

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

**RICARDO OKADA TRIANA**

---

---

INFLUÊNCIA DE DIFERENTES INFORMAÇÕES  
QUANTO AO TEMPO DE REALIZAÇÃO DO  
EXERCÍCIO SOBRE A ATIVIDADE  
ELETROMIOGRÁFICA E CONSUMO DE OXIGÊNIO  
EM CICLISTAS

---

---

**Campinas**  
2009

**RICARDO OKADA TRIANA**

---

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES INFORMAÇÕES  
QUANTO AO TEMPO DE REALIZAÇÃO DO  
EXERCÍCIO SOBRE A ATIVIDADE  
ELETROMIOGRÁFICA E CONSUMO DE OXIGÊNIO  
EM CICLISTAS**

---

Dissertação de Mestrado apresentada à Pós-graduação da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas para a obtenção do título de Mestre em Educação Física.

**Orientador: Antonio Carlos de Moraes**

Campinas  
2009

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

T731i Triana, Ricardo Okada.  
Influência de diferentes informações quanto ao tempo de realização do exercício sobre a atividade eletromiográfica e consumo de oxigênio em ciclistas / Ricardo Okada Triana. - Campinas, SP: [s.n], 2009.

Orientador: Antonio Carlos de Moraes.  
Dissertação (mestrado) – Faculdade de Educação Física,  
Universidade Estadual de Campinas.

1. Exercícios. 2. Fadiga. 3. Expectativas. I. Moraes, Antonio Carlos de. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

(asm/fef)

**Título em inglês:** The influence of the different information about the time of the exercise on the eletromyographic and the oxygen uptake at cyclists.

**Palavras-chaves em inglês** (Keywords): Exercise. Fatigue. Expectation. Anticipation.

**Área de Concentração:** Ciência do Desporto.

**Titulação:** Mestrado em Educação Física.

**Banca Examinadora:** Antonio Carlos de Moraes. Antonia Dalla Pria Bankoff. Leandro Ricardo Altimari.

**Data da defesa:** 25/09/2009.

**RICARDO OKADA TRIANA**

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES INFORMAÇÕES QUANTO AO  
TEMPO DE REALIZAÇÃO DO EXERCÍCIO SOBRE A ATIVIDADE  
ELETROMIOGRÁFICA E CONSUMO DE OXIGÊNIO EM  
CICLISTAS**

Este exemplar corresponde à redação final da  
Dissertação de Mestrado defendida por  
Ricardo Okada Triana e aprovada pela  
Comissão Julgadora em 25 / 09 / 2009



---

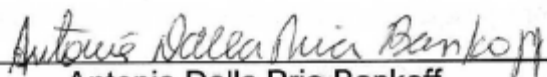
Antonio Carlos de Moraes  
Orientador

Campinas  
2009

**COMISSÃO JULGADORA**

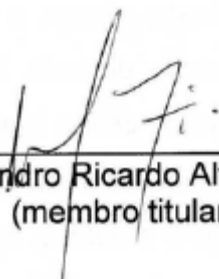
---

Antônio Carlos de Moraes  
Orientador



---

Antonia Dalla Pria Bankoff  
(membro titular)



---

Leandro Ricardo Altimari  
(membro titular)

## Agradecimentos

Gostaria de agradecer:

À Deus por me dar força, saúde e paciência para enfrentar essa difícil jornada em minha vida.

Ao meu orientador professor Dr. Antonio Carlos de Moraes, por acreditar em mim, dando-me a oportunidade de aprender com sua experiência, orientação e dedicação, e abrindo portas para minha vida acadêmica.

Aos membros da banca, Professora Dra. Antônia Dalla Pria Bankoff, que foi muito mais que uma examinadora, foi uma grande amiga, que além de confiar em mim disponibilizando seu laboratório e equipamentos para minhas coletas, me ensinou muito sobre pesquisa e principalmente sobre a vida me mostrando uma forma diferente de se ver a mesma realidade. Foi mais longe, me apresentou um grande amigo, Carlos Zamai, que foi fundamental para aquele período da minha vida, sempre ouvindo minhas reclamações, que não foram poucas, e sempre me incentivando a continuar através de suas palavras e exemplo de vida. E ao professor Dr. Leandro Ricardo Altimari que contribui continuamente com a confecção deste trabalho, desde o projeto até os retoques finais, e no período mais importante, aquele espaço de tempo desesperador entre a qualificação e a defesa, foi capaz de parar seus afazeres e me receber de braços abertos em sua casa e trabalho para novamente me ajudar a enxergar qual caminho trilhar.

Aos voluntários que dedicaram seu tempo e suor para que fosse possível a realização das coletas.

Aos amigos do Laboratório de Estudos Eletromiográficos, que não nomearei para não cometer a injustiça de esquecer ninguém, pelo apoio disponibilizado durante a pesquisa.

Aos grandes amigos que fiz, além laboratório, durante essa jornada Alessandro Custódio, Alexandre Batista, Alexandre Okano, Claudinei dos Santos, Eduardo Fontes, Ezequiel Gonçalves, Marcus Machado, que entre uma cerveja e outra paravam para me ouvir falar de um certo “Governador Central”.

À minha família que durante toda a minha vida me apoiou e incentivou em meus projetos por mais audaciosos que fossem.

Ao CNPQ pelo auxílio financeiro.

E aos professores e funcionários da FEF/Unicamp que sempre estiveram a disposição nos momentos que precisei.

E não preciso abaixar minha cabeça  
E nem preciso falar mal de ninguém  
O que eu preciso é me focar no meu trabalho  
Me focar na minha família  
Que aí o meu sucesso vem!

Rema, rema  
E não sabe o que quer  
Pra quem não sabe que caminho vai, pega um qualquer!

Me diz aí!  
Vai ficar sentado no gueto  
Ou vamos ser parte de algo e escrever o enredo?

**Gueto – Marcelo D2**



Dai-nos força, Senhor, para aceitar com serenidade tudo o que não possa ser mudado;  
Dai-nos coragem para mudar o que pode e deve ser mudado;  
E dai-nos sabedoria para distinguir uma coisa da outra.

**Almirante Hart**

TRIANA, Ricardo Okada. **Influência de diferentes informações quanto ao tempo de realização do exercício sobre a atividade eletromiográfica e consumo de oxigênio em ciclistas**. 2009. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

## RESUMO

O propósito do presente estudo foi verificar o efeito de diferentes informações sobre o tempo de teste a se realizar sobre variáveis fisiológicas específicas. Participaram da amostra 10 ciclistas homens ( $1,76 \pm 0,04$  metros,  $78,48 \pm 10,40$  kg e  $32,5 \pm 6,02$  anos), submetidos a teste incremental (início de 100W e acréscimo de  $20W \cdot \text{min}^{-1}$ ) para determinação da potencia pico (PP) ( $369,84 \pm 37,77$  W) e consumo máximo de oxigênio ( $\text{VO}_{2\text{máx}}$ ) ( $51,90 \pm 10,37$  ml/kg/min). Além disso, realizaram outros quatro protocolos intermitentes (4 min a 50% da PP intervalados por 1 min a 100% da PP), em dias distintos, separados por no mínimo 48 horas. O primeiro protocolo (P1) teve duração 40 minutos, durante o qual os voluntários foram informados sobre o tempo e distância percorridos apenas ao final do mesmo, ou seja, realizaram a tarefa sem nenhum conhecimento sobre ela. O segundo protocolo (P2) teve as mesmas características que P1, porém os voluntários já o conheciam e puderam acompanhar todas as informações coletadas durante o protocolo. No terceiro protocolo (P3) os voluntários foram informados que deveriam fazer o mesmo que em P1 e P2, todavia o protocolo foi encerrado ao vigésimo minuto sem nenhum aviso prévio. No quarto protocolo (P4) repetiram os 20 minutos de esforços intervalados, recebendo as informações corretas sobre a duração do teste e foram fortemente avisados que a duração do protocolo não seria alterada. Todos os testes foram realizados em ciclossimulador. A atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos Reto Femoral (RF) e Vasto Lateral (VL) e o consumo de oxigênio ( $\text{VO}_2$ ) foram coletados durante todos os protocolos intermitentes. O nível de significância adotado foi de 5% ( $p \leq 0,05$ ). Os resultados demonstraram que a EMG (*root mean square* - RMS) do RF foi menor em P1 quando comparado: a P3 nos minutos 9, 10, 14, 15, 19 e 20; a P4 nos minutos 9, 14, 19 e 20; e em relação ao tempo. A frequência mediana (FM) desse músculo não apresentou nenhuma diferença entre protocolos nem em relação ao tempo. O VL apresentou RMS maior em P1 comparado a P2 apenas no minuto 40. Em contrapartida a FM do VL em P2 foi maior que os outros protocolos (P1, P3 e P4) no minuto 5, no minuto 10 (P1 e P3), no minuto 15 (P3), e ainda mostrou aumento em relação ao tempo em P1 e P4. O  $\text{VO}_2$  foi significativamente maior em P4 quando comparado: a P2 nos minutos 5, 10 e 20; a P1 nos minutos 10 e 20. Adicionalmente P3 foi maior que P2 no minuto 20, e em todos os protocolos houve aumento significativo em relação ao tempo. A partir dos resultados é possível concluir que as informações recebidas pelos voluntários interferem na EMG e no  $\text{VO}_2$  de forma diferente com a variação da carga.

**Palavras-Chaves:** Exercício. Fadiga. Expectativa do Exercício. Processo Antecipatório.

TRIANA, Ricardo Okada. **The influence of the different informations about the time of the exercise on the eletromyographic and the oxygen uptake at cyclists.** 2009. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

## ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the effect of different information about the time of the test to be held on specific physiological variables. Ten men cyclists ( $1.76 \pm 0.04$  m,  $78.48 \pm 10.40$  kg and  $32.5 \pm 6.02$  years old) was submitted to a incremental test (beginning of 100W and increased 20W.min<sup>-1</sup>) to determine the peak power (PP) ( $369.84 \pm 37.77$  W) and maximum oxygen uptake ( $VO_{2max}$ ) ( $51.90 \pm 10.37$  ml / kg / min). Moreover, there were four other protocols intermittent (4 min at 50% of the PP intervals for 1 min to 100% of PP), on different days, separated by at least 48 hours. The first protocol (P1) lasted 40 minutes, during which the volunteers were informed about the time and distance traveled only at the end of it, ie, performed the task without any knowledge about it. The second protocol (P2) had the same characteristics as P1, but the volunteers had the knowledge and could check all the information collected during the protocol. In the third protocol (P3) the volunteers were informed that should do the same in P1 and P2, but the protocol was closed for twenty minutes without any notice. In the fourth protocol (P4) the repeated efforts of 20 minutes intervals, getting the correct information on the duration of the test and were strongly advised that the duration of the protocol would not be changed. All tests were performed in cyclosimulator. The electromyographic activity (EMG) of the muscle Rectus Femoral (RF) and Vastus Lateralis (VL) and oxygen consumption ( $VO_2$ ) were collected during all protocols intermittent. The significance level was 5% ( $p \leq 0.05$ ). The results showed that the EMG (root mean square - RMS) of RF was lower in Q1 compared: the P3 in the minutes 9, 10, 14, 15, 19 and 20, and P4 in 9 minutes, 14, 19 and 20; and increase over the time. The median frequency (MF) of the muscle showed no differences between any protocols even in relation with the time. The VL had higher RMS in P1 compared to P2 in just 40 minutes. In contrast to the VL in FM P2 was higher than the other protocols (P1, P3 and P4) at the minute 5, minute 10 (P1 and P3), at the minute 15 (P3), and showed an increase in the time in P1 and P4. The  $VO_2$  was significantly higher when compared to P4: P2 in the minutes 5, 10 and 20, the P1 in minutes 10 and 20. Additionally P2 to P3 was higher at the minute 20, and in all protocols there was a significant increased in relation to time. From the results we conclude that the information received by volunteers has an influence at the EMG and  $VO_2$  in different ways with the change in the load.

**Keywords:** Exercise. Fatigue. Expectation. Anticipation.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 1</b> - Modelo de Fadiga Cardiovascular/Anaeróbio .....	30
<b>Figura 2</b> - Modelo de Fadiga de Suporte/Depleção de Energia.....	31
<b>Figura 3</b> - Modelo de Fadiga Biomecânica.....	32
<b>Figura 4</b> - Modelo de Fadiga Motivacional.....	33
<b>Figura 5</b> - Músculos envolvidos na pedalada.....	42
<b>Figura 6</b> - Exemplo de ativação eletromiográfica dos músculos RF e VL.....	43
<b>Figura 7</b> - Alteração na ativação muscular (%RMS) durante teste incremental.....	44
<b>Figura 8</b> - Diferença nos valores de tempo de relaxamento transversal.....	45
<b>Figura 9</b> - Ciclossimulador CompuTrainer DYNAFIT™.....	54
<b>Figura 10</b> - Voluntário durante execução de protocolo.....	55
<b>Figura 11</b> - Delineamento de P1 e P2.....	56
<b>Figura 12</b> - Delineamento de P3.....	57
<b>Figura 13</b> - Delineamento de P4.....	58
<b>Figura 14</b> - VO2000 Metabolic System.....	59
<b>Figura 15</b> - Eletromiógrafo da marca Biopac.....	60
<b>Figura 16</b> - Eletrodos ativos da marca Biopac.....	60
<b>Figura 17</b> - Referência da localização anatômica para a colocação de eletrodos.....	61
<b>Figura 18</b> - Valores de RMS do músculo RF no período de esforço (A) e recuperação (B)...	63
<b>Figura 19</b> - Valores de FM do músculo RF no período de esforço (A) e recuperação (B).....	64
<b>Figura 20</b> - Valores de RMS do músculo VL no período de esforço (A) e recuperação (B)...	65
<b>Figura 21</b> - Valores de FM do músculo VL no período de esforço (A) e recuperação (B).....	67
<b>Figura 22</b> - Valores de VO <sub>2</sub> no período de esforço (A) e recuperação (B) nos quatro protocolos.....	68

## LISTA DE QUADROS

<b>Quadro 1</b> - Valores de $VO_2$ no período de esforço (A) e recuperação (B) nos quatro protocolos .....	48
<b>Quadro 2</b> - Média e desvio padrão da porcentagem de cocontração entre VL e BF.....	48
<b>Quadro 3</b> - Média e desvio padrão da economia de movimento (kJ/l) de ciclistas e triatletas ..	48
<b>Quadro 4</b> - Composição de fibras musculares dos músculos vasto lateral (VL) e reto femoral (RF) obtidas a partir de autópsia .....	50
<b>Quadro 5</b> - Comparação de composição de fibras musculares pelo método de coloração de mATPase .....	52

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

**AM** – Ativação muscular;

**ATP** – Adenosina trifosfato;

**BF** – Bíceps Femoral;

**CMC** – Comandos motores centrais;

**EDR** – Estratégia de ritmo;

**EMG** – Sinal eletromiográfico;

**FC** – Frequência cardíaca;

**FM** – Frequência mediana;

**FO2I** – Fração de oxigênio inspirado;

**GL** – Gastrocnêmio Lateral;

**GM** – Gastrocnômio Medial;

**Gmax** – Glúteo Máximo;

**Gmed** – Glúteo Médio;

**Km** – Quilômetros;

**MHC** – myosin heavy chain;

**O<sub>2</sub>** – Oxigênio;

**P1** – Primeiro protocolo;

**P2** – Segundo protocolo;

**P3** – Terceiro protocolo;

**P4** – Quarto protocolo;

**PP** – Potência pico;

**PSE** – Percepção subjetiva de esforço;

**QD** – Quadríceps Femoral;

**RF** – Reto Femoral;

**RMS** – Root mean square;

**RPM** – Rotações por minuto;

**RRMC** – Relação de rejeição de modo comum;

**SM** – Semimembranoso;

**SNC** – Sistema nervoso central;

**SOL** – Sóleo;

**TA** – Tibial Anterior;

**VI** – Vasto Intermédio;

**VL** – Vasto Lateral;

**VM** – Vasto Medial;

**VO<sub>2</sub>** – Consumo de oxigênio;

**VO<sub>2máx</sub>** – Consumo máximo de oxigênio;

**W** – Watts.

# SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>29</b>
<b>2. OBJETIVOS .....</b>	<b>33</b>
2.1 OBJETIVO GERAL.....	33
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	33
<b>3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....</b>	<b>35</b>
3.1 MODELOS DE FADIGA .....	35
3.1.1 <i>Modelo de Fadiga Cardiovascular/Anaeróbio</i> .....	35
3.1.2. <i>Modelo de Suporte/Depleção de Energia</i> .....	36
3.1.3. <i>Modelo de Fadiga Neuromuscular</i> .....	37
3.1.4. <i>Modelo de Fadiga Biomecânica</i> .....	38
3.1.5. <i>Modelo de Fadiga Motivacional</i> .....	39
3.1.6 <i>Modelo de Fadiga baseado em regulação por Feedbacks</i> .....	41
3.1.7 <i>Modelo de Fadiga baseado em regulação por Feedforwards</i> .....	42
3.1.8 <i>Modelo de Fadiga baseado em regulação por Feedbacks e Feedforwards</i> .....	43
3.2 PROCESSO ANTECIPATÓRIO E EXERCÍCIO .....	44
3.3 ELETROMIOGRAFIA E CICLISMO.....	48
3.4 CARACTERÍSTICAS ESTRUTURAIS DO RF E VL.....	56
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>61</b>
4.1 AMOSTRA .....	61
4.2 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL .....	61
4.2.1 <i>Protocolo Incremental (PI)</i> .....	63
4.2.2 <i>Protocolos Experimentais</i> .....	64
4.3 COLETAS DE DADOS .....	67
4.3.1 <i>Ergoespirometria</i> .....	67
4.3.2 <i>Coleta dos sinais eletromiográficos</i> .....	68
4.3.3 <i>Processamento dos sinais eletromiográficos</i> .....	70
4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	71
<b>5. RESULTADOS .....</b>	<b>73</b>
<b>6. DISCUSSÃO .....</b>	<b>81</b>
<b>7. CONCLUSÃO.....</b>	<b>87</b>
<b>8. REFERÊNCIAS .....</b>	<b>89</b>
<b>9. ANEXOS .....</b>	<b>95</b>



# 1. INTRODUÇÃO

Muitas pesquisas têm voltado seu foco para a compreensão do processo de fadiga e suas implicações na performance durante a atividade física, porém, ainda não é claro qual o mecanismo responsável por esse processo. Ao longo da história a natureza investigativa do homem tenta compreender esse mecanismo, manipulando o significado da palavra fadiga a fim de melhor ajustá-lo aos seus conhecimentos. Por exemplo, para o biomecânico a fadiga pode ser a queda na produção de força muscular ou a perda na eficiência. Para o psicólogo é a sensação de cansaço ou diminuição da função cognitiva. Ainda para o neurofisiologista a fadiga pode ser a redução da ativação neuromuscular. Dessa forma a palavra fadiga é comumente usada para explicar um acometimento sistêmico associado à eventos fisiológicos, biomecânicos, cognitivos e sua relação com a sensação e a percepção (ABBISS e LAURSEN, 2008).

Existem várias definições para o processo de fadiga, tradicionalmente era entendido como a redução na capacidade de gerar força ou potência induzida pelo exercício (VOLLESTAD, 1997; GANDEVIA, 2001), causadas por alterações nos sistemas periféricos, sejam elas oferta de oxigênio, substrato energético ou temperatura. Assim espera-se que a redução na capacidade de gerar força ou potência acontecesse com a frequência cardíaca (FC) em valores máximos, demonstrando a tentativa do coração em oferecer o máximo possível de substratos, especialmente oxigênio ( $O_2$ ), necessário para manter a atividade. O mesmo espera-se para o consumo de oxigênio e para o lactato, como resposta conseqüente do maior uso do sistema anaeróbio. Porém, em algumas circunstâncias isso não ocorre principalmente em ambientes de pouco  $O_2$  e /ou baixa pressão como em locais de altitude elevada, classificando esse fato como paradoxo do lactato (KAYSER, 1996). A FC também demonstra queda concomitante com o aumento da altitude (LUNDBY et al., 2008).

Com isso outros conceitos de fadiga foram criados, os contemporâneos, que propõem que a fadiga é uma percepção sensorial resultante de complexa interação dos sistemas periféricos e o cérebro (LAMBERT et al., 2005) e que o exercício é regulado (e não limitado) pelo cérebro antes que qualquer outro órgão ou sistema (NOAKES e TUCKER, 2008). Nas apreciações contemporâneas ainda existem divergências quanto a essa interação, possibilitando a

criação de modelos diferentes para explicar a fadiga. Um deles propõe que o exercício é regulado por um sistema complexo que integra informações sensoriais aferentes (*feedbacks*) com controle antecipatório eferente (*feedforwards*), que no início do exercício se baseia na experiência e na expectativa da duração e/ou distância da tarefa. A integração dessas informações gera a percepção consciente de esforço, a qual regula a ativação muscular durante o exercício, com a finalidade de precaver a existência de qualquer dano ao organismo (NOAKES e TUCKER, 2008). Outra teoria acredita que a fadiga muscular periférica tem participação vital no desempenho durante o exercício, através de *feedbacks* atuam no sistema nervoso central diminuindo os comandos motores centrais (CMC), com a finalidade de evitar o excessivo desenvolvimento da fadiga periférica além de um limiar crítico ou um limite sensorio tolerável (AMANN et al., 2006; AMANN et al., 2008). Ainda, uma terceira, registra que a fadiga é gerada por sinais neurais eferentes (*feedforwards*) de áreas motoras para áreas sensoriais do córtex cerebral, e que o paradigma da fadiga é mais bem entendido por meio de teorias e técnicas da psicologia experimental e da neurosciencia (MARCORA, 2008b; MARCORA, 2008c).

Considerando essa participação fundamental do cérebro no processo de fadiga a informação recebida antes e durante o exercício ganha destaque como modulador desse processo. Nesse sentido, alguns estudos investigaram como diferentes informações sobre o tempo e/ou distância da tarefa realizada influenciam na alteração do rendimento (VIDACEK e WISHNER, 1971; KAY et al., 2001; TUCKER et al., 2007; ANSLEY et al., 2004; PATERSON e MARINO, 2004; BADEN et al., 2005; NIKOLOPOULOS et al., 2001; ALBERTUS et al., 2005; LANDER et al., 2009).

Os trabalhos acima mencionados, em sua maioria, fazem uso de protocolos com ajuste voluntário de potência ou de protocolos sem nenhum ajuste, o que não permite fazer inferência sobre a interação cérebro-sistemas periféricos em cargas mais intensas e/ou menos intensas. Não exploram todas as formas de fornecer as informações sobre o exercício, de forma geral essas informações podem ser fornecidas de três maneiras: da maneira correta, de maneira errada ou não fornecer nenhuma informação. Também, não contemplam como essas diferentes formas de apresentar as informações atuam sobre músculos com características distintas quanto à arquitetura, à ação muscular e à composição de suas fibras, tão pouco como essas informações influenciam o consumo de oxigênio ( $VO_2$ ).

Muitos são os fatores a serem analisados para a melhor compreensão das respostas de distintos músculos, sistemas fisiológicos e cargas diante de diferentes informações quanto ao tempo de exercício a se realizar.

## 2. OBJETIVOS

### 2.1 Objetivo Geral

O objetivo do presente estudo foi verificar o efeito de diferentes informações quanto ao tempo de atividade sobre duas variáveis fisiológicas distintas.

### 2.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos do presente estudo foram:

- Analisar a influência de diferentes informações quanto ao tempo de atividade a se realizar sobre o sinal eletromiográfico (EMG) (RMS – *root mean square* e FM - frequência mediana) dos músculos vasto lateral (VL) e reto femoral (RF);
- Analisar a influência de diferentes informações quanto ao tempo de atividade a se realizar sobre o consumo de oxigênio ( $VO_2$ );
- Analisar a influência de diferentes informações quanto ao tempo de atividade a se realizar sobre o EMG e o  $VO_2$  em diferentes cargas.

## 3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 3.1 Modelos de Fadiga

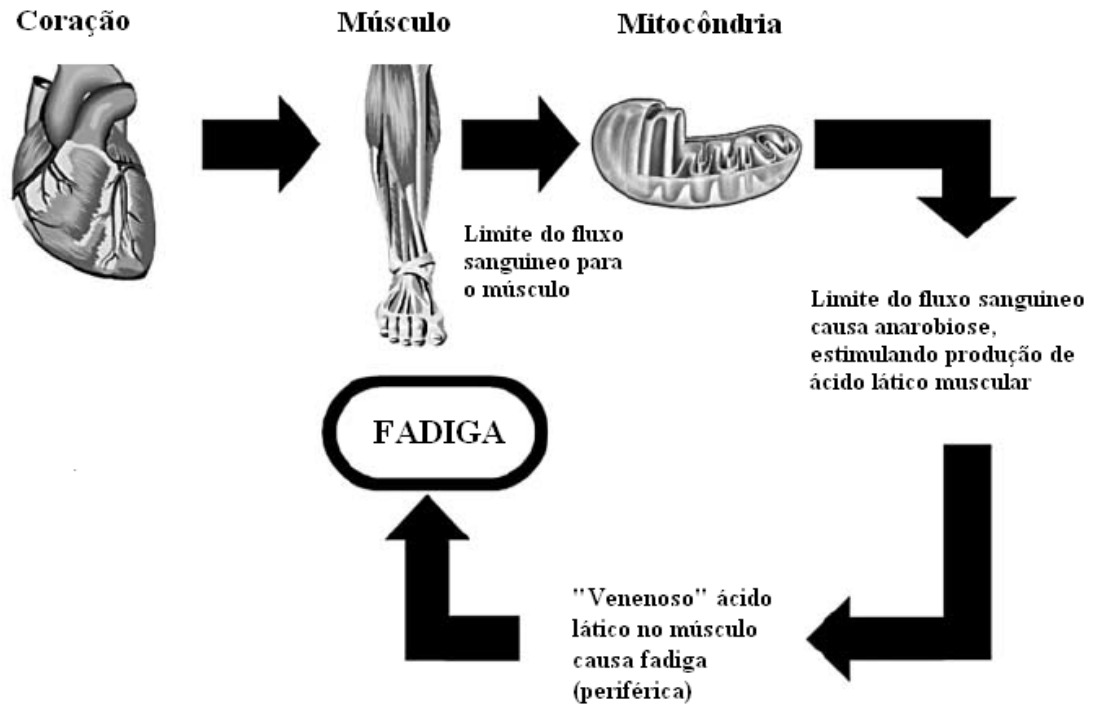
A fadiga é a principal responsável pelo término da atividade física, normalmente considerada conseqüência negativa e inevitável para a mesma (KAY et al., 2001), por essa razão a fadiga é bastante estudada, o que gerou definições distintas, umas mais tradicionais e outras mais contemporâneas.

As definições mais tradicionais entendem a fadiga como a redução na capacidade de gerar força ou potência induzida pelo exercício (Vollestad, 1997; Gandevia, 2001), ou seja, conseqüência do estado físico. A partir desses conceitos criaram-se modelos que explicam a fadiga baseando-se em sistemas isolados. Alguns deles são brevemente explicados abaixo:

#### 3.1.1 Modelo de Fadiga Cardiovascular/Anaeróbio

Esse modelo preconiza que a fadiga ocorre quando o coração não é capaz de prover  $O_2$  nem remover os produtos do trabalho muscular (Figura 1) (NOAKES, 2000). Essa limitação resulta no aumento do metabolismo anaeróbio, acumulando íons  $H^+$ , induzindo a fadiga, o modelo é sustentado pelo aumento concomitante da FC e da utilização de  $O_2$  pelo músculo (ABBISS e LAURSEN, 2005).

O treinamento, principalmente de endurance, é capaz de gerar adaptações importantes, como o aumento no  $VO_2$ , aumento do débito cardíaco, aumento da capilarização muscular e da densidade mitocondrial. Essas adaptações retardariam o início da anaerobiose, diminuindo a concentração de lactato (inclusive de íons  $H^+$ ), o que permitiria a continuidade do exercício por mais tempo (NOAKES, 2000)

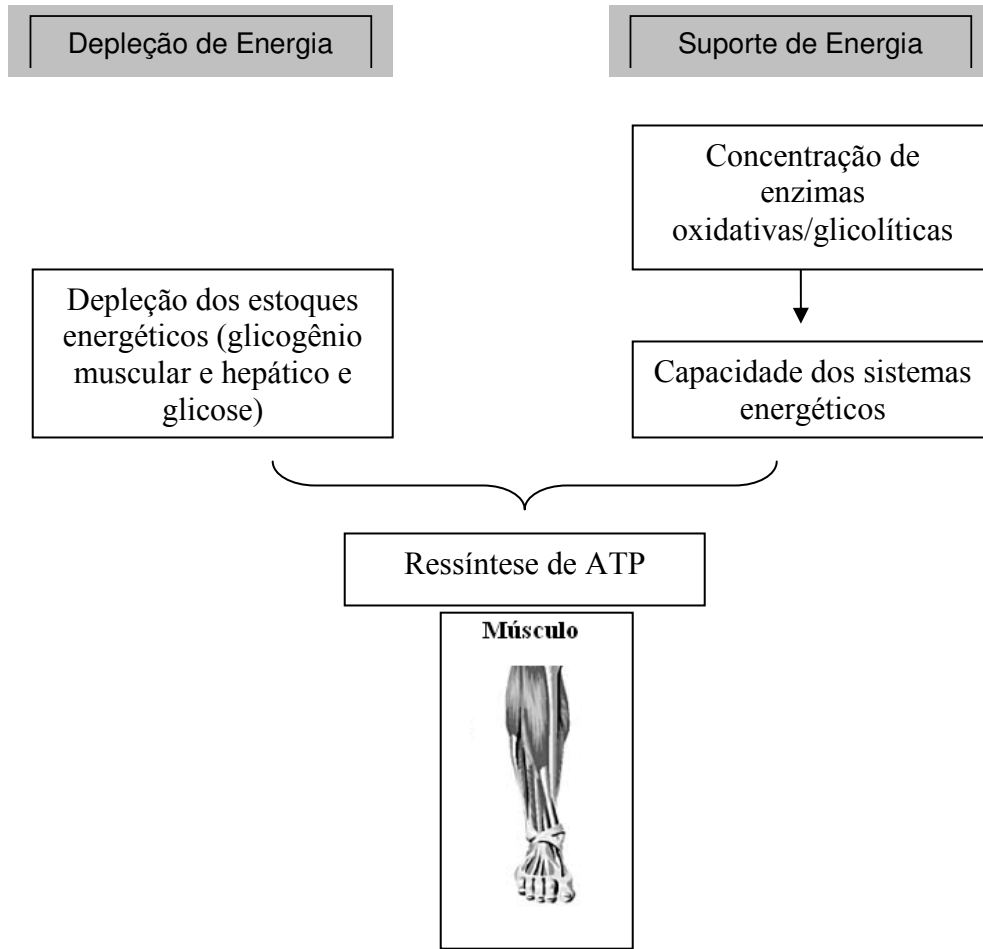


**Figura 1: Modelo de Fadiga Cardiovascular/Anaeróbio:** Coração não é capaz de suprir o  $O_2$  necessário para o músculo que aumenta o metabolismo anaeróbio estimulando a produção de metabólitos anaeróbios, principalmente íon  $H^+$ , inibindo a contração muscular induzindo a fadiga (NOAKES, 2000).

### 3.1.2. Modelo de Suporte/Depleção de Energia

De acordo com esse modelo a fadiga é consequência direta da falta de adenosina trifosfato (ATP), ou seja, é resultante da oferta inadequada de ATP através das vias metabólicas específicas ou da depleção de estoques de glicogênio endógenos, da glicose sanguínea, da fosfocreatina e dos lipídeos (Figura 2) (ABBISS e LAURSEN, 2005).

Estudos demonstram que a reposição de ATP, seja por reversão da hipoglicemia ou suplementação de glicogênio antes ou durante o exercício, permite a continuidade do mesmo, ajudando a demonstrar o funcionamento desse modelo (NOAKES, 2000).



**Figura 2: Modelo de Fadiga de Suporte/Depleção de Energia:** A atividade é limitada pela disponibilidade de ATP, seja pela ressíntese inadequada dos sistemas energéticos, ou pela depleção de energia dos estoques endógenos (ABBISS e LAURSEN, 2005).

### 3.1.3. Modelo de Fadiga Neuromuscular

Esse modelo acredita que a fadiga resulta da diminuição na ativação e da contração muscular. Três mecanismos podem estar ligados a queda da performance:

a) diminuição da ativação central, causada por alterações nos neurotransmissores (serotonina, dopamina e acetilcolina), induzindo a fadiga como consequência natural do exercício (NOAKES, 2000);

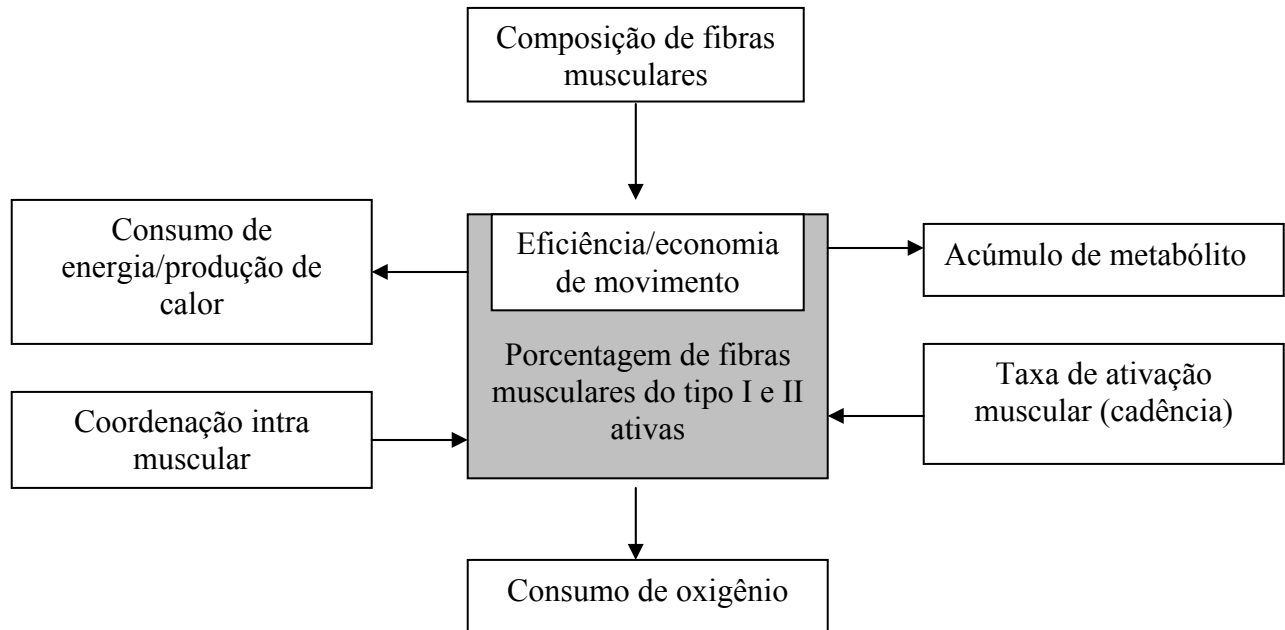
b) dificuldade na propagação neuromuscular, ou seja, redução na velocidade de propagação dos potenciais de ação. Alterações na excitabilidade da membrana e/ou diminuição do pH podem ser responsáveis pela diminuição da atividade eletromiográfica durante o exercício (ABBISS e LAURSEN, 2005);

c) redução da potência muscular por obstrução periférica. Ocorre diretamente em nível muscular, por alterações no mecanismo de excitação-contração, na liberação de cálcio no retículo sarcoplasmático ou interferindo nas pontes cruzadas (ABBISS e LAURSEN, 2005).

#### **3.1.4. Modelo de Fadiga Biomecânica**

Esse modelo entende que a fadiga é decorrente da eficiência do movimento, através da melhora nessa eficiência seria possível diminuir o  $VO_2$  para a mesma atividade e aumentar a utilização de fibras de contração lenta, ocasionando menor depleção dos estoques de energia, retardando o acúmulo de metabólitos e atenuando o aumento da temperatura corpórea, atrasando dessa forma o aparecimento da fadiga, o que permitiria a manutenção do exercício por mais tempo ou em maior intensidade (Figura 3). Tal processo funcionaria de forma cíclica, quanto menos eficiente o movimento maior seriam os fatores causadores da fadiga, e quanto maior a fadiga menor a coordenação do movimento, o que gera diminuição na eficiência de movimento, retornando ao início do ciclo. (ABBISS e LAURSEN, 2005).

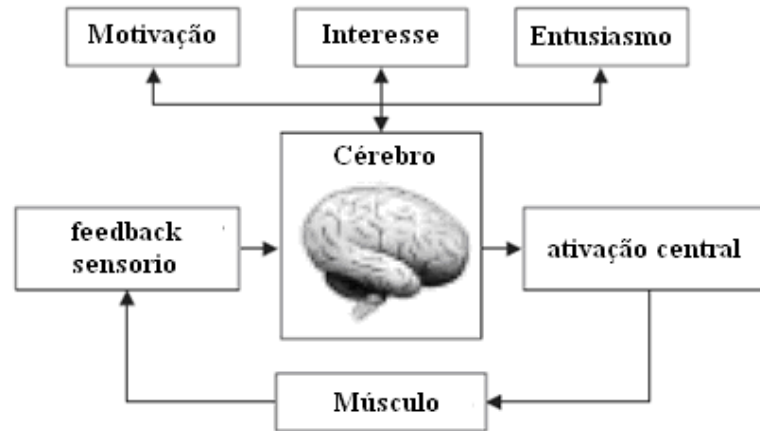




**Figura 3: Modelo de Fadiga Biomecânica:** Aumento na eficiência mecânica e economia de movimento levam a maior ativação de fibras lentas para a mesma carga. Aumentando a eficiência e a economia diminui a demanda energética e a produção de calor (ABBISS e LAURSEN, 2005)

### 3.1.5. Modelo de Fadiga Motivacional

Pode ser definido como a falta de entusiasmo ou interesse no exercício. Não há uma variável fisiológica específica que seja responsável pelas alterações de performance, assume-se que vários mecanismos sejam responsáveis pelas alterações psicológicas (figura 4) (ABBISS e LAURSEN, 2005). Algumas formas de medida foram criadas para mensurar e ajudar na compreensão da relação entre a influencia psicológica e desempenho, a mais usada é a escala de Borg (BORG, 1982).



**FIGURA 4: Modelo de Fadiga Motivacional:** Comandos centrais são reduzidos devido a menor motivação, interesse e/ou entusiasmo pela atividade gerando o abandono da mesma (ABBISS E LAURSEN, 2005).

Por outro lado, as definições contemporâneas de fadiga a entendem como percepção sensória resultante de complexa interação dos sistemas periféricos e o cérebro (Lambert, 2005) e que o exercício é regulado (e não limitado) pelo cérebro antes que qualquer outro órgão ou sistema (NOAKES e TUCKER, 2008). Com o entendimento que o cérebro é o principal responsável pelo desempenho no exercício rompe-se o paradigma que a fadiga é explicada pela capacidade metabólica, seja cárdio respiratórias, de transporte de oxigênio ou suporte energético (KAYSER, 2003). Os modelos originados a partir dessas definições diferem-se quanto ao entendimento de qual forma o cérebro regula a atividade física (NOAKES e TUCKER, 2008). Nesse sentido é possível encontrar três explicações diferentes, a primeira esclarece que o cérebro é influenciado pela ação aferente (*feedbacks*) dos músculos exercitados para que esse não ultrapasse um limiar crítico (AMANN et al., 2006). A segunda afirma que todo exercício é controlado por ação eferente (*feedforward*) do estado motivacional da pessoa (MARCORA et al., 2008). E a terceira elucida o controle da performance por um sistema complexo de *feedbacks* e *feedforwards* que atua na prevenção de danos graves a órgãos vitais (NOAKES et al., 2005). Esse modelo ainda se estende, expondo uma função antecipatória do cérebro, capaz de controlar a atividade, para que a capacidade metabólica e fisiológica seja mantida em níveis seguros (ST CLAIR GIBSON e NOAKES, 2004).

Os três modelos são comentados a seguir:

### 3.1.6 Modelo de Fadiga baseado em regulação por Feedbacks

Entre todos os mecanismos que influenciam os CMC este modelo se dedica apenas ao desenvolvimento da fadiga muscular periférica, e por inferência os efeitos do acúmulo de metabólitos no músculo que causa fadiga periférica. Demonstra através da variação de  $O_2$  ofertado e o tipo de tarefa a se realizar que o nível de fadiga muscular periférica alcançado ao final de exercício é o mesmo, apesar do EMG, força muscular e duração do exercício variarem com a alteração na saturação de oxigênio arterial. Com isso é possível sugerir que a taxa de desenvolvimento da fadiga periférica locomotora é regulada por *feedbacks* sensórios da musculatura fadigada (AMANN et al., 2007).

A influência inibitória aferente seria presumidamente para evitar distúrbio severo na homeostase muscular. O mecanismo chave para o *feedback* é a via aferente que consiste das fibras nervosas do grupo III (mielinizadas) e grupo IV (não mielinizadas), as quais aumentam sua descarga espontânea (e sua projeção cortical) na presença de bioprodutos metabólicos da fadiga (AMANN et al., 2008).

A ação de estímulos aferentes na inibição dos CMC é reforçada com os resultados obtidos por AMANN e colaboradores (2008), que bloquearam anestésicamente, 20 ml de lidocaína 0,5% ministrada em doses de 5 ml aplicadas entre L3 e L4, os estímulos aferentes somatosensórios das pernas. Com isso foi possível demonstrar o aumento da atividade eletromiográfica do músculo Vasto Lateral (VL) e aumento na ventilação sem queda da potência no grupo anestesiado quando comparado ao grupo controle. Dessa forma confirma-se a influência inibitória dos *feedbacks* nos CMC em exercícios de alta intensidade.

O fato desses CMC e da potência serem inibitoriamente regulados assegura que a taxa de desenvolvimento da fadiga seja diminuída para prevenir que um limiar crítico seja ultrapassado (AMANN et al., 2006), limiar anteriormente proposto como limiar de tolerância sensória (GANDEVIA, 2001).

### 3.1.7 Modelo de Fadiga baseado em regulação por Feedforwards

Esse modelo considera que existe melhor esclarecimento para a fadiga que a influência de *feedbacks* da musculatura fadigada (MARCORA et al., 2008), e que o aumento na percepção subjetiva de esforço (PSE) explica-se por respostas neuromusculares ou ventilatórias antes que por complexos cálculos teleantecipatórios subconscientes realizados por uma parte desconhecida do cérebro baseada em estímulos aferentes de receptores ainda não descobertos (MARCORA, 2008a). Ainda considera que a PSE é gerada centralmente por sinais neurais eferentes chamados descargas corolarias ou cópias eferentes, provenientes de áreas motoras para áreas sensórias do córtex cerebral (MARCORA, 2008b).

Ainda de acordo com esse modelo, que baseia-se na teoria da intensidade motivacional de Brehm (BREHM e SELF, 1989), a pessoa permanece no exercício até que o esforço necessário para continuá-lo alcançar o máximo esforço que o sujeito está disposto a investir na tarefa. Após atingido esse nível crítico, ou quando a tarefa é entendida como impossível de ser realizada ocorre a desistência do exercício (MARCORA et al., 2008), sendo, portanto, a decisão de parar o exercício realizada de forma consciente (MARCORA, 2008c).

A partir desse mecanismo psicobiológico é possível que a exaustão (ou desistência da tarefa) ocorra antes que a queda da força e/ou potência seja menor que o nível exigido para a manutenção do exercício (MARCORA et al., 2008). Durante protocolos que exigem a realização de uma distância conhecida no menor tempo possível (*time trial*), os voluntários são capazes de compensar o aumento na sensação do esforço respiratório com a redução voluntária na potência gerada. Com essa estratégia comportamental mantêm-se a PSE nos limites normais para assegurar a conclusão da tarefa durante situações específicas, por exemplo, em hipóxia (MARCORA et al., 2009).

Evidências que apóiam esse modelo é o aumento da PSE e o menor tempo de exaustão no ciclismo (80% potência pico - PP) em situação induzida de fadiga mental (estado psicobiológico causado por longos períodos de atividade com demanda cognitiva) em relação a situação controle, não existindo alterações cardiorrespiratórias e músculo energéticas entre os grupos (MARCORA et al., 2009).

### 3.1.8 Modelo de Fadiga baseado em regulação por Feedbacks e Feedforwards

Nesse modelo o estado de fadiga física é considerado evento relativo que antecede um evento absoluto. Antes e durante o exercício o cérebro realiza cálculos subconscientes do custo metabólico necessário para completar a tarefa, então computa como isso será influenciado pelas condições ambientais e o estado físico atual. Essa teoria sugere que um governador central, provavelmente em nível subconsciente, calcula o tempo necessário para completar a tarefa enquanto mantém a homeostase. Os cálculos subconscientes agiriam regulando a potência durante todo o exercício a fim de manter a homeostase. A sensação de fadiga seria a forma como a parte inconsciente do cérebro informa a parte consciente do mesmo os aumentos dos esforços neurais (ST CLAIR GIBSON e NOAKES, 2004).

O governador central, provavelmente localizado no cérebro, atua por um complexo sistema de *feedbacks* e *feedforwards* em diferentes sistemas fisiológicos para assegurar que a atividade seja realizada sem riscos para órgãos importantes, fator que dá suporte a isso é a manutenção da homeostase dos órgãos até a exaustão, quando os sistemas entram em fadiga de uma só vez (NOAKES et al., 2005). A ação desse programador central é feita através da regulação da massa muscular que pode ser recrutada durante o exercício, limitando a musculatura o governador central limita a oferta de O<sub>2</sub> causando diminuição da demanda periférica, evitando hipóxia em órgãos vitais (NOAKES et al., 2001).

A ação do governador central, por meio de aferência e eferência, sobre o recrutamento da massa muscular pode ser verificada em trabalhos que controlaram a oferta de O<sub>2</sub>. O trabalho de Amann et al. (2006), que submeteram oito homens treinados a cinco quilômetros (km) de ciclismo em quatro diferentes frações de oxigênio inspirado (FO<sub>2</sub>I) (hipóxia: 0,15; normóxia: 0,21; iso-oxia: 0,24-0,30; e hiperóxia: 1,0), demonstra valores eletromiográficos significativamente menores quando a FO<sub>2</sub>I foi de 0,15 comparado à FO<sub>2</sub>I de 1,0. O contrário é apresentado por Tucker et al. (2007), aumento da ativação muscular (AM) em hiperóxia comparado a normóxia. Os autores submeteram 11 homens a 20 km de ciclismo em normóxia (FO<sub>2</sub>I de 0,21) e hiperóxia (FO<sub>2</sub>I de 0,4). Nas duas condições a AM aumentou apenas nos dois últimos km, porém, comparando-se as condições é notada diferença estatística nos km 12, 16 e 18. De forma complementar o trabalho de Amann et al. (2007) ratifica a relação entre a AM e a quantidade de O<sub>2</sub> disponível. Esse estudo expôs oito ciclistas a teste de carga constante, com

carga de  $81,4 \pm 4\%$  da potência máxima e cadência de 95 a 110 rotações por minuto, enquanto respiravam três FO2I: normóxia (0,21), hipóxia (0,15) e hipóxia severa (0,1). Quando a cadência diminuía 70% do valor estabelecido os voluntários recebiam suplemento de O<sub>2</sub>, com FO2I de 0,3, e eram encorajados a continuarem o exercício. Com essa estratégia a AM do vasto lateral aumentou no primeiro minuto após suplementação de O<sub>2</sub> em todos voluntários ( $p < 0,01$ ).

O governador central ainda é capaz, de forma antecipatória, de controlar a potência durante todo o exercício como parte do controle necessário para a manutenção da homeostase, e faz com que o exercício seja finalizado com segurança (ST CLAIR GIBSON e NOAKES, 2004).

### **3.2 Processo antecipatório e exercício**

Independente de qual modelo é correto para explicar o processo de fadiga fica evidente a importância do conhecimento da atividade a se realizar. A partir do conhecimento prévio da atividade o cérebro pode escolher qual a melhor maneira para percorrer a tarefa, ou seja, modula os *feedforwards* diferentemente se comparado a situação de desconhecimento. Já as informações disponibilizadas durante o exercício podem servir de *feedback*, possibilitando, ou não, alterações na potência baseando-se em informações dos sistemas periféricos e receptores que detectam alterações em condições ambientais (LAMBERT et al., 2005). Desvinculado de qualquer processo, atividades antecipatórias mostram-se atuantes durante a atividade física (VIDACEK e WISHNER, 1971; KAY et al., 2001; TUCKER et al., 2007; ANSLEY et al., 2004; PATERSON e MARINO, 2004; BADEN et al., 2005; NIKOLOPOULOS et al., 2001; ALBERTUS et al., 2005; LANDER et al., 2009), interferindo, ou não, no desempenho e em variáveis fisiológicas importantes de acordo com a informação recebida pelo voluntário.

Esse processo antecipatório é o resultado do ótimo ajuste das taxas metabólicas durante exercícios intensos controlado por sistema de *feedbacks*, inclui ainda um programador que leva em consideração o ponto final do exercício, tal processo também é conhecido por teleantecipação (ULMER, 1996).

Esses processos realizados pelo cérebro se refletem na sensação de fadiga e pode ser mensurado através de escalas específicas, como a escala de Borg (BORG, 1982). Essas medidas quando normalizadas em relação ao tempo de teste podem ser ótimos indicadores de

desempenho, demonstrando com grande precisão o tempo final da tarefa, mesmo os voluntários estando em diferentes condições: diferente aporte energético (NOAKES, 2004), diferente nível de fadiga (ESTON et al., 2007) ou em diferentes cargas (TRIANA et al., 2007).

É através desses processos antecipatórios que o atleta elabora sua estratégia de ritmo (EDR) para a tarefa a ser realizada, sendo mais importante para estabelecer a EDR o conhecimento da distância e/ou do tempo de duração da tarefa (ST CLAIR GIBSON E NOAKES, 2004). O cérebro incorpora esse conhecimento em um algoritmo, junto com a memória de eventos com distância e duração similares, e a informações externas (ambiente) e internas (metabólicas), para resultar na ótima EDR a se realizar para o evento específico. Propõem-se a existência de um relógio interno usado pelo cérebro para gerar a noção da distância e duração a completar, então a potência e a taxa metabólica são apropriadamente alteradas durante todo o evento. Existem muitas possibilidades de estratégias a serem realizadas, diferindo de acordo com o tamanho do evento, as condições ambientais no momento da tarefa, a motivação, a experiência prévia e a capacidade fisiológica do atleta (ST CLAIR GIBSON et al., 2006).

Os processos antecipatórios mostram-se atuantes sob muitas condições, Vidacek e Wishner (1971) já na década de 70 testavam tal fenômeno. Fizeram com que 10 homens sustentassem de forma isométrica 19 libras, através de polias e um cabo que foi preso ao punho dos mesmos. Estes deviam manter o cotovelo com aproximadamente 90° de flexão por dois períodos diferentes: período curto de 30 segundos; e período longo até a exaustão. Os autores mostraram que durante o período curto a atividade elétrica dos músculos braquioradial e extensor ulnar do carpo são maiores que os primeiros 30 segundos do período longo, concluindo que a tarefa é realizada dependendo da expectativa gerada sobre ela.

Outra condição em que os processos antecipatórios de escolha de EDR mostraram-se eficientes foi em ambiente quente e úmido. Onze pessoas foram submetidas a protocolo de 60 minutos e receberam a orientação de percorrer a maior distância nesse período. Ainda teriam que realizar um “sprint” máximo a cada 10 minutos. Os autores mostraram que os valores de força e atividade eletromiográfica diminuíram gradativamente do primeiro ao quinto “sprint”, todavia, durante o último esses valores foram similares ao primeiro, maiores que os outros quatro, evidenciando a existência de uma reserva muscular subconscientes (KAY et al., 2001).

Ainda Tucker et al. (2007) demonstraram que 11 pessoas apresentaram respostas fisiológicas diferentes quando expostas a misturas gasosas com diferentes parcelas de  $O_2$ . Os autores submeteram 11 homens a 20 km de ciclismo em normóxia (FO<sub>2</sub>I de 0,21) e hiperóxia (FO<sub>2</sub>I de 0,4). Nas duas condições a AM aumentou apenas nos dois últimos km, porém comparando-se as condições é notada diferença estatística nos km 12, 16 e 18.

Nos últimos três estudos parece ter havido a influência de um programador central que adotou diferentes EDR para as diferentes condições a que foram submetidos os voluntários, porém nesses estudos os voluntários receberam a informação correta sobre a tarefa que realizariam, influenciando de forma consciente o programador central que pode agir de forma subconsciente.

Para acessar a atuação subconsciente dos processos antecipatórios cerebrais sobre variáveis fisiológicas é necessário que os voluntários recebam informações diferentes daquilo que de fato realizarão. Nesse sentido podemos citar o estudo de Ansley et al (2004) que expuseram oito homens a testes de Wingate, sendo quatro de 30 segundos, um de 33 segundos e outro de 36 segundos. Porém durante dois dos quatro testes de 30 segundos os voluntários foram enganados no tempo de execução através do relógio que mostrava o tempo modificado. O relógio mostrou sempre 30 segundos para estes testes, mas na verdade dois deles foram realizados com tempos distintos, um com 33 e outro com 36 segundos. Assim os voluntários completaram, na verdade, dois testes com cada tempo (30, 33 e 36 segundos). Neste estudo os autores mostraram que quando os voluntários realizaram os testes de Wingate iludidos pelo relógio diminuíram os valores de força após os 30 segundos, sendo maior a diferença após os 33 segundos.

Paterson e Marino (2004) dividiram 21 pessoas em três grupos para realizarem seu experimento. Cada grupo realizou três testes com a orientação de percorrerem 30 km no menor tempo possível. Entretanto no segundo teste dois grupos tiveram a distância alterada sem que soubessem, um grupo percorreu seis km a mais enquanto o outro percorreu seis km a menos. No terceiro teste a distância foi de 30 km para todos os grupos. Os resultados apontaram que os grupos que tiveram o segundo teste alterado percorreram os 30 km do terceiro teste em tempo diferente do primeiro teste. O grupo que percorreu a maior distância no segundo teste terminou o terceiro em menor tempo, enquanto o grupo que percorreu a menor distância apresentou resultado contrário. Em relação à potência gerada o grupo que percorreu a menor distância apresentou valor diferente que os outros grupos nos últimos 500 metros do terceiro teste. Todos os grupos



apresentaram aumento de potência no final do terceiro teste, quando comparado aos valores iniciais, o que não houve no primeiro teste.

Outra situação que também examina a atuação do programador central de forma subconsciente, pois não permite que ele se ajuste para a atividade, é quando não é fornecida nenhuma informação sobre a atividade, dessa forma o cérebro apenas responde a estímulos dados não utilizando uma EDR adequada. O trabalho de Baden et al. (2005) uniu essas três formas, engana os voluntários, os coloca em atividade sem nenhuma informação sobre a tarefa e depois realizam a tarefa corretamente informados. Esses autores submeteram 16 pessoas a três testes de 20 minutos de corrida a 75% da velocidade pico, porém a informação dada para essas pessoas foi diferente em cada teste. No primeiro foram instruídas a percorrerem 20 minutos, e foi isso que aconteceu. No segundo foram informadas que percorreriam apenas 10 minutos, porém no nono foi-lhes pedido que perfizessem o total de 20 minutos. No terceiro apenas foi pedido que corressesem sem saber quando deviam terminar. Os resultados mostraram que a percepção de esforço aumentou significativamente do décimo ao décimo primeiro minuto no segundo dia quando comparado aos outros dois. A economia de corrida, medida pelo consumo de O<sub>2</sub>, foi menor no terceiro dia quando comparado ao primeiro dia, demonstrando que quando não se conhece a tarefa a se realizar parece haver maior economia durante a mesma.

Nem sempre os resultados apresentam divergência quando os voluntários recebem informações diferentes das reais, é o caso do trabalho de Nikolopoulos et al. (2001) que deram informações erradas quanto à distância percorrida por seis ciclistas. Os sujeitos da pesquisa foram informados que fariam três testes de 40 km, porém fizeram um de 40, um de 46 e um de 34 km. Ao final desses testes foram informados do propósito do estudo e realizaram mais dois testes, um de 46 e outro de 34 km, dessa vez recebendo a informação correta. Mesmo sem perceberem a diferença de distância quando enganados os valores de potência e frequência cardíaca não diferiram entre os testes.

Outro estudo que pode ser citado nesse sentido é o de Albertus et al. (2005) que proveram “*feedbacks*” da distância percorrida de forma errada. Os voluntários deviam percorrer 20 km no menor tempo possível, recebendo apenas a informação da distância percorrida, usando intervalos de um km. Porém, esse “*feedback*” da distância era dado com erros de 25 metros a cada km, ou sempre aumentando, ou sempre diminuindo ou em ordem aleatória, aumento e diminuindo. Apesar da diversidade de informação os resultados apresentados são

semelhantes entre as situações em tempo total de experimento, potência gerada e percepção de esforço.

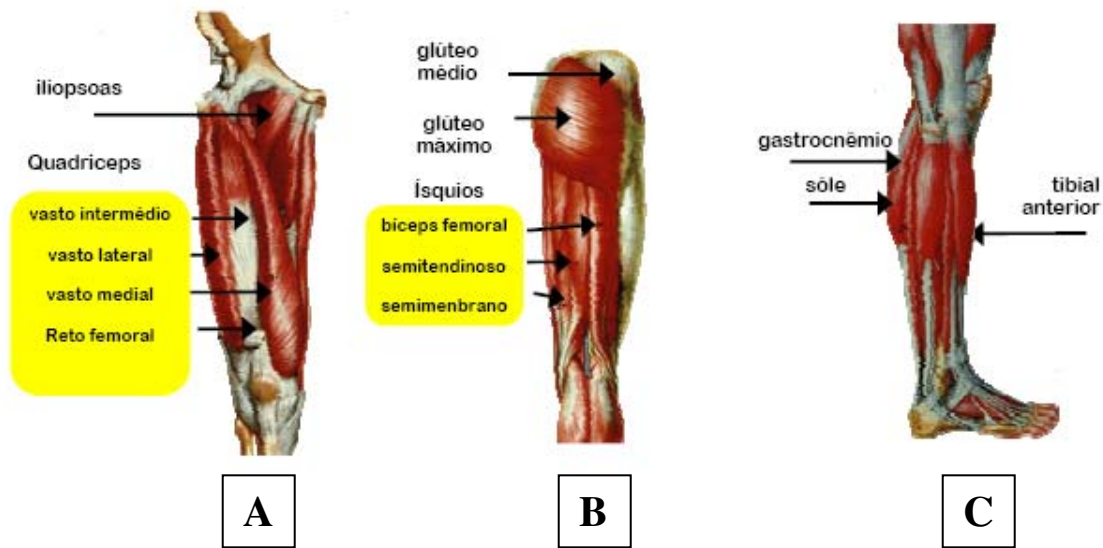
Os dois últimos trabalhos alertam para cuidados a serem tomados quando se deseja enganar voluntários durante experimentos com o intuito de testar a influência de diferentes expectativas quanto aos testes a se realizar, simplesmente prover “*feedbacks*” errôneos durante os testes parece não surtir efeito na EDR.

### **3.3 Eletromiografia e Ciclismo**

O ciclismo é uma modalidade amplamente utilizada pelo ser humano, seja como meio de transporte, recreação, como forma de treinamento ou para fins competitivos, por isso torna-se alvo de muitos estudos. Uma das ferramentas utilizadas para o estudo dessa modalidade é a eletromiografia, a qual é empregada para a análise de sedentários, ciclistas amadores e profissionais para determinar como algumas peculiaridades podem influenciar o desempenho no ciclismo.

A ação de pedalar é um movimento cíclico com padrão de aplicação de força repetido, podendo ser dividido em duas fases principais: constituída de uma fase de potência (0° a 180°) e de recuperação (180° a 0°) (GREGOR, 2003).

Entender a atuação dos músculos envolvidos no movimento de pedalar, bem como seu padrão de recrutamento, é importante para o entendimento da modalidade. Os principais músculos que são solicitados na fase descendente do ciclo de pedalada (fase de potência) são: Glúteo Máximo (GMax) e Médio (Gmed), Vasto Intermédio (VI), Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF), Gastrocnêmio e Sóleo (SOL) (figura 5). Na fase ascendente da pedalada (fase de recuperação) os principais músculos solicitados são: Iliopsoas, Isquiotibiais e Tibial Anterior (TA) (figura 5) (BAILLY, 1998).



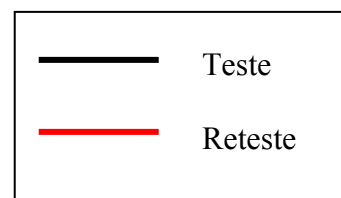
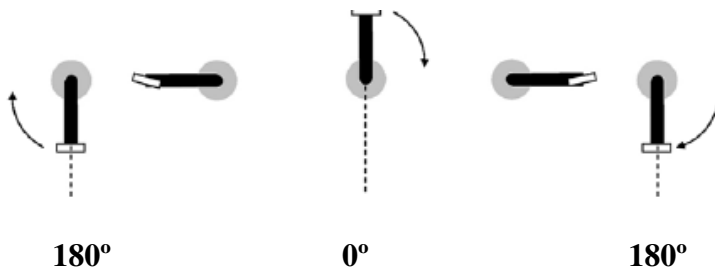
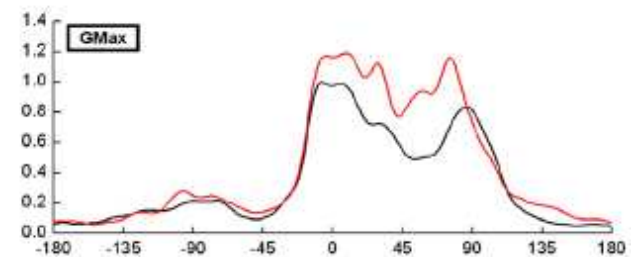
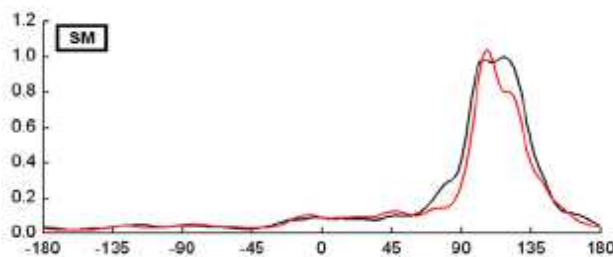
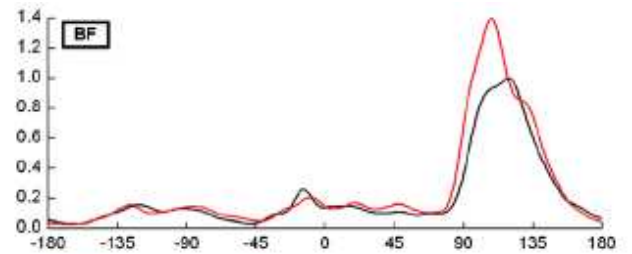
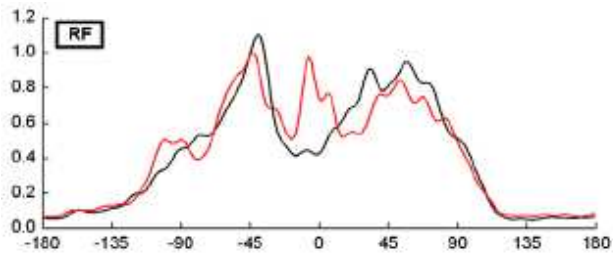
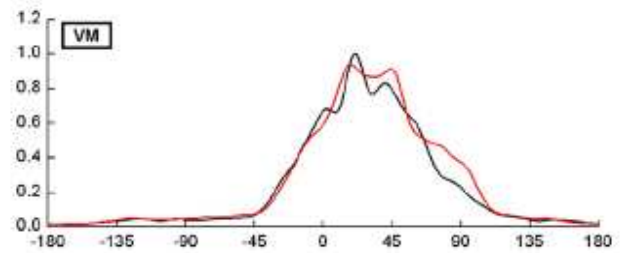
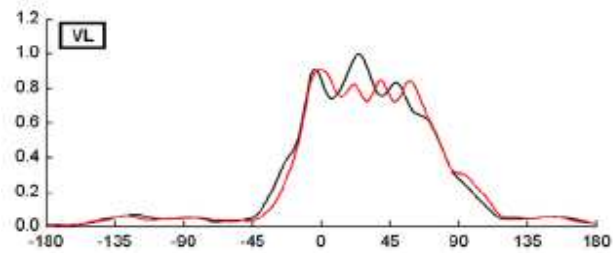
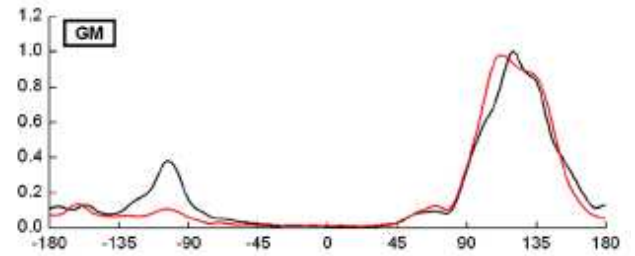
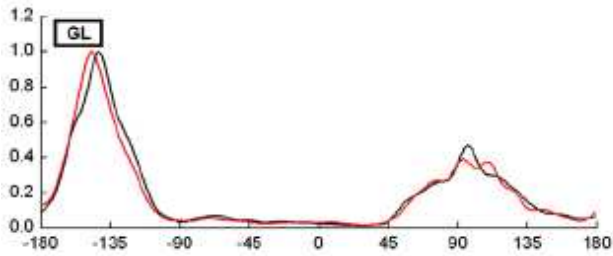
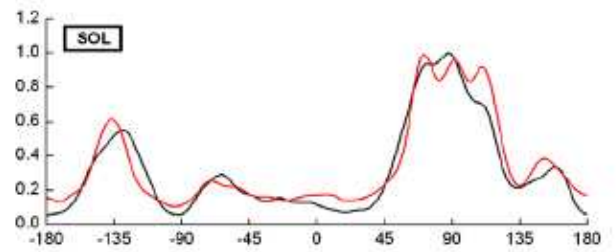
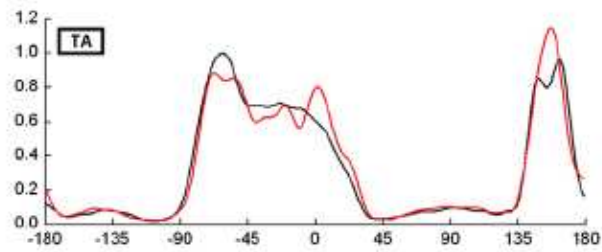
**Figura 5: Músculos envolvidos na pedalada:** A – Músculos anteriores da coxa; B – Músculos posteriores da coxa; C – Músculos da perna (BAILLY, 1998).

Devido a essas particularidades do ciclismo e às características funcionais dos músculos envolvidos (biarticulares ou monoarticulares) é possível identificar, com uso do EMG, a fase de ação de cada músculo.

Com uso de protocolo com 60 rotações por minuto (rpm), Suzuki et al. (1982), constataram que a atividade do RF aumentava durante a fase final de flexão até o final da fase de extensão do joelho, comportamento oposto ao encontrado para o BF onde sua atividade eletromiográfica aumentava a partir da fase final de extensão do joelho até o início da fase de flexão.

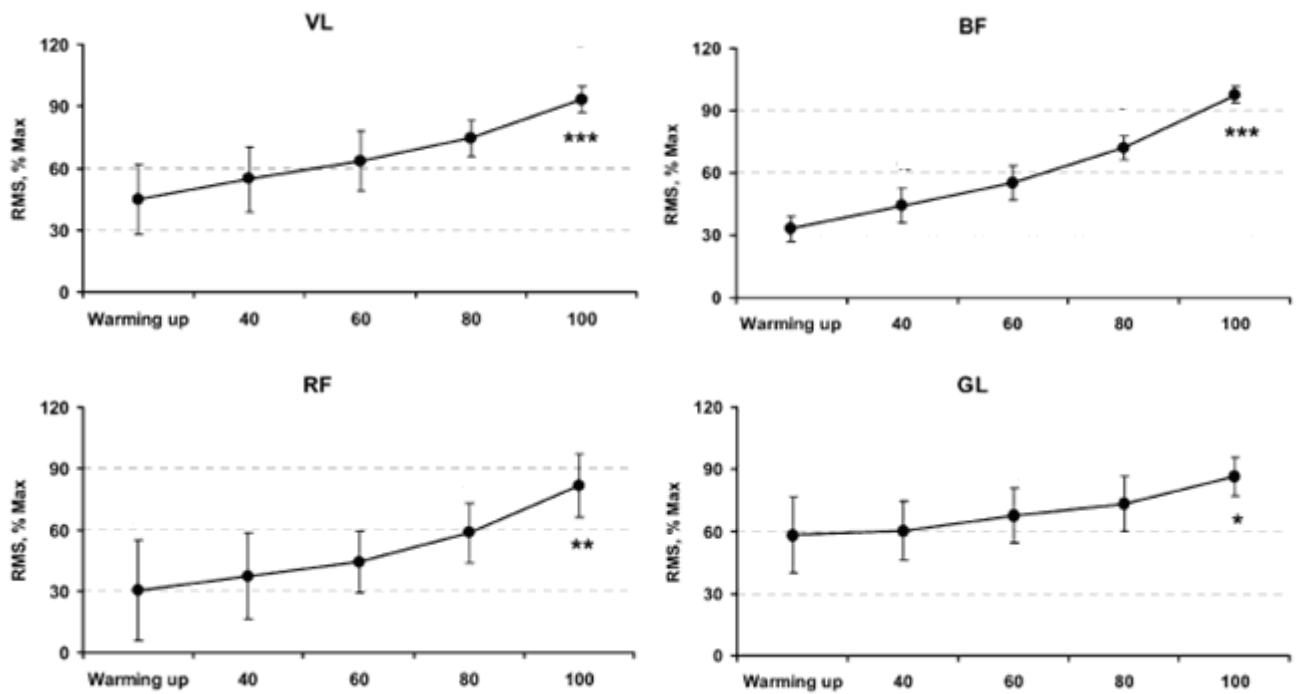
Os mesmo resultados foram obtidos por Ericson (1986), que entre outras conclusões, verificou que a atividade dos músculos VM, RF e BF aumentaram conforme a carga era aumentada (0, 120, 240 W).

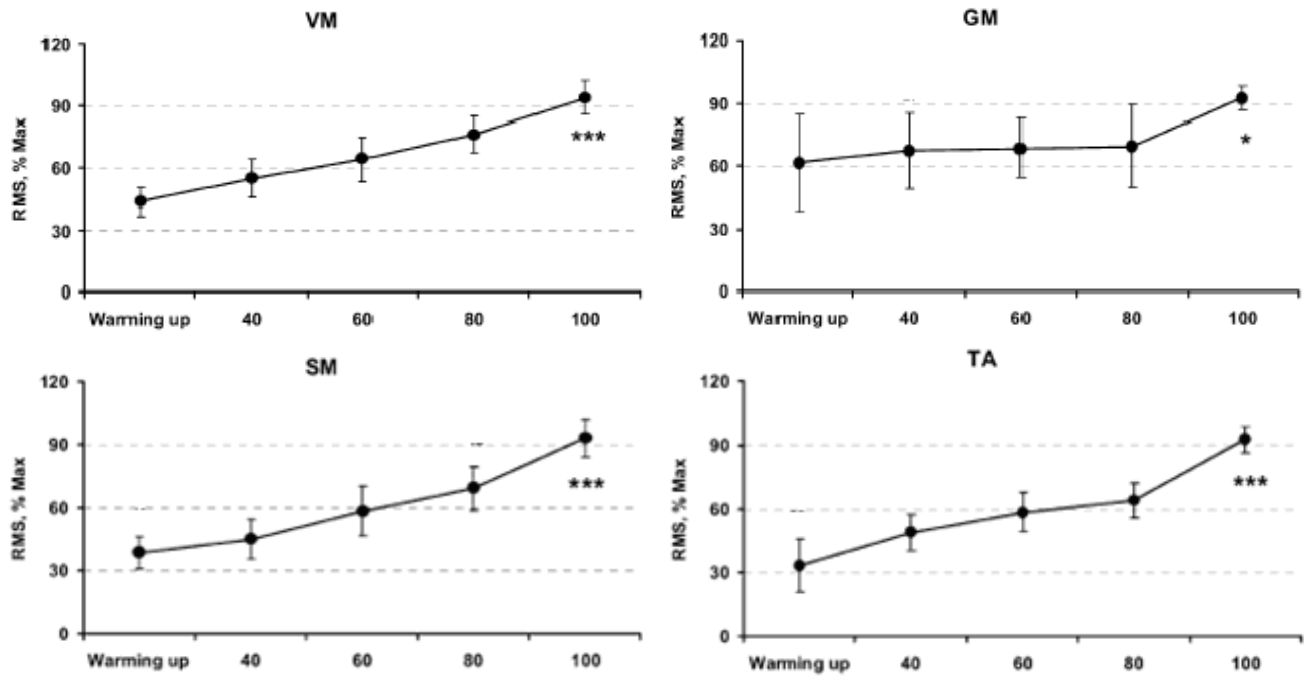
A ação dos músculos envolvidos no ciclismo foi bem representada por Dorel et al. (2008), que testaram a reprodutibilidade intrassessão desses, e concluíram que o padrão eletromiográfico dos músculos analisados (Gmax; Semimembranoso – SM, Bíceps Femoral – BF, VM, RF, VL, Gastrocnêmio Medial - GM e Lateral – GL, SOL e TA), apresenta boa reprodutibilidade em relação ao nível de ativação muscular (Figura 6).



**Figura 6:** Exemplo de ativação eletromiográfica dos músculos RF e VL em duas sessões distintas (teste – preto; e reteste - vermelho) (DOREL et al., 2008).

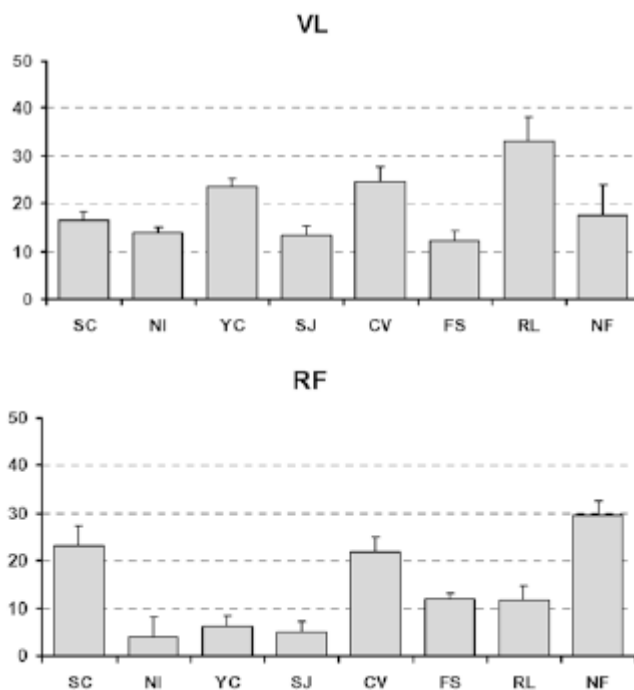
Ainda considerando o padrão de recrutamento muscular durante o ciclismo, Hug et al. (2004a), avaliando ciclistas profissionais, demonstraram que os músculos VL, RF e BF têm alta ativação eletromiográfica, enquanto os músculos VM, GL e GM apresentaram ativação eletromiográfica reduzida em protocolo de carga constante em ciclossimulador (figura 7).

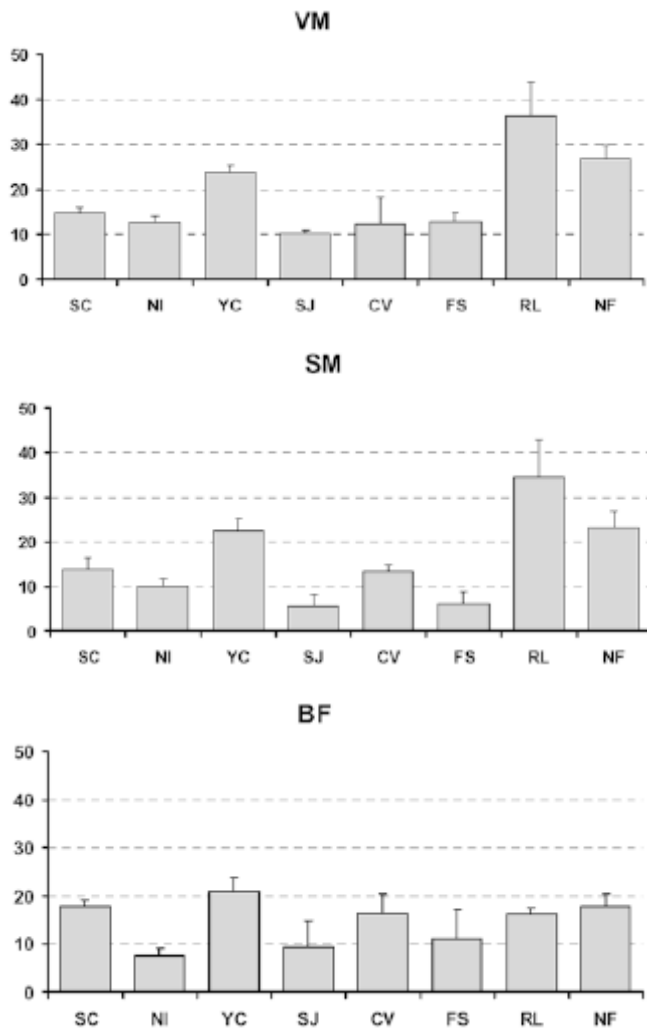




**Figura 7:** Alteração na ativação muscular (%RMS) durante teste incremental. \* $P<0.05$ , \*\* $P<0.01$ , \*\*\* $P<0.001$  em relação ao tempo de exaustão. Warming up – aquecimento. (HUG et al., 2004).

Apesar do alto grau de competência dos avaliados (ciclistas profissionais) não houve padrão comum de pedalada (Hug et al., 2004), como pode ser observado na figura 8.





**Figura 8:** Diferença nos valores de tempo de relaxamento transversal, aferido por ressonância magnética, para cada voluntário (SC, NI, YC, SJ, CV, FS, RL, NF) e para cada músculo analisado (HUG et al., 2004a)

Mesmo possuindo as limitações de um movimento circular, pedalar não é uma atividade simples (HUG e DOREL, 2009). A ativação muscular durante a fase de potência demonstra coerência na literatura (GREGOR, 2003; HUG e DOREL, 2009), porém, na fase de recuperação existem divergências (HUG e DOREL, 2009; COYLE et al., 1991).

A puxada do pedal na fase recuperativa nem sempre é considerada essencial (COYLE et al., 1991; GREGOR, 2003), todavia, alguns trabalhos demonstram a importância da ação dos músculos flexores do joelho e quadril para melhor eficiência de pedalada (BINI et al., 2008; CANDOTTI et al., 2008). Desse modo, o uso dos músculos envolvidos na fase de recuperação influencia em maior ou menor grau a atividade eletromiográfica.

Com o intuito de melhorar a eficiência de pedalada, concomitantemente o resultado esportivo, através da maior participação dos músculos isquiotibiais, os ciclistas fazem uso de instrumentos específicos da modalidade, no caso diferentes pedais. Esse recurso realmente comprovou-se útil para esse fim. Ao utilizarem pedais tipo encaixe os ciclistas apresentaram maiores potenciais de ação dos músculos BF, Semi Tendinoso (ST) e SM do que quando utilizaram pedais tipo presilha (CRUZ e BANKOFF, 2001).

Quanto à ativação muscular dos músculos BF, ST e SM, Bankoff et al. (2004), compararam o ciclismo ao exercício na mesa flexora, os autores encontraram que durante o exercício na mesa flexora, os valores da amplitude do sinal eletromiográfico, expressos em RMS foram maiores, possivelmente pela carga empregada, pois o exercício na mesa flexora foi executado com carga máxima, enquanto que no ciclismo a carga foi submáxima.

Ainda considerando a atuação músculos biarticulares e monoarticulares, Ryan e Gregor (1992), demonstram que os músculos monoarticulares possuem uma função relativamente invariável de produzir força, enquanto os músculos biarticulares possuem maior variabilidade. Esses parecem ser mais ativos no controle da direção da produção de força no pedal (VAN INGEN SCHENAU et al., 1992).

Outro objeto de avaliação que pode interferir no recrutamento de unidades motoras dos músculos envolvidos no ciclismo é a frequência de pedalada, comumente conhecida como cadência. Amplamente aceita como fator importante para o rendimento no ciclismo, ainda não existe consenso sobre a cadência ideal. Um fator que influencia esse aspecto é a fadiga neuromuscular, pois a diminuição do recrutamento muscular é responsável pela redução da força necessária para mover os pedais (TAKAISHI et al., 1994; TAKAISHI et al., 1996).

Normalmente os ciclistas adotam altas cadências (LUCIA et al., 2001), o que gera vantagens (DESCHENES et al., 2000); e desvantagens (MACINTOSH et al., 2000; DENADAI et al., 2005)

Com relação à cadência, em situações de 40, 60, 80 e 100 RPM, o VM aumentou sua atividade até a velocidade de 80 RPM, permanecendo estável quando a velocidade aplicada foi de 100 RPM. O RF e o BF mantiveram o mesmo nível de ativação em todas as velocidades testadas. Já altura do selim representada pela distância correspondente a 102, 113 e 120% da distância entre a tuberosidade isquiática e o maléolo lateral, não apresentou influência significativa na ativação dos músculos em questão (ERICSON, 1986).



Lucia et al. (2004) demonstraram que com a cadência de 100 RPM a eficiência (calculada como a relação entre trabalho realizado por minuto e energia consumida por minuto) é maior que a 60 RPM, e que o VO<sub>2</sub>, FC, PSE, lactato e atividade eletromiográfica do Gmax e VL diminuíram com o aumento da cadência. Por outro lado, do ponto de vista metabólico de forma isolada, aumentar a cadência gera desvantagens (DENADAI et al., 2005; BELLI e HINTZY, 2002).

A participação desses músculos envolvidos no ciclismo ainda pode ser observada durante o ato de pedalar através da análise da eficiência de pedalada, com uso da eletromiografia pode ser feito o índice de cocontração, que é a concorrência entre músculos agonistas e antagonistas na produção do mesmo movimento (WINTER, 1990). Nesse sentido Candotti et al. (2008) demonstraram que ciclistas possuem melhor técnica que triatletas em diferentes cadências (60, 75, 90 e 105 rpm), pois apresentaram menor índice de cocontração (RF/BF e VL/VL) em todas as cadências. O mesmo estudo mostrou ainda que ciclistas foram significativamente mais econômicos, porque foram capazes de suportar maior potência com menor VO<sub>2</sub>. Esses resultados são apresentados nos quadros 1, 2 e 3.

**Quadro 1:** Média e desvio padrão da porcentagem de cocontração entre RF e BF em quatro cadências (CANDOTTI et al., 2008).

	60*	75*	90*	105
Ciclistas	35,5 ± 1,3	35,3 ± 2,5	33,1 ± 1,5	42,8 ± 3,5
Triatletas	47,8 ± 5,2	49,0 ± 6,8	48,9 ± 6,3	45,0 ± 6,1

\* Diferença significativa (p<0,05) entre ciclistas e triatletas.

**Quadro 2:** Média e desvio padrão da porcentagem de cocontração entre VL e BF em quatro cadências (CANDOTTI et al., 2008).

	60*	75*	90*	105*
Ciclistas	44,6 ± 2,9	45,0 ± 1,1	44,3 ± 4,1	44,0 ± 3,5
Triatletas	63,4 ± 7,5	77,6 ± 3,2	69,2 ± 8,2	73,6 ± 10,1

\* Diferença significativa (p<0,05) entre ciclistas e triatletas.

**Quadro 3** Média e desvio padrão da economia de movimento (kJ/l) de ciclistas e triatletas em quatro cadências (CANDOTTI et al., 2008).

	60*	75*	90*	105*
Ciclistas	5,2 ± 0,7	4,8 ± 0,8	4,6 ± 0,8	4,4 ± 0,9
Triatletas	3,9 ± 0,4	3,9 ± 0,4	3,9 ± 0,4	3,6 ± 0,4

\* Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre ciclistas e triatletas.

Apesar da técnica aprimorada, ciclistas apresentam diferenças na eficiência com diferentes cadências. Tal fato foi confirmado por Lucia et al. (2004), comprovando que ciclistas apresentam maior eficiência a 100 rpm do que a 60 rpm, entendendo eficiência como a relação entre potência e  $VO_2$ . Todavia o mesmo não foi confirmado por Candotti et al. (2008), demonstrando assim que o sistema nervoso central (SNC) tem diferentes formas de completar uma dada tarefa. (HUG et al., 2004a).

### 3.4 Características estruturais do RF e VL

Os músculos VL, VM e RF formam juntamente com o vasto intermédio (VI) o grupo muscular denominado Quadríceps Femoral (QD). O QD compreende a maior parte da superfície anterior e lateral do fêmur e se constitui no principal músculo extensor de joelho (GRAY, 1988), contudo, abordaremos apenas os músculos RF e VL desse grupo.

O músculo VL é o mais largo e mais forte músculo do QD, aplica força lateral à patela. Quanto à arquitetura muscular, é classificado como bipenado (RASCH e BURKE, 1977). Tem origem na região proximal da linha intertrocântica, nas bordas anterior e inferior do trocânter maior, no lábio lateral da tuberosidade glútea, e na metade proximal do lábio lateral da linha áspera do fêmur. Insere-se na borda superior e lateral da patela através do tendão do quadríceps, é innervado pelo nervo femoral, divisão posterior do plexo lombar e raízes L3, L4 (GRAY, 1988).

O RF segue em trajetória retilínea cobrindo o meio da coxa, daí seu nome. É um músculo fusiforme, suas fibras superficiais são dispostas de maneira bipeniforme e as fibras

profundas caminham diretamente à aponeurose profunda (GRAY, 1988). É classificado como músculo biarticular, isto é, possui função tanto ao nível da articulação do quadril como da articulação do joelho (RASCH e BURKE, 1977). Possui duas origens, sendo uma na espinha ilíaca ântero-inferior (anterior) e a outra no sulco acima do contorno do acetábulo (posterior). Insere-se na base da patela através do tendão do quadríceps, e é inervado pelo nervo femoral, divisão posterior do plexo lombar e raízes L3, L4 (GRAY, 1988).

Estudos realizados com o uso de autópsia para análise da composição de fibras musculares demonstram que a distribuição das mesmas não é homogênea por todo o músculo, dessa forma há diferença entre os materiais obtidos na superfície muscular e a região profunda do músculo. Além disso, outro aspecto positivo da autópsia em cadáveres é a possibilidade de serem analisados diferentes grupos musculares. No quadro 4 são apresentados os valores de composição de fibras musculares dos músculos VL e RF obtidos em seis cadáveres do sexo masculino (idade:  $21,80 \pm 5,67$  anos; massa corporal:  $78,50 \pm 12,00$  kg; estatura:  $186,33 \pm 6,06$ ) (JOHNSON et al., 1973).

**Quadro 4.** Composição de fibras musculares dos músculos vasto lateral (VL) e reto femoral (RF) obtidas a partir de autópsia.

	Tipo I		Tipo II	
	Média	IC 95%	Média	IC 95%
<b>VL<sub>1</sub> (%)</b>	37,80	19,60 – 45,80	67,30	52,10 – 72,30
<b>VL<sub>2</sub> (%)</b>	46,90	37,50 – 56,20	53,10	43,80 – 62,50
<b>RF<sub>1</sub> (%)</b>	29,50	22,00 – 37,00	70,50	63,00 – 78,00
<b>RF<sub>2</sub> (%)</b>	42,00	35,60 – 48,50	58,00	51,50 – 64,40

1 = autópsia da superfície do músculo; 2 = autópsia da região profunda do músculo; IC 95% = intervalo de confiança de 95% (JOHNSON et al., 1973).

Como se observa no quadro 4, o músculo RF apresenta maior proporção de fibras do tipo II que o músculo VL, fator determinante na resistência a fadiga.

Da mesma forma que estudos com cadáveres apresentam algumas vantagens, por outro lado, demonstram desvantagens. A dificuldade de empregar técnicas mais avançadas para a análise da composição de fibras musculares, o que limita a classificação por meio de autópsia apenas em fibras de contração lenta (tipo I) e fibras de contração rápida (tipos IIa e IIb). Atualmente, por meio da biópsia, com a utilização de técnicas mais refinadas de coloração da mATPase, sabe-se da existência de diversas fibras híbridas, e que sem dúvida, permite análise mais aprofundada quanto à distribuição das fibras musculares.

Com o emprego dessa nova técnica Staron et al. (2000) analisaram a distribuição de fibras musculares do músculo VL em 150 adultos jovens (55 mulheres, idade:  $21,20 \pm 2,20$  anos e 95 homens, idade:  $21,50 \pm 2,40$  anos). As composições de fibras musculares encontradas para os homens foram: tipo I ( $39,80 \pm 11,40\%$ ), Ic ( $0,40 \pm 0,60\%$ ), IIc ( $1,00 \pm 2,10\%$ ), IIa ( $32,10 \pm 9,60\%$ ), IIab ( $6,50 \pm 4,00\%$ ) e IIb ( $20,20 \pm 11,40\%$ ). Nas mulheres, as distribuições de fibras musculares verificadas foram: tipo I ( $43,10 \pm 12,80\%$ ), Ic ( $1,10 \pm 2,20\%$ ), IIc ( $0,70 \pm 1,40\%$ ), IIa ( $29,70 \pm 9,60\%$ ), IIab ( $5,50 \pm 3,80\%$ ) e IIb ( $19,90 \pm 10,40\%$ ). Além disso, nos homens foram identificadas as expressões das cadeias pesadas de miosina (*myosin heavy chain*, MHC) dos tipos MHC-I ( $33,90 \pm 11,40\%$ ), MHC-IIa ( $46,30 \pm 3,00\%$ ) e MHC-IIx/d ( $19,80 \pm 11,50\%$ ), e nas mulheres MHC-I ( $41,00 \pm 12,90\%$ ), MHC-IIa ( $36,00 \pm 9,90\%$ ) e MHC-IIx/d ( $23,00 \pm 12,10\%$ ). Em relação à classificação pela técnica de coloração de mATPase, não houve diferença significativa entre os gêneros. No entanto, analisando a proporção de área que cada tipo de fibra ocupa dentro do músculo, verificamos que as mulheres apresentaram predomínio de fibras do tipo I ( $44,00 \pm 11,60\%$ ) enquanto que nos homens a maior proporção foi das fibras do tipo IIa ( $41,20 \pm 9,40\%$ ). Acrescentando, Fry et al.(2003b), empregando a mesma técnica, quantificaram a distribuição de fibras dos tipos I ( $46,50 \pm 2,30\%$ ), Ic ( $1,20 \pm 0,70\%$ ), IIc ( $0,60 \pm 0,20\%$ ), IIa ( $46,50 \pm 2,70\%$ ), IIab ( $2,80 \pm 0,70\%$ ) e IIb ( $2,40 \pm 2,00\%$ ), em atletas de levantadores de peso olímpico. Quanto às MHCs, foram identificadas as composições dos tipos MHC-I ( $34,60 \pm 2,90\%$ ), MHC-IIa ( $64,00 \pm 2,30\%$ ) e MHC-IIx/d ( $1,40 \pm 1,40\%$ ). Também, em levantadores de peso olímpico fazendo uso da coloração da mATPase, os mesmos pesquisadores (FRY et al., 2003a) determinaram as distribuições das fibras dos tipos I ( $46,50 \pm 2,30\%$ ), Ic ( $1,20 \pm 0,70\%$ ), IIc ( $0,60 \pm 0,20\%$ ), IIa ( $46,50 \pm 2,70\%$ ), IIab ( $2,80 \pm 0,70\%$ ) e IIb ( $2,40 \pm 2,00\%$ ). Quanto às

MHCs, foram identificadas as composições dos tipos MHC-I ( $34,60 \pm 2,90\%$ ), MHC-IIa ( $64,00 \pm 2,30\%$ ) e MHC-IIx/d ( $1,40 \pm 1,40\%$ ). Considerando que sujeitos sedentários possuem maiores quantidades de fibras do tipo IIb e menores proporções de fibras do tipo IIa, em ambos os estudos, possivelmente, a prática do treinamento com pesos tenha provocado a migração das fibras do tipo IIb para as fibras do tipo IIa (FRY et al., 2003a).

O quadro 5 apresenta uma comparação entre os resultados dos trabalhos que fizeram uso da coloração da mATPase.

**Quadro 5:** Comparação de composição de fibras musculares pelo método de coloração de mATPase. Atl. levant.: Atleta de levantamento; NI: Não informado.

	Amostra	Método Utilizado	Percentual (%) de fibras musculares						
			I	Ic	Iic	IIa	IIab	IIac	IIb
Staron et al. (2000)	95 homens saudáveis	coloração mATPase	39,80	0,40	1,00	32,10	6,50	NI	20,20
	55 mulheres saudáveis	coloração mATPase	43,10	1,10	0,70	29,70	5,50	NI	19,90
Fry et al. (2003a)	Atl. levant. Básico	coloração mATPase	46,50	1,20	0,60	46,50	2,80	NI	2,40
Fry et al. (2003b)	Atl. levant. olímpico	coloração mATPase	47,90	NI	NI	45,50	4,70	0,50	1,30

## **4. Materiais e Métodos**

### **4.1 Amostra**

Fizeram parte da amostra inicial 14 voluntários saudáveis do sexo masculino, que treinavam ciclismo pelo menos três vezes por semana há mais de três anos, e que não apresentavam lesões músculo esqueléticas a pelo menos seis meses. Desses, quatro não concluíram os experimentos por motivos diversos, entre eles abandono voluntário (1), não cumprimento de procedimentos estabelecidos previamente ao início do estudo (1), problemas na coleta de dados (1) e problemas particulares (1). Assim a amostra final foi composta por 10 ciclistas.

Os voluntários após serem informados sobre a proposta do estudo, os procedimentos aos quais seriam submetidos e os riscos aos quais poderiam estar expostos, assinaram termo de consentimento livre e esclarecido. O projeto de pesquisa e o termo de consentimento livre e esclarecido foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Ciências Médicas / UNICAMP (n.397/2007) (Anexo A).

### **4.2 Delineamento Experimental**

Todas as coletas de dados foram realizadas no Laboratório de Avaliação Postural e Eletromiografia – LAP, da Faculdade de Educação Física / UNICAMP. O delineamento experimental adotado teve como intuito controlar algumas variáveis que pudessem exercer influência na investigação, possibilitando assim uma análise mais criteriosa dos achados. Para tanto as variáveis temperatura ambiente e umidade relativa do ar foram mantidas em torno de 23°C e entre 50 e 60%, respectivamente. Os horários de avaliação dos voluntários foram sempre os mesmos nos diferentes dias, minimizando assim possíveis interferências circadianas, e houve intervalo de pelo menos 48 horas entre cada teste. Vale ressaltar que os sujeitos foram orientados a não realizarem atividades físicas vigorosas, e não ingerirem substâncias cafeinadas

(café, chocolate, mate, pó-de-guaraná, coca-cola e guaraná) ou alcoólicas nas 48 horas precedentes aos testes, para evitar possíveis interferências.

Os avaliados compareceram cinco vezes ao laboratório para que as coletas dos dados fossem realizadas. No primeiro dia receberam informações sobre a proposta do estudo e procedimentos aos quais seriam submetidos, e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. Em seguida, foram aferidas as medidas antropométricas massa corporal e estatura (tabela 1) para caracterização da amostra. Ainda, foram agendados os horários para os outros dias nos quais realizariam os protocolos experimentais. Logo após deram início ao protocolo incremental que visou determinar a potência pico (PP) e o consumo máximo de O<sub>2</sub> (VO<sub>2máx</sub>).

Durante todos os protocolos foram coletadas as variáveis respiratórias e os EMG. Todos os testes foram realizados em ciclossimulador CompuTrainer DYNAFIT™ (RacerMate®, Seattle, WA, USA) (figura 9), que faz ajuste automático da carga de acordo com a rotação dos pedais e possibilita ajustes de altura e distância do selim e do guidom.

Os protocolos experimentais consistiram de quatro testes intermitentes realizados com ordem fixa (P1, P2, P3 e P4), que tiveram início com carga referente a 50% da PP, que permaneceu por quatro minutos, até que a carga foi aumentada bruscamente para 100% da PP, permanecendo por um minuto. A duração dos testes variou entre 40 e 20 minutos, e os voluntários foram convenientemente informados sobre os mesmos.



**Figura 9:** Ciclossimulador CompuTrainer DYNAFIT™ (RacerMate®, Seattle, WA, USA).

Todos os testes foram precedidos de aquecimento de cinco minutos a 100 watts (W) com cadência de 90 rpm, a mesma usada em todos os testes. O critério para a suspensão dos testes foi não conseguir manter a cadência estabelecida por mais de 5 segundos ou a exaustão voluntária. Foi dado forte encorajamento verbal durante todos os testes.

#### **4.2.1 Protocolo Incremental (PI)**

Teste do tipo rampa, com início a 100 W e incremento de 20 W a cada minuto. A PP foi considerada aquela a qual o voluntário terminou o teste, enquanto o  $VO_{2máx}$  foi a média dos últimos 30 segundos de teste. Antes da realização do teste foi aferida a massa corporal, a estatura dos voluntários e o posicionamento do selim e guidom.



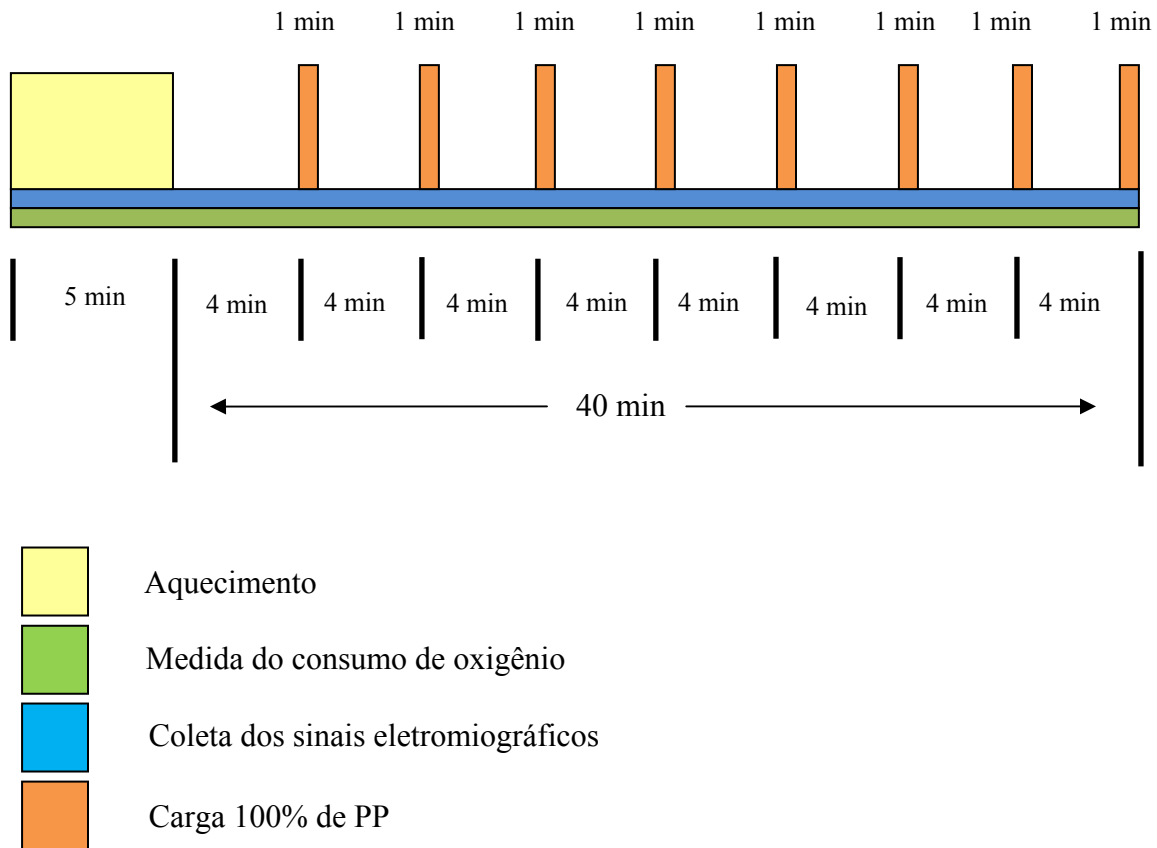


**Figura 10:** Voluntário durante execução de protocolo.

#### **4.2.2 Protocolos Experimentais**

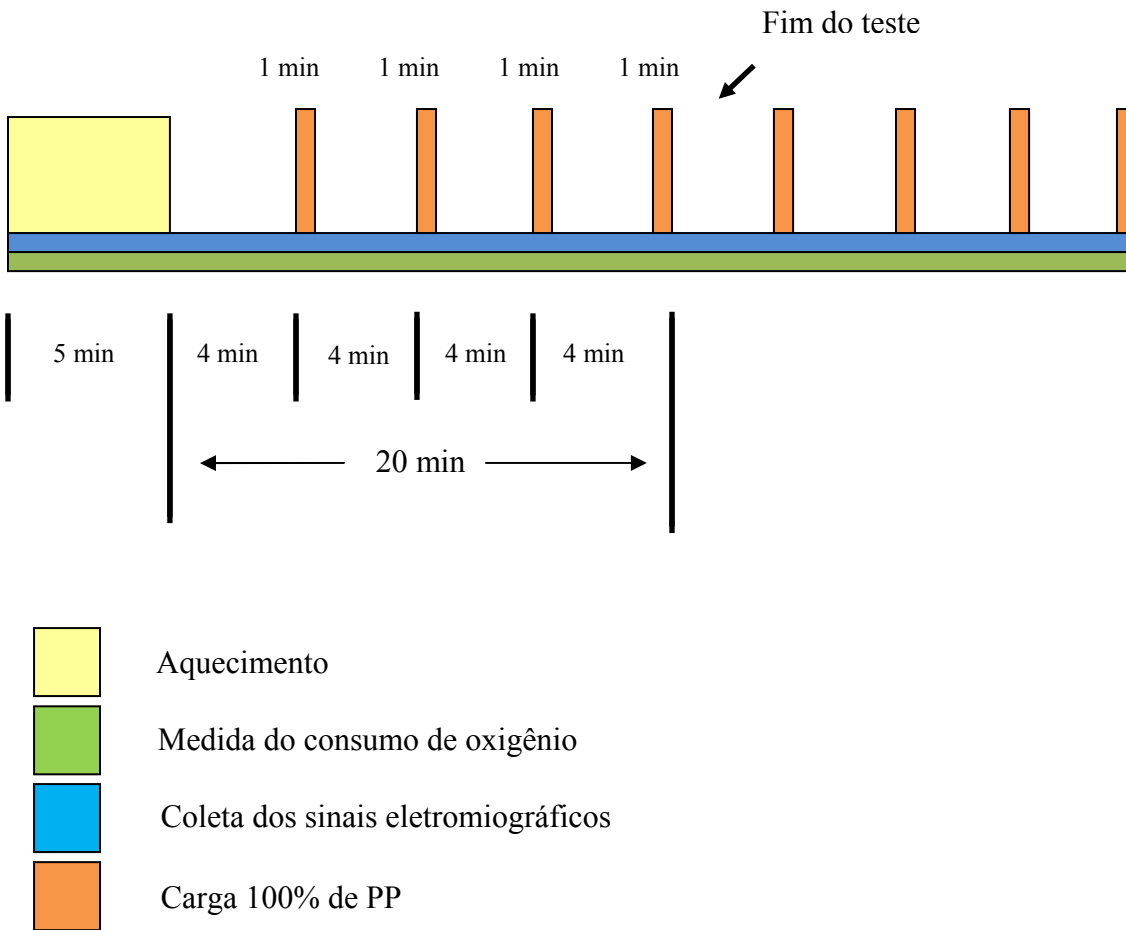
O primeiro protocolo (P1) teve duração de 40 minutos, porém os voluntários só receberam essa informação ao final do teste, sendo alertados apenas que deveriam manter a cadência fixa (90 rpm), e que em alguns momentos a carga seria aumentada bruscamente. Durante o teste os voluntários não receberam nenhuma informação quanto ao tempo realizado e nem quanto ao tempo restante, a única informação a qual tiveram acesso foi a cadência. Ao final do teste foram informados do que realizaram (Figura 11).

O segundo protocolo (P2) também teve duração de 40 minutos, exatamente igual a P1, sendo os voluntários avisados dessa semelhança. Em P2 os sujeitos tiveram acesso a todas as informações que estavam sendo coletadas durante o teste (Figura 11).



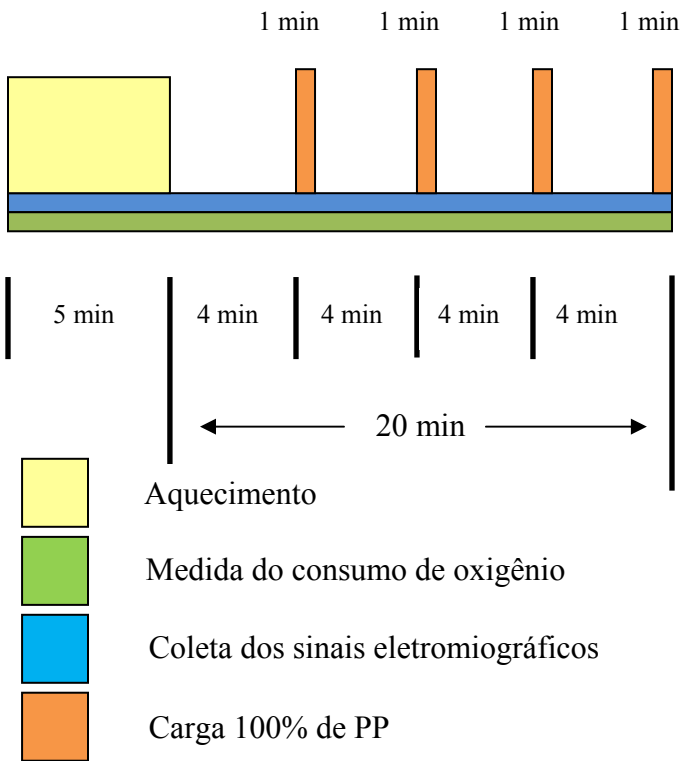
**Figura 11** – Delineamento de: P1: protocolo com 40 minutos de duração, no qual as informações sobre duração, carga e medidas fisiológicas foram fornecidas apenas ao final do mesmo; e P2: tem o mesmo delineamento de P1, porém permitiu que os voluntários fossem informados sobre duração, carga e medidas fisiológicas antes do início do teste.

No terceiro protocolo (P3) os voluntários foram informados que reproduziriam P2, porém o teste foi suspenso aos 20 minutos sem aviso prévio. (Figura 12).



**Figura 12** – Delineamento de P3: protocolo no qual os voluntários foram informados que perfariam 40 minutos de atividade intervalada, porém o mesmo se encerrou no vigésimo minutos sem aviso prévio.

O quarto protocolo (P4) teve a mesma duração de P3, porém os participantes foram fortemente informados que a duração do teste seria de 20 minutos. (Figura 13).



**Figura 13** – Delineamento de P4: protocolo com 20 minutos de duração

### 4.3 Coletas de Dados

#### 4.3.1 Ergoespirometria

Os parâmetros respiratórios foram medidos continuamente em sistema ergoespirométrico de circuito aberto (VO2000 Metabolic System, Medical Graphics Corporation®, USA), com médias feitas a cada 30 segundos de teste. O equipamento foi calibrado antes de cada teste, de acordo com recomendações do próprio fabricante.



**Figura 14:** VO2000 Metabolic System, Medical Graphics Corporation<sup>®</sup>, USA.

#### 4.3.2 Coleta dos sinais eletromiográficos

Para a coleta dos sinais eletromiográficos foi utilizado eletromiógrafo da marca Biopac (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA), modelo MP150, contendo 16 canais (figura 15). A frequência de aquisição dos sinais eletromiográficos foi estabelecida em 2000 Hz e o filtro passa-banda em 20-500 Hz. Os limites de entrada dos sinais foram  $\pm 5$  V.

Os sinais eletromiográficos foram coletados por eletrodos ativos da marca Biopac (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA), modelo TSD-150 (figura 16) com relação de rejeição do modo comum (CMRR) de  $>95$  dB.



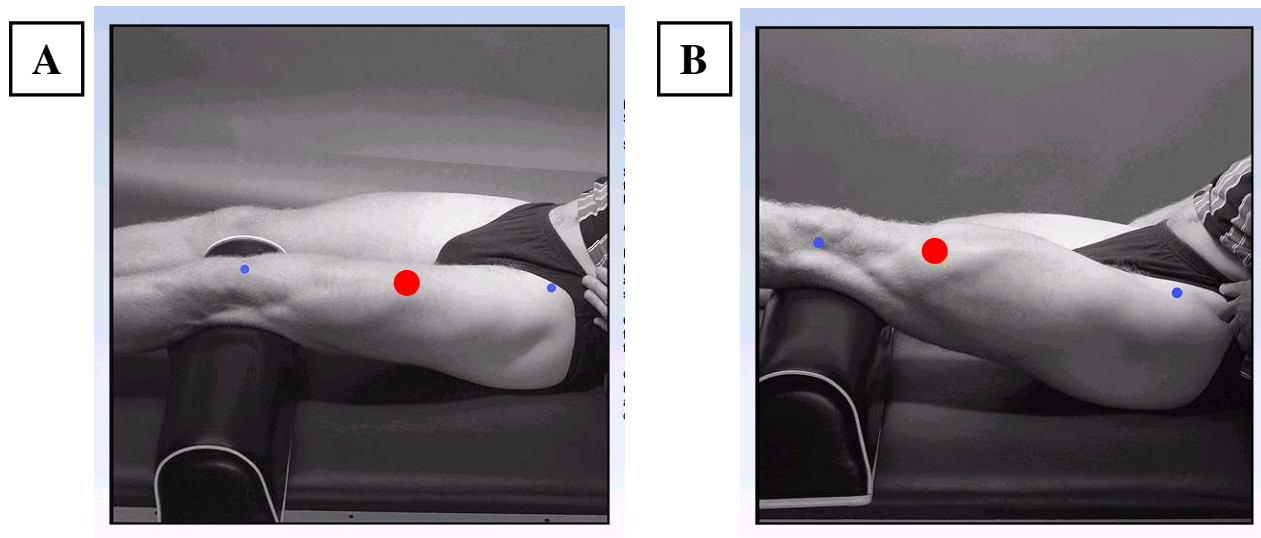
**Figura 15:** Eletromiógrafo da marca Biopac (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA), modelo MP150.



**Figura 16:** Eletrodos ativos da marca Biopac (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA), modelo TSD-150.

Os eletrodos foram colocados sobre os músculos do membro direito do voluntário, sendo a distância inter-eletrodos fixa de dois centímetros (centro a centro). Foi utilizada fita adesiva para a fixação dos eletrodos sobre a pele. O eletrodo de referência (terra) foi posicionado na protuberância óssea do acrômio, também do lado direito do voluntário.

Foram analisados os músculos RF e VL. A localização do ponto para colocação dos eletrodos no músculo analisado teve como parâmetro a recomendação proposta por Hermens et al. (2000) (figura 17). No RF o eletrodo foi posicionado à metade da distância entre a espinha íliaca ântero-superior e a borda superior da patela. No VL foi localizado a dois terços da distância entre a espinha íliaca ântero-superior e a borda lateral da patela. Antes da colocação dos eletrodos foi realizada tricotomia da pele e assepsia dos locais utilizando álcool.



**Figura 17:** Referência da localização anatômica para a colocação de eletrodos no músculo RF (A) e VL (B), e de acordo com as recomendações do SENIAM (HERMENS et al., 2000).

#### 4.3.3 Processamento dos sinais eletromiográficos

Para a captação e processamento dos sinais foi utilizado o software *AcqKnowledge 3.8.1* (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA), através do qual os EMG brutos foram transformados em “*root mean square*” (RMS) e pelo procedimento “*Fast Fourier transform*” (FFT) se determinou a frequência mediana (FM) (Hz). Os sinais eletromiográficos foram coletados durante todo o teste e posteriormente divididos em períodos de 30 segundos.

Para a apresentação dos resultados os mesmos foram divididos em dois períodos: período de esforço, momento em que a carga era de 100% de PP; e período de recuperação, momento em que a carga era de 50% de PP. No período de esforço apresentam-se

os últimos 30 segundos dos momentos 5, 10, 15 e 20 minutos, enquanto no período de recuperação apresentam-se os últimos 30 segundos dos momentos 4, 9, 14 e 19 minutos.

Os valores de RMS foram normalizados sempre em relação ao primeiro momento de cada período, isto é, no período de esforço os valores são normalizados em relação ao 5º minuto, e no período de recuperação em relação ao 4º minuto. Os valores de  $VO_2$  e de FM são apresentados em média e desvio padrão.

#### **4.4 Análise Estatística**

Estatística descritiva foi utilizada para caracterização da amostra, apresentando valores referentes às variáveis selecionadas no estudo. A distribuição dos dados foi verificada através do teste de Shapiro-Wilk. As médias dos valores de RMS, FM e  $VO_2$  foram comparadas com o uso de análise de variância (ANOVA) *two way*, para examinar a interação entre protocolos e tempo. A comparação *post hoc* de Sheffé foi utilizada quando constatada diferenças significantes. O nível de significância adotado foi de 5% ( $p \leq 0,05$ ).



## 5. RESULTADOS

A caracterização dos voluntários é apresentada pela média e desvio padrão (DP) (Tabela 1).

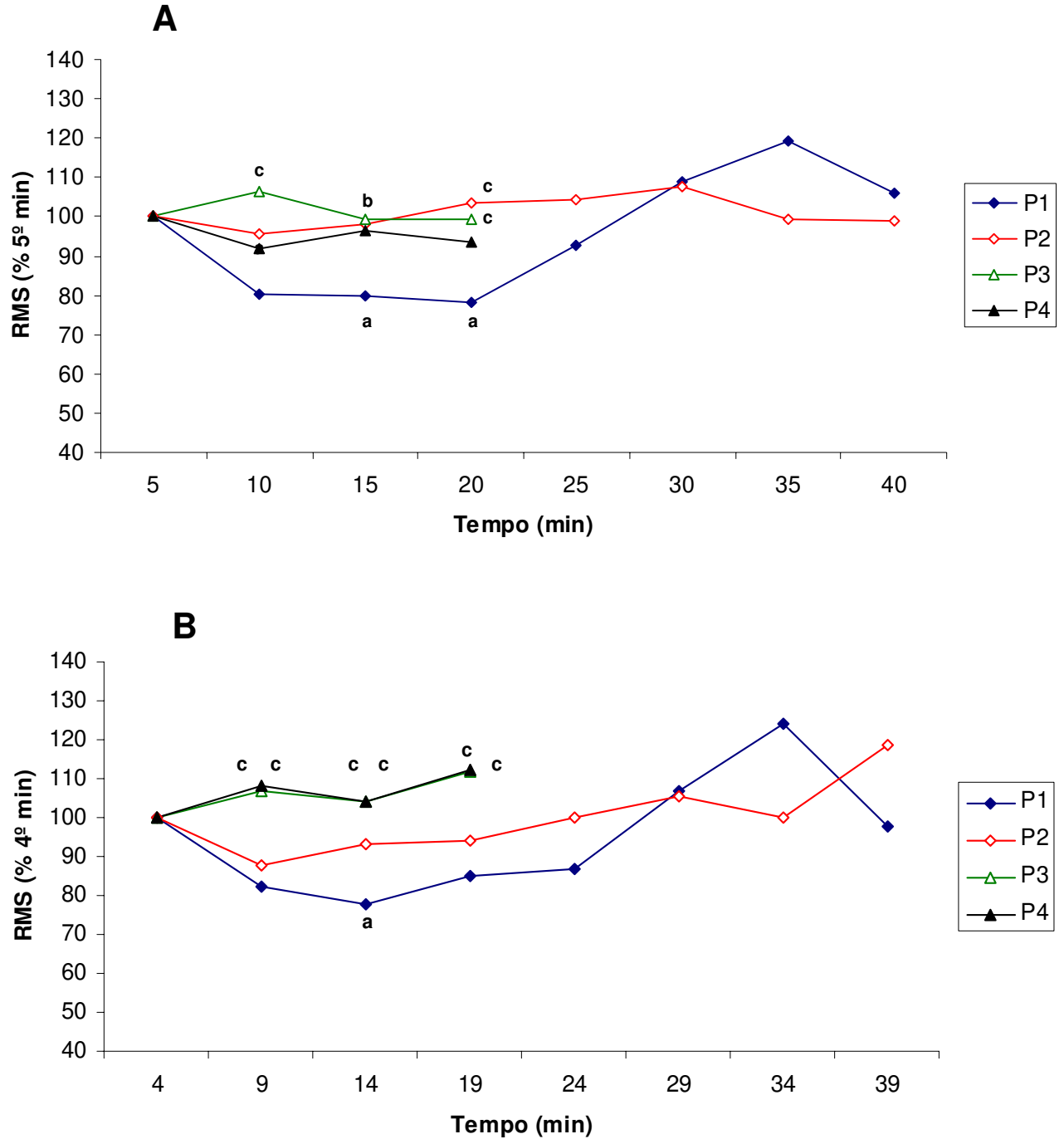
**Tabela 1:** Caracterização dos voluntários (n=10)

	Estatura (m)	Massa Corporal (kg)	Idade (anos)	Potência máxima (W)	VO <sub>2</sub> max (ml/kg/min)
Média	1,76	78,48	32,50	369,84	51,90
(DP)	±0,04	±10,40	±6,02	±37,77	±10,37

Os valores de RMS do músculo RF no período de esforço (A) e recuperação (B) nos quatro protocolos utilizados são apresentados na figura 18.

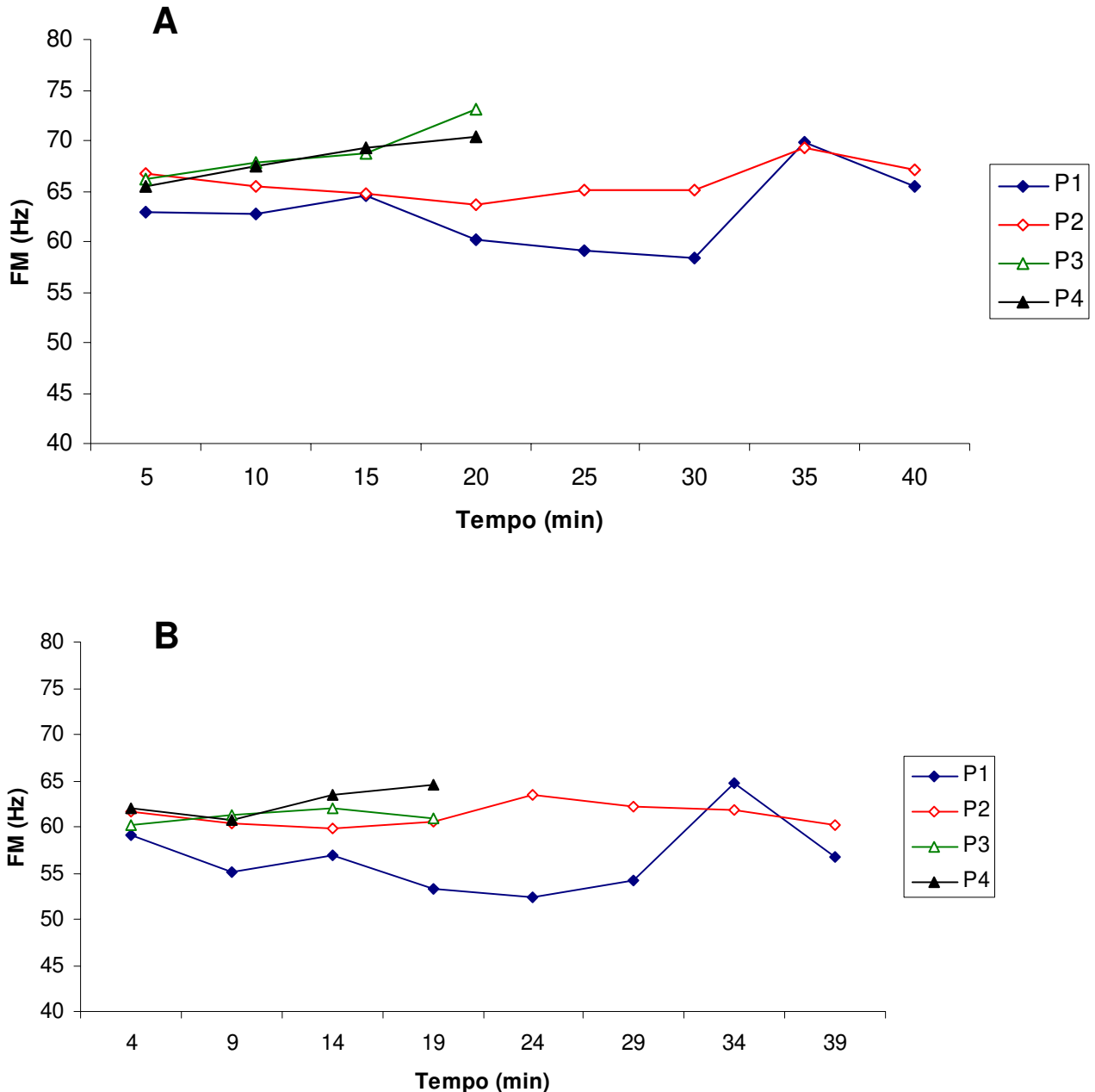
No período de esforço os valores de RMS do músculo RF foram significativamente menores nos minutos 10, 15 e 20 ( $80,08 \pm 19,83$ ;  $79,92 \pm 22,71$ ;  $78,09 \pm 24,39$ , respectivamente,  $p < 0,05$ ) em relação ao minuto 5 (100%) em P1. Ainda P1 mostrou-se menor que P3 no minuto 10 ( $80,08 \pm 19,83$ ;  $106,44 \pm 27,5$ , respectivamente,  $p < 0,01$ ), no minuto 15 ( $79,92 \pm 22,71$ ;  $99,24 \pm 29,46$ , respectivamente,  $p < 0,05$ ), e P1 ( $78,09 \pm 24,39$ ) mostrou-se menor que P2 ( $103,41 \pm 15,63$ ) e P3 ( $99,15 \pm 16,13$ ,  $p < 0,01$ ) no minuto 20.

No período de recuperação os valores de RMS do músculo RF foram significativamente menores no minuto 14 em relação ao minuto 4 ( $77,88 \pm 20,14$ ; 100%, respectivamente,  $p < 0,05$ ). Além disso, P1 mostrou-se menor que P3 e P4 no minuto 9 ( $82,24 \pm 23,17$ ;  $106,71 \pm 29,69$ ;  $108,31 \pm 16,54$ , respectivamente;  $p < 0,01$ ), no minuto 14 ( $77,88 \pm 20,14$ ;  $103,96 \pm 18,35$ ;  $104,16 \pm 19,22$ , respectivamente;  $p < 0,01$ ), e no minuto 19 ( $84,88 \pm 26,93$ ;  $111,91 \pm 22,77$ ;  $112,39 \pm 25,04$ , respectivamente;  $p < 0,01$ ).



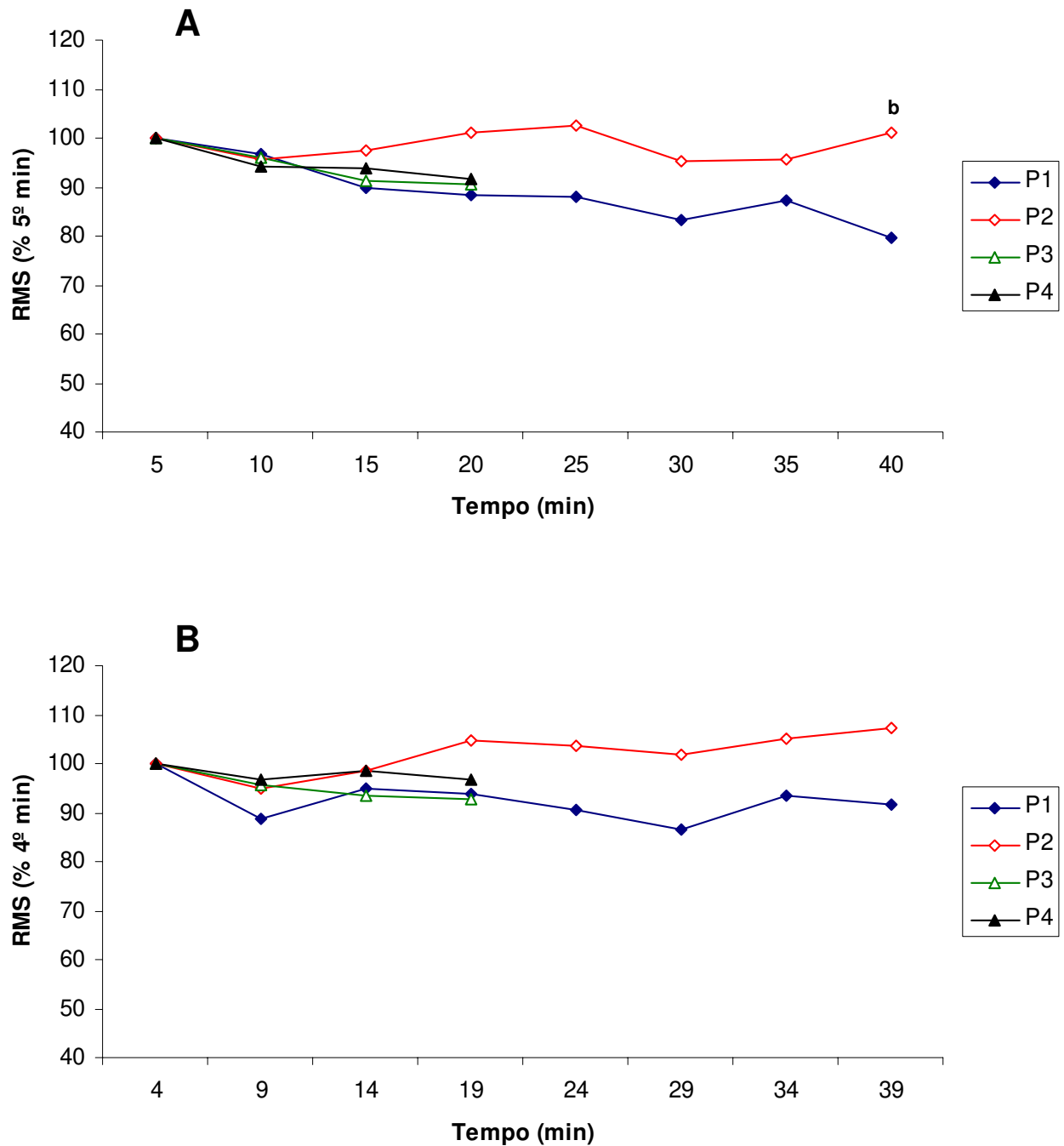
**Figura 18:** Valores de RMS do músculo RF no período de esforço (A) e recuperação (B) nos quatro protocolos. <sup>a</sup> diferença estatisticamente significativa em relação ao mesmo protocolo no minuto 4 ( $p < 0,05$ ). <sup>b</sup> diferença estatisticamente significativa em relação a P1 no mesmo momento ( $p < 0,05$ ). <sup>c</sup> diferença estatisticamente significativa em relação a P1 no mesmo momento ( $p < 0,01$ ).

Os valores de FM do músculo RF no período de esforço (A) e recuperação (B) nos quatro protocolos utilizados são apresentados na figura 19. Não houve nenhuma diferença significativa no período de esforço nem de recuperação em nenhum dos momentos ( $p>0,05$ ).



**Figura 19:** Valores de FM do músculo RF no período de esforço (A) e recuperação (B) nos quatro protocolos.

Os valores de RMS do músculo VL no período de esforço (A) e recuperação (B) nos quatro protocolos utilizados são apresentados na figura 20.



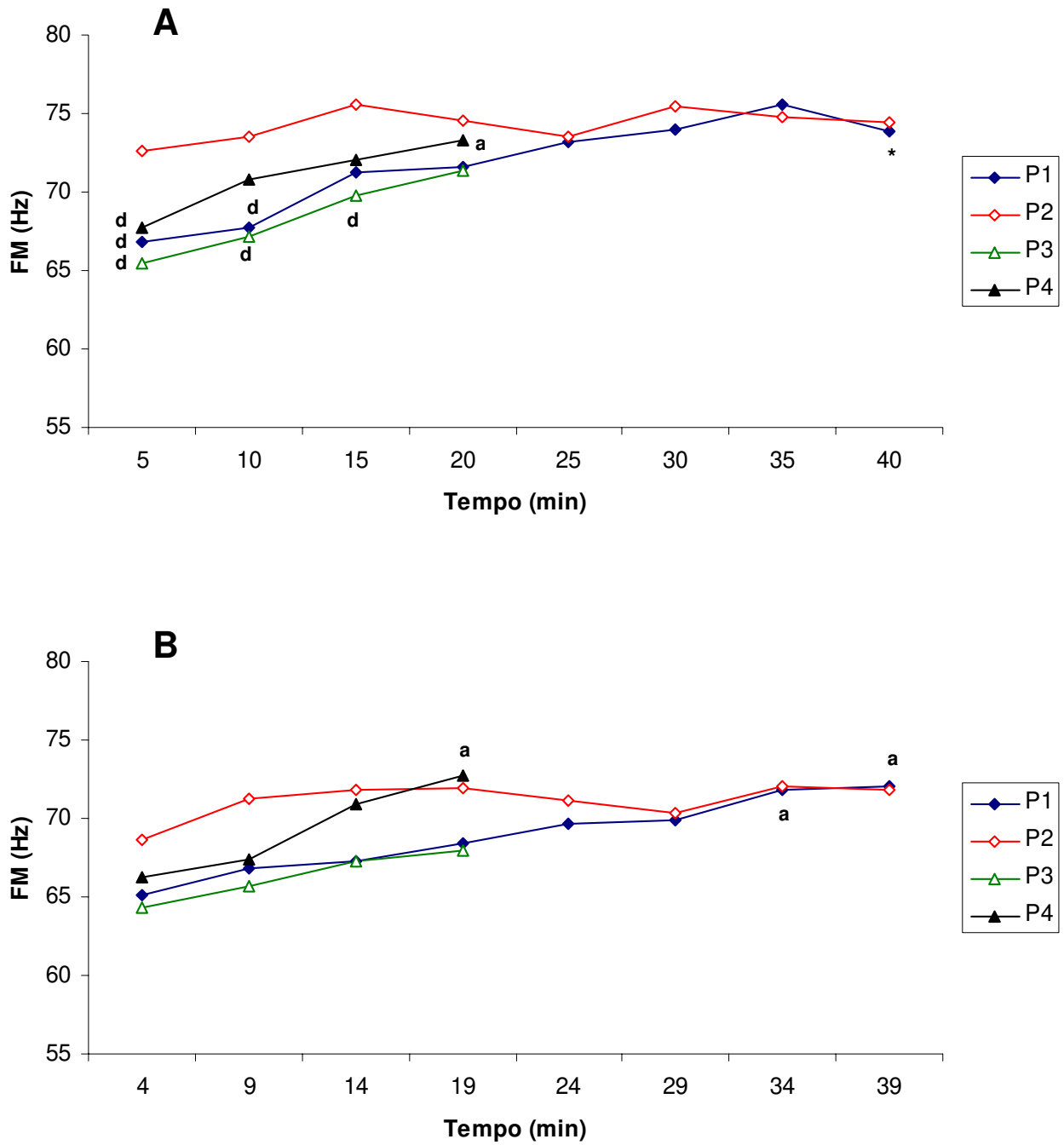
**Figura 20:** Valores de RMS do músculo VL no período de esforço (A) e recuperação (B) nos quatro protocolos. <sup>b</sup> diferença estatisticamente significativa em relação a P1 no mesmo momento ( $p < 0,05$ ).

No período de esforço os valores de RMS apresentam-se menores em P1 quando comparado a P2 no minuto 40 ( $79,66 \pm 29,94$ ;  $101,14 \pm 18,66$ , respectivamente;  $p < 0,05$ ).

Os valores de FM do músculo VL no período de esforço (A) e recuperação (B) nos quatro protocolos utilizados são apresentados na figura 21.

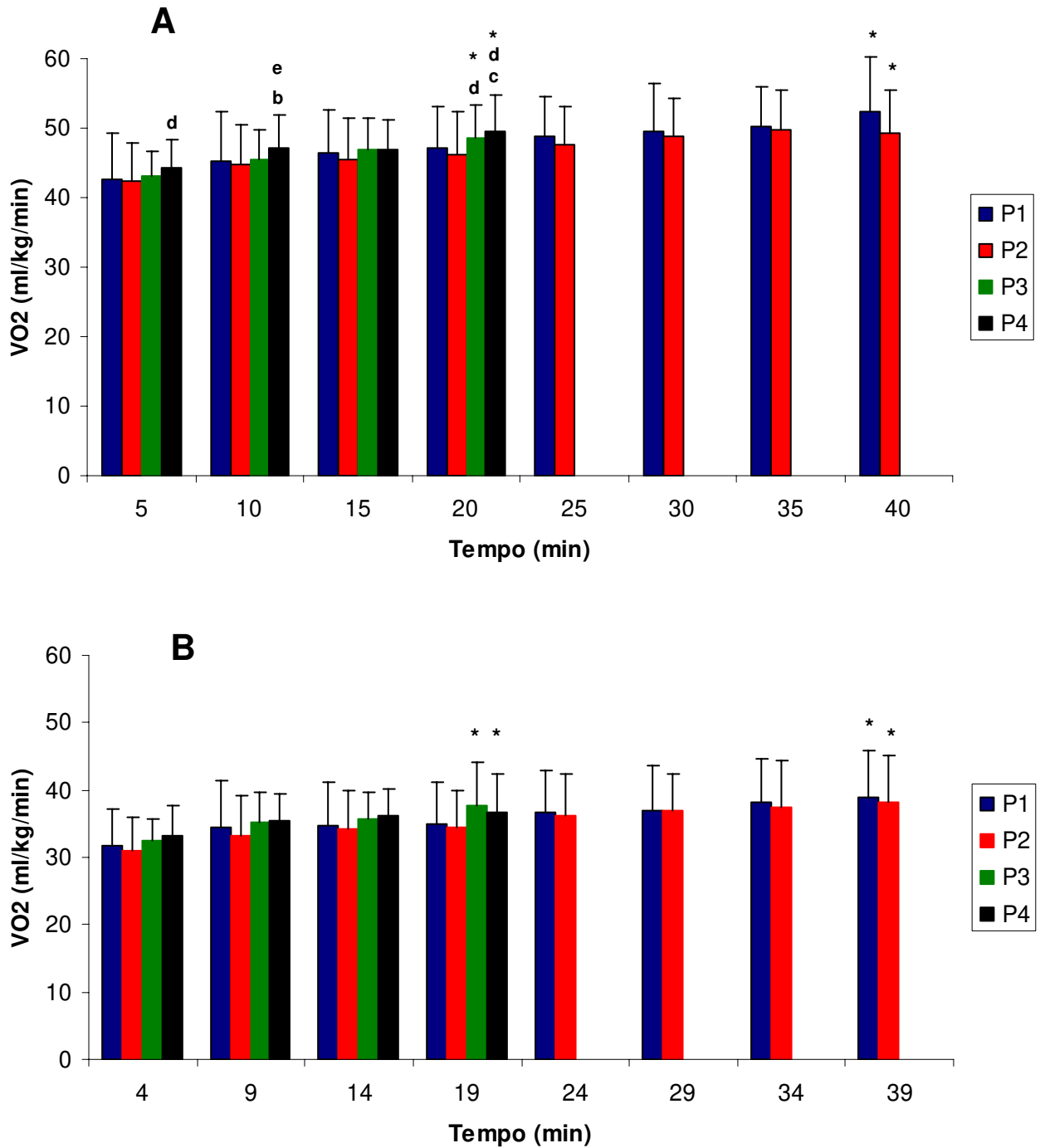
No período de esforço os valores de FM em P2 foram maiores que P1, P3 e P4 no minuto 5 ( $72,61 \pm 7,38$ ;  $66,83 \pm 4,25$ ;  $65,46 \pm 8,29$ ;  $67,70 \pm 10,16$ , respectivamente;  $p < 0,05$ ), maiores que P1 e P3 no minuto 10 ( $73,49 \pm 6,68$ ;  $67,78 \pm 9,01$ ;  $67,18 \pm 6,30$ , respectivamente;  $p < 0,05$ ), e maiores que P3 no minuto 15 ( $75,54 \pm 5,88$ ;  $69,72 \pm 4,56$ , respectivamente;  $p < 0,05$ ). Ainda, P4 mostrou aumento significativo em relação aos minutos 5 e 20 ( $67,70 \pm 10,16$ ;  $73,25 \pm 10,13$ , respectivamente;  $p < 0,05$ ). Também P1 apresentou aumento significativo no transcorrer do tempo ( $p < 0,01$ ).

No período de recuperação os valores de FM em P4 mostraram aumento significativo em relação aos minutos 4 e 19 ( $66,25 \pm 10,97$ ;  $72,68 \pm 10,11$ , respectivamente;  $p < 0,05$ ). E em P1 o aumento foi entre o minuto 5 comparado aos minutos 34 e 39 ( $65,15 \pm 4,60$ ;  $71,85 \pm 6,97$ ;  $72,04 \pm 7,33$ , respectivamente;  $p < 0,05$ ).



**Figura 21:** Valores de FM do músculo VL no período de esforço (A) e recuperação (B) nos quatro protocolos. <sup>a</sup> diferença estatisticamente significativa em relação ao mesmo protocolo no minuto 4 ( $p < 0,05$ ). <sup>d</sup> diferença estatisticamente significativa em relação a P2 no mesmo momento ( $p < 0,05$ ). \* aumento significativo em relação ao tempo ( $p < 0,01$ ).

Os valores de  $VO_2$  no período de esforço (A) e recuperação (B) nos quatro protocolos utilizados são apresentados na figura 22.



**Figura 22:** Valores de  $VO_2$  no período de esforço (A) e recuperação (B) nos quatro protocolos. <sup>b</sup> diferença estatisticamente significativa em relação a P1 no mesmo momento ( $p < 0,05$ ). <sup>c</sup> diferença estatisticamente significativa em relação a P1 no mesmo momento ( $p < 0,01$ ). <sup>d</sup> diferença estatisticamente significativa em relação a P2 no mesmo momento ( $p < 0,05$ ). <sup>e</sup> diferença estatisticamente significativa em relação a P2 no mesmo momento ( $p < 0,01$ ). \* aumento significativo em relação ao tempo ( $p < 0,01$ ).

No período de esforço os valores de  $VO_2$  em P4 mostram-se maiores significativamente em relação a P2 no minuto 5 ( $44,23 \pm 4,04$ ;  $42,31 \pm 5,50$ , respectivamente;  $p < 0,05$ ), no minuto 10 ( $47,18 \pm 4,63$ ;  $44,67 \pm 5,81$ , respectivamente;  $p < 0,01$ ), e no minuto 20 ( $49,56 \pm 5,24$ ;  $46,23 \pm 6,04$ , respectivamente;  $p < 0,05$ ). Ainda, P4 mostrou-se maior que P1 no minuto 10 ( $47,18 \pm 4,63$ ;  $45,29 \pm 7,15$ , respectivamente;  $p < 0,05$ ), e no minuto 20 ( $49,56 \pm 5,24$ ;  $47,24 \pm 5,96$ , respectivamente;  $p < 0,01$ ). Além disso, P3 apresentou valores significativamente maiores que P2 no minuto 20 ( $48,64 \pm 4,61$ ;  $46,23 \pm 6,04$ , respectivamente;  $p < 0,05$ ).

Todos os protocolos apresentaram aumento significativo em relação ao tempo de teste ( $P < 0,01$ ), tanto no período de esforço quanto no período de recuperação.



## 6. DISCUSSÃO

A fadiga é o principal processo responsável pelo término da atividade física, normalmente considerada uma consequência negativa e inevitável para a mesma (KAY et al., 2001), é apontada como fator limitante do desempenho independente da natureza do exercício físico (ABBISS e LAURSEN, 2005).

Muitas definições foram criadas para explicar o fenômeno, as mais atuais atribuem a cessação do exercício ao controle exercido pelo SNC sobre os demais sistemas.

Nesse sentido a informação recebida quanto ao exercício a se realizar torna-se importante e foi alvo de alguns estudos (VIDACEK e WISHNER, 1971; KAY et al., 2001; TUCKER et al., 2007; ANSLEY et al., 2004; PATERSON e MARINO, 2004; BADEN et al., 2005; NIKOLOPOULOS et al., 2001; ALBERTUS et al., 2005; LANDER et al., 2009). No entanto tais estudos não permitem inferências referentes à influência dessas informações em músculos, cargas e variáveis fisiológicas distintas. Nesse sentido os resultados do presente estudo são favoráveis, e ajudam a compreender a cinética dos valores de RMS dos músculos RF e VL quando em cargas mais intensas (período de esforço) e em cargas menos intensas (período de recuperação). Com isso é possível notar que apesar dos músculos comporem o mesmo grupo muscular, QD, mostram particularidades durante todo o teste.

O músculo RF demonstrou diminuição nos valores de RMS em P1 logo nos primeiros minutos de atividade, principalmente no período de esforço, quando comparados aos outros protocolos (P2, P3 e P4). Por outro lado, o músculo VL apresentou diminuição durante todo o teste em P1, apresentando diferença estatística apenas no minuto 40, quando comparado a P2 ( $p < 0,05$ ). Essa diferença quanto a AM demonstra que quando os voluntários desconhecem o final do exercício tendem a ser mais eficientes, sustentam a mesma carga recrutando menos massa muscular. Esses resultados corroboram com Vidacek e Wishner (1971), apesar de utilizarem protocolos e músculos diferentes, demonstram que a atividade eletromiográfica é maior quando o período de teste é menor, embora se utilize a mesma carga nos períodos. Dessa forma reforça-se que a expectativa sobre a tarefa a se realizar exerce influência sobre a AM. A quebra da relação linear entre a atividade eletromiográfica e potência pode ser conferida a não observância de todos os músculos responsáveis pelo ato de pedalar (descritos anteriormente),

alguns dos músculos não analisados atuam em fases diferentes daquela dos músculos analisados, podendo suprir a menor ativação dos músculos analisados. A importante ativação dos músculos flexores de joelho durante a fase de recuperação pode explicar a diminuição da atividade eletromiográfica na manutenção da potência (BINI et al., 2008).

Caso o presente estudo dispusesse dos EMG da musculatura antagonista ao QD seria possível criar um índice de eficiência de pedalada conhecida como co-contração, que demonstraria a concorrência entre os músculos agonistas e antagonistas (WINTER, 1990), o que auxiliaria a elucidação da menor AM dos músculos VL e RF com a mesma potência.

A cinética dos valores de RMS do músculo RF, diminuição nos primeiros minutos e aumento na metade final, oposta ao do músculo VL, diminuição apenas no final do teste, pode ser explicada pela característica distinta entre os músculos. O RF é mais fatigável, por possuir maior quantidade de fibras glicolíticas (JOHNSON et al., 1971) e por ser biarticular, consequentemente apresentar maior participação no ato de pedalar (DOREL et al., 2008). A fadiga do RF parece ser gradualmente suprida pela economia do VL.

A variação nos valores de RMS em testes “*open loop*” (quando o final do teste é desconhecido) e “*closed loop*” (quando o final do teste é conhecido) (ST CLAIR GIBSON E NOAKES, 2004) pouco tem sido explorado. Este fator pode influenciar não só no desempenho mas também durante testes de avaliação, como é o caso da detecção do limiar de fadiga neuromuscular, feito através da taxa de aumento dos valores de RMS em relação ao tempo de teste em diferentes cargas (MAESTU et al., 2006). Alguns estudos demonstram divergência quanto ao tempo de teste para a detecção do limiar (MAESTU et al., 2006; PAVLAT et al., 1995; MORITANI et al., 1993), entretanto não consideram a influência da informação fornecida ao voluntário, o que modifica os valores de RMS para o músculo estudado, como pode ser observado nas figuras 18 e 20 A, influenciando a estimativa do índice. Outro fato que deve ser utilizado com extrema cautela é a utilização de apenas um músculo do QD para representar a variabilidade interindividuos (PINCIVERO et al., 2001), pois como visto, as peculiaridades desses músculos fazem com que eles atuem de forma distinta e por vezes complementar.

Para a FM, índice para análise da fadiga, o deslocamento para a esquerda nos componentes de frequência (para frequências mais baixas) é atribuído à redução na velocidade da condução do impulso pela fibra muscular, pela queda do pH intramuscular e aumento nos níveis de potássio extracelular (DE LUCA, 1997), os resultados também mostram grande dissociação

entre os músculos RF e VL. Oposto ao esperado, nenhum dos músculos analisados apresentou queda nesse indicador, demonstrando que não houve indício de fadiga em nenhum dos músculos analisados, como argumentado acima. O que pode ser observado é o contrário para o VL, que demonstrou aumento da FM em P1, P2 e P3 no período de esforço (figura 21A), e em P1 e P4 no período de recuperação (figura 21B), reforçando que os voluntários não estavam fadigados ao final dos protocolos experimentais.

Essa dissociação pode ser atribuída, novamente, as diferentes características dos dois músculos quanto a estrutura e funcionalidade no ciclismo, entretanto, para melhor avaliação do processo de fadiga através da velocidade de condução outros índices deveriam ter sido utilizados, pois interpretar as alterações no espectro da potência talvez seja válido se não houver alterações da propagação neuromuscular medida da onda M, indicador de fadiga periférica (HUG et al., 2003).

Outro importante achado foi o maior  $VO_2$  durante P4 em relação P1 e P2 (figura 22A), protocolos com maior duração, porém com a mesma intensidade (100% PP). Este fato demonstra maior gasto calórico durante o protocolo de menor tempo, e soma-se a resultados apresentados por Baden e colaboradores (2005), reforçando sua especulação que quando um exercício “*open loop*” é realizado tende-se a ser mais econômico no uso dos recursos fisiológicos para se manter reservas energéticas caso haja a necessidade de maior demanda fisiológica. Também, o atual trabalho permitiu considerar que a economia apresentada pode ter sido ocasionada pelo recrutamento muscular, hipótese levantada no trabalho comentado, porém não confirmada pela falta de dados. Essa atribuição deve ser feita com ressalvas, pois o trabalho atual dedicou sua investigação a apenas dois músculos principais do ciclismo, e a fadiga nem sempre é endereçada a músculos principais (ENOKA e DUCHATEAU, 2008), além da não observância a outras variáveis fisiológicas e biomecânicas.

A diferença encontrada no  $VO_2$  parece ser também percebida de forma consciente, através de aferições da PSE, como demonstrado em trabalhos anteriores (BADEN et al., 2004). As variações encontradas na variável psicofísica não são acompanhadas por alterações na FC, na respiração minuto e na taxa respiratória (REJESKI e RIBISL, 1980), infelizmente a variável não foi mensurada nesse estudo.

Os resultados deste trabalho apontam para um mecanismo antecipatório, capaz de modular o dispêndio de energia através da regulação da massa muscular recrutada, que atua

com base na expectativa e conhecimento do exercício a se realizar, permitindo apontar que o SNC (mais especificamente o cérebro) tem função importante na performance e que essa não é limitada somente pela capacidade metabólica, como classicamente era considerada. A primeira vista esses mecanismos reforçam a atuação modelo de fadiga baseado em regulação por feedbacks e feedforwards, já que esse modelo em seus preceitos já contempla a ação antecipatória do cérebro por intermédio do Governador Central de Fadiga sobre os sistemas periféricos. Entretanto, o modelo de fadiga baseado em regulação por feedforwards parece também se adequar aos achados, pois considera que a potência gerada durante o exercício é determinado por fatores cognitivos/motivacionais (AMANN et al., 2009), dentre eles:

- Conhecimento da distância a ser percorrida;
- Conhecimento da distância percorrida e a que resta a percorrer;
- Experiência prévia da percepção de esforço durante exercícios que alteram a

intensidade e duração.

Apesar da difícil explicação para o mecanismo de fadiga associado às respostas oriundas de mecanismos antecipatórios, mostra-se de grande importância o melhor entendimento dos efeitos de diferentes informações quanto a atividade a se realizar para que esses métodos passem a ter aplicações práticas no treinamento esportivo como variáveis de intensidade, já que apenas com a variação da expectativa da tarefa a se realizar pode-se tornar a atividade mais desgastante, como constatado pelo maior  $VO_2$ .

Outrora, algumas aplicações práticas foram sugeridas, como o uso da atividade eletromiográfica do músculo VL, representada em RMS, como bom indicador de gasto energético para ciclistas treinados, por demonstrar a mesma taxa de variação que o  $VO_2$  durante testes em cicloergômetro. Dessa forma a variável neuromuscular poderia ser uma interessante ferramenta na predição da quantificação do  $VO_2$  para pessoas que não dispusessem de outra forma para tal medida (HUG et al., 2004b). Contudo, tal suposição não é coerente com os resultados encontrados nesse estudo, que expõem o constante aumento do  $VO_2$  no decorrer do tempo em todos os protocolos, enquanto há estabilidade, ou mesmo queda, no caso de P1, nos valores de RMS do VL. A divergência apresentada entre os trabalhos pode ser atribuída a característica dos protocolos empregados, já que Hug e colaboradores (2004b) adotaram testes incrementais e com carga constante e este trabalho utilizou-se de protocolos intermitentes.

De forma geral, a maneira como é apresentada a informação antes e durante o exercício mostrou-se eficiente para alterar respostas fisiológicas em ciclistas, apesar de não esclarecida essas alterações, alguns fatores podem ter contribuído para esse fato. As características distintas entre os músculos analisados podem ter influenciado a fadigabilidade dos mesmos, resultando no padrão distinto de recrutamento entre os músculos. Contudo, a falta do acompanhamento de todos os músculos envolvidos no ciclismo, inclusive os de membro superior e tronco, responsáveis pela estabilidade do atleta sobre a bicicleta, também pode ter ajudado a abrumar a explicação sobre os resultados. Também, a falta de medidas psicobiométricas, como a PSE, o nível motivacional e o afeto ocupam essa lacuna. Outro fator que pode ter sido causador das alterações demonstradas através dos resultados são as influências externas, como a meta apresentada aos voluntários, o que pode fazer com que eles usufruam de diferentes EDR, conquanto a potência gerada seja sempre a mesma (REJESKI e RIBISL, 1980). Posto isso, a EDR parece agir, dependendo das possibilidades, tanto de forma consciente, alterando a velocidade ou a cadência durante o percurso, como de forma inconsciente, variando as respostas fisiológicas a longo da tarefa, mesmo conservando os níveis de a força e/ou potência gerada no exercício.

## 7. CONCLUSÃO

A partir dos resultados do presente estudo foi possível concluir que:

- quando não se conhece a atividade a se realizar ocorre a diminuição no recrutamento do músculo RF nos primeiros 20 minutos de atividade;
- quando não se conhece a atividade a se realizar ocorre a diminuição no recrutamento do músculo VL após 40 minutos de atividade;
- os componentes de alta frequência do músculo VL aumentam nos períodos de esforço e recuperação, demonstrando que não há indícios de fadiga;
- durante o período de esforço há aumento do gasto energético nos protocolos com 20 minutos de duração.

## 8. REFERÊNCIAS

ABBISS, C. R. e LAURSEN, P. B. Describing and understanding pacing strategies during athletic competition. Sports Med, v.38, n.3, p.239-52. 2008.

\_\_\_\_\_. Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. Sports Med, v.35, n.10, p.865-98. 2005.

ALBERTUS, Y. *et al.*,. Effect of distance feedback on pacing strategy and perceived exertion during cycling. Med Sci Sports Exerc, v.37, n.3, Mar, p.461-8. 2005.

AMANN, M. *et al.*,. Arterial oxygenation influences central motor output and exercise performance via effects on peripheral locomotor muscle fatigue in humans. J Physiol, v.575, n.Pt 3, Sep 15, p.937-52. 2006.

\_\_\_\_\_. Somatosensory feedback from the limbs exerts inhibitory influences on central neural drive during whole body endurance exercise. J Appl Physiol, v.105, n.6, Dec, p.1714-24. 2008.

\_\_\_\_\_. Severity of arterial hypoxaemia affects the relative contributions of peripheral muscle fatigue to exercise performance in healthy humans. J Physiol, v.581, n.Pt 1, May 15, p.389-403. 2007.

ANSLEY, L. *et al.*,. Anticipatory pacing strategies during supramaximal exercise lasting longer than 30 s. Med Sci Sports Exerc, v.36, n.2, Feb, p.309-14. 2004.

BADEN, D. A. *et al.*,. Effect of anticipation during unknown or unexpected exercise duration on rating of perceived exertion, affect, and physiological function. Br J Sports Med, v.39, n.10, Oct, p.742-6; discussion 742-6. 2005.

BAILLY, L. Manual del curso de entrenadores solidaridad olímpica: União Ciclística Internacional. 1998

BANKOFF, A. D. *et al.*,. Electromyography study of the hamstring muscles while exercising on a bicycle and the Roman table. Electromyogr Clin Neurophysiol, v.44, n.5, Jul-Aug, p.293-300. 2004.

BELLI, A. e HINTZY, F. Influence of pedalling rate on the energy cost of cycling in humans. Eur J Appl Physiol, v.88, n.1-2, Nov, p.158-62. 2002.

BINI, R. R. *et al.*,. 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.

- BORG, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. Med Sci Sports Exerc, v.14, n.5, p.377-81. 1982.
- BREHM, J. W. e SELF, E. A. The intensity of motivation. Annu Rev Psychol, v.40, p.109-31. 1989.
- CANDOTTI, C. T. *et al.*,. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. J Electromyogr Kinesiol, Jun 5. 2008.
- COYLE, E. F. *et al.*,. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. Med Sci Sports Exerc, v.23, n.1, Jan, p.93-107. 1991.
- CRUZ, C. F. e BANKOFF, A. D. Electromyography in cycling: difference between clipless pedal and toe clip pedal. Electromyogr Clin Neurophysiol, v.41, n.4, Jun, p.247-52. 2001.
- DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, v.13, p.135-163. 1997.
- DENADAI, B. S. *et al.*,. 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, p.286-290. 2005.
- DESCHENES, M. R. *et al.*,. Muscle recruitment patterns regulate physiological responses during exercise of the same intensity. Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol, v.279, n.6, Dec, p.R2229-36. 2000.
- DOREL, S. *et al.*,. Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. J Electromyogr Kinesiol, v.18, n.5, Oct, p.857-65. 2008.
- ENOKA, R. M. e DUCHATEAU, J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. J Physiol, v.586, n.1, Jan 1, p.11-23. 2008.
- ERICSON, M. On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. Scand J Rehabil Med Suppl, v.16, p.1-43. 1986.
- ESTON, R. *et al.*,. The effect of antecedent fatiguing activity on the relationship between perceived exertion and physiological activity during a constant load exercise task. Psychophysiology, v.44, n.5, Sep, p.779-86. 2007.
- FRY, A. C. *et al.*,. Muscle fiber characteristics and performance correlates of male Olympic-style weightlifters. J Strength Cond Res, v.17, n.4, Nov, p.746-54. 2003a.
- \_\_\_\_\_. Muscle fiber characteristics of competitive power lifters. J Strength Cond Res, v.17, n.2, May, p.402-10. 2003b.
- GANDEVIA, S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. Physiol Rev, v.81, n.4, Oct, p.1725-89. 2001.



GRAY, H. Gray Anatomia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1988

GREGOR, R. J. Biomecânica do Ciclismo. In: GARRETT JR, W. E. KIRKENDALL, D. T. A Ciência do Exercício e dos Esportes. Porto Alegre: ARTMED, 2003.

HERMENS, H. J. *et al.*,. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol, v.10, n.5, Oct, p.361-74. 2000.

HUG, F. *et al.*,. Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. Eur J Appl Physiol, v.92, n.3, Jul, p.334-42. 2004a.

\_\_\_\_\_. EMG versus oxygen uptake during cycling exercise in trained and untrained subjects. J Electromyogr Kinesiol, v.14, n.2, Apr, p.187-95. 2004b.

HUG, F. e DOREL, S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. J Electromyogr Kinesiol, v.19, n.2, Apr, p.182-98. 2009.

HUG, F. *et al.*,. EMG signs of neuromuscular fatigue related to the ventilatory threshold during cycling exercise. Clin Physiol Funct Imaging, v.23, n.4, Jul, p.208-14. 2003.

JOHNSON, M. A. *et al.*,. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. J Neurol Sci, v.18, n.1, Jan, p.111-29. 1973.

KAY, D. *et al.*,. Evidence for neuromuscular fatigue during high-intensity cycling in warm, humid conditions. Eur J Appl Physiol, v.84, n.1-2, Jan-Feb, p.115-21. 2001.

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

\_\_\_\_\_. Lactate during exercise at high altitude. Eur J Appl Physiol, v.74, p.195-205. 1996.

LAMBERT, E. V. *et al.*,. Complex systems model of fatigue: integrative homeostatic control of peripheral physiological systems during exercise in humans. Br J Sports Med, v.39, n.1, Jan, p.52-62. 2005.

LANDER, P. J. *et al.*,. Self-paced exercise is less physically challenging than enforced constant pace exercise of the same intensity: influence of complex central metabolic control. Br J Sports Med, Feb 5. 2009.

LUCIA, A. *et al.*,. Preferred pedalling cadence in professional cycling. Med Sci Sports Exerc, v.33, n.8, Aug, p.1361-6. 2001.

\_\_\_\_\_. In professional road cyclists, low pedaling cadences are less efficient. Med Sci Sports Exerc, v.36, n.6, Jun, p.1048-54. 2004.

LUNDBY, C. *et al.*,. During hypoxic exercise some vasoconstriction is needed to match O<sub>2</sub> delivery with O<sub>2</sub> demand at the microcirculatory level. J Physiol, v.586, n.1, Jan 1, p.123-30. 2008.

MACINTOSH, B. R. *et al.*,. Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. Med Sci Sports Exerc, v.32, n.7, Jul, p.1281-7. 2000.

MAESTU, J. *et al.*,. Electromyographic and neuromuscular fatigue thresholds as concepts of fatigue. J Strength Cond Res, v.20, n.4, Nov, p.824-8. 2006.

MARCORA, S. M. Do we really need a central governor to explain brain regulation of exercise performance? Eur J Appl Physiol, v.104, n.5, Nov, p.929-31; author reply 933-5. 2008a.

\_\_\_\_\_. Perception of Effort During Exercise Is Independent of Afferent Feedback from Skeletal Muscles, Heart and Lungs. J Appl Physiol, May 15. 2008b.

\_\_\_\_\_. Viewpoint: Fatigue mechanisms determining exercise performance: integrative physiology is systems physiology. J Appl Physiol, v.104, n.5, May, p.1543. 2008c.

MARCORA, S. M. *et al.*,. Locomotor muscle fatigue increases cardiorespiratory responses and reduces performance during intense cycling exercise independently from metabolic stress. Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol, v.294, n.3, Mar, p.R874-83. 2008.

\_\_\_\_\_. Mental fatigue impairs physical performance in humans. J Appl Physiol, v.106, n.3, Mar, p.857-64. 2009.

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

NIKOLOPOULOS, V. *et al.*,. Pacing strategy in simulated cycle time-trials is based on perceived rather than actual distance. J Sci Med Sport, v.4, n.2, Jun, p.212-9. 2001.

NOAKES, T. D. Linear relationship between the perception of effort and the duration of constant load exercise that remains. J Appl Physiol, v.96, n.4, Apr, p.1571-2; author reply 1572-3. 2004.

\_\_\_\_\_. 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. *et al.*,. Evidence that a central governor regulates exercise performance during acute hypoxia and hyperoxia. J Exp Biol, v.204, n.Pt 18, Sep, p.3225-34. 2001.

\_\_\_\_\_. From catastrophe to complexity: a novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans: summary and conclusions. Br J Sports Med, v.39, n.2, Feb, p.120-4. 2005.

NOAKES, T. D. e TUCKER, R. Do we really need a central governor to explain brain regulation of exercise performance? A response to the letter of Dr. Marcora. Eur J Appl Physiol, v.104, n.5, Nov, p.933-5. 2008.

PATERSON, S. e MARINO, F. E. Effect of deception of distance on prolonged cycling performance. Percept Mot Skills, v.98, n.3 Pt 1, Jun, p.1017-26. 2004.

PAVLAT, D. J. *et al.*,. Electromyographic responses at the neuromuscular fatigue threshold. J Sports Med Phys Fitness, v.35, n.1, Mar, p.31-7. 1995.

PINCIVERO, D. M. *et al.*,. Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. J Appl Physiol, v.90, n.3, Mar, p.804-10. 2001.

RASCH, P. J. e BURKE, R. Cinesiologia e Anatomia Aplicada. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1977. 571

REJESKI, W. J. e RIBISL, P. M. Expected task duration and perceived effort: an attributional analysis. Journal of Sport Psychology, v.2, p.277-236. 1980.

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

ST CLAIR GIBSON, A. *et al.*,. The role of information processing between the brain and peripheral physiological systems in pacing and perception of effort. Sports Med, v.36, n.8, p.705-22. 2006.

ST CLAIR GIBSON, A. e NOAKES, T. D. Evidence for complex system integration and dynamic neural regulation of skeletal muscle recruitment during exercise in humans. Br J Sports Med, v.38, n.6, Dec, p.797-806. 2004.

STARON, R. S. *et al.*,. Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. J Histochem Cytochem, v.48, n.5, May, p.623-9. 2000.

SUZUKI, S. *et al.*,. EMG activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities. Brain Res, v.240, n.2, May 27, p.245-58. 1982.

TAKAISHI, T. *et al.*,. Neuromuscular fatigue during prolonged pedalling exercise at different pedalling rates. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, v.69, n.2, p.154-8. 1994.

\_\_\_\_\_. Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists. Med Sci Sports Exerc, v.28, n.12, Dec, p.1492-7. 1996.

TRIANA, R. O. *et al.*,. Relação entre a percepção de esforço e o período de teste em diferentes cargas retangulares. II Congresso de Ciencia do Desporto I Simposio Internacional de Ciencia do Desporto. Limeira, 2007. Cd -rom

TUCKER, R. *et al.*,. Hyperoxia improves 20 km cycling time trial performance by increasing muscle activation levels while perceived exertion stays the same. Eur J Appl Physiol, v.101, n.6, Dec, p.771-81. 2007.

ULMER, H. V. Concept of an extracellular regulation of muscular metabolic rate during heavy exercise in humans by psychophysiological feedback. Experientia, v.52, n.5, May 15, p.416-20. 1996.

VAN INGEN SCHENAU, G. J. *et al.*,. The constrained control of force and position in multi-joint movements. Neuroscience, v.46, n.1, p.197-207. 1992.

VIDACEK, S. e WISHNER, J. Influence of expectation of task duration on efficiency of muscular activity. J Appl Psychol, v.55, n.6, Dec, p.564-9. 1971.

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

WINTER, D. A. Biomechanics and motor control and human moviment. New York: Wiley. 1990. 277

## **9. ANEXOS**

**Anexo A:** Carta de aprovação do Comitê de Ética



FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

[www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html](http://www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html)

CEP, 10/09/07.  
(Grupo III)

**PARECER CEP:** N° 397/2007 (Este n° deve ser citado nas correspondências referente a este projeto)  
**CAAE:** 0306.0.146.000-07

#### I-IDENTIFICAÇÃO:

**PROJETO:** “ANÁLISE DOS SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS EM EXERCÍCIOS INTERMITENTES EM CICLOERGOMETRO SOB DIFERENTES NÍVEIS DE CONSCIÊNCIA DOS EXERCÍCIOS A SEREM REALIZADOS”.

**PESQUISADOR RESPONSÁVEL:** Ricardo Okada Triana

**INSTITUIÇÃO:** Faculdade de Educação Física / UNICAMP

**APRESENTAÇÃO AO CEP:** 13/06/2007

**APRESENTAR RELATÓRIO EM:** 26/06/08 (O formulário encontra-se no *site* acima)

#### II - OBJETIVOS

Analisar a resposta dos sinais eletromiográficos junto ao desempenho obtido em diferentes protocolos intermitentes em cicloergômetro.

#### III - SUMÁRIO

Serão selecionadas 15 pessoas, do sexo masculino, com faixa etária entre 25 e 35 anos, saudáveis e fisicamente ativos. Todos os voluntários serão submetidos a quatro protocolos, sendo um incremental, com aumento gradual de carga até a exaustão e três testes intermitentes, com variação de velocidade e duração fixa. Durante todos os testes serão coletados dados eletromiográficos e parâmetros ventilatórios.

#### IV - COMENTÁRIOS DOS RELATORES

Após resposta das pendências o projeto encontra-se adequado a Resolução CNS 196/96 e complementares, bem como a nova versão do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

#### V - PARECER DO CEP

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, após acatar os pareceres dos membros-relatores previamente designados para o presente caso e atendendo todos os dispositivos das Resoluções 196/96 e complementares, resolve aprovar sem restrições o Protocolo de Pesquisa, bem como ter aprovado o Termo do Consentimento Livre e Esclarecido, assim como todos os anexos incluídos na Pesquisa supracitada.

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/FCM/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP  
Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126  
Caixa Postal 6111  
13084-971 Campinas - SP

FONE (019) 3521-8936  
FAX (019) 3521-7187  
cep@fcm.unicamp.br



**FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

🌐 [www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html](http://www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html)

## VI - INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES

O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

Pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.1.z), exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade do regime oferecido a um dos grupos de pesquisa (Item V.3.).

O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4.). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projeto do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, Item III.2.e)

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, de acordo com os prazos estabelecidos na Resolução CNS-MS 196/96.

## VI - DATA DA REUNIÃO

Homologado na VI Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 26 de junho de 2007.

  
**Prof. Dra. Carmen Sílvia Bertuzzo**  
PRESIDENTE DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA  
FCM / UNICAMP

**Anexo B:** Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

## **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

**Título da pesquisa:** Análise dos sinais eletromiográficos em exercícios intermitentes em cicloergômetro sob diferentes níveis de consciência dos exercícios a serem realizados.

**Pesquisador responsável:** Ricardo Okada Triana  
Depto. Ciência do Desporto – FEF – Unicamp

Identificação do participante:

Nome:

Data de nascimento:

Endereço:

Cidade:

UF:

CEP:

Fone:

Eu \_\_\_\_\_, R.G. \_\_\_\_\_, entendo que fui convidado a participar de projeto de pesquisa envolvendo homens ativos. O sigilo será mantido por meio da identificação dos voluntários por códigos. Ao concordar com a participação desse estudo, os pesquisadores farão coletas dos meus sinais eletromiográficos (semelhante a um eletrocardiograma) e dos parâmetros ventilatórios enquanto realizo quatro testes em cicloergômetro, um deles até a exaustão voluntária, sendo ambos os métodos indolores, não requerendo nenhum procedimento invasivo. Nenhum dos testes apresenta qualquer risco, e 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 nos diferentes protocolos realizados. Se os resultados ou informações fornecidas forem utilizadas para fins de publicação científica nenhum nome será mencionado. Estou ciente que não haverá qualquer tipo de ressarcimento financeiro pela participação na pesquisa.



Estou ciente 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 a recusar ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem comprometer quaisquer atendimentos ou informações necessárias.

Expliquei ao participante identificado acima o objetivo do estudo, os procedimentos requeridos e os possíveis riscos e vantagens que poderão advir do estudo. Eu me comprometo a fornecer uma cópia desse formulário de consentimento ao participante.

Assinatura do voluntário: \_\_\_\_\_

Campinas, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2008.