da velocidade angular e do tamanho do pedivela. O impulso angular da FE e o impulso linear da FR foram calculados para cada ciclo de pedalada para obtenção do IE (BINI *et al.*, 2008; DIEFENTHAELER *et al.*, 2008). Posteriormente, o valor médio da FE e FR de 15 ciclos contínuos de pedalada foi calculado para o período inicial, médio e final do teste de fadiga para cada sujeito. A análise dos dados foi conduzida utilizando programas desenvolvidos em ambiente Matlab[®] (Mathworks Inc., Novi, MI, USA).

3.2.4 Cinemetria

Para calcular os ângulos da articulação do tornozelo, dos pedivelas, dos pedais e dos pedais e em relação aos respectivos pedivelas foi utilizado um sistema de videografia tridimensional composto por seis câmeras infravermelho *Vicon* (*Oxford Metrics*, UK) e frequência de amostragem de 120 Hz. As câmeras foram posicionadas ao redor da bicicleta (visão anterior, visão lateral e visão posterior, bilateralmente), permitindo assim a aquisição de imagens adequadas à obtenção de ângulos articulares em qualquer um dos planos de movimento. As informações obtidas das seis câmeras foram digitalizadas instantaneamente por uma placa analógico-digital de 64 canais e 32 bits de

resolução do sistema Vicon 612 (Oxford Metrics, Inglaterra). Marcadores reflexivos foram fixados no epicôndilo lateral do fêmur, maléolo lateral, no eixo do pedal e nas extremidades anterior e proximal do pedal.

A obtenção das coordenadas tridimensionais do movimento foi realizada por meio do método da transformação linear direta (DLT), utilizando-se o software Vicon WorkStation (Oxford Metrics, Inglaterra). Esse método permite a reconstrução do movimento em três eixos, z (vertical), x (ântero-posterior) e y (médio-lateral) a partir das coordenadas obtidas no mínimo por duas câmeras (GRUEN, 1997). Destas, foram utilizadas no presente estudo apenas as variáveis nos eixos z e x para a análise bidimensional do movimento. Os dados de cinemática foram então submetidos a um filtro digital passa baixa do tipo Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte de 15 Hz. Posteriormente, foram calculados os ângulos do pedal relativo ao ângulo do pedivela, assim como os ângulos do pedal e do pedivela de forma independente (CARPES *et al.*, 2005; DIEFENTHAELER *et al.*, 2008). A partir da posição vertical do pedal, foram calculados os intervalos de tempo relativos à maior posição do pedal no eixo vertical, com fins de determinação da cadência de pedalada. Estas análises também foram realizadas utilizando rotinas matemáticas desenvolvidas em ambiente Matlab® (Mathworks Inc., Novi, MI, USA).

3.2.5 Análise estatística

A normalidade da distribuição e a esfericidade dos dados foram verificadas por meio dos testes de Shapiro-Wilk e Mauchly, respectivamente. Os resultados do valor médio dos 15 ciclos de pedalada para a FE, FR, IE,

VO_{2MAX} , potência, cadência, ângulo e ADM do pedal e da articulação do tornozelo foram organizados para média e desvio-padrão do grupo de ciclistas com fins de posterior apresentação dos mesmos. A avaliação do processo de instalação da fadiga sobre a força aplicada nos pedais foi feita utilizando a análise de variância para medidas repetidas de um fator. Quando diferenças foram observadas, o teste Post Hoc LSD foi aplicado seguido de fator de correção de Holms (ATKINSON, 2002; KNUDSON, 2009) para determinar quais níveis de comparação (início, meio ou fim do teste) apresentaram diferença significativa. Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando pacote estatístico SPSS 12.0 com nível de significância assumido para $p < 0,05$ e poder do teste estatístico assumido para $1 - \beta > 0.80$.

3.3 Resultados

Os resultados individuais e a média e desvio-padrão (DP) do grupo para os dados de idade, massa corporal, consumo máximo de oxigênio (VO_{2MAX}), potência máxima (PO), frequência cardíaca máxima (FC_{MAX}) e tempo para fadiga estão apresentados na Tabela 1. Os resultados do VO_{2MAX} são compatíveis com o nível dos atletas (atletas experientes), uma vez que apresentaram valores entre 55 e 67 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$.

Tabela 3.1: Características (média e DP) da idade, peso, consumo máximo de oxigênio (VO_{2MAX}), potência máxima (PO em Watts), frequência cardíaca máxima (FC_{MAX} em bpm) e tempo para fadiga (TF em segundos) dos ciclistas avaliados.

Sujeito	Idade (anos)	Peso (kg)	VO_{2MAX} ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$)	PO (Watts)	FC_{MAX} (bpm)	TF (s)
S1	35	82,7	58,27	450	167	368
S2	25	74,2	64,10	410	190	435
S3	41	70,5	55,47	360	154	486
S4	32	83,6	63,47	480	172	485
S5	25	71,1	63,02	430	189	330
S6	35	70,1	59,06	400	179	308
S7	34	73,2	57,24	360	185	572
S8	26	62,3	67,09	380	190	323
Média	30,6	73,5	61,0	408	173	408
DP	5,80	6,96	4,01	40,24	13,05	91,35

Os resultados da FE, FR, potência produzida, VO_2 , IE e cadência de pedalada dos ciclistas avaliados são apresentados na Figura 3.1.

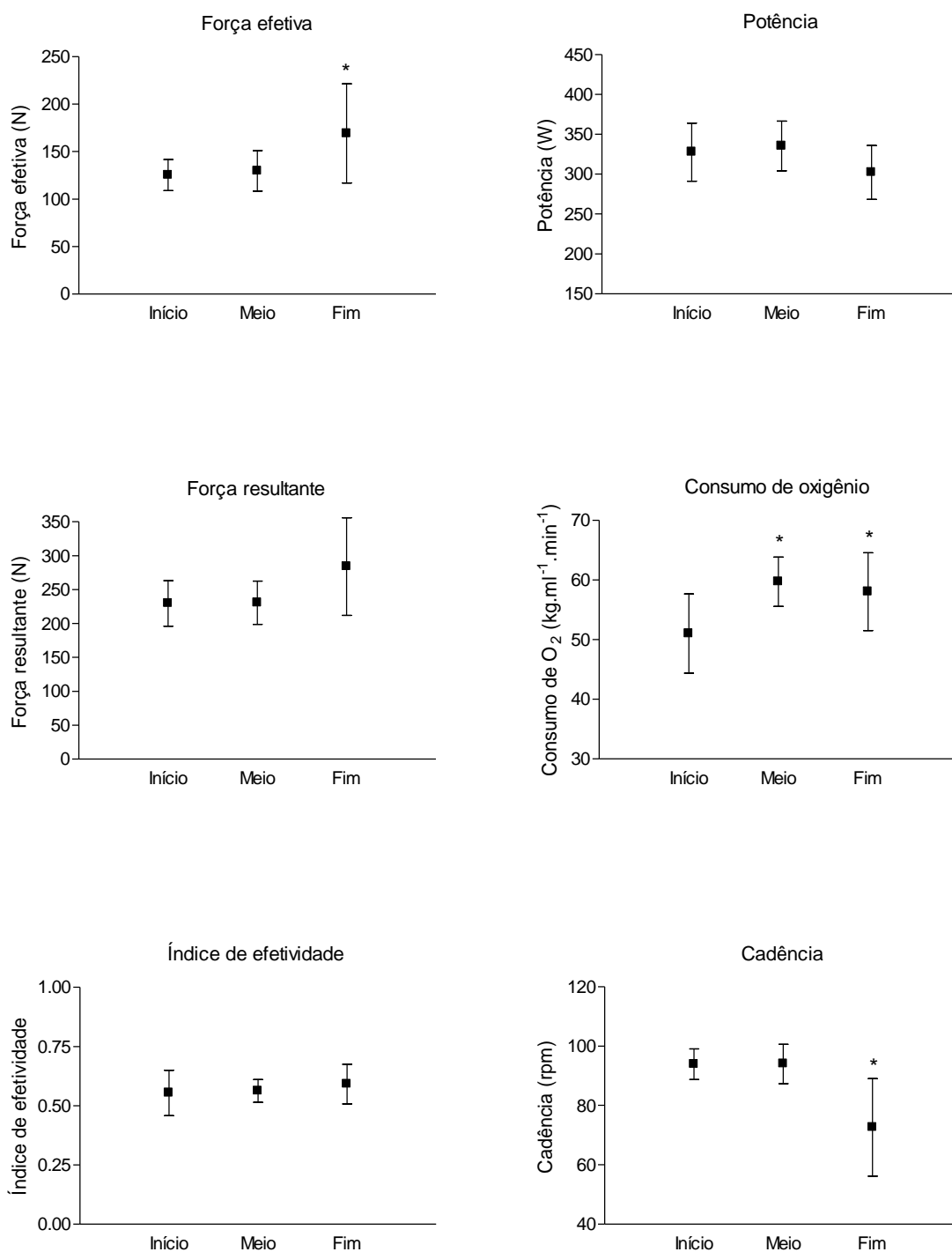


Figura 3.1. Médias e os desvios-padrão da força efetiva, força resultante, índice de efetividade, potência, consumo de oxigênio e cadência nos três instantes (início, meio e fim) do teste de carga constante (N = 8). *diferença significativa entre o fim do teste e início ($p < 0,05$).

Os ciclistas avaliados apresentaram um aumento para FE ($F_{1,096,7,673}=6,314$, $p=0,035$, $1-\beta=0,61$) entre o início e o fim do teste, mas não foram encontradas diferenças para FR ($F_{1,104,7,731}=3.832$, $p=0,085$, $1-\beta=0,418$), IE ($F_{2,14}=2,215$, $p=0,146$, $1-\beta=0,376$) e potência ($F_{2,14}=2,492$, $p=0,695$, $1-\beta=0,318$). Para a cadência de pedalada foi observada uma redução significativa ($F_{2,14}=7,792$, $p<0,01$, $1-\beta=0,895$) comparando o início e o fim do teste ($p=0,029$). O consumo de oxigênio (VO_2) apresentou aumento significativo ao longo do teste ($F_{2,14}=10,797$, $p<0,01$, $1-\beta=0,968$). Mais especificamente, houve aumento do início para o meio do teste ($p<0,01$), assim como do início para o final do teste ($p=0,046$).

Os resultados dos ângulos médios do pedal e da articulação do tornozelo e as ADM do pedal e da articulação do tornozelo são apresentados na Tabela 3.2.

Tabela 3.2. Média e desvio-padrão do ângulo médio da articulação do tornozelo e do pedal e amplitude de movimento (ADM) do ângulo da articulação do tornozelo e do ângulo do pedal dos ciclistas avaliados (N=7).

	Ângulo médio (graus)			ADM (graus)		
	Início	Meio	Fim	Início	Meio	Fim
Tornozelo	157±5,52	156±5,26 [§]	152±6,60 ^{*#}	19±4,69	20±6,70	28±7,29 ^{*#}
Pedal	6±10,17	8±9,79	11±6,52 ^{*#}	69±7,05	70±7,39	78±7,7 ^{*#}

*diferença significativa entre início e fim ($p<0,001$ para ângulo médio do tornozelo, $p=0,001$ para ADM do ângulo médio do tornozelo, $p=0,044$ para o ângulo médio do pedal e $p=0,004$ para a ADM do ângulo do pedal). [§]diferença significativa entre início e meio do teste de fadiga ($p=0,038$ e $p=0,013$ para para ângulo do tornozelo). [#]diferença significativa entre meio e fim do teste de fadiga ($p=0,001$ para ângulo médio do tornozelo e ADM do ângulo médio do tornozelo, $p=0,037$ para o ângulo médio do pedal e $p=0,006$ para a ADM do ângulo médio do pedal).

Uma redução no ângulo médio da articulação do tornozelo foi observada ao longo do ciclo da pedalada do início para o meio do teste ($p=0,038$), do

início para o fim ($p < 0,001$) e do meio para o fim ($p = 0,001$) ($F_{2,14} = 32,942$; $p = 0,038$, $1 - \beta = 0,825$). A ADM do pedal também apresentou diferença significativa ($F_{2,14} = 23,496$; $p < 0,001$, $1 - \beta = 0,770$), aumentando do início para o fim do teste ($p = 0,001$) e do meio para o fim do teste ($p = 0,001$). Também foram observados aumentos no ângulo médio do pedal do início para o meio ($p = 0,037$) e do início para o fim ($p = 0,044$) do teste e na ADM do pedal do início para o fim ($p = 0,004$) e do meio para o fim ($p = 0,006$) ao longo do teste de fadiga ($F_{2,14} = 5,065$; $p = 0,002$, $1 - \beta = 0,420$; $F_{2,14} = 14,250$, $p = 0,022$, $1 - \beta = 0,671$, respectivamente).

3.4 Discussão

Este estudo se propôs a analisar o comportamento da técnica de pedalada de ciclistas ao longo de um teste de ciclismo realizado com carga máxima e constante até a exaustão. Três instantes (início, meio e fim) do teste foram analisados com o objetivo de verificar se o processo de instalação da fadiga poderia afetar o IE (por meio da análise do padrão de aplicação de força no pedal). Os ciclistas apresentaram aumento na FE no final do teste, mas não foram encontradas mudanças na FR e IE. A partir destes resultados seria possível concluir que os ciclistas foram capazes de aproveitar mais as forças aplicadas no pedal no decorrer do teste, confirmando parcialmente nossa hipótese inicial.

As conseqüências do processo de instalação da fadiga são apontadas como responsáveis pela redução na capacidade de produção de força muscular, o que repercute diretamente no desempenho de ciclistas

(FERNANDEZ-GARCIA *et al.*, 2000; ST CLAIR GIBSON *et al.*, 2001). Amoroso *et al.* (1993) observaram aumento no pico da força normal e redução na força tangencial de ciclistas treinados como consequência do processo de instalação da fadiga. No entanto, os ciclistas avaliados foram capazes de manter o mesmo padrão de FE, FR e IE ao longo de um teste com carga constante de 300 W.

Em um estudo similar Sanderson & Black (2003) observaram que ciclistas competitivos não apresentaram alterações no IE do início para o fim de um teste de fadiga a 80% da PO. Segundo os autores, a manutenção do IE deve-se ao fato que os ciclistas apresentaram aumento da FE durante a fase de propulsão com concomitante redução da FE durante a fase de recuperação (180 – 360°) ao longo do teste. O mesmo padrão na manutenção da técnica de pedalada foi observado por Dorel *et al.* (2009) quando avaliaram as forças no pedal de ciclistas treinados durante um protocolo de fadiga. Foi observado aumento da FR e FE em parte da fase de propulsão (30 – 150°), mas não foram observadas mudanças no IE nessa mesma parte do ciclo. Nossos resultados para FE e IE corroboram com os achados dos estudos de Sanderson e Black (2003) e Dorel *et al.* (2009). No entanto, mesmo obtendo maior aproveitamento da força total aplicada no pedal no final do teste os ciclistas avaliados no presente estudo não apresentaram melhora no IE. Lembrando que houve aumento na FE e que o IE é a razão entre a FE e a FR, uma possível explicação para a manutenção do IE está no fato que mesmo não sendo significativo ocorreu aumento da FR do meio para o fim do teste (230±31,76 para 284±72,02 N).

Segundo De Groot *et al.* (1994), a FE não depende somente da magnitude mas também da direção das forças, que por sua vez depende do ângulo do pedal (ângulo formado entre o pedal e a linha horizontal). Kautz *et al.* (1991) sugerem que o aumento da carga de trabalho resulta em um aumento da ADM do ângulo do pedal. Segundo os autores, essa estratégia permite ao ciclista aplicar força no pedal em ângulos mais favoráveis. Acreditamos que os ciclistas avaliados no presente estudo utilizaram a mesma estratégia, pois foi observado aumento na ADM do ângulo do pedal (Tabela 3.2) com concomitante aumento na FE (Figura 3.1) do início para o fim do teste. Isso sugere ainda que as variações observadas no ângulo e na ADM do tornozelo podem indicar mudanças na propriedade força-comprimento e, conseqüentemente, alterar a capacidade de produção de força muscular do ciclista (HERZOG *et al.*, 1991).

Mais especificamente em relação aos flexores plantares do tornozelo, sabe-se que os mesmos atuam na fase ascendente da relação torque-ângulo (FRASSON *et al.*, 2007), o que significa que esse grupo muscular aumenta a capacidade de produção de força com o aumento do comprimento muscular ou com o aumento do ângulo de flexão dorsal do tornozelo. Portanto, o aumento do ângulo de flexão dorsal da articulação do tornozelo com a fadiga sugere que os ciclistas aumentam o comprimento dos flexores plantares com o objetivo de se contrapor à redução de força decorrente da fadiga por meio de um aumento da capacidade de produção de força intrínseca dessa musculatura.

Dados de um estudo prévio (BINI *et al.*, 2008) indicam aumento da FR nas três articulações analisadas, assim como alterações na cinemática das

mesmas ao longo do teste (redução do ângulo médio da articulação do tornozelo, com aumento da ADM de flexão dorsal, aumento significativo do ângulo médio das articulações do joelho e do quadril). Os autores acreditam que a redução observada no ângulo médio da articulação do tornozelo (ou o aumento na dorsiflexão dessa articulação) é uma tentativa de aumentar a rigidez no tornozelo (por meio do aumento das forças ativa e passiva dessa musculatura) a fim de permitir a maior efetividade na transferência da força para o pedivela.

Amoroso *et al.* (1993) observaram alterações nos ângulos mínimo e máximo da articulação do tornozelo do início para o fim um teste de fadiga (de 108 para 112° no início da fase de propulsão e de 85 para 90° no final da fase de propulsão, respectivamente). De acordo com os autores, o aumento da dorsiflexão altera o ângulo do pedal permitindo ao ciclista “puxar” o pedal para cima e para trás com mais eficiência durante a fase de recuperação. Dessa forma, o aumento observado na FE, no ângulo do pedal e na ADM do pedal e da articulação do tornozelo indica que os ciclistas avaliados no presente estudo utilizaram a estratégia da dorsiflexão para manter a potência constante até a exaustão. Parece também que a mudança do ângulo médio da articulação do tornozelo para maior dorsiflexão resulta no aumento no comprimento dos músculos flexores plantares, resultando em alteração da capacidade de produção de força intrínseca dessa musculatura como forma de se contrapor à redução de força decorrente da fadiga muscular.

Os resultados do presente estudo são contrários à expectativa de que o processo de instalação da fadiga resultaria em redução na capacidade de

produção de força (DIMITROVA *et al.*, 2003; NOAKES *et al.*, 2004). Possivelmente o aumento nas forças pode estar associado às mudanças na resistência de frenagem do ciclo ergômetro, quando programado para operar em carga constante, de acordo com alterações na cadência de pedalada (MACINTOSH *et al.*, 2000). O aumento das forças seria explicado por uma estratégia muscular na tentativa de manter a potência constante, pois em baixas velocidades de encurtamento os músculos são capazes de gerar mais força (HILL, 1949). Uma vez que a potência na pedalada depende da FE e da velocidade angular (cadência) e que os ciclistas avaliados apresentaram redução da cadência ($94 \pm 5,14$ para $73 \pm 16,47$ rpm) e aumento da FE ($130 \pm 21,41$ para $169 \pm 52,24$ N) do meio para o fim do teste, sugerimos que os ciclistas utilizaram esta estratégia para manter a potência constante até a exaustão. Em outras palavras, a redução da cadência de pedalada por um lado é decorrente dos efeitos deletérios da fadiga periférica sobre as fibras musculares, mas por outro visa otimizar a capacidade de produção de força das fibras musculares ainda não fatigadas por meio do aumento de sua capacidade de geração de força em menores velocidades angulares de movimento.

O aumento da FE observado no final do teste também pode estar relacionado ao fato de que em menores cadências de pedalada os ciclistas são capazes de “puxar” o pedal durante a fase de recuperação, melhorando dessa forma o aproveitamento das forças aplicadas no pedal (ROSSATO *et al.*, 2008). Segundo Sanderson *et al.* (2000), pedalar em baixas cadências permite ao ciclista aumentar a eficiência da pedalada durante a fase de recuperação

minimizando assim o torque negativo gerado. Este comportamento indica que durante o processo de fadiga no ciclismo existe incapacidade de manutenção da cadência de pedalada para a mesma potência produzida (LEPERS *et al.*, 2000; LEPERS *et al.*, 2002).

Tem sido reportado que ciclistas optam por cadências de pedalada mais altas na tentativa de minimizar a fadiga periférica (TAKAISHI *et al.*, 1998), reduzir a sobrecarga no sistema muscular (MARSH *et al.*, 2000b) e os momentos articulares resultantes (SARRE *et al.*, 2003). No entanto, essa estratégia em termos de otimização da técnica de pedalada parece não proporcionar melhoras, pois tem sido reportado que ciclistas pedalando em ritmo 20% acima da cadência preferida apresentam redução na FE (ROSSATO *et al.*, 2008). Já Patterson e Moreno (1990) observaram que a FE diminuiu linearmente com o aumento da cadência de pedalada. Como as forças no pedal são resultantes da ação muscular, uma redução da FE significaria um ineficiente trabalho muscular e, conseqüentemente, um desperdício de energia (ERICSON *et al.*, 1988).

O VO_2 tem sido utilizado para medir a energia despendida e calcular a eficiência muscular no ciclismo (COYLE *et al.*, 1992; MOSELEY *et al.*, 2001). Estudos envolvendo ciclistas treinados utilizaram protocolos com carga constante para avaliar os efeitos do VO_2 durante o processo de fadiga (LAJOIE *et al.*, 2000; LEPERS *et al.*, 2000; LUCIA *et al.*, 2000). Os resultados desses estudos sugerem aumento no VO_2 devido ao processo de instalação da fadiga, o que corrobora com os achados no presente estudo. O aumento no VO_2 para uma mesma carga de trabalho vem sendo associado ao recrutamento de

unidades motoras de maior calibre na tentativa da manutenção da potência desejada (LUCIA *et al.*, 2000; KUITUNEN *et al.*, 2002; MACDONALD *et al.*, 2008).

A variabilidade aumentada para as variáveis analisadas no final do teste de carga constante indica que parece não ocorrer uma uniformidade na resposta mecânica decorrente do processo de instalação da fadiga no ciclismo. Alguns ciclistas podem apresentar comportamento distinto, o que poderia estar associado com adaptações específicas do treinamento, com características individuais do sistema músculo esquelético (i.e. distribuição do tipo de fibras musculares nos músculos relacionados), ou mesmo com aspectos técnicos (i.e. diferenças na estratégia técnica de aplicação de força).

3.5 Conclusão

Este estudo sugere que sob condições de fadiga ciclistas treinados são capazes de manter a técnica de pedalada até a exaustão durante teste máximo de ciclismo. Pedalar em cadências mais baixas durante o processo de instalação da fadiga permite aplicar as forças de forma efetiva no pedal, o que parece ser uma importante estratégia para sustentar a potência desejada durante exercícios de alta intensidade.

CAPÍTULO IV

Comportamento da atividade elétrica e da aplicação de força durante o ciclismo até a exaustão em atletas treinados

As informações obtidas a partir de um teste de ciclismo com carga máxima até a exaustão utilizando um pedal instrumentado, capaz de mensurar a força nele aplicada durante um ciclo completo da pedalada, sincronizado com cinemetria e eletromiografia, permitiram descrever a técnica da pedalada e a atividade elétrica de ciclistas e triatletas sob condições de fadiga.

Os resultados demonstram que o processo de fadiga altera os padrões de aplicação de força nos pedais bem como a atividade elétrica dos músculos envolvidos no movimento da pedalada. No estudo do capítulo 2 os resultados indicam um aumento na atividade elétrica nos extensores do joelho e quadril e na aplicação de força no pedal, principalmente da componente normal. Possivelmente os triatletas avaliados aproveitaram a vantagem mecânica desses músculos, considerados os responsáveis pela produção de força no ciclismo, para manter a potência imposta.

A análise da orientação das forças nesse estudo não nos permite inferir se o aumento da força observado durante o processo de fadiga foi transmitido para o movimento, pois não medimos os ângulos do pedivela e pedal para calcular a FE. Considerando que a técnica da pedalada depende em parte da habilidade do ciclista em empurrar o pedal durante a fase de propulsão e puxar durante a fase de recuperação, nossos resultados sugerem que os triatletas

avaliados foram mais técnicos na fase de propulsão do que na fase de recuperação.

O aumento no nível de ativação muscular era esperado ao longo do processo de fadiga, pois esse comportamento representa uma estratégia muscular para recrutar novas unidades motoras a fim de manter ou até mesmo aumentar a potência desejada. Nossa hipótese inicial era que esse padrão ocorreria nos músculos extensores do joelho. O aumento do valor RMS observado para RF, VL e VM confirmou nossa hipótese. No entanto, um achado interessante foi o aumento do valor RMS do GL a partir do meio até o final do teste. Dentre os estudos revisados, nenhum havia demonstrado tal comportamento. Sugerimos que em virtude da posição aerodinâmica adotada pelos triatletas na bicicleta em função do *clip* (guidão de competição) o GL apresente maior excursão e capacidade de produzir força em maiores comprimentos.

O aumento no valor RMS observado no VL e GL a partir metade do teste sugere que esses músculos foram os responsáveis pela manutenção da potência antes mesmo da cadência de pedalada cair. Dados de um estudo prévio⁴ envolvendo triatletas mostram um comportamento similar para o VL durante um teste de 40 km contra-relógio. Esses e os demais resultados reportados na literatura revisada apontam o VL como um importante músculo na geração de força e na manutenção da potencia desejada.

⁴ Bini RR, Carpes FP, Diefenthaler F, Mota CB, Guimarães ACS
Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time-trial: relationship to muscle coordination and performance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, v.11, p.363-370, 2008.

Os resultados observados no estudo do capítulo 3 sugerem uma manutenção na técnica de pedalada durante o processo de fadiga. Mesmo não apresentando alterações na FR os ciclistas avaliados foram capazes de aumentar a FE. A diferença observada para FR entre os dois estudos pode ser explicada pelo nível dos atletas avaliados. Os triatletas avaliados no estudo do capítulo 2 possuíam experiência competitiva, mas eram considerados atletas amadores, enquanto que os ciclistas, avaliados no estudo do capítulo 3, além de possuir mais tempo de experiência competitiva, eram atletas treinados. Em outras palavras, os ciclistas não aplicaram mais força no pedal durante o teste, apenas aproveitaram melhor essa força.

Em outras modalidades esportivas, como por exemplo: a natação, o processo de fadiga além de diminuir o desempenho causa perda na técnica gestual. No ciclismo esta perda na técnica não parece ser tão proeminente, pois os ciclistas avaliados nesse e em outros estudos não apresentam alterações no IE durante a instalação do processo de fadiga. Pelo fato do gesto de pedalar ser restrito pelo movimento do pedivela e o pé ficar preso ao pedal por meio de uma sapatilha, o ciclista é capaz de aplicar a força no ponto certo do ciclo da pedalada. Os resultados sugerem que em situação de fadiga o ciclista torna-se mais efetivo na fase de propulsão e menos efetivo na fase de recuperação. Esse comportamento pode explicar o equilíbrio do IE durante o processo da fadiga observado nesse e em outros estudos envolvendo ciclistas treinados.

Além das mudanças no comportamento das forças aplicadas no pedal, alterações na ativação elétrica e na cinemática⁵ de ciclistas foram previamente reportadas durante o processo de fadiga. Foram observadas reduções na mediana da frequência do sinal eletromiográfico do BF e GM e aumento na inclinação do tronco e no ângulo da articulação do quadril. Cabe ressaltar que como consequência do processo de fadiga ocorre um deslocamento da mediana da frequência para menores valores e ajustes nas amplitudes articulares. Sendo assim, o aumento observado no ângulo da articulação do quadril e na inclinação do tronco resultou em um maior comprimento do RF durante o ciclo da pedalada. Por se tratar de um músculo biarticular o RF, nessas condições, apresenta maior excursão de movimento, principalmente durante a fase de propulsão, aumentando assim sua capacidade de geração de força intrínseca.

As mudanças cinemáticas também repercutem no padrão de contribuição de cada articulação do membro inferior para o somatório absoluto dos momentos articulares durante um protocolo de fadiga. Cada articulação parece responder de forma distinta com relação à ADM, a produção e transferência das forças. Os resultados de um estudo prévio⁶ apontam aumento na FR nas três articulações analisadas (quadril, joelho e tornozelo), na ADM da articulação do quadril e do tornozelo nos ângulos da articulação do

⁵ Dingwell JB, Joubert JE, Diefenthaler F, Trinity JD
Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v.55, p.2666-2674, 2008.

⁶ Bini RR, Diefenthaler F, Mota CB
Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: kinetics and kinematics evaluation. Journal of Electromyography and Kinesiology, in press, 2008.

quadril e joelho. No entanto, uma redução no ângulo da articulação do tornozelo foi observada ao longo do teste. Essa redução está associada a uma tentativa de aumentar a dorsiflexão (aumentado a capacidade dos flexores plantares em gerar força) e o ângulo do pedal permitindo ao ciclista “puxar” o pedal para cima e para trás com mais eficiência durante a fase de recuperação.

CONCLUSÃO

Os mecanismos de fadiga afetam significativamente parâmetros biomecânicos relacionados à técnica de pedalada, tanto em triatletas quanto em ciclistas. O aumento observado nas forças aplicadas no pedal e na ativação elétrica de músculos responsáveis pela produção de potência durante a fase de propulsão do ciclo de pedalada sugere uma estratégia adotada pelos triatletas para compensar a redução da cadência de pedalada e manter a potência constante durante o processo de fadiga. A mudança da ADM do ângulo do pedal e da articulação do tornozelo em direção a uma maior dorsiflexão nos ciclistas avaliados sugere um melhor aproveitamento das forças durante a fase de recuperação. A habilidade dos ciclistas em puxar o pedal na fase de recuperação possivelmente influenciou o aumento da FE do início para o fim do teste. Estas alterações de parâmetros biomecânicos atuam na tentativa de prolongar o tempo de exercício em situação de fadiga. Dessa forma, as informações biomecânicas obtidas durante um teste de ciclismo máximo até a exaustão permitem estudar a técnica da pedalada de ciclistas e triatletas provendo informações úteis para que, em conjunto com parâmetros fisiológicos, os efeitos da fadiga sobre o desempenho sejam compreendidos.

LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Uma limitação deste estudo esteve relacionada ao mecanismo de controle da carga de trabalho. O uso de um cicloergômetro que não permitia o ajuste da carga de frenagem, mas sim a potência gerada, fez com que durante o teste, suaves mudanças na resistência de frenagem pudessem ocorrer de acordo com alterações na cadência de pedalada para manter a potência desejada. Estes efeitos não puderam ser quantificados.

Adicionalmente, o controle da posição estática dos ciclistas sobre o ciclo ergômetro, fazendo com que pequenos ajustes de posição do complexo ciclista-bicicleta pudessem ocorrer podem alterar a relação força comprimento dos músculos envolvidos. Isto poderia influenciar a atividade elétrica e a capacidade de geração de força em alguns músculos. Para minimizar esses efeitos, solicitamos aos atletas para manterem a posição mais próxima do estático possível, em relação ao seu ajuste a bicicleta.

Por fim, limitações ocorreram no sentido de comparar os grupos de estudo devido a diferenças na cadência preferida de pedalada. Dessa forma, seria possível comparar a técnica de pedalada e a ativação elétrica entre indivíduos com diferentes níveis de treinamento (ciclistas, triatletas e grupo controle) durante o processo de fadiga a fim de quantificar os efeitos do treinamento.

PERSPECTIVAS FUTURAS

Analisar a variância dos resultados de força ao longo do protocolo de fadiga pode permitir análises mais detalhadas do processo de fadiga. Possivelmente tal análise apontaria em que momento do protocolo aumentou o coeficiente de variação, auxiliando na compreensão dos mecanismos de fadiga. Dentro do mesmo raciocínio poderíamos analisar essa variabilidade em associação com algumas variáveis fisiológicas como VO_{2MAX} e lactato, ou entre os dois estudos para determinar existe uma menor variabilidade entre atletas de elite quando comparados com os atletas iniciantes.

Outra proposta de análise seria em relação ao espectro de frequência do sinal EMG, como com a aplicação de técnicas de *wavelets*. Dividir o espectro em duas metades, de baixa e de alta frequência, e avaliar as alterações em cada faixa do espectro durante o processo de fadiga poderia fornecer informações sobre o recrutamento adicional de unidades motoras, assim como sobre as alterações na velocidade de condução dos potenciais de ação. Análises futuras a partir dos dados coletados poderão ser desenvolvidas com esse objetivo.

Por fim, a metodologia utilizada nesse estudo poderia ser aplicada em períodos específicos do treinamento por meio de instrumentos que permitissem visualizar em tempo real as forças aplicadas no pedal, servindo como um sistema de *feedback* aumentado para monitoramento e aprimoramento do desempenho.

REFERÊNCIAS

ABBISS, C. R. e P. B. LAURSEN. Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. *Sports Med*, v.35, n.10, p.865-98. 2005.

AMOROSO, A., D. J. SANDERSON e E. M. HENNING. *Kinematic and kinetic changes in cycling resulting from fatigue*. 14th International Congress of Biomechanics. Paris - France, 1993. 94-95 p.

ASCENSÃO, A., J. MAGALHÃES, J. OLIVEIRA, J. DUARTE e J. SOARES. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Rev Port Cien Desp*, v.3, n.1, p.108-23. 2003.

ATKINSON, G. Analysis of repeated measurements in physical therapy research: multiple comparisons amongst level means and multi-factorial designs. *Physical Therapy in Sport*, v.3, n.3, p.191-03. 2002.

BAUM, B. S. e L. LI. Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *J Electromyogr Kinesiol*, v.13, n.2, Apr, p.181-90. 2003.

BIGLAND-RITCHIE, B., F. FURBUSH e J. J. WOODS. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *J Appl Physiol*, v.61, n.2, Aug, p.421-9. 1986.

BIGLAND-RITCHIE, B., D. A. JONES, G. P. HOSKING e R. H. EDWARDS. Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. *Clin Sci Mol Med*, v.54, n.6, Jun, p.609-14. 1978.

BIGLAND-RITCHIE, B., C. G. KUKULKA, O. C. LIPPOLD e J. J. WOODS. The absence of neuromuscular transmission failure in sustained maximal voluntary contractions. *J Physiol*, v.330, Sep, p.265-78. 1982.

BILLAUT, F., F. A. BASSET e G. FALGAIRETTE. Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. *Neurosci Lett*, v.380, n.3, Jun 3, p.265-9. 2005.

BINI, R. R., F. P. CARPES, F. DIEFENTHAELER, C. B. MOTA e A. C. GUIMARAES. Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: relationship to muscle coordination and performance. *J Sci Med Sport*, v.11, n.4, Jul, p.363-70. 2008.

BINI, R. R., F. DIEFENTHAELER e C. B. MOTA. Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. *J Electromyogr Kinesiol*, Nov 21, p.in press. 2008.

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

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

BURKE, E. R. Physiology of cycling. In: G. KIRKENDALL (Ed.). *Exercise and Sport Science*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2000. Physiology of cycling, p.759-70

CANDOTTI, C. T., F. A. S. CASTRO, E. M. SCHEEREN, A. M. S. PRESSI, J. F. LOSS, M. A. VAZ e A. S. C. GUIMARAES. EMG signal behavior in human vastus lateralis, tibialis anterior and soleus muscles during fatigue. *Braz J Biomech*, v.9, p.15-9. 2004.

CANDOTTI, C. T., J. F. LOSS, O. MELO MDE, M. LA TORRE, M. PASINI, L. A. DUTRA, J. L. DE OLIVEIRA e L. P. DE OLIVEIRA. Comparing the lactate and EMG thresholds of recreational cyclists during incremental pedaling exercise. *Can J Physiol Pharmacol*, v.86, n.5, May, p.272-8. 2008.

CANDOTTI, C. T., J. RIBEIRO, D. P. SOARES, A. R. DE OLIVEIRA, J. F. LOSS e A. C. GUIMARAES. Effective force and economy of triathletes and cyclists. *Sports Biomech*, v.6, n.1, Jan, p.31-43. 2007.

CARPES, F. P., R. R. BINI, E. NABINGER, F. DIEFENTHAELER, C. B. MOTA e A. C. S. GUIMARÃES. Aplicação de força no pedal em prova de ciclismo 40km contra-relógio simulada: estudo preliminar. *Rev Bras Educ Fís Esp*, v.19, n.2, abr/jun, p.105-13. 2005.

CARPES, F. P., M. ROSSATO, I. E. FARIA e C. BOLLI MOTA. Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. *J Sports Med Phys Fitness*, v.47, n.1, Mar, p.51-7. 2007.

COYLE, E. F., A. R. COGGAN, M. K. HEMMERT e J. L. IVY. Muscle glycogen utilization during prolonged strenuous exercise when fed carbohydrate. *J Appl Physiol*, v.61, n.1, Jul, p.165-72. 1986.

COYLE, E. F., A. R. COGGAN, M. K. HOPPER e T. J. WALTERS. Determinants of endurance in well-trained cyclists. *J Appl Physiol*, v.64, n.6, Jun, p.2622-30. 1988.

COYLE, E. F., M. E. FELTNER, S. A. KAUTZ, M. T. HAMILTON, S. J. MONTAIN, A. M. BAYLOR, L. D. ABRAHAM e G. W. PETREK. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Med Sci Sports Exerc*, v.23, n.1, Jan, p.93-07. 1991.

COYLE, E. F., L. S. SIDOSSIS, J. F. HOROWITZ e J. D. BELTZ. Cycling efficiency is related to the percentage of type I muscle fibers. *Med Sci Sports Exerc*, v.24, n.7, Jul, p.782-8. 1992.

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

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, v.13, n.2, p.135-63. 1997.

DIEFENTHAELER, F., R. R. BINI, F. P. CARPES e M. A. VAZ. *Analysis of pedaling technique during a maximal cycling exercise*. XXV ISBS Symposium 2007. Ouro Preto - Brazil, 2007. 394-7 p.

DIEFENTHAELER, F., R. R. BINI, O. L. LAITANO, A. C. S. GUIMARÃES, E. NABINGER, F. P. CARPES e C. B. MOTA. *Assessment of the effects of saddle on cyclists' pedaling technique*. 53^o Annual Meeting of the American College of Sports Medicine. Denver, 2006. 181 p.

DIEFENTHAELER, F., R. R. BINI, E. NABINGER, O. L. LAITANO, F. P. CARPES, C. B. MOTA e A. C. GUIMARAES. Proposta metodológica para a avaliação da técnica da pedalada de ciclistas: estudo de caso. *Rev Bras Med Esporte*, v.14, p.155-8. 2008.

DIEFENTHAELER, F., C. T. CANDOTTI, J. RIBEIRO e A. R. OLIVEIRA. Comparison of absolute and relative physiological responses of cyclists and triathletes. *Rev Bras Med Esporte*, v.13, n.3, p.205-8. 2007.

DIMITROVA, N. A. e G. V. DIMITROV. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol*, v.13, n.1, Feb, p.13-36. 2003.

DINGWELL, J. B., J. E. JOUBERT, F. DIEFENTHAELER e J. D. TRINITY. Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. *IEEE Trans Biomed Eng*, v.55, n.11, Nov, p.2666-74. 2008.

DOREL, S., J. M. DROUET, A. COUTURIER, Y. CHAMPOUX e F. HUG. Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. *Med Sci Sports Exerc*, v.41, n.6, Jun, p.1277-86. 2009.

DUC, S., A. C. BETIK e F. GRAPPE. EMG activity does not change during a time trial in competitive cyclists. *Int J Sports Med*, v.26, n.2, Mar, p.145-50. 2005.

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

ERICSON, M. O. e R. NISELL. Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *Int J Sports Med*, v.9, n.2, Apr, p.118-22. 1988.

FARIA, I. E. Energy expenditure, aerodynamics and medical problems in cycling. An update. *Sports Med*, v.14, n.1, Jul, p.43-63. 1992.

FERNANDEZ-GARCIA, B., J. PEREZ-LANDALUCE, M. RODRIGUEZ-ALONSO e N. TERRADOS. Intensity of exercise during road race pro-cycling competition. *Med Sci Sports Exerc*, v.32, n.5, May, p.1002-06. 2000.

FIGUEIRA, T. R. e B. S. DENADAI. Relações entre limiar anaeróbio, limiar anaeróbio individual e máxima fase estável de lactato em ciclistas. *Rev Bras Cien Mov*, v.12, n.2, p.91-5. 2004.

FITTS, R. H. Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiol Rev*, v.74, n.1, Jan, p.49-94. 1994.

FRASSON, V. B., D. J. E. RASSIER, W. HERZOG e M. A. VAZ. Dorsiflexor and plantarflexor torque-angle and torque-velocity relationships of classical ballet dancers and volleyball players. *Braz J Biomech*, v.8, p.31-6. 2007.

GREGOIRE, L., H. E. VEEGER, P. A. HUIJING e G. J. VAN INGEN SCHENAU. Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *Int J Sports Med*, v.5, n.6, Dec, p.301-5. 1984.

GREGOR, R. J. Biomechanics of cycling. In: G. KIRKENDALL (Ed.). *Exercise and Sport Science*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2000. Biomechanics of cycling

GREGOR, R. J., J. P. BROKER e M. M. RYAN. The biomechanics of cycling. *Exerc Sport Sci Rev*, v.19, p.127-69. 1991.

GRUEN, A. Fundamentals of videogrammetry - A review. *Human Movement Science*, v.16, n.2-3, p.155. 1997.

HAUTIER, C. A., L. M. ARSAC, K. DEGHDEGH, J. SOUQUET, A. BELLI e J. R. LACOUR. Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. *Med Sci Sports Exerc*, v.32, n.4, Apr, p.839-43. 2000.

HERMENS, H. J., B. FRERIKS, C. DISSELHORST-KLUG e G. RAU. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, v.10, n.5, Oct, p.361-74. 2000.

HERZOG, W., A. C. GUIMARAES, M. G. ANTON e K. A. CARTER-ERDMAN. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Med Sci Sports Exerc*, v.23, n.11, Nov, p.1289-96. 1991.

HERZOG, W., Y. T. ZHANG, M. A. VAZ, A. C. GUIMARAES e C. JANSSEN. Assessment of muscular fatigue using vibromyography. *Muscle Nerve*, v.17, n.10, Oct, p.1156-61. 1994.

HETTINGA, F. J., J. J. DE KONING, F. T. BROERSEN, P. VAN GEFFEN e C. FOSTER. Pacing strategy and the occurrence of fatigue in 4000-m cycling time trials. *Med Sci Sports Exerc*, v.38, n.8, Aug, p.1484-91. 2006.

HILL, A. V. The heat of activation and the heat of shortening in a muscle twitch. *Proc R Soc Lond B Biol Sci*, v.136, n.883, Jun 23, p.195-11. 1949.

HODGES, P. W. e B. H. BUI. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, v.101, n.6, Dec, p.511-9. 1996.

HOF, A. L. The force resulting from the action of mono- and biarticular muscles in a limb. *J Biomech*, v.34, n.8, Aug, p.1085-9. 2001.

HOUSH, T. J., S. R. PERRY, A. J. BULL, G. O. JOHNSON, K. T. EBERSOLE, D. J. HOUSH e H. A. DEVRIES. Mechanomyographic and electromyographic responses during submaximal cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol*, v.83, n.4 -5, Nov, p.381-7. 2000.

HULL, M. L. e R. R. DAVIS. Measurement of pedal loading in bicycling: I. Instrumentation. *J Biomech*, v.14, n.12, p.843-56. 1981.

HUNTER, A. M., A. ST CLAIR GIBSON, M. I. LAMBERT, L. NOBBS e T. D. NOAKES. Effects of supramaximal exercise on the electromyographic signal. *Br J Sports Med*, v.37, n.4, Aug, p.296-9. 2003.

KAUTZ, S. A., M. E. FELTNER, E. F. COYLE e A. M. BAYLOR. Pedaling technique of elite endurance cyclists: changes with increasing workload at constant cadence. *Int J Sports Biomech*, v.7, p.29-53. 1991.

KAYSER, B. Exercise starts and ends in the brain. *Eur J Appl Physiol*, v.90, n.3-4, Oct, p.411-9. 2003.

KNUDSON, D. Significant and meaningful effects in sports biomechanics research. *Sports Biomech*, v.8, n.1, Mar, p.96-04. 2009.

KORFF, T., L. M. ROMER, I. MAYHEW e J. C. MARTIN. Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Med Sci Sports Exerc*, v.39, n.6, Jun, p.991-5. 2007.

KUITUNEN, S., J. AVELA, H. KYROLAINEN, C. NICOL e P. V. KOMI. Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *Eur J Appl Physiol*, v.88, n.1-2, Nov, p.107-16. 2002.

KUPA, E. J., S. H. ROY, S. C. KANDARIAN e C. J. DE LUCA. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol*, v.79, n.1, Jul, p.23-32. 1995.

LAFORTUNE, M. A. e P. R. CAVANAGH. Effectiveness and efficiency during bicycle riding. In: M. KOBAYASHI (Ed.). *Biomechanics VIII-B: Human Kinetics*, 1983. Effectiveness and efficiency during bicycle riding, p.928-36

LAJOIE, C., L. LAURENCELLE e F. TRUDEAU. Physiological responses to cycling for 60 minutes at maximal lactate steady state. *Can J Appl Physiol*, v.25, n.4, Aug, p.250-61. 2000.

LEES, S. J., P. D. FRANKS, E. E. SPANGENBURG e J. H. WILLIAMS. Glycogen and glycogen phosphorylase associated with sarcoplasmic reticulum: effects of fatiguing activity. *J Appl Physiol*, v.91, n.4, Oct, p.1638-44. 2001.

LEPERS, R., C. HAUSSWIRTH, N. MAFFIULETTI, J. BRISSWALTER e J. VAN HOECKE. Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise. *Med Sci Sports Exerc*, v.32, n.11, Nov, p.1880-6. 2000.

LEPERS, R., N. A. MAFFIULETTI, L. ROCHETTE, J. BRUGNIAUX e G. Y. MILLET. Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. *J Appl Physiol*, v.92, n.4, Apr, p.1487-93. 2002.

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

LUCIA, A., J. HOYOS e J. L. CHICHARRO. The slow component of VO₂ in professional cyclists. *Br J Sports Med*, v.34, n.5, Oct, p.367-74. 2000.

LUCIA, A., O. SANCHEZ, A. CARVAJAL e J. L. CHICHARRO. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *Br J Sports Med*, v.33, n.3, Jun, p.178-85. 1999.

MACDONALD, J. H., D. FARINA e S. M. MARCORA. Response of electromyographic variables during incremental and fatiguing cycling. *Med Sci Sports Exerc*, v.40, n.2, Feb, p.335-44. 2008.

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

MARSH, A. P., P. E. MARTIN e D. J. SANDERSON. Is a joint moment-based cost function associated with preferred cycling cadence? *J Biomech*, v.33, n.2, Feb, p.173-80. 2000.

MARTIN, J. C. e N. A. BROWN. Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. *J Biomech*, v.42, n.4, Mar 11, p.474-9. 2009.

MCCARTNEY, N., G. J. HEIGENHAUSER e N. L. JONES. Power output and fatigue of human muscle in maximal cycling exercise. *J Appl Physiol*, v.55, n.1 Pt 1, Jul, p.218-24. 1983.

MCLELLAN, T. M. e G. C. GASS. Metabolic and cardiorespiratory responses relative to the anaerobic threshold. *Med Sci Sports Exerc*, v.21, n.2, Apr, p.191-8. 1989.

MERLETTI, R. Standards for Reporting EMG Data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.7, n.2, June 1997, p.I-II. 1997.

MILLET, G. Y. e R. LEPERS. Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Med*, v.34, n.2, p.105-16. 2004.

MILLET, G. Y., G. P. MILLET, G. LATTIER, N. A. MAFFIULETTI e R. CANDAU. Alteration of neuromuscular function after a prolonged road cycling race. *Int J Sports Med*, v.24, n.3, Apr, p.190-4. 2003.

MORITANI, T., M. MURO e A. NAGATA. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol*, v.60, n.4, Apr, p.1179-85. 1986.

MORITANI, T., T. TAKAISHI e T. MATSUMOTO. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. *J Appl Physiol*, v.74, n.4, Apr, p.1729-34. 1993.

MORNIEUX, G., B. STAPELFELDT, A. GOLLHOFER e A. BELLI. Effects of pedal type and pull-up action during cycling. *Int J Sports Med*, v.29, n.10, Oct, p.817-22. 2008.

MOSELEY, L. e A. E. JEUKENDRUP. The reliability of cycling efficiency. *Med Sci Sports Exerc*, v.33, n.4, Apr, p.621-7. 2001.

NEPTUNE, R. R. e W. HERZOG. The association between negative muscle work and pedaling rate. *J Biomech*, v.32, n.10, Oct, p.1021-6. 1999.

NEWMILLER, J., M. L. HULL e F. E. ZAJAC. A mechanically decoupled two force component bicycle pedal dynamometer. *J Biomech*, v.21, n.5, p.375-86. 1988.

NOAKES, T. D. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. *Scand J Med Sci Sports*, v.10, n.3, Jun, p.123-45. 2000.

NOAKES, T. D. e A. ST CLAIR GIBSON. Logical limitations to the "catastrophe" models of fatigue during exercise in humans. *Br J Sports Med*, v.38, n.5, Oct, p.648-9. 2004.

PATTERSON, R. P. e M. J. MORENO. Bicycling pedaling forces as a function of pedaling rate and power output. *Med Sci Sports Exerc*, v.22, n.4, p.512-6. 1990.

POTVIN, J. R. Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *J Appl Physiol*, v.82, n.1, Jan, p.144-51. 1997.

ROSSATO, M., R. R. BINI, F. P. CARPES, F. DIEFENTHAELER e A. R. MORO. Cadence and workload effects on pedaling technique of well-trained cyclists. *Int J Sports Med*, v.29, n.9, Sep, p.746-52. 2008.

ROSSI, L. e J. TIRAPGUI. Aminoácidos: bases atuais para sua suplementação na atividade física. *Rev Bras Ciências Farm*, v.36, p.37-51. 2000.

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

RYAN, M. M. e R. J. GREGOR. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *J Electromyog Kinesiol*, v.2, p.69-80. 1992.

SANDERSON, D. J. e A. BLACK. The effect of prolonged cycling on pedal forces. *J Sports Sci*, v.21, n.3, Mar, p.191-9. 2003.

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

SANDERSON, D. J., E. M. HENNIG e A. H. BLACK. The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci*, v.18, n.3, Mar, p.173-81. 2000.

SARRE, G., R. LEPERS, N. MAFFIULETTI, G. MILLET e A. MARTIN. Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans. *Eur J Appl Physiol*, v.88, n.4-5, Jan, p.476-9. 2003.

SFORZO, G. A. e P. R. TOUEY. Manipulating exercise order affects muscular performance during a resistance exercise training session. *J Strength Cond Res*, v.10, n.1, p.20-4. 1996.

SHARP, A. *Bicycles and tricycles: A Classic Treatise on Their Design and Construction*: MIT Press. 1977

SINGH, V. P., D. K. KUMAR, B. POLUS, S. LO GUIDICE e S. FRASER. Changes in SEMG during the long duration cycling exercise. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, v.1, p.6161-4. 2006.

ST CLAIR GIBSON, A., E. J. SCHABORT e T. D. NOAKES. Reduced neuromuscular activity and force generation during prolonged cycling. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, v.281, n.1, Jul, p.R187-96. 2001.

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

TOO, D. Biomechanics of cycling and factors affecting performance. *Sports Med*, v.10, n.5, Nov, p.286-02. 1990.

VAZ, M. A., Y. T. ZHANG, W. HERZOG, A. C. GUIMARAES e B. R. MACINTOSH. The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: an electromyographic and vibromyographic study. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, v.36, n.4, Jun, p.221-30. 1996.

VOLLESTAD, N. K. Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods*, v.74, n.2, Jun 27, p.219-27. 1997.