

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

**JOSÉ LUIZ DANTAS**

**ANÁLISE DO RECRUTAMENTO MUSCULAR E DA  
EFICIÊNCIA DE PEDALADA DE CICLISTAS E  
NÃO-CICLISTAS**

Campinas  
2008

JOSÉ LUIZ DANTAS

ANÁLISE DO RECRUTAMENTO MUSCULAR E DA  
EFICIÊNCIA DE PEDALADA DE CICLISTAS E  
NÃO-CICLISTAS

Trabalho de Conclusão de Curso  
(Graduação) apresentado à Faculdade de  
Educação Física da Universidade  
Estadual de Campinas para obtenção do  
título de Bacharel em Educação Física.

**Orientador: Antonio Carlos de Moraes**  
**Co-Orientador: Eduardo Bodnariuc Fontes**

Campinas  
2008

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA  
PELA BIBLIOTECA FEF – UNICAMP**

D235a Dantas, José Luiz.  
Análise do recrutamento muscular e da eficiência de pedalada de ciclistas e não-ciclistas / José Luiz Dantas. – Campinas, SP: [s.n.], 2008.

Orientadores: Antonio Carlos de Moraes. Eduardo Bodnariuc Fontes  
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas.

1. Eletromiografia. 2. Ciclismo. 3. Aptidão física – Testes. 4. Capacidade anaeróbica. I. Moraes, Antonio Carlos de. II. Fontes, Eduardo Bodnariuc. III Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. IV. Título.

asm/fef

# ***Dedicatória***

*Dedico este trabalho a Deus, que me concedeu força para enfrentar as dificuldades e abriu meus caminhos para proporcionar algumas facilidades, ambas necessárias para que eu desse mais um grande passo na minha vida.*

*A meus pais Luiz e Hilda Dantas, que dentro das suas possibilidades e simplicidade, se esforçaram ao máximo para formar o caráter que tenho e o ser humano que sou atualmente.*

*A minha companheira, Marilyn Carvalho, pela complacência e parceria desde o início desta minha jornada acadêmica.*

*Aos meus irmãos mais novos, Leonaldo e Gisele Dantas, aos quais considero como filhos, por permitirem o aprendizado de que devo auxiliar tanto quanto sou auxiliado.*

*Aos meus verdadeiros amigos, de número substancial que impossibilita citar aqui todos os seus nomes, mas que, conjuntamente com a família, são as verdadeiras riquezas de um ser humano, pois não há dinheiro que possa comprar uma amizade leal e verdadeira.*

# **Agradecimentos**

*Agradeço a Antonio Carlos de Moraes, por permitir que este trabalho se realizasse, tornando meu dever acadêmico em um prazer.*

*A Leandro Ricardo Altimari, Alexandre Hideki Okano e Eduardo Bodnariuc Fontes, pelo exemplo de pesquisadores, pela co-orientação na minha pesquisa, pela disposição em sempre ajudar, por acreditarem no meu potencial, e acima de tudo, pela amizade oferecida e bons momentos vividos dentro e fora do nosso ambiente de trabalho.*

*Aos meus grandes amigos, Nilson Nogueira, Fábio Peres Rossetto, Ricardo Noberto, Izael Junior e Arthur Bellenzani Neto, pela amizade e lealdade comprovada ao longo dos anos, estando ao meu lado pelo que sou em essência.*

*A toda minha família, incluindo meus pais, meus irmãos, meus cunhados e meus sogros, pelo apoio dado e incentivo frente à decisão de grandes mudanças a qual escolhi, de destino incerto naquele momento, permitindo-me ousar em busca da minha felicidade e satisfação pessoal.*

*A todos meus companheiros do Laboratório de Estudos Eletromiográficos - LEE e membros do grupo GPNeurom, em especial a Bruno Smirmaul, pelo apoio, amizade e esforço durante minha pesquisa.*

*A todos os Docentes, Discentes e Funcionários da Faculdade de Educação Física que, devido à disposição em ajudar, contribuíram efetivamente para minha formação durante a passagem pela graduação.*

*A UNICAMP, que pelo programa de Serviço de Apoio ao Estudante – SAE – investiu na minha capacitação profissional.*

*A todos os voluntários que participaram do meu estudo, que despenderam seu tempo para que eu pudesse crescer academicamente.*

DANTAS, José Luiz. **Análise do Recrutamento Muscular e da Eficiência de Pedalada de Ciclistas e Não-Ciclistas**. 2008. 46 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2008.

## **RESUMO**

---

---

Aperfeiçoar os fatores técnicos do ciclismo de estrada pode permitir melhora no rendimento esportivo, tornando importante identificar os efeitos do nível de treinamento sobre a técnica do atleta. Neste contexto, o objetivo deste trabalho foi comparar a eficiência da pedalada (EP) e o recrutamento muscular entre ciclistas e não-ciclistas durante ciclismo em diferentes cadências (60 e 90 rpm), na intenção de verificar se existe uma superioridade técnica dos ciclistas e se a escolha por cadências mais elevadas durante a competição por estes é coerente. Utilizando-se de um ciclossimulador, 12 ciclistas e 9 não-ciclistas realizaram um teste incremental máximo ( $TI_{max}$ ), e a seguir, dois testes de carga constante ( $T_{const}$ ) em diferentes cadências na intensidade do limiar de fadiga eletromiográfico ( $EMG_{LF}$ ) determinado em  $TI_{max}$ . Antes dos  $T_{const}$ , os sujeitos executaram um protocolo de contrações voluntárias isométricas máximas (CVIM) para normalização dos dados de atividade eletromiográfica (EMG) de  $T_{const}$ . Durante  $T_{const}$ , registrou-se a EMG dos músculos estudados conjuntamente com a EP. Apesar da tendência de valores maiores em todas as ocasiões (60 e 90 rpm) para os ciclistas, não ocorreram diferenças estatísticas na EP e na EMG quando comparadas sobre uma mesma cadência entre grupos. Porém, quando comparadas a EMG em diferentes cadências no mesmo grupo, ocorreu aumento significativo ( $P < 0,05$ ) nos músculos que trabalham na fase de recuperação ( $180^\circ - 0^\circ$ ) com a elevação da cadência, em ambos os grupos. Em conclusão, a hipótese de que os ciclistas possuíam melhor técnica que os não-ciclistas não se confirmou estatisticamente. Entretanto, foi encontrado que o aumento da cadência melhora a EP e o recrutamento em ambos os grupos. Isto indica que tanto ciclistas experientes quanto os iniciantes devem adotar cadências mais elevadas (entre 90 -100 rpm) em suas competições, distribuindo melhor o trabalho entre os músculos de membro inferior, o que pode diminuir o trabalho dos músculos extensores e protelar o processo de instalação da fadiga.

Palavras-Chaves: eletromiografia; eficiência de pedalada; recrutamento muscular; ciclismo; avaliação do desempenho físico; biomecânica do ciclismo; cadência de pedalada; avaliação da técnica de pedalada.

DANTAS, José Luiz. **Analysis of the Muscular Recruitment and of the Efficiency of Cyclists and Non-Cyclists**. 2008. 46 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2008.

## **ABSTRACT**

---

---

Enhancing the technical factors of road cycling may improve sports performance, making it important to identify the effects of the training level on the athlete's technique. In this context, the purpose of this study was to compare the efficiency of pedaling (EP) and the muscle recruitment between cyclists and non-cyclists during cycling in different cadences (60 and 90 rpm) in the intention of verifying if a technique superiority of the cyclists exists and if the choice of higher cadences during the competition of these is coherent. Using a cyclosimulator, 12 cyclists and 9 non-cyclists performed a maximum incremental test ( $IT_{max}$ ), and two constant load tests ( $T_{const}$ ) with different cadences at the intensity of the electromyography fatigue threshold ( $EMG_{TH}$ ) determined in  $IT_{max}$ . Before each  $T_{const}$ , the subjects performed a maximum isometric voluntary contraction (MIVC) for the normalization of the electromyography activity (EMG) data of  $T_{const}$ . During  $T_{const}$ , the EMG of the muscles analyzed was recorded, as well as the EP. There was a trend of higher values in all occasions (60 and 90 rpm) for the cyclists, however, no statistical differences were observed in EP and neither EMG when compared in a same cadence between groups. Comparing the EMG in different cadences in the same group, there was a significant increase ( $P < 0.05$ ) in the muscles that work during the recovery phase ( $180^\circ - 0^\circ$ ) with the increase in cadence, for both groups. In conclusion, the hypothesis that cyclists had better technique than non-cyclists was not confirmed statistically. However, it was found that the increase in cadence improves the EP and the recruitment in both groups. This indicates that experienced cyclists and beginners should adopt higher cadences (between 90 - 100 rpm) in your competitions, distributing the work better between the muscles of lower limb, what can reduce the work of the extensors and to delay the fatigue process.

Keywords: electromyography; efficiency pedaling; muscular recruitment; cycling; assessment of the physical performance; biomechanics of the cycling; cadence of pedaling; assessment of the pedaling technique cycling.

# LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1 -</b>	Ciclossimulador CompuTrainer DYNAFIT™ .....	16
<b>Figura 2 -</b>	Ajustes importantes da bicicleta .....	17
<b>Figura 3 -</b>	Exemplo de conexão calçado–pedal (clipes) .....	17
<b>Figura 4 -</b>	Exemplo de detecção do EMG <sub>LF</sub> .....	19
<b>Figura 5 -</b>	Exemplo do sinal eletromiográfico de uma CVIM de um voluntário .....	20
<b>Figura 6 -</b>	Equipamentos para coleta da EMG .....	21
<b>Figura 7 -</b>	Referência para o posicionamento dos eletrodos (SENIAM) .....	22
<b>Figura 8 -</b>	Exemplo de sinal da EMG .....	23
<b>Figura 9 -</b>	Exemplo de obtenção da variável <i>SPINSCAN</i> .....	24
<b>Figura 10 -</b>	Representação da EP dos grupos nas diferentes cadências .....	27
<b>Figura 11 -</b>	Representação da EMG dos grupos nas diferentes cadências .....	28
<b>Figura 12 -</b>	Representação da EMG de cada músculo comparada entre cadências .....	28

# **LISTA DE TABELAS**

<b>Tabela 1 -</b>	Caracterização da amostras dos voluntários participantes do estudo.....	15
<b>Tabela 2 -</b>	Tempo de exaustão durante teste de carga constante em minutos ( $T_{const}$ ).....	26
<b>Tabela 3 -</b>	Comportamento da Eficiência de Pedalada (EP) e Atividade Eletromiográfica (EMG) dos músculos nas cadências de 60 e 90 rpm de ciclistas e não-ciclistas durante teste de carga constante ( $T_{const}$ ).....	27

# **LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS**

---

---

<b>EP</b>	Eficiência de Pedalada
<b>EMG</b>	Atividade Eletromiográfica
<b>CEP</b>	Comitê de Ética e Pesquisa
<b>FCM</b>	Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP
<b>UNICAMP</b>	Universidade Estadual de Campinas
<b>EMG<sub>LF</sub></b>	Limiar de Fadiga Eletromiográfico
<b>T<sub>max</sub></b>	Teste Incremental Máximo
<b>T<sub>const</sub></b>	Testes de Carga Constante
<b>CVIM</b>	Contrações Voluntárias Isométricas Máximas
<b>W<sub>pico</sub></b>	Potência Pico
<b>rpm</b>	Rotações por Minuto
<b>RMS</b>	Root Mean Square
<b>VL</b>	Músculo Vasto Lateral
<b>RF</b>	Músculo Reto Femoral
<b>BF</b>	Músculo Bíceps Femoral
<b>ST</b>	Músculo Semitendinoso
<b>TA</b>	Músculo Tibial Anterior
<b>SENIAM</b>	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles
<b>Hz</b>	Hertz
<b>dB</b>	decibel
<b>mV</b>	miliVolts
<b>%CVIM</b>	Percentual em relação à Contração Voluntária Isométrica Máxima
<b>WEMG<sub>LF</sub></b>	Potência no Limiar de Fadiga Eletromiográfico

# SUMÁRIO

---

---

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	11
<b>2 MÉTODOS</b> .....	15
<b>2.1 Sujeitos</b> .....	15
<b>2.2 Delineamento Experimental</b> .....	15
<b>2.2.1 Teste Incremental Máximo (<math>T_{I_{max}}</math>)</b> .....	18
<b>2.2.2 Determinação do Limiar de Fadiga Eletromiográfico - <math>EMG_{LF}</math></b> .....	18
<b>2.2.3 Contrações Voluntárias Isométricas Máximas (CVIM)</b> .....	19
<b>2.2.4 Testes de Carga Constante (<math>T_{const}</math>)</b> .....	20
<b>2.3 Coleta e Processamento da Atividade Eletromiográfica (EMG)</b> .....	21
<b>2.4 Determinação da Eficiência da Pedalada (SPINCAN: Distribuição do Torque)</b> ...	23
<b>2.5 Análise Estatística</b> .....	25
<b>3 RESULTADOS</b> .....	26
<b>4 DISCUSSÃO</b> .....	29
<b>5 CONCLUSÃO</b> .....	35
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	36
<b>ANEXOS &amp; APÊNDICES</b> .....	40

# 1 *Introdução*

Com o aumento da competitividade no ciclismo, o rendimento máximo do atleta é almejado constantemente durante as principais competições, seja de nível regional, nacional ou internacional. Diante disto, maximizar o desempenho por meio de uma melhor posição aerodinâmica e produção de energia na pedalada pode resultar em melhores resultados (ATKINSON, 2003; GREGOR, 2003; FARIA et al., 2005b). Durante as competições de ciclismo de estrada, diferentes aspectos podem interferir no desenvolvimento de um atleta, como aspectos ambientais (vento, chuva, umidade, etc.), fisiológicos (disponibilidade de substrato energético, hidratação, nível de treinamento, etc.), psicológicos (motivação, auto-estima, determinação, etc.) e biomecânicos (posição na bicicleta, técnica da pedalada, recrutamento muscular, etc.) (LUCIA et al.; 2001b; FARIA et al., 2005a; FARIA et al., 2005b), no qual se destaca a habilidade de distribuir a força nos pedais, gerando torque efetivo, e conseqüentemente maior potência (TOO, 1999). Esta habilidade é influenciada por algumas variáveis, e dentre estas, duas importantes são a cadência e a técnica, uma vez que a manipulação destas modifica o custo metabólico (BELLI & HINTZY, 2002; DENADAI et al., 2005), o recrutamento muscular (TAKAISHI et al., 1998) e a eficiência da distribuição de forças na pedalada (CANDOTTI et al., 2007).

A pedalada tem um movimento circular com padrões repetidos de aplicação de forças com mudanças de intensidade no decorrer da rotação (SANDERSON, 1991), constituída de uma fase de potência (0° a 180°) e de recuperação (180° a 0°) (CRUZ, 1998; GREGOR, 2003). Porém, estudos demonstram que mesmo possuindo as limitações de um movimento circular, pedalar está longe de ser uma tarefa simples (HUG & DOREL, 2007). A ativação muscular durante a fase de potência demonstra coerência na literatura (SANDERSON, 1991; TAKAISHI et al., 1998; GREGOR, 2003; SO et al., 2005; HUG & DOREL, 2007), porém, na fase de recuperação existem divergências (SO et al., 2005; HUG & DOREL, 2007). Durante a fase recuperativa, alguns estudos demonstram que a puxada na fase recuperativa não é componente essencial para uma pedalada eficiente (COYLE et al., 1991; SANDERSON, 1991; GREGOR, 2003). Entretanto, outros estudos apresentam importante atividade muscular nos flexores do joelho e do quadril que atuam na fase de recuperação (TAKAISHI et al., 1998; SO et al., 2005; ZAMEZIATI et al., 2006; BINI et al., 2007; CANDOTTI et al., 2007). Desse modo, a capacidade

de recrutar estes músculos no ponto morto inferior (puxando para trás) e na recuperação (puxando para cima) pode influenciar em maior ou menor atividade eletromiográfica dos músculos, como também alterar a eficiência da distribuição do torque neste percurso (ZAMEZIATI et al., 2006; CANDOTTI et al., 2007; KORF et al., 2007), relacionando-se com a técnica de pedalada. Isto se confirma pela presença de grande variabilidade de recrutamento muscular dos flexores de joelho bi-articulares, do Reto Femoral e do Tibial Anterior (HUG & DOREL, 2007), possivelmente durante a fase recuperativa. Coincidentemente, estes são os músculos mais ativos na fase de recuperação, e são sensíveis à cadência (SARRE & LEPERS, 2005), à técnica do ciclista (CANDOTTI et al., 2007) e a equipamentos, como por exemplo, pedais cliques (GREGOR, 2003; SO et al., 2005; HUG & DOREL, 2007). Além disto, estudos demonstram que a atividade do Bíceps Femoral está relacionada principalmente à técnica específica do ciclista, sendo que os que possuíam melhor capacidade de realizar trabalho ativo na fase de recuperação ( $180^\circ - 0^\circ$ ) recrutavam mais este músculo (TAKAISHI et al., 1998; FARIA et al., 2005b; CANDOTTI et al., 2007; BINI et al., 2007). Frente a todo este contexto, torna-se importante compreender qual o padrão de pedalada que possibilita melhor rendimento nas provas e um menor desgaste ao atleta.

A cadência também é objeto de avaliação e sua variação influencia o recrutamento muscular (TAKAISHI et al., 1998). Estudos demonstraram que ciclistas adotam altas cadências de pedalada em seus treinamentos e competições (NEPTUNE & HULL, 1999; NEPTUNE & HERZOG, 2000; LÚCIA et al., 2001a), sendo que os resultados divergem entre vantagens (PATTERSON & MORENO, 1990; SANDERSON, 1991; NEPTUNE & HULL, 1999; DESCHENES et al., 2000; NEPTUNE & HERZOG, 2000) e desvantagens (MacINTHOSH et al., 2000; DENADAI et al., 2005). O motivo destas divergências está intimamente associado à maneira de avaliar a escolha da cadência, focando muitas vezes em somente um único fator, geralmente a resposta metabólica do voluntário (BELLI & HINTZY, 2002; DENADAI et al., 2005). Uma análise conjunta dos aspectos biomecânicos, metabólicos e neuromusculares, podem promover justificativas consistentes para a adoção de cadências mais elevadas, demonstrando estreita relação com a técnica de pedalada. A escolha de maiores cadências pelos ciclistas profissionais frente a outros grupos (ciclistas recreativos; triatletas; pessoas ativas fisicamente) são muitas vezes justificadas por estes fatores biomecânicos (TAKAISHI et al., 1998; NEPTUNE & HULL, 1999; NEPTUNE & HERZOG, 2000; SO et al.,

2005; ZAMEZIATI et al., 2006; BINI et al., 2007; CANDOTTI et al., 2007; CHAPMAN et al., 2007a; CHAPMAN et al., 2007b), em conjunto com fatores morfofisiológicos causados pelas adaptações crônicas intrínsecas ao treinamento direcionado à modalidade (COYLE et al., 1991; LUCIA et al., 2001b; FARIA et al., 2005a). Muitos autores demonstraram que ciclistas profissionais possuem maior habilidade em distribuir a força no ciclo da pedalada em altas cadências (TAKAISHI et al., 1998; NEPTUNE & HULL, 1999; NEPTUNE & HERZOG, 2000; SO et al., 2005; BINI et al., 2007; CANDOTTI et al., 2007; CHAPMAN et al., 2007a), possivelmente devido a maior capacidade de recrutar alguns músculos e aliviar o esforço de outros, realizando de forma mais refinada a aplicação de forças na pedalada e com menor variabilidade do recrutamento muscular (TAKAISHI et al., 1998; SO et al., 2005; ZAMEZIATI et al., 2006; BINI et al., 2007; CANDOTTI et al., 2007; CHAPMAN et al., 2007a; CHAPMAN et al., 2007b). Estes resultados são coerentes com os fatores que explicam os motivos da escolha das altas cadências, como a diminuição da produção de torque negativo (NEPTUNE & HERZOG, 1999; SARRE & LEPERS, 2005), a reorganização do padrão de recrutamento dos músculos no ciclo da pedalada (NEPTUNE et al., 1997; TAKAISHI et al., 1998) e o decréscimo da força requerida para manter uma determinada potência (HULL & JORGE, 1985; PATTERSON & MORENO, 1990; CANDOTTI et al., 2007). Portanto, pode-se especular que os fatores biomecânicos são mais determinantes nesta escolha, possuindo uma relação estreita com a técnica de pedalada (TAKAISHI et al., 1998; ZAMEZIATI et al., 2006; CANDOTTI et al., 2007). Isto porque estes fatores são otimizados com a cadência escolhida pelos atletas (NEPTUNE & HULL, 1999; NEPTUNE & HERZOG, 2000; TAKAISHI et al., 1998; CANDOTTI et al., 2007; HUG & DOREL, 2007), com valor aproximado de 90 – 100 rotações por minuto (LUCIA et al., 2001a), enquanto que avaliando pelo ponto de vista metabólico de forma isolada, aumentar a cadência gera desvantagens (BELLI & HINTZY, 2002; DENADAI et al., 2005).

Frente a todo o supracitado, verifica-se que ainda não está totalmente elucidada a questão sobre o efeito de diferentes cadências, e do tempo de treinamento em ciclismo, na capacidade de distribuir a força nos pedais e no recrutamento muscular em grupos distintos, como por exemplo, entre praticantes e não praticantes de ciclismo de estrada. Diante disso, o presente estudo teve como propósito comparar o comportamento da eficiência da pedalada (EP) e da atividade eletromiográfica (EMG) de músculos do membro inferior entre

ciclistas e não-ciclistas durante ciclismo estacionário em diferentes cadências. A intenção foi verificar se existe uma superioridade técnica dos ciclistas e se a escolha por cadências mais elevadas durante a competição por estes é coerente. Na hipótese assumida, os ciclistas possuiriam uma EP maior em todas as situações quando contrastados aos não-ciclistas, principalmente na rotação de 90 rpm, e isto se refletiria no recrutamento muscular com uma maior ativação dos músculos que atuam na fase de recuperação.

## 2 Métodos

### 2.1 Sujeitos

Participaram deste estudo 21 voluntários saudáveis, sendo estes 12 ciclistas e 9 não-ciclistas, os quais não apresentavam histórico de lesões nos seis meses anteriores ao experimento e características conforme a Tabela 1. Os ciclistas realizavam frequência mínima de 3 sessões semanais (>100km) e participavam de competições em nível estadual a pelo menos 1,5 anos em suas respectivas categorias (amador ou profissional). Os voluntários não-ciclistas eram sujeitos fisicamente ativos (3x/semana) que praticavam diferentes modalidades esportivas recreacionais ou qualquer atividade física de intensidade moderada à alta, com exceção do ciclismo. Todos os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 1), após serem devidamente informados sobre os detalhes e procedimentos do presente estudo, previamente aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Faculdade de Ciências Médicas (FCM) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), sob protocolo número 584/2007.

**Tabela 1** – Caracterização da amostras dos voluntários participantes do estudo ( $P < 0,05$ ).

	<b>MC (kg)</b>	<b>h (cm)</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>WEMG<sub>LF</sub> (Watts)</b>	<b>W<sub>pico</sub> (Watts)</b>	<b>%W<sub>pico</sub></b>
	<b>Média ±DP</b>	<b>Média ±DP</b>	<b>Média ±DP</b>	<b>Média ±DP</b>	<b>Média ±DP</b>	<b>Média ±DP</b>
<b>Ciclistas</b>	68,2 ± 10,5	175,6 ± 08,3	26,5 ± 04,5	281,5 ± 47,5	368,3 ± 42,0	76,3 ± 08,4
<b>Não Ciclistas</b>	72,6 ± 09,8	174,6 ± 06,2	25,1 ± 04,3	* 196,1 ± 42,3	* 255,4 ± 41,3	76,7 ± 08,8

**MC** Massa Corporal; **h** estatura; **WEMG<sub>LF</sub>** potência correspondente ao momento da detecção do Limiar de Fadiga Eletromiográfico; **W<sub>pico</sub>** potência pico encontrada no teste incremental máximo; **%W<sub>pico</sub>** relação entre WEMG<sub>LF</sub> / W<sub>pico</sub>, em porcentagem;

\* diferença significativa em relação ao grupo Ciclistas ( $P < 0,05$ )

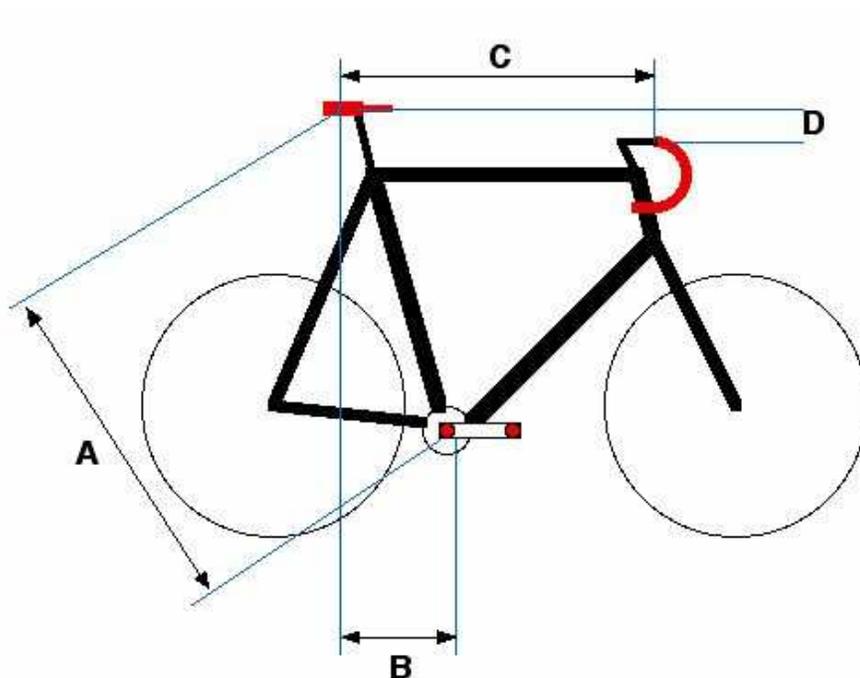
### 2.2 Delineamento Experimental

Este estudo foi realizado no Laboratório de Estudos Eletromiográficos – LEE – da Faculdade de Educação Física – FEF – da Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP –

e teve duração de quatro semanas. Os sujeitos foram submetidos a três testes, com intervalo mínimo de 48 horas. Inicialmente foi realizado um teste incremental máximo ( $TI_{max}$ ), e a seguir, dois testes de carga constante ( $T_{const}$ ) em diferentes cadências sobre a intensidade do Limiar de Fadiga Eletromiográfico  $EMG_{LF}$ , um indicador de transição do metabolismo aeróbio-anaeróbio obtido por meio de dados captados por eletromiografia (LUCIA et al., 1999; HUG et al., 2006a). Antes dos  $T_{const}$ , os sujeitos foram submetidos a um protocolo de Contrações Voluntárias Isométricas Máximas (CVIM) para obtenção da máxima ativação dos músculos estudados. Durante todo o período do  $T_{const}$ , foi registrada a EMG dos músculos estudados em conjunto com a EP, descrito abaixo no tópico *Testes de Carga Constante*. Para realização dos testes  $TI_{max}$  e  $T_{const}$  utilizou-se um ciclossimulador CompuTrainer DYNAFIT™ (RacerMate®, Seattle, WA, USA), que permite a obtenção da potência, EP e cadência gerada durante o teste (Figura 1). Este equipamento possui uma bicicleta padrão com formato característico das utilizadas em competição e ajustes reguláveis possibilitando a aproximação da situação real específica dos ciclistas. Todos os ajustes de cada indivíduo eram registrados no primeiro teste permitindo a reprodutibilidade de regulagem da bicicleta nos testes subsequentes (Figura 2).

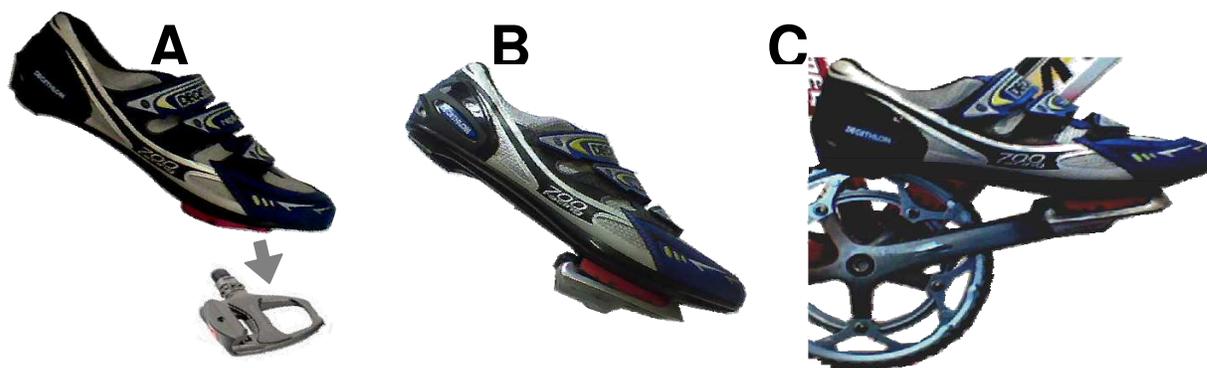


**Figura 1\_** Ciclossimulador CompuTrainer DYNAFIT™ (RacerMate®, Seattle, WA, USA) utilizado no  $TI_{max}$  e  $T_{const}$ .



**Figura 2\_ Exemplo dos ajustes importantes registrados no primeiro teste:** (A) distância movimento central ao topo do banco; (B) retrocesso do banco em relação ao movimento central; (C) avanço do guidão em relação ao retrocesso do banco ; (D) altura do guidão em relação ao banco.

Os voluntários de ambos os grupos realizavam os testes sempre no mesmo período do dia, visando evitar interferências circadianas, e utilizaram calçados específicos de ciclismo que permitiam a conexão com os pedais, idêntica à condição de competição, procurando aproximar ao máximo a situação específica de treino e competição (Figura 3).



**Figura 3\_ Exemplo de conexão calçado–pedal (clipes):** (A) exemplo dos equipamentos desconexos e (B) conexos; (C) exemplo na condição específica de uso no experimento.

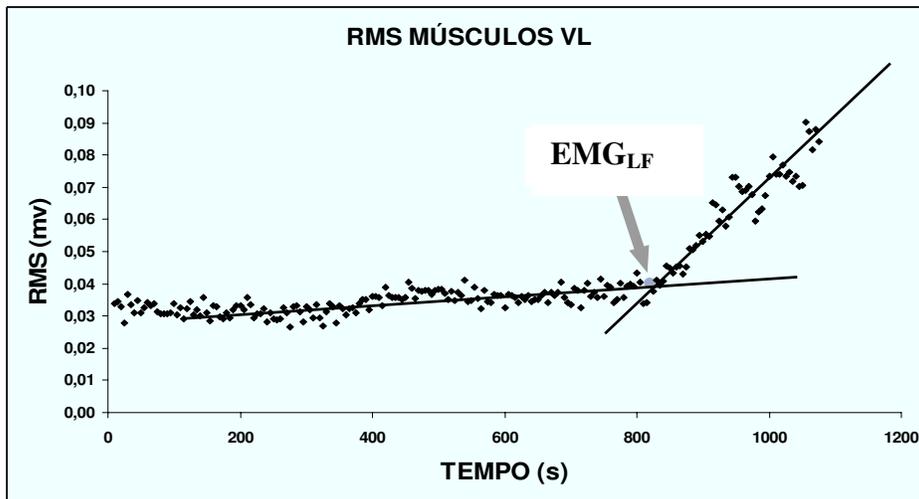
Previamente aos testes, os voluntários eram informados sobre: a necessidade de evitar exercícios físicos rigorosos 24 horas antes do experimento; a abstinência de bebidas alcoólicas e cafeínadas no mesmo período; a necessidade de estar hidratado e alimentado adequadamente.

### **2.2.1 Teste Incremental Máximo ( $TI_{max}$ )**

O primeiro teste realizado foi um  $TI_{max}$  tipo rampa, para obtenção da potência pico ( $W_{pico}$ ) e do  $EMG_{LF}$ . Com início em 0 W, foram incrementados 20 Watts.min<sup>-1</sup> até a exaustão voluntária ou incapacidade de manter a cadência estipulada por mais de 5 segundos, sendo esta de 90 rotações por minuto (rpm). A  $W_{pico}$  foi considerada a potência no último segundo de término do teste.

### **2.2.2 Determinação do Limiar de Fadiga Eletromiográfico - $EMG_{LF}$**

Durante o teste  $TI_{max}$ , registrou-se os sinais EMG do músculo Vasto Lateral (VL), conforme procedimentos descritos em *coleta e processamento da atividade eletromiográfica*. Após plotagem do sinal EMG em função do tempo, o  $EMG_{LF}$  foi considerado o ponto de inflexão dos valores de *root mean square* (RMS), uma forma de representar os sinais eletromiográficos. Esta detecção foi realizada por inspeção visual por dois avaliadores experientes (HUG et al., 2006a), e em caso de discordância do ponto encontrado por estes, foi consultado um terceiro avaliador. A Figura 4 apresenta um exemplo ilustrativo de um sujeito na identificação de  $EMG_{LF}$ .



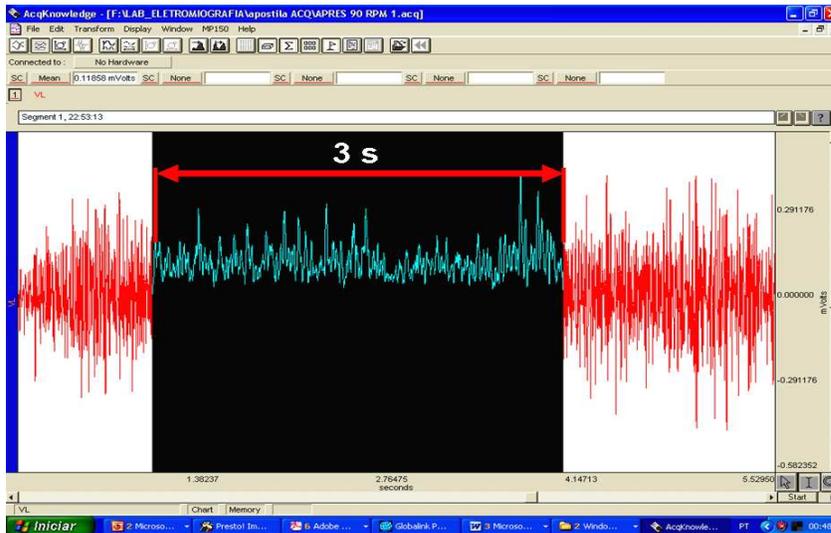
**Figura 4\_** Exemplo de detecção do  $EMG_{LF}$  através da representação gráfica de um voluntário.

### 2.2.3 Contrações Voluntárias Isométricas Máximas (CVIM)

Antes do início de cada  $T_{const}$ , foi realizado um protocolo de contração isométrica voluntária máxima (CVIM) para os movimentos de extensão de joelho, flexão de joelho e dorsiflexão de tornozelo, visando obter um parâmetro para normalização dos dados entre os indivíduos e entre experimentos de diferentes datas. Após dispostos os eletrodos, os voluntários foram posicionados em aparelhos e foram encorajados a realizar três tentativas máximas de cinco segundos de duração, com intervalo de dois minutos de descanso entre as contrações (PINCIVERO et al., 2001; PINCIVERO et al., 2002; HANON et al., 2005). Foi calculada a RMS dos três segundos medianos de cada tentativa (PINCIVERO et al., 2002), como demonstrado na Figura 5. A maior média do valor de RMS das três tentativas foi utilizada como fator de normalização para a EMG registrada durante o  $T_{const}$ .

O protocolo de CVIM foi aplicado em três movimentos articulares: extensão de joelho para obtenção da ativação máxima dos músculos Reto Femoral (RF) e Vasto Lateral (VL), com fixação do posicionamento da mesa extensora em  $60^\circ$  de flexão (PINCIVERO et al., 2001; PINCIVERO et al., 2002; HANON et al., 2005); flexão de joelho, detectando a ativação máxima dos músculos Bíceps Femoral (BF) e Semitendinoso (ST), com fixação da mesa flexora no ponto de  $150^\circ$  de flexão (HANON et al., 2005); e dorsiflexão de tornozelo, registrando a ativação

máxima do músculo Tibial Anterior (TA), com dispositivo que mantinha fixo esta articulação a um ângulo de 90° (HANON et al., 2005).



**Figura 5\_** Exemplo do sinal eletromiográfico de uma CVIM de um voluntário.

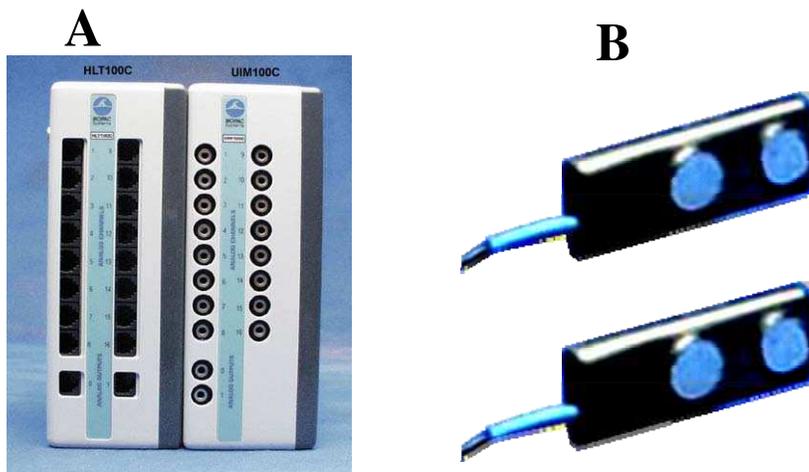
## 2.2.4 Testes de Carga Constante ( $T_{const}$ )

Posteriormente a realização do protocolo de CVIM, os voluntários eram posicionados no ciclossimulador, com as regulagens já previamente ajustadas. Os  $T_{const}$  foram executados em duas cadências (60 e 90 rpm), em dias diferentes e de forma randomizada. A intensidade utilizada nos  $T_{const}$  foi equivalente à potência encontrada no mesmo momento da detecção do  $EMG_{LF}$  durante  $TI_{Max}$ . O teste era interrompido quando ocorria a exaustão voluntária, incapacidade de manter a cadência estipulada por mais de 5 segundos, ou ainda, duração de 40 minutos. A intensidade de  $EMG_{LF}$  foi escolhida visando normalizar o esforço fisiológico para ambos os grupos (CANDOTTI et al., 2007), pois esta variável representa um indicador da transição do metabolismo aeróbio-anaeróbio e tem sido relacionada com outros indicadores fisiológicos de transição destes metabolismos (LUCÍA et al., 1999; HUG et al., 2004). Durante todo o teste, sinais EMG e EP foram registrados conforme os procedimentos descritos nos itens *coleta e processamento da atividade eletromiográfica e determinação da eficiência da pedalada*

(*spincan: distribuição do torque*), respectivamente. A captação da EMG iniciou-se de forma sincronizada com o ciclossimulador. Os músculos analisados durante  $T_{const}$  foram VL, RF, BF, ST e TA do membro direito de cada voluntário.

### 2.3 Coleta e Processamento da Atividade Eletromiográfica (EMG)

Para registro da EMG dos músculos estudados foi utilizado um eletromiógrafo com 16 canais, modelo MP150 (BIOPAC Systems Inc., Sta Bárbara, EUA), e eletrodos ativos bipolares modelo TSD 150 (BIOPAC Systems Inc., Sta Bárbara, EUA), com distância intereletrodos (centro a centro) de dois centímetros (Figura 6).



**Figura 6\_ equipamentos para coleta da EMG:** (A) eletromiógrafo com 16 canais, modelo MP150 (BIOPAC Systems Inc. USA) e (B) eletrodos ativos bipolares modelo TSD 150 (BIOPAC Systems Inc., Sta Bárbara, EUA).

Após tricotomia e assepsia a pele, os eletrodos foram posicionados conforme procedimentos propostos por SENIAM (HERMENS et al., 2000), como demonstrado na Figura 7, respeitando possíveis variações anatômicas dos voluntários. As referências para localização foram: VL – a dois terços da distância entre a espinha íliaca ântero-superior e a borda lateral da patela; RF – metade da distância entre a espinha íliaca ântero-superior e a borda superior da

patela; BF – metade da distância entre a linha formada entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia; ST – metade da distância entre a linha formada entre a tuberosidade



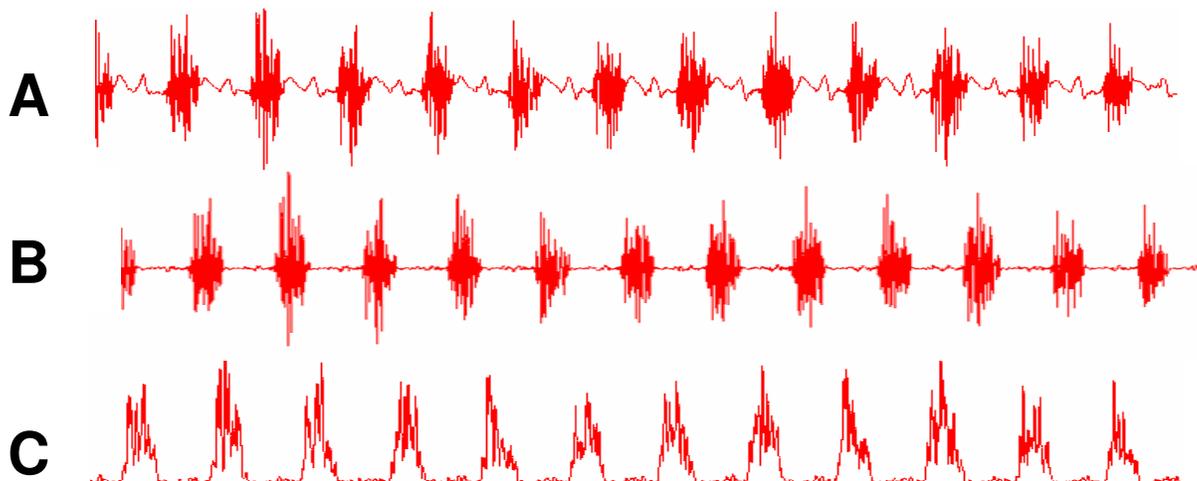
isquiática e o epicôndilo medial da tíbia; TA – um terço da distância formada entre o ápice da fíbula e o ápice do maléolo medial.

**Figura 7\_** Pontos de referência para o posicionamento dos eletrodos propostos pelo SENIAM (Hermens et al, 2000).

Os eletrodos e respectivos cabos foram fixados com fita adesiva (Transpore, 3M do Brasil, Inc.). A frequência de amostragem foi de 2000 Hz e o filtro passa-banda foi de 20 – 500 Hz. A relação de rejeição de modo comum foi de 95 dB e os limites de entrada de sinal foram estabelecidos em  $\pm 5$  mV. O eletrodo de referência foi fixado na protuberância óssea do acrômio do lado direito do voluntário. A janela de *smoothing* utilizada para cálculo da RMS foi de média de 20 pontos.

Para registro e tratamento dos sinais foi utilizado o software AcqKnowledge 3.8.1 (Biopac System, Inc., Santa Barbara, EUA). Os sinais foram filtrados, tratados e expressos em RMS, conforme demonstra a Figura 8.

Durante o teste de  $T_{I_{max}}$ , a RMS foi calculada para médias de 5 segundos. Em  $T_{const}$ , foram realizadas médias a cada 3 segundos, dando proporcionalidade à janela da CVIM, de forma que os dados, depois de normalizados por esta contração, passaram a ser expressos em valores percentuais (%CVIM). Depois de normalizados, se descartou os primeiros 30 segundos de teste, visando eliminar a influência da inércia do início da rotação até a estabilidade da cadência estipulada (60 ou 90 rpm) sobre a EMG. Esta amplitude de tempo (30s iniciais) foi utilizada devido ao gerador de carga do ciclossimulador necessitar deste tempo para estabilizar a resistência programada para o experimento. Feito isso, foi calculado a valor médio da ativação EMG durante todo o teste.



**Figura 8\_ exemplo de sinal da EMG :** (A) sinal em bruto; (B) sinal após aplicação do filtro passa banda de 20-500 Hz; (C) sinal convertido em RMS.

#### **2.4 Determinação da Eficiência da Pedalada (SPINCAN: Distribuição do Torque)**

A Figura 9 exemplifica a tela apresentada pelo software do ciclossimulador no momento da obtenção da variável SPINSCAN.

A EP representa o aproveitamento da força efetiva perpendicular ao eixo de manivela, também conhecida como força tangencial, obtida pela decomposição da força

resultante durante a pedalada (PATTERSON & MORENO, 1990; COYLE et al., 1991; SANDERSON, 1991; CARPES et al., 2005; ZAMEZIATI et al., 2006; CANDOTI et al., 2007; KORFF et al., 2007). Desta forma, diversos estudos utilizam a análise desta força para analisar a técnica de pedalada através da força efetiva aplicadas aos pedais (SANDERSON,1991; ZAMEZIATI et al., 2006; CANDOTI et al., 2007; KORFF et al., 2007).

Diante do supracitado, a variável SPINSCAN fornecida pelo software do ciclossimulador (Figura 9) utilizado neste estudo representa a EP do voluntário, devido ao braço de alavanca ser de comprimento fixo e a variação do torque estar relacionada à variação da força efetiva. O SPINSCAN é definido como a média do torque dividido pelo torque máximo multiplicado por 100 ( $\text{TORQUE médio} / \text{TORQUE máximo} \times 100$ ) (COMPUTRAINER COACHING SOFTWARE: USERS GUIDE, 2006, p.25), representando assim a eficiência dos grupamentos musculares do membro inferior em distribuir o torque uniformemente por todo o ciclo da pedalada. Se os membros inferiores fossem capazes de distribuir o torque perfeitamente como um motor elétrico, o SPINSCAN, que é expresso em valores percentuais, teria o valor de 100 (100% de aproveitamento).

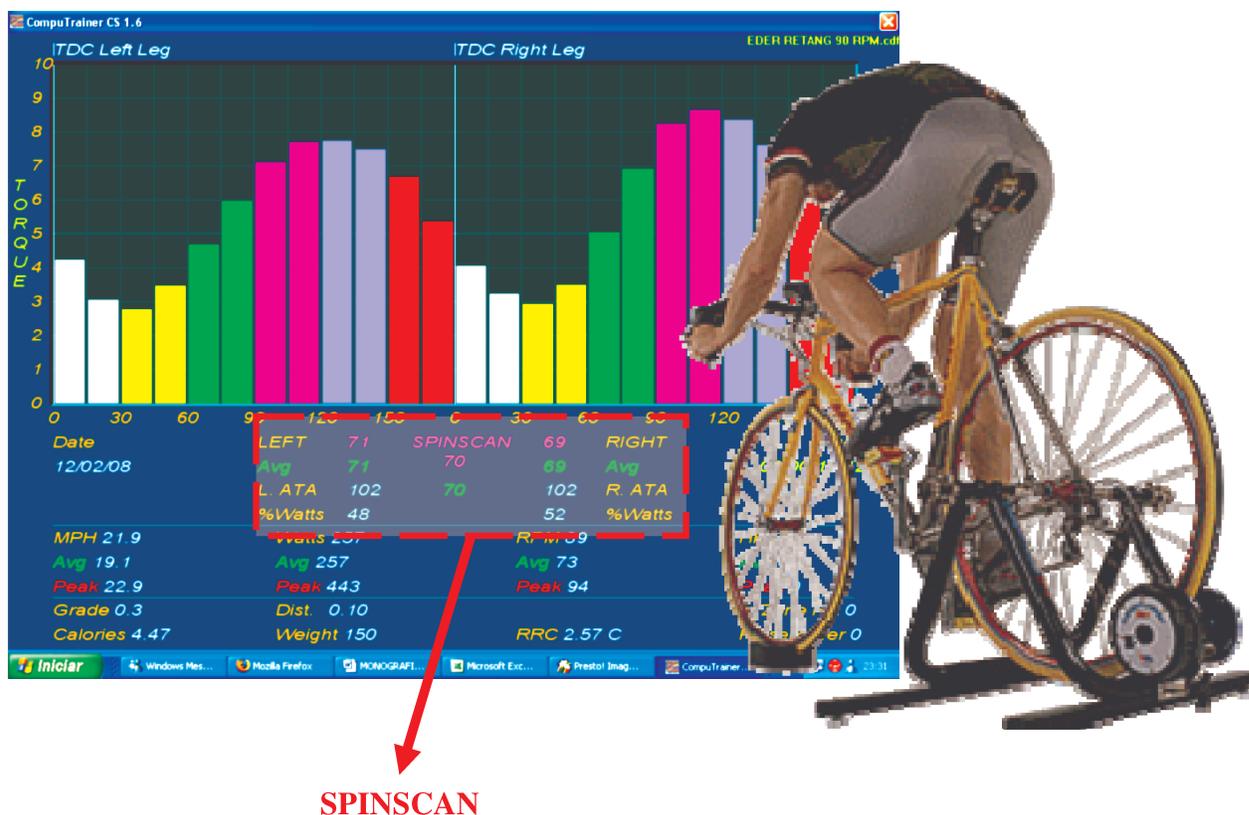


Figura 9\_ Exemplo de obtenção da variável *SPINSCAN* fornecida pelo software do ciclossimulador

## 2.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente os dados foram submetidos à estatística descritiva, e para verificação da distribuição e normalidade dos dados foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk*. Para comparação da EMG de cada músculo e da EP entre os grupos foi utilizado o teste *t-student* para amostras independentes. O mesmo procedimento foi adotado para a comparação dos valores da EMG e da EP entre cadências de um mesmo grupo. O nível de significância adotado foi de  $P < 0,05$ .

### 3 Resultados

Ao consultar a Tabela 1, verifica-se que a média dos valores absolutos de  $W_{pico}$  e potência no  $EMG_{LF}$  ( $WEMG_{LF}$ ) encontrados no  $TI_{max}$  foram significativamente ( $P < 0,0001$ ) maiores para os ciclistas em relação aos não-ciclistas, demonstrando as adaptações específicas à modalidade dos ciclistas em relação aos não-ciclistas. Porém, quando visualizada a média dos valores relativos de  $WEMG_{LF}$  em relação à  $W_{pico}$ , expresso em  $\% W_{pico}$ , não houve diferenças entre os grupos, demonstrando que o nível de esforço imposto no  $T_{const}$  apresentou-se semelhante para os dois grupos. O tempo de exaustão em  $T_{const}$  é demonstrado na Tabela 2.

**Tabela 2** – Tempo de exaustão durante teste de carga constante em minutos ( $T_{const}$ ) ( $P < 0,05$ ).

	60 RPM				90 RPM			
	Mediana	SAIQ	Mínimo	Máximo	Mediana	SAIQ	Mínimo	Máximo
<b>Ciclistas</b>	21,1	18,9	01,7	40,0	30,4	13,9	06,0	40,0
<b>Não Ciclistas</b>	12,6	05,7	07,2	40,0	10,1	02,4	06,0	35,4

SAIQ\_ Semi-Amplitude Interquartílica.

Da amostra inicial ( $n = 21$ ), somente 2 ciclistas não completaram o experimento por não realizarem o  $T_{const}$  na rotação de 60 rpm, devido a seus calendários de competições não permitirem que estes comparecessem no período de coleta, porém, os seus demais testes realizados não foram descartados da amostra. Em relação aos dados de EMG, foram descartados sinais corrompidos devido a problemas técnicos de aquisição e/ou interferências, bem como de eventual desprendimento de eletrodo ocasionado pela sudorese do voluntário frente à duração do  $T_{const}$ . A Tabela 3 apresenta os valores médios de EMG normalizado para os músculos VL, RF, BF, ST e TA, e EP dos ciclistas e não-ciclistas.

**Tabela 3** - Comportamento da Eficiência de Pedalada (EP) e Atividade Eletromiográfica (EMG) dos músculos estudados nas cadências de 60 e 90 rpm de ciclistas e não-ciclistas durante teste de carga constante ( $T_{const}$ ) ( $P < 0,05$ ).

	60 rpm				90 rpm			
	(n)	Ciclistas Média ± DP	(n)	Não-ciclistas Média ± DP	(n)	Ciclistas Média ± DP	(n)	Não-ciclistas Média ± DP
<b>VL</b> (%CVIM)	(9)	27,71 ± 12,7	(9)	23,79 ± 06,9	(12)	29,54 ± 12,6	(9)	28,69 ± 12,1
<b>RF</b> (%CVIM)	(9)	20,24 ± 10,9	(9)	15,24 ± 05,3	(12)	23,96 ± 14,9	(9)	15,67 ± 08,4
<b>BF</b> (%CVIM)	(8)	16,68 ± 06,7	(9)	11,53 ± 06,0	(6)	* 48,15 ± 28,9	(9)	<sup>μ</sup> 25,63 ± 17,3
<b>ST</b> (%CVIM)	(10)	18,64 ± 10,2	(9)	11,50 ± 02,6	(8)	22,08 ± 09,6	(9)	20,77 ± 19,2
<b>TA</b> (%CVIM)	(10)	13,66 ± 11,7	(9)	8,18 ± 02,5	(12)	16,24 ± 11,6	(9)	<sup>†</sup> 11,37 ± 03,0
<b>EP</b> (%)	(10)	65,10 ± 05,6	(9)	61,57 ± 05,2	(12)	66,54 ± 04,5	(9)	64,66 ± 06,7

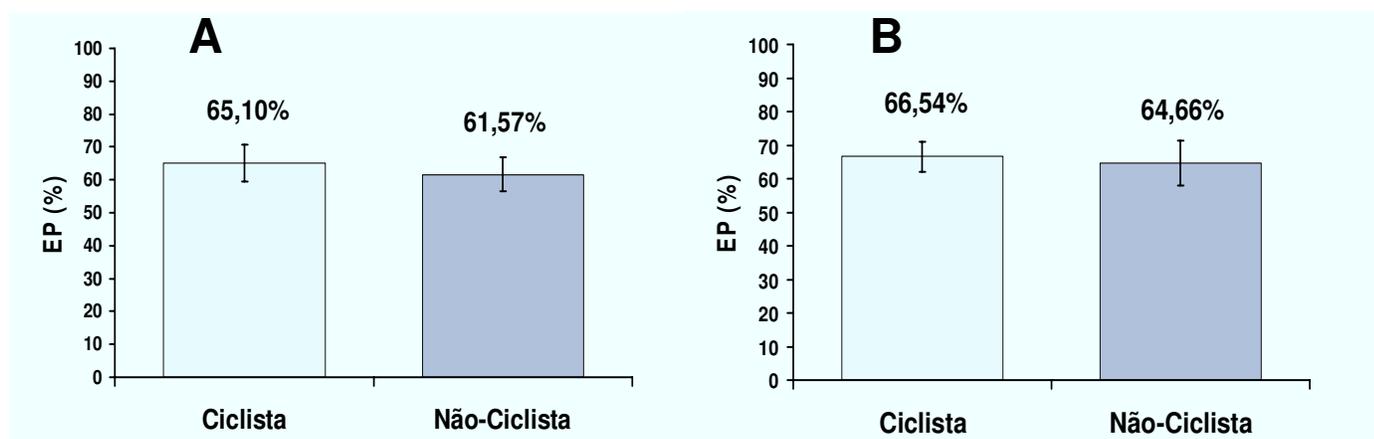
**VL** Vasto Lateral; **RF** Reto Femoral; **BF** Bíceps Femoral (cabeça longa); **ST** Semitendinoso; **TA** Tibial Anterior; **EP** Eficiência de Pedalada; **rpm** rotações por minuto; **%CVIM** porcentagem em relação à ativação da Contração Isométrica Voluntária Máxima.

\* diferença significativa em relação ao BF dos Ciclistas na cadência de 60 rpm ( $P < 0,05$ )

<sup>μ</sup> diferença significativa em relação ao BF dos Não-ciclistas na cadência de 60 rpm ( $P < 0,05$ )

<sup>†</sup> diferença significativa em relação ao TA dos Não-ciclistas na cadência de 60 rpm ( $P < 0,05$ )

Nenhum dos músculos estudados apresentou diferença significativa na EMG quando comparada entre grupos na mesma cadência, e este contexto também ocorreu em relação à EP. Porém, os ciclistas tendem a possuir maiores valores do que os não-ciclistas em todos os músculos quando em uma mesma cadência, ocorrendo o mesmo para EP, como demonstram as Figuras 10 e 11.



**Figura 10\_** Representação da EP dos grupos nas diferentes cadências: (A) EP na cadência de 60 rpm; (B) EP na cadência de 90 rpm.

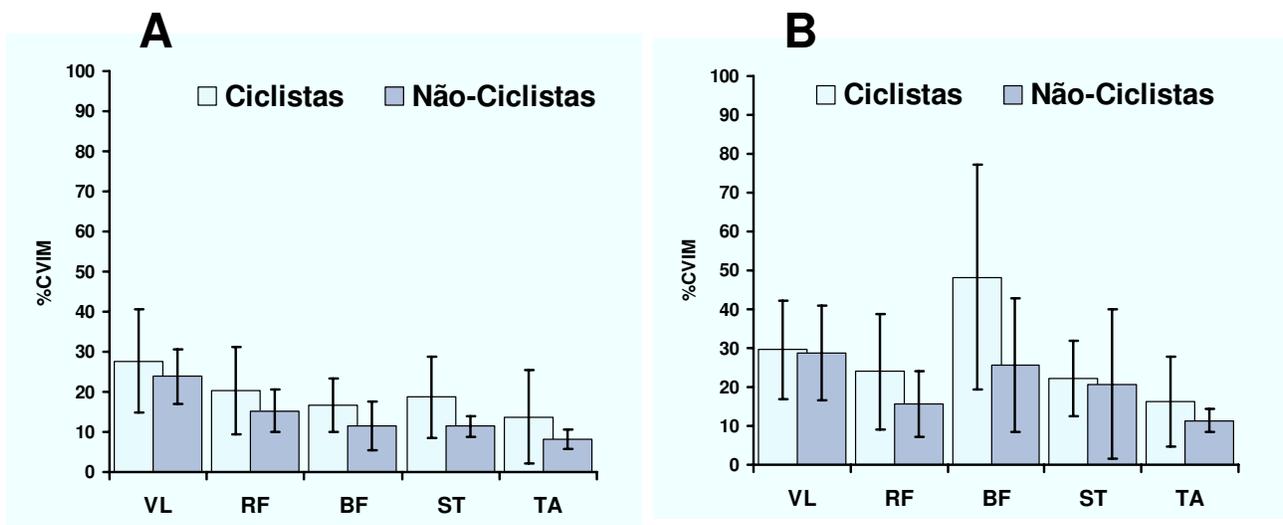


Figura 11\_ Representação da EMG dos grupos nas diferentes cadências: (A) EMG na cadência de 60 rpm; (B) EMG na cadência de 90 rpm.

Entretanto, quando a EMG de cada músculo estudado de um mesmo grupo foi submetido à comparação contrastando seu nível de ativação nas diferentes cadências, diferenças significativas ( $P < 0,05$ ) ocorreram nos músculos ativos na fase de recuperação, conforme demonstra a Figura 12.

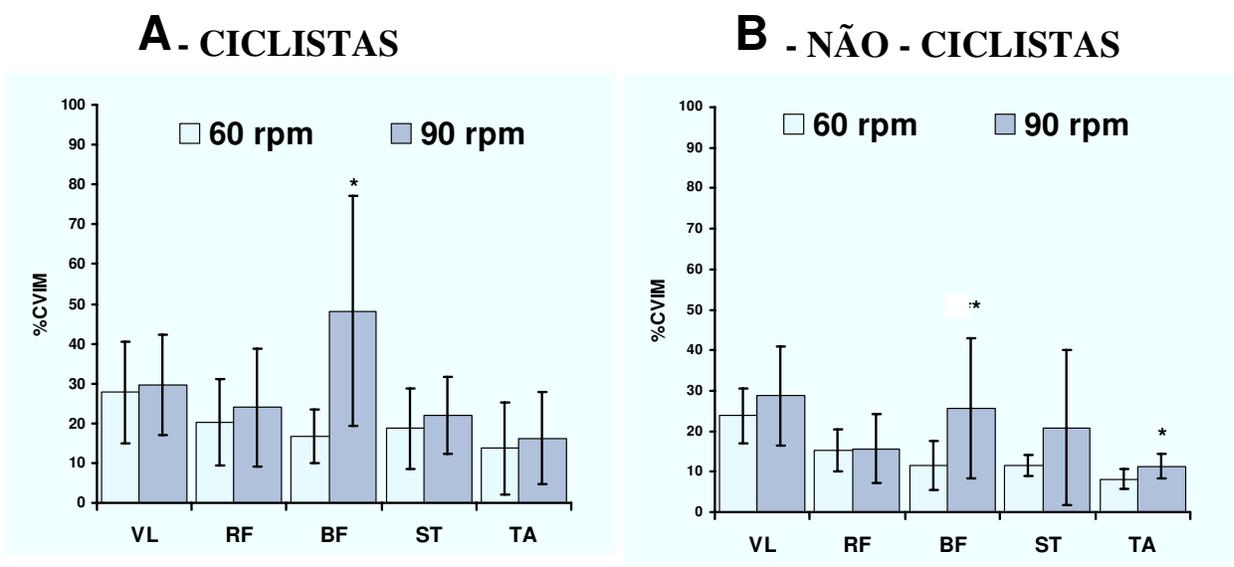


Figura 12\_ Representação da EMG de cada músculo comparada entre cadências: \* indica diferença significativa em relação à condição 60 rpm para o mesmo músculo ( $P < 0,05$ ).

## 4 *Discussão*

A média dos valores relativos de  $WEMG_{LF}$  em relação à  $W_{pico}$ , expresso em %  $W_{pico}$ , demonstrou que o objetivo de colocar os grupos em condições de esforço relativamente iguais (CANDOTTI et al., 2007) durante os  $T_{const}$  foi alcançado, uma vez que não foram significativamente diferentes quando contrastados estatisticamente (Tabela 3). Isso teve uma relevância importante para o trabalho, devido ao fato de que em estudo anterior (SANDERSON, 1991) inferiu que a adoção de um valor absoluto de potência para ambos os grupos poderia influenciar negativamente na capacidade de distribuição do torque dos ciclistas, pela ausência de especificidade da carga para estes. Entretanto, o  $EMG_{LF}$  tem uma tendência à supra-estimar a máxima capacidade aeróbia de ambos os grupo, visto a exaustão da maioria dos voluntários antes do tempo limite de 40 minutos, como foi demonstrado na Tabela 2.

Neste estudo, o VL foi escolhido para determinar o  $EMG_{LF}$  por ser amplamente utilizado em diversos estudos envolvendo eletromiografia no ciclismo (LUCÍA et al., 1999; JAMES et al., 2001; HUG et al., 2004), bem como porque é o músculo com maior índice de ocorrência do  $EMG_{LF}$  (HUG et al., 2003; HUG et al., 2006a) e o mais sensível na detecção a aumentos na intensidade de esforço, devido ser o músculo do quadríceps que melhor representa a variabilidade morfológica interindivíduos (PINCIVERO et al., 2001).

Diversos métodos são usados para calcular EP na literatura, e associados com a EMG, são utilizados para avaliar a técnica: força tangencial (SANDERSON, 1991); forças perpendiculares ao braço de alavanca do pedal (PATTERSON & MORENO, 1990), também chamada de força efetiva; Índice de Efetividade (CANDOTTI et al., 2007); distribuição de torque pelo ciclo da pedalada (NEPTUNE & HERZOG, 1999). Essas variáveis são avaliadas devido ao fato de que mais importante do que aplicar maior força nos pedais, é direcionar essa força perpendicular ao eixo de manivela, transformando-a em força efetiva (CANDOTTI et al., 2007). Sendo assim, as análises que se utilizam do torque como parâmetro avaliação da EP também possuem a mesma finalidade, visto que a definição de torque é o produto da força pela distância perpendicular do ponto de aplicação ao eixo de manivela (HALL, 2000; p.52). Por leis trigonométricas, essa distância é o raio formado pelo centro do eixo de manivela e o centro do eixo do pedal, e devido ser de comprimento fixo e formado pelas distâncias dos centros, a força

perpendicular que compõem o torque representa à mesma força tangencial/perpendicular dos demais estudos. Consequentemente, qualquer variação do torque está relacionada à capacidade dos músculos distribuírem força efetiva ao longo do ciclo da pedalada. Portanto, o SPINSCAN fornecido pelo ciclossimulador foi coerentemente utilizado como índice de EP neste estudo, sendo que se os membros inferiores fossem capazes de distribuir o torque perfeitamente como um motor elétrico, o SPINSCAN, que é expresso em valores percentuais, teria o valor de 100 (100% de aproveitamento). Entretanto, ciclistas de estrada profissionais oscilam na faixa de 70 a 80% de aproveitamento, conforme descrito no manual do fabricante (COMPUTRAINER COACHING SOFTWARE: USERS GUIDE, 2006, p.26), porém, devido a poucos estudos que se utilizem do SPINSCAN para avaliar a EP em não praticantes de ciclismo, a literatura carece de dados de referências destes indivíduos.

Não houve diferença estatisticamente significativa nos valores de EP nas duas cadências, conforme demonstrado na Figura 10. Porém, comparando as cadências de 60 e 90 rpm para um mesmo grupo, ambos os grupos obtiveram melhoras na maior cadência, sendo que a maior discrepância entre as duas condições foi obtida pelos não-ciclistas. Isto pode ser verificado ao visualizar os valores de EP para as duas cadências expressos na Tabela 1. Esses dados permitem especular que ciclistas têm a habilidade de maximizar a distribuição de torque pelos pedais nas diversas cadências devido aos seus valores de EP apresentarem uma tendência a serem maiores nas duas condições e terem menor variação, corroborando com estudos anteriores (TAKAISHI, 1998; CANDOTTI et al., 2007). Esta capacidade pode permitir o ciclista distribuir melhor o trabalho entre os músculos, evitando assim que os extensores atinjam precocemente o seu ponto de limiar anaeróbio em relação aos outros músculos envolvidos na pedalada, o que por consequência, retarda o processo de fadiga. Por outro lado, os dados demonstraram que as cadências mais elevada contribuem para melhora da EP para ambos os grupos, possivelmente otimizando os diversos fatores biomecânicos que favorecem uma melhor distribuição das forças (diminuição da produção de torque negativo, reorganização do padrão de recrutamento dos músculos no ciclo da pedalada, decréscimo da força requerida para manter uma determinada potência), como citado por estudos anteriormente realizados (NEPTUNE & HULL, 1999; NEPTUNE & HERZOG, 1999; TAKAISHI et al., 1998; CANDOTTI et al., 2007). Dentre estes fatores, este estudo reflete esta afirmação pelo fator recrutamento muscular apresentar esta tendência, utilizando-se dos dados EMG, como discutido a seguir.

O padrão da ativação neuromuscular apresentou padrão semelhante entre ciclistas e não-ciclistas, principalmente na rotação de 60 rpm, conforme demonstrado na Figura 11. Essa semelhança indica a real existência de uma estratégia motora primária para movimentos complexos de acordo com o descrito por estudo anterior (RAASCH & ZAJAC, 1999), influente no recrutamento, que age de forma hierárquica frente aos graus de liberdade das articulações. Segundo este estudo, o controle motor tem um padrão de recrutamento básico e pode servir de “caminho inicial” para uma tarefa semelhante, e no caso da tarefa de pedalada, seria a própria estratégia de pedalada para o ciclista experiente e a estratégia geral de propulsão locomotora humana para o não-ciclista (RAASCH & ZAJAC, 1999). Esta estratégia permitiria o não-ciclista distribuir o torque pelo ciclo da pedalada, mesmo que com um refinamento de aplicação de forças menor que o ciclista. Conjuntamente, de acordo com a resposta semelhante nos dois grupos dos flexores de joelho bi-articulares, TA e RF frente ao aumento da cadência, representados na Figura 12, outro fator que pode ter amenizado as diferenças técnicas entre grupos, e contribuído para similaridade, foi o uso dos pedais cliques para ambos, fato que de acordo com estudos prévios (GREGOR, 2003; SO et al., 2005; HUG & DOREL, 2007), favorece a atividade destes músculos com o objetivo de distribuir torque pelo ponto morto inferior e fase de recuperação. Entretanto, apesar da semelhança entre as ativações, houve uma presença de alta variabilidade nestes músculos, expressa no desvio padrão e que pode ser observada na Tabela 1. Esta alta variação era esperada, devido à ampla descrição desta ocorrência na literatura (GREGOR & WHEELER, 1994; SO et al., 2005; HUG & DOREL, 2007), demonstrando a sensibilidade destes músculos à cadência e técnica dos voluntários (SARRE & LEPERS, 2005; CANDOTTI et al., 2007). Visualizando mais atentamente as Figuras 11 e 12, os ciclistas tendem a uma maior capacidade de recrutar o músculo BF frente aos não-ciclistas nas duas condições. Esta informação corrobora com estudo anterior (HUG et al., 2006b) que demonstrou mudanças morfológicas, como por exemplo, a hipertrofia deste músculo em ciclistas de alto nível, possivelmente devido ao seu maior recrutamento durante a pedalada em cadência específica de competição, como apresentado nos dados deste estudo. Apesar da ausência de diferença estatística entre grupos, na condição 90 rpm esta disparidade é ainda mais acentuada, demonstrando uma tendência de maior habilidade técnica do ciclista, confirmada em diversos estudos que avaliam esta capacidade (TAKAISHI et al., 1998; SO et al., 2005; ZAMEZIATI et al., 2006; CANDOTTI et al., 2007).

Conforme este estudo demonstra, ciclistas possuem padrão semelhante de recrutamento muscular e EP em relação ao grupo de não-ciclistas, e isto pode ser devido a fatores já previamente citados, como por exemplo, os fatores biomecânicos e estratégia motora primária. Porém, os ciclistas apresentam uma tendência à maior habilidade em recrutar maiores percentuais de sua atividade neuromuscular máxima em todos os músculos, conforme demonstra a Figura 11. Além disto, esta atividade é em grande parte convertida em força efetiva, visto que obteve valor de EP tendenciando a ser maior do que os obtidos dos não-ciclistas, apesar da ausência de diferença estatisticamente significativa. Estas afirmações corroboram com outros estudos (CHAPMAN et al., 2007a.; CHAPMAN et al., 2007b) que demonstram menor variabilidade no movimento das articulações e recrutamento muscular mais refinado em ciclistas de alto nível quando comparado a ciclistas recreacionais, demonstrando uma diferença significativa estatisticamente na técnica dos grupos. Em relação à influência da técnica na estratégia motora, os dados deste estudo demonstrados na Figura 12 corroboram, mesmo que parcialmente, com os dados de outros estudos (TAKAISHI et al., 1998; CANDOTTI et al., 2007). Semelhante ao encontrado nestes estudos, os dados demonstram que o VL possuía tendência de um recrutamento acentuadamente mais visível no grupo não-ciclista com o aumento da cadência. Em contrapartida, houve um aumento mais discreto no músculo BF que no grupo ciclistas, porém significativo estatisticamente. Em contraste, os ciclistas apresentavam essa dinâmica exatamente inversa, apresentando aumento ínfimo no VL com o aumento da cadência, enquanto no BF o aumento do recrutamento foi significativo e muito mais evidente, demonstrando a tendência a maior habilidade para recrutar este músculo. A limitação desta informação dá-se na impossibilidade de detectar em qual fase da pedalada ocorreu o aumento da atividade do BF, visto que em cadências aumentadas este apresenta dois momentos de ativação, um em cada fase. Porém, segundo os estudos anteriormente citados (TAKAISHI et al., 1998; CANDOTTI et al., 2007), essa maior ativação ocorreria na fase de recuperação. Como dito anteriormente, esta capacidade de melhor recrutamento pode permitir o ciclista distribuir melhor o trabalho entre os músculos ativos nas duas fases (potência e recuperação), aliviando o trabalho dos extensores e evitando que estes atinjam precocemente o seu ponto de limiar anaeróbio em relação aos outros músculos envolvidos na pedalada, o que por consequência, retarda o processo de fadiga. Assim, o ciclista com melhor técnica conseguiria manter a mesma produção de potência com um menor desgaste dos extensores em relação a um ciclista com menor técnica.

Como limitações deste estudo podemos descrever: a ausência de um eletrogoniômetro ou equipamento de cinemetria, permitindo assim verificação da faixa angular na qual as mudanças nas atividades neuromusculares aconteciam; a falta de um pedal instrumentado que permitisse verificar o comportamento das forças em torno do ciclo da pedalada, visto que o SPINSCAN é eficiente em demonstrar a variação da EP, mas não permite verificar em que parte do ciclo da pedalada está a alteração da aplicação de força efetiva. Como este trabalho provém de uma pesquisa de iniciação científica, tornou-se inviável adquirir alguns recursos e/ou utilizar outros possíveis, que no entanto tornariam mais difícil concluir o trabalho dentro do prazo previsto e disponível.

Em adição, a ausência de dados específicos na literatura sobre os valores mínimos e máximos de SPINSCAN, que permitiriam normalizar os dados, visto que a estratégia motora primária já fornece uma capacidade básica de distribuir forças pelo ciclo da pedalada. Esta informação seria importante, uma vez que o impacto de , por exemplo, 5% de melhora na EP seria muito maior em uma escala que varia entre 50% a 75% do que em uma que varia entre 0% e 100%. Visto que isto dificultou a veracidade de existência ou não de diferença significativa na EP, um possível futuro estudo que venha a estipular estes valores mínimos e máximos nas diversas populações, desde sedentários até indivíduos altamente treinados poderá solucionar este inconveniente e acrescentará outros trabalhos que se utilizem desta variável.

Mais detalhadamente, convém ressaltar que a primeira dificuldade, a ausência de um eletrogoniômetro ou equipamento de cinemetria, impossibilitou sincronizar as outras variáveis com os quadrantes da pedalada, o que tornaria mais fidedigna as inferências sobre o recrutamento muscular e suas mudanças ao longo dos testes. Uma filmagem convencional serviria de recurso alternativo, como proposto no projeto inicial, porém despenderia muito tempo na análise quadro a quadro e não garantiria a mesma confiabilidade do que o eletrogoniômetro, devido as variações de rpm, pequenas e aceitáveis, porém presentes durante os experimentos. Para solucionar este inconveniente, utilizou-se o recurso de CVIM, e auxílio da literatura com duas das mais recentes revisões sobre a análise do padrão de recrutamento durante a pedalada por meio de recursos eletromiográficos, o que foi suficiente para alicerçar o trabalho frente ao seu grau de iniciação científica e trabalho de conclusão de curso.

Não visto como dificuldade, mas sim como um recurso que acrescentaria riqueza ao trabalho, a falta de um pedal instrumentado, que permitisse verificar o comportamento das

forças em torno do ciclo da pedalada acresceria as informações do SPINSCAN, pois com aquele recurso seria visível o reflexo do comportamento da força efetiva nos quadrantes da pedalada frente as variações da EP.

Outro fator importante, apesar da diferença significativa entre os grupos neste trabalho, foi o heterogeneidade do grupo ciclistas. Particularmente, não havia a expectativa de uma diferença nos valores de ciclistas de categorias diferentes, e não houve estatisticamente, mas os valores de EP de alguns ciclistas com menor grau de treinamento que participavam de categorias amadoras mais baixas foram semelhantes aos de alguns não-ciclistas que praticavam modalidades cíclicas como a corrida. Estudos posteriores também devem procurar amostras mais homogêneas tanto de ciclistas, como de não-ciclistas.

Apesar da maioria das adversidades, um fator muito importante para a superação destas foram os testes pilotos, que permitiram identificar, procurar alternativas e solucionar os problemas. Este procedimento pré-experimento é altamente recomendável, garantindo a sustentabilidade do trabalho, o que, em conjunto com a orientação do professor responsável por esta função e a co-orientação dos membros mais experientes do grupo de trabalho, aumentam as probabilidades de sucesso da pesquisa.

Sustentado na síntese dos dados obtidos neste estudo, em sinergia com a revisão bibliográfica, pode-se inferir que existe uma real estratégia motora primária para tarefas cíclicas (RAASCH & ZAJAC, 1999), que em conjunto com alguns fatores biomecânicos (NEPTUNE & HULL, 1999; NEPTUNE & HERZOG, 2000), permitem as semelhanças entre o padrão de recrutamento e EP entre ciclistas e não-ciclistas. Além disto, constatou-se que o aumento da cadência melhora a EP em ambos os grupos estudados. Quando analisada em condições pontuais, como em muitos contextos experimentais, esta pequena superioridade técnica obtida com o aumento da cadência pode ser irrelevante como descrito em alguns estudos (SANDERSON, 1991; KORF et al., 2007). Entretanto, considerando o descrito em outros estudos anteriores (DAVIS & HULL, 1981; TAKAISHI et al., 1998; CANDOTTI et al., 2007), pequenas mudanças na técnica de pedalada podem elevar os índices de desempenho (DAVIS & HULL, 1981), resultando em economia energética e retardando a fadiga (DAVIS & HULL, 1981; CANDOTTI et al., 2007), o que pode ser importante frente ao grande número de revoluções de pedalada ocorridas durante competições de longa duração como, por exemplo, o Tour de France (DAVIS & HULL, 1981; SANDERSON, 1991; HUG et al., 2006b).

## ***5 Conclusões***

Em conclusão, os resultados deste estudo demonstraram que o aumento da cadência influencia positivamente a habilidade técnica de ciclistas e não-ciclista, melhorando os valores da EP e o recrutamento dos músculos que trabalham na fase de recuperação. Entretanto, não foi confirmada a hipótese inicial de que ciclistas possuiriam melhor técnica do que não-ciclistas. Frente a todo este contexto, sugerem-se futuros estudos que investiguem essas possíveis diferenças relatadas em estudos prévios.

## **Referências Bibliográficas**

**ATKINSON, G.** Science and cycling: current knowledge and future directions for research. **Journal of Sports Sciences**, v.21, p. 767-787, 2003.

**BELLI, A.; HINTZY, F.** Influence of pedalling rate on the energy cost of cycling in humans. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v. 88, pp. 158–162, 2002.

**BINI RR, et al.**, Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: Relationship to muscle coordination and performance, **J. Sci. Med. Sport.**, doi:10.1016/j.jsams.2007.03.006, 2007.

**CANDOTTI, C. T. et al.** Effective force and economy of triathletes and cyclists. **Sports Biomechanics**, v. 6, n.1, pp. 31-43, 2007.

**CARPES, F. P. et al.** Aplicação de força no pedal em prova de ciclismo 40 km contra-relógio simulada: estudo preliminar. **Rev. Bras. Educ. Fís. Esp.**, São Paulo, v.19, n.2, pp.105- 113, abr./jun. 2005 .

**CHAPMAN, A. et al.** Do differences in muscle recruitment between novice and elite cyclists reflect different movement patterns or less skilled muscle recruitment? **J Sci Med Sport.**, doi:10.1016/j.jsams.2007.08.012, 2007a.

**CHAPMAN, A.R. et al.** Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, doi:10.1016/j.jelekin.2005.12.007, 2007b.

**COMPUTRAINER COACHING SOFTWARE: USERS GUIDE.** SPINSCAN PEDAL STROKE ANALYZER, pp.24 – 26, March 2006.

**COYLE, E. F., et al.** Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. **Med. Sci. Sports Exec.**, v.23, n. 1, pp. 93 - 107, 1991.

**CRUZ, C.F.** Estudo Eletromiográfico dos Músculos Bíceps Femoral (Porção Longa), Semitendinoso, Semitendinoso, Semimembranoso e Gastrocnêmio No Ciclismo: Comparação Entre Pedal de Encaixe e Pedal de Presilha. 1998.68f. **Monografia (Bacharel em treinamento em esportes)- Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1998.**

**DAVIS, R. R.; HULL, M. L.** Measurement of Pedal Loading In Bicycling: Ii. Analysis and Results. **J. Biomechanics**, v. 14, n. 12, pp. 857-872, 1981.

**DENADAI, B. S. ; RUAS, V. D. DE A.; FIGUEIRA, T. R.** Efeito da cadência de pedalada sobre as respostas metabólica e cardiovascular durante o exercício incremental e de carga

constante em indivíduos ativos. **Rev. Bras. Méd. Esporte**, v. 11, n. 5, pp. 286 – 290, Set/Out, 2005.

**DESCHENES, M. R. et al.** Muscle recruitment patterns regulate physiological responses during exercise of the same intensity. **Am. J. Physiol. Regulatory Integrative Comp. Physiol.** v.279; pp.2229–2236, 2000.

**FARIA, E.W.; PARKER, D.L.; FARIA, I.E.** The Science of Cycling: physiology and training – Part 1 In: **Sports Medicine**, v. 35, n.4, p.285-312. 2005a.

**FARIA, E.W.; PARKER, D.L.; FARIA, I.E.** The Science of Cycling: Factors Affecting Performance – Part 2 In: **Sports Medicine**, v. 35, n.4, p.313-337. 2005b.

**GREGOR, B. J.; WHEELER, J.B.** Biomechanical Factors Associated with Shoe/Pedal Interfaces: Implications for Injury. **Sports Medicine**, v.17, n.2, pp. 117-131, 1994.

**GREGOR, R. J.** Biomecânica do Ciclismo In: GARRETT JR, W. E.; KIRKENDALL, D. T. **A CIÊNCIA DO EXERCÍCIO E DOS ESPORTES**. trad. RIDEL, C. et al. Porto Alegre: ARTMED, 2003. p.547-571.

**HALL, S. J.** Conceitos Cinéticos para a Análise do Movimento Humano. In:\_\_\_\_\_. **Biomecânica Básica**. Trad. TARANTO, G. Rio de Janeiro: GUANABARA KOOGAN, 2000. cap. 3, pp. 46 – 65.

**HANON, C.; THEPAUT-MATHIEU, C.; VANDEWALLE, H.** Determination of muscular fatigue in elite runners. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v. 94, pp. 118–125, 2005.

**HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G.** Development of recommendation for SEMG sensor and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, n.5, p.361-74, 2000.

**HUG, F.; DOREL, S.** Electromyographic analysis of pedaling: A review. **J. Electromyogr Kinesiol**, doi:10.1016/j.jelekin.2007.10.010, 2007.

**HUG, F. et al.** A Comparison of Visual and Mathematical Detection of the Electromyographic Threshold during Incremental Pedaling Exercise: A Pilot Study. **J. Strength Cond. Res.** , v. 20, n. 3, pp.704–708, 2006a.

**HUG et al.** EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise: a pilot study. **Int. J. Sport Med.**, v. 27, pp. 456 – 462, 2006b.

**HUG, F. et al.** EMG versus oxygen uptake during cycling exercise in trained and untrained subjects. **J. Electromyogr Kinesiol.**, v.14, pp. 187–195, 2004.

**HULL, M. L.; JORGE, M.** A Method For Biomechanical Analysis Of Bicycle Pedalling. **J. Biomechanics**, v. 18, n. 9, pp. 631-644, 1985.

- JAMES, Y. et al.** Interindividual Variability Of Surface EMG Changes During Cycling Exercise In Healthy Humans. **Clin. Physiol.**, v.21, n.5, pp. 556 – 560, 2001.
- KORFF, T. et al.** Effect of Pedaling Technique on Mechanical Effectiveness and Efficiency in Cyclists. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 39, n. 6, pp. 991-995, 2007.
- LÚCIA, A. et al.** Analysis Of The Aerobic-Anaerobic Transition In Elite Cyclists During Incremental Exercise With The Use Of Electromyography. **Br. J. Sports Med.**, v.33, pp. 178 – 185, 1999.
- LÚCIA, A.; HOYOS, J.; CHICHARRO, J. L.** Preferred Pedalling Cadence in Professional Cycling. **Med. Sci. Sports Exec.**, v.33, n. 8, pp. 1361 – 1366, 2001a.
- LÚCIA, A.; HOYOS, J.; CHICHARRO, J. L.** Physiology of Professional Road Cycling. **Sports Medicine**, v.31, n.5, pp. 325- 337, 2001b.
- MacINTHOSH, B. R.; NEPTUNE, R. R.; HORTON, J. F.** Cadence, power and muscle activation in cycle ergometry. **Med. Sci. Sports Exec.**, v.32, n. 7, pp. 1281 – 1287, 2000.
- NEPTUNE, R. R.; HERZOG, W.** The association between negative muscle work and pedaling rate. **J. Biomechanics**, v. 32, pp. 1021-1026, 1999.
- NEPTUNE, R. R.; HULL, M. L.** A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. **J. Biomechanics**, v.32, pp. 409 – 415, 1999.
- NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A.; HULL, M. L.** The Effect Of Pedalling Rate On Coordination In Cycling. **J. Biomechanics**, v. 30, N. 10, pp. 1051-1058, 1997.
- PATTERSON, R. P.; MORENO, M. I.** Bicycle pedaling forces as a function of pedaling rate and power output. **Med. Sci. Sports Exec.**, v. 22, n. 4, pp. 512-516, 1990.
- PINCIVERO, D. M. et al.** Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. **J. Appl. Physiol.**, v. 90, pp. 804–810, 2001.
- PINCIVERO, D. M. et al.** The effects of voluntary contraction effort on quadriceps femoris electromyogram median frequency in humans: a muscle and sex comparison. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v. 87, pp. 448–455, 2002.
- RAASCH, C. C.; ZAJAC, F. E.** Locomotor Strategy for Pedaling: Muscle Groups and Biomechanical Functions. **J. Neurophysiol.** 1999, 82: 515–525.
- SANDERSON, D. J.** The influence of cadence and power on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclist. **J. Sports Sci.**, v. 9, pp. 191 – 203, 1991.
- SARRE, G; LEPERS, R.** Neuromuscular function during prolonged pedalling exercise at different cadences. **Acta Physiol. Scand.**, v.185, pp. 321–328, 2005.

**SO, R. C. H.; Ng, K. F. J.; Ng, Y. F. G.** Muscle recruitment pattern in cycling: a review. **Physical Therapy in Sport**, v.6, pp. 89-96, 2005.

**TAKAISHI, T., et al.** Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 30, n. 3, pp. 442 – 449, 1998.

**TOO, D.** Cycling: Biomechanics. Disponível em <<http://www.sportsci.org/encvc/drafts/Cycling.biomechanics/.doc>> acesso em: 11 jun. 2006.

**ZAMEZIATI, K.; MORNIEUX, G. ; ROUFFET, D ; BELLI, A.** Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. **Eur J Appl Physiol.**, v.96, p. 274–281. 2006.

## **ANEXOS E APÊNDICES**

**ANEXO 1:** Modelo do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido entregue aos voluntários

## TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**Título da pesquisa:** ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS ANTERIORES E POSTERIORES DE MEMBRO INFERIOR NO CICLO COMPLETO DA PEDALADA EM PRATICANTES E NÃO PRATICANTES DE CICLISMO.

Pesquisador responsável: **Prof. Dr. Antônio Carlos de Moraes**

Aluno pesquisador: **José Luiz Dantas**

**Depto. Ciência do Desporto – FEF – Unicamp**

### Identificação do participante

Nome: \_\_\_\_\_

Data de nascimento: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ Fone: ( \_\_\_\_ ) \_\_\_\_ - \_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Cidade: \_\_\_\_\_ UF: \_\_\_\_\_ CEP: \_\_\_\_\_ - \_\_\_\_\_

Eu \_\_\_\_\_, R.G. \_\_\_\_\_, entendo que fui convidado a participar de projeto de pesquisa envolvendo voluntários ativos, ciclistas e não-ciclistas, o qual será realizado no Laboratório de Estudos Eletromiográficos na Faculdade de Educação Física da Unicamp. Ao concordar com a participação desse estudo estou ciente que os pesquisadores farão coletas dos meus sinais eletromiográficos (semelhante ao eletrocardiograma) três testes em simulador de ciclismo, um até a exaustão voluntária, e os outros dois com tempos fixos (com tempo de execução de quarenta minutos), sendo ambos os métodos indolores, não requerendo nenhum procedimento invasivo. Entendo que os testes apresentam riscos desprezíveis e que poderei desistir a qualquer momento em qualquer dos testes.

Obterei com minha participação no estudo medidas que me auxiliarão na montagem de meus próximos treinos, caso solicite, e colaborarei com os pesquisadores a identificar possíveis diferenças nos parâmetros analisados permitindo que meus dados sejam comparados com os dos outros voluntários. Estou ciente que todas as informações cedidas ou coletadas durante os testes

serão mantidas em sigilo e não serão divulgadas, exceto para o próprio voluntário caso requisite. Quando da utilização dos dados para pesquisa, será resguardada a identidade dos participantes. Estou ciente que não haverá qualquer tipo de pagamento pelos participantes (voluntários) da pesquisa, bem como de ressarcimento financeiro pela participação na pesquisa.

Também fui informado que posso requisitar informações adicionais ao estudo a qualquer momento. Tanto o pesquisador como o Comitê de Ética em Pesquisa da FCM – Unicamp estarão disponíveis para responder às minhas questões e preocupações. Entendo que a participação nesse projeto de pesquisa é voluntária e que posso recusar ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem comprometer quaisquer atendimentos ou informações necessárias.

Li e entendi as informações precedentes, as quais foram devidamente explicadas, bem como, eu e os responsáveis pelo projeto já discutimos todos os riscos e benefícios decorrentes deste, sendo que as dúvidas futuras, que possam vir a ocorrer, poderão ser prontamente esclarecidas, bem como o acompanhamento dos resultados obtidos durante a coleta de dados.

Campinas, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2007.

---

**Sr. voluntário**

---

**José Luiz Dantas (Aluno-Pesquisador)**

---

**Prof. Drº. Antônio Carlos de Moraes (Orientador)**

Laboratório de Estudos Eletromiográficos – Fone: (19) 3521-6648  
e-mail: leeunicamp@gmail.com

Pesquisador responsável: Prof. Dr. Antônio Carlos de Moraes (Orientador)  
Fone: (19) 3521-6648 / (19) 3521-6648  
e-mail: acmoraes@fef.unicamp.br

Aluno-pesquisador: José Luiz Dantas  
Fone: (19) 9766 –5279 / (19) 3521-6648  
e-mail: jldpessoal@yahoo.com.br

Responsável DCE/FEF: Profº Drº Paulo Roberto Oliveira (chefe)  
Fone: (19) 3521-6621  
e-mail: paulo\_fef@hotmail.com

Comitê de Ética em Pesquisa – CEP  
Fone: (19) 3521-8936  
e-mail: cep@fcm.unicamp.br

## APÊNDICE 1: Modelo de Ficha de Avaliação para Teste Incremental Máximo ( $TI_{max}$ )



Laboratório de Estudos Eletromiográficos  
 Faculdade de Educação Física  
 Av. Érico Veríssimo, 701 Cidade Universitária "Zeferino Vaz"  
 Campinas – São Paulo 13087-851  
 Tel: 55xx19 3521-6648 / Fax: 55xx19 3521-6609  
 Email: jldpessoal@yahoo.com.br



Projeto de Pesquisa: *ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MM DE MEMBRO INFERIOR EM CICLISTAS E Ñ CICLISTAS*

Nome: \_\_\_\_\_

Data de nascimento: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ . Peso corporal: \_\_\_\_ kg Estatura: \_\_\_\_ cm

Data de avaliação: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ Horário: \_\_\_\_ : \_\_\_\_ hrs nº de calçado : \_\_\_\_

CONDIÇÃO: ( ) ciclista ( ) ñ ciclista "t" de prática: \_\_\_\_ anos. Treino semanal: \_\_\_\_ Km

TESTE: ( ) INCREMENTAL ( ) 90 RPM ( ) 60 RPM

### Configuração da bicicleta

h banco: \_\_\_\_, \_\_\_\_ dist banco: \_\_\_\_, \_\_\_\_ h mesa: \_\_\_\_, \_\_\_\_ dist mesa: \_\_\_\_, \_\_\_\_

TEMPO	BORG	POTÊNCIA	TEMPO	BORG	POTÊNCIA	TEMPO	BORG	POTÊNCIA
00:30		10	10:30		210	20:30		410
01:00		20	11:00		220	21:00		420
01:30		30	11:30		230	21:30		430
02:00		40	12:00		240	22:00		440
02:30		50	12:30		250	22:30		450
03:00		60	13:00		260	23:00		460
03:30		70	13:30		270	23:30		470
04:00		80	14:00		280	24:00		480
04:30		90	14:30		290	24:30		490
05:00		100	15:00		300	25:00		500
05:30		110	15:30		310	25:30		510
06:00		120	16:00		320	26:00		520
06:30		130	16:30		330	26:30		530
07:00		140	17:00		340	27:00		540
07:30		150	17:30		350	27:30		550
08:00		160	18:00		360	28:00		560
08:30		170	18:30		370	28:30		570
09:00		180	19:00		380	29:00		580
09:30		190	19:30		390	29:30		590
10:00		200	20:00		400	30:00		600

TEMPO TOTAL DE TESTE: \_\_\_\_\_ : \_\_\_\_\_

## APÊNDICE 2: Modelo de Ficha de Avaliação para Teste de Carga Constante ( $T_{const}$ )



Laboratório de Estudos Eletromiográficos  
 Faculdade de Educação Física  
 Av. Érico Veríssimo, 701 Cidade Universitária "Zeferino Vaz"  
 Campinas – São Paulo 13087-851  
 Tel: 55xx19 3521-6648 / Fax: 55xx19 3521-6609  
 Email: jldpessoal@yahoo.com.br



Projeto de Pesquisa: **ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MM DE MEMBRO INFERIOR EM CICLISTAS E Ñ CICLISTAS**

Nome: \_\_\_\_\_

Data de aval. : \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ Hor.: \_\_\_\_:\_\_\_\_ hrs. Carga no LFemg: \_\_\_\_\_ Watts.

Relação de Marcha: *Platô* \_\_\_\_\_ X *Cassete* \_\_\_\_\_ Inclinação : \_\_\_\_\_ %

CONDIÇÃO: ( ) ciclista ( ) ñ ciclista TESTE: ( ) 90 RPM ( ) 60 RPM EXAUSTÃO ( ) SIM ( ) NÃO

Configuração da bicicleta

h banco: \_\_\_\_, \_\_\_\_ dist banco: \_\_\_\_, \_\_\_\_ h mesa: \_\_\_\_, \_\_\_\_ dist mesa: \_\_\_\_, \_\_\_\_

TEMPO	BORG	TEMPO	BORG	TEMPO	BORG	TEMPO	BORG
00:30	<input type="text"/>	10:30	<input type="text"/>	20:30	<input type="text"/>	30:30	<input type="text"/>
01:00	<input type="text"/>	11:00	<input type="text"/>	21:00	<input type="text"/>	31:00	<input type="text"/>
01:30	<input type="text"/>	11:30	<input type="text"/>	21:30	<input type="text"/>	31:30	<input type="text"/>
02:00	<input type="text"/>	12:00	<input type="text"/>	22:00	<input type="text"/>	32:00	<input type="text"/>
02:30	<input type="text"/>	12:30	<input type="text"/>	22:30	<input type="text"/>	32:30	<input type="text"/>
03:00	<input type="text"/>	13:00	<input type="text"/>	23:00	<input type="text"/>	33:00	<input type="text"/>
03:30	<input type="text"/>	13:30	<input type="text"/>	23:30	<input type="text"/>	33:30	<input type="text"/>
04:00	<input type="text"/>	14:00	<input type="text"/>	24:00	<input type="text"/>	34:00	<input type="text"/>
04:30	<input type="text"/>	14:30	<input type="text"/>	24:30	<input type="text"/>	34:30	<input type="text"/>
05:00	<input type="text"/>	15:00	<input type="text"/>	25:00	<input type="text"/>	35:00	<input type="text"/>
05:30	<input type="text"/>	15:30	<input type="text"/>	25:30	<input type="text"/>	35:30	<input type="text"/>
06:00	<input type="text"/>	16:00	<input type="text"/>	26:00	<input type="text"/>	36:00	<input type="text"/>
06:30	<input type="text"/>	16:30	<input type="text"/>	26:30	<input type="text"/>	36:30	<input type="text"/>
07:00	<input type="text"/>	17:00	<input type="text"/>	27:00	<input type="text"/>	37:00	<input type="text"/>
07:30	<input type="text"/>	17:30	<input type="text"/>	27:30	<input type="text"/>	37:30	<input type="text"/>
08:00	<input type="text"/>	18:00	<input type="text"/>	28:00	<input type="text"/>	38:00	<input type="text"/>
08:30	<input type="text"/>	18:30	<input type="text"/>	28:30	<input type="text"/>	38:30	<input type="text"/>
09:00	<input type="text"/>	19:00	<input type="text"/>	29:00	<input type="text"/>	39:00	<input type="text"/>
09:30	<input type="text"/>	19:30	<input type="text"/>	29:30	<input type="text"/>	39:30	<input type="text"/>
10:00	<input type="text"/>	20:00	<input type="text"/>	30:00	<input type="text"/>	40:00	<input type="text"/>

TEMPO TOTAL DE TESTE: \_\_\_\_\_ : \_\_\_\_\_