

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

**DESEMPENHO FÍSICO E RESPOSTAS ELETROMIOGRÁFICAS DOS
MÚSCULOS VASTO LATERAL, VASTO MEDIAL E RETO FEMORAL
DURANTE ESFORÇO INTERMITENTE ANAERÓBIO EM CICLISTAS**

Alexandre Hideki Okano

**Campinas – SP
2004**

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

Ok1d Okano, Alexandre Hideki
Desempenho físico e respostas eletromiográficas dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femural durante esforço intermitente anaeróbio em ciclistas / Alexandre Hideki Okano.-- Campinas, SP: [s.n.], 2004.

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

1. Eletromiografia. 2. Fadiga. 3. Capacidade anaeróbica. 4. Aptidão física-Testes. 5. Músculos. 6. Ciclistas. I. Moraes, Antonio Carlos de. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

**DESEMPENHO FÍSICO E RESPOSTAS ELETROMIOGRÁFICAS DOS
MÚSCULOS VASTO LATERAL, VASTO MEDIAL E RETO FEMORAL
DURANTE ESFORÇO INTERMITENTE ANAERÓBIO EM CICLISTAS**

Alexandre Hideki Okano

Este exemplar corresponde à redação final da dissertação de mestrado defendida por Alexandre Hideki Okano e aprovada pela Comissão Julgadora em ____/____/_____.

Orientador: Prof. Dr. Antonio Carlos De Moraes

**Campinas – SP
2004**

Alexandre Hideki Okano

**DESEMPENHO FÍSICO E RESPOSTAS ELETROMIOGRÁFICAS DOS
MÚSCULOS VASTO LATERAL, VASTO MEDIAL E RETO FEMORAL
DURANTE ESFORÇO INTERMITENTE ANAERÓBIO EM CICLISTAS**

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Antonio Carlos De Moraes (Orientador)

Profª. Drª. Antonia Dalla Pria Bankoff (Presidente)

Prof. Dr. Edilson Serpeloni Cyrino

Profª. Drª. Mara Patricia Traina Chacon-Mikahil

**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Educação Física
Campinas – 2004**

AGRADECIMENTOS

Inicialmente agradeço aos meus pais, Yoshihiro Okano e Fukiko Okano, e familiares pelo constante apoio durante a minha vida.

Agradeço o Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq pela concessão da bolsa durante o período do mestrado.

Ao Prof. Dr. Antonio Carlos De Moraes, exemplo de seriedade e comprometimento com a produção de conhecimentos em Educação Física, por acreditar no meu potencial acadêmico e pela orientação ao longo do processo.

À Prof^a. Dr^a. Antonia Dalla Pria Bankoff pela qual expresso minha admiração, agradeço por oportunizar momentos de discussões a cerca da vida, da ciência e da pesquisa em Educação Física num contexto mais amplo.

À Prof^a. Dr^a. Mara Patrícia Traina Chacon-Mikahil por me oportunizar o Programa de Estágio Docente, no qual foi fundamental para a minha formação acadêmica, sobretudo, no aspecto de ensino.

Agradecimento especial ao Prof. Dr. Edilson Serpeloni Cyrino, pelo qual expresso minha admiração e profunda gratidão, grande incentivador que me despertou interesse pela pesquisa, vem nos acompanhando ao longo do processo, e que sem dúvida é um orientador não apenas para os aspectos acadêmicos mas também para a vida.

Aos Professores Alexandre Moreira, Luiz Fernando Ribeiro e Marco Antonio Bettine de Almeida que surpreenderam pela amizade e companheirismo cultivada durante o processo de mestrado e que permitiu discussões construtivas aos diferentes aspectos da vida acadêmica.

A todos os colegas do Grupo de Estudo e Pesquisa em Metabolismo, Nutrição e Exercício (GEPeMeNE) da Universidade Estadual de Londrina, que contribuíram e que têm contribuído para minha formação acadêmica.

Aos colegas do Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura, pela oportunidade do desenvolvimento do estudo, e também pelo auxílio durante as fases de coletas.

Aos funcionários da biblioteca, Dulce, Geraldo, Gonzaga e Marli por todo o auxílio nas buscas bibliográficas e pelas orientações no processo de comutação de artigos que foram fundamentais para o desenvolvimento da dissertação.

Aos funcionários da informática, Beeroth, Fátima, Gustavo, Ricardo, Edgar e Diogo pela paciência e auxílio nas gravações de CDs referentes a buscas de referências bibliográficas pertinentes ao estudo.

Agradeço os voluntários deste estudo pela paciência, seriedade e dedicação durante as fases das coletas.

“A vida precisa de pausas”. Adaptado de Carlos Drummond de Andrade.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho ao Leonardo Tavares Okano (*in memoriam*) exemplo de batalha e perseverança durante a vida, em todas as situações, e que nos momentos difíceis da minha vida tem me dado força para superar os obstáculos.

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE TABELAS	xvii
LISTA DE FIGURAS	xxi
LISTA DE QUADROS	xxvii
LISTA DE ANEXOS	xxix
RESUMO.....	xxx
ABSTRACT	xxxiii
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	4
2.1 Objetivo geral	4
2.2 Objetivos específicos	4
3 REVISÃO DA LITERATURA	5
3.1 Estrutura do sistema músculo esquelético	5
3.2 Tipos de fibras musculares e unidades motoras	7
3.3 Arquitetura e morfologia muscular.....	18
3.4 Propriedades estruturais e funcionais dos músculos VL, VM e RF	32
3.5 Teste anaeróbio de Wingate	43
3.6 Esforços intermitentes anaeróbio em cicloergômetro.....	47
3.7 Mecanismos geradores de fadiga	49
3.8 Eletromiografia e fadiga.....	53
4 CASUÍSTICA E MÉTODOS	60
4.1 Sujeitos.....	60
4.2 Métodos.....	60
4.2.1 Antropometria.....	60
4.2.2 Protocolo de esforço intermitente anaeróbio	60
4.2.3 Coleta dos sinais EMG	62
4.2.4 Procedimentos para aquisição de dados.....	62

4.2.5 Delineamento experimental.....	63
4.2.6 Tratamento estatístico.....	64
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	67
6 CONCLUSÕES.....	85
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	86
ANEXOS.....	99

LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1. Composição de fibras musculares dos músculos Vasto Lateral, Vasto Medial e Reto Femoral obtidas a partir de autópsia (adaptado de JOHNSON <i>et al.</i> ,1973).....	34
TABELA 2. Parâmetros de arquitetura muscular do Vasto Lateral, Vasto Medial e Reto Femoral obtidos a partir de cadáveres.....	36
TABELA 3. Potência de pico relativa (PPR), potência média relativa (PMR) e índice de fadiga (IF) em cada um dos três testes de Wingate.....	67
TABELA 4. Valores expressos em RMS (<i>root mean square</i>) referentes aos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) no decorrer dos três testes de Wingate.....	68
TABELA 5. Correlação entre potência média relativa (PMR) e amplitude dos sinais eletromiográficos (RMS) dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3).....	77
TABELA 6. Parâmetros da análise de regressão múltipla entre potência média relativa e amplitude dos sinais eletromiográficos (RMS) dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) no primeiro teste de Wingate.....	78

TABELA 7. Parâmetros da análise de regressão múltipla entre potência média relativa e amplitude dos sinais eletromiográficos (RMS) dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) no segundo teste de Wingate..... 79

TABELA 8. Parâmetros da análise de regressão múltipla entre potência média relativa e amplitude dos sinais eletromiográficos (RMS) dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) no terceiro teste de Wingate..... 79

TABELA 9. Valores expressos em RMS (*root mean square*) referentes aos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) a cada cinco segundos nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3)..... 82

LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1. Fotomicrografia da microestrutura do músculo esquelético. (adaptada de ROBERGS & ROBERTS, 2002).....	07
FIGURA 2. Propriedades funcionais da unidade motora. A, lenta com alta resistência à fadiga. B, rápida com moderada resistência à fadiga. C, rápidas com baixa resistência à fadiga (adaptada de ROBERGS & ROBERTS, 2002).....	08
FIGURA 3. Esquema ilustrativo da análise histoquímica em secção transversal de um músculo para identificar a coloração da mATPase submetida a diferentes níveis de pH (a, pH=10,4; b, pH=4,3; c, pH=4,55) (adaptada de HOSTLER <i>et al.</i> , 2001; STARON, 1997).....	11
FIGURA 4. Comparação entre as classificações dos tipos de fibras musculares a partir da coloração mATPase, da MHC e das enzimas metabólicas. Em humanos a MHC-IIb não é encontrada nas fibras musculares, apenas nos músculos de animais (adaptada de SCOTT; STEVENS; BINDER-MacLEOD (2001).....	14
FIGURA 5. Tipos de músculos de acordo com o arranjo das fibras musculares (adaptada de HAMILL & KNUTZEN, 1999).....	19
FIGURA 6. Arquitetura muscular de músculos fusiformes (F) e peniformes (P) (adaptada de HAMILL & KNUTZEN, 1999).....	20

	Página
FIGURA 7. Efeito do ângulo de penação sobre a capacidade de transmissão de força para o tendão (A) e agrupamento de fibras (B) (adaptada de LIEBER, 1992).....	22
FIGURA 8. Esquema ilustrativo das propriedades da arquitetura muscular e funcional dos músculos de membros inferiores (adaptada de LIEBER, 1992).....	23
FIGURA 9. Esquema ilustrativo da relação entre o comprimento do fascículo (CF) e a velocidade de encurtamento do músculo GL. Valores médios de tecido muscular (TM) e CF obtidos em velocistas do G10 e G11 (adaptada de KUMAGAI <i>et al.</i> , 2000).....	25
FIGURA 10. Figura ilustrativa do equipamento utilizado para realização dos exercícios de agachamento inclinado (adaptada de BLAZEVIICH <i>et al.</i> , 2003).....	31
FIGURA 11. Valores de eletromiografia integrada referentes aos músculos Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF) em cicloergômetro em diferentes condições (adaptada de JORGE & HULL, 1986).....	38
FIGURA 12. Ângulo e recrutamento dos músculos Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF) em cicloergômetro (adaptada de GREGOR & RUGG, 1986).....	40

	Página
FIGURA 13. Exemplo ilustrativo de exercícios em cadeia aberta e em cadeia fechada (adaptada de STENSDOTTER <i>et al.</i> , 2003).....	42
FIGURA 14. Índices obtidos no teste anaeróbio de Wingate (adaptada de INBAR; BAR-OR; SKINNER (1996).....	45
FIGURA 15. Delineamento do protocolo de esforço intermitente anaeróbio adotado no presente estudo.....	61
FIGURA 16. Comportamento da potência de pico relativa (PPR), potência média relativa (PMR) e sinais eletromiográficos (RMS) dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) no decorrer dos três testes de Wingate.....	69
FIGURA 17. Registros eletromiográficos do músculo Vasto Lateral obtidos nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3) (eixo x, tempo em segundos; eixo y, amplitude em μV).....	71
FIGURA 18. Registros eletromiográficos do músculo Vasto Medial obtidos nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3) (eixo x, tempo em segundos; eixo y, amplitude em μV).....	73
FIGURA 19. Registros eletromiográficos do músculo Reto Femoral obtidos nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3) (eixo x, tempo em segundos; eixo y, amplitude em μV).....	74
FIGURA 20. Comportamentos dos sinais eletromiográficos expressos em RMS dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) e da potência relativa a cada cinco segundos durante os testes de Wingate.....	81

LISTA DE QUADROS

	Página
QUADRO 1. Correspondência entre classificação de unidades motoras e tipos de fibras musculares (adaptado de LIEBER, 1992).....	09

LISTA DE ANEXOS

	Página
ANEXO 1. Termo de consentimento livre e esclarecido.....	99
ANEXO 2. Parecer do comitê de ética em pesquisa.....	101
ANEXO 3. Localização anatômica para colocação de eletrodos no músculo Vasto Lateral.....	103
ANEXO 4. Localização anatômica para colocação de eletrodos no músculo Vasto Medial.....	104
ANEXO 5. Localização anatômica para colocação de eletrodos no músculo Reto Femoral.....	105

RESUMO

DESEMPENHO FÍSICO E RESPOSTAS ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS VASTO LATERAL, VASTO MEDIAL E RETO FEMORAL DURANTE ESFORÇOS INTERMITENTES ANAERÓBIO EM CICLISTAS

Autor: ALEXANDRE HIDEKI OKANO

Orientador: PROF. DR. ANTONIO CARLOS DE MORAES

O propósito do presente estudo foi analisar as respostas eletromiográficas dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) durante um esforço intermitente anaeróbio e estabelecer correlações entre os sinais eletromiográficos dos músculos VL, VM e RF e os indicadores de desempenho físico. Oito ciclistas do sexo masculino (idade = 18-30 anos) foram submetidos a três testes anaeróbio de Wingate (W1, W2 e W3) intercalados por dois minutos de recuperação. Foram mensuradas a amplitude dos sinais eletromiográficos (EMG-RMS) e a potência média relativa (PMR), obtida durante os testes de Wingate. Houve queda de 27% na PMR do W1 para o W3. Com o decorrer dos testes de Wingate, verificou-se uma pequena redução na EMG-RMS do W1 para o W3 sendo mais acentuada para o RF (13%) do que para os músculos VL e VM (6%). As respostas diferenciadas de EMG-RMS apresentadas pelos músculos podem ser explicadas pelas diferenças nas propriedades biomecânicas, arquitetônicas e morfológicas. A análise de regressão múltipla indicou que o músculo com maior contribuição para o desempenho físico foi o VL. Este músculo, isoladamente explica em 68%, 45%, e 60% a variação dos resultados de desempenho físico nos testes de W1, W2 e W3, respectivamente. De acordo com os resultados podemos concluir que o padrão de fadiga muscular apresentado pelos músculos VL, VM e RF são diferenciados. Verifica-se uma queda na PMR e uma redução dos EMG-RMS, todavia, em diferentes proporções. Isto indica a necessidade do desenvolvimento de estudos que mensure os acúmulos de metabólitos e alterações no padrão dos sinais eletromiográficos durante esforços intermitentes de alta intensidade.

Palavras-chave: eletromiografia, esforço intermitente, teste de Wingate, ciclistas.

ABSTRACT

PHYSICAL PERFORMANCE AND ELECTROMYOGRAPHIC RESPONSES OF VASTUS LATERALIS, VASTUS MEDIALIS, AND RECTUS FEMORIS MUSCLES DURING ANAEROBIC INTERMITTENT EFFORT IN CYCLISTS

Author: ALEXANDRE HIDEKI OKANO

Adviser: PROF. DR. ANTONIO CARLOS DE MORAES

The purpose of the present study was to investigate the neuromuscular recruitment characteristics of Vastus Lateralis (VL), Vastus Medialis (VM), and Rectus Femoris (RF) during anaerobic intermittent effort in cyclists and the relationships between electromyographic signal of muscles and physical performance. Eight males cyclists (age 18-30 years) performed three Wingate Anaerobic Test (WAnT1, WAnT2, and WAnT3) on a cycle ergometer with two minutes of rest between each exercise bout. Relative mean power (RMP) and Root Mean Square amplitude (EMG-RMS) were recorded throughout the cycling. RMP decreased significantly between WAnT1 and WAnT3 by 27%. EMG-RMS decrease was slightly more pronounced for RF (13%) than VL and VM (6%). The different EMG-RMS fatigue patterns between the VL, VM, and RF may be explained by morphological, architecture, and biomechanical factors. The multiple regression analysis indicated that for performance the most prominent predictor was the VL. This variable alone explained 68%, 45%, and 60% of the variance in performance during WAnT1, WAnT2, and WAnT3, respectively. We concluded that EMG-RMS fatigue patterns were different between the VL, VM, and RF. MPO and EMG-RMS declined during high intensity exercise but not in the same proportion. Further investigation is required to measure both metabolite accumulation and changes in neural firing patterns during high intensity intermittent effort.

Keywords: electromyography, intermittent effort, Wingate test, cyclists.

1 INTRODUÇÃO

Os avanços científicos e tecnológicos têm atingido cada vez mais diferentes áreas do conhecimento acarretando melhorias significativas de diversos aspectos relacionados a vida do ser humano. Neste sentido, inúmeras modificações, qualitativas e quantitativas, têm sido observadas, também, no meio esportivo, sobretudo, a partir do crescimento desenfreado dos investimentos na busca pelo rendimento máximo. Esse fato tem estimulado inúmeros pesquisadores a investigarem os diferentes aspectos que possam contribuir na melhoria do desempenho físico de atletas, em diferentes modalidades.

Além disso, o desenvolvimento e a validação de testes que possam, de maneira simples e eficaz, diagnosticar a evolução do desempenho físico, particularmente de atletas, em diferentes momentos, visando um melhor controle dos possíveis efeitos do processo de treinamento são essenciais.

Considerando que diversas modalidades esportivas apresentam como característica a intermitência, ou seja, exigem esforços de alta intensidade e curta duração, intervalados por breves períodos de recuperação, muitos pesquisadores têm proposto testes intermitentes em cicloergômetro na tentativa de investigar o desempenho físico de atletas nesses tipos de esforços. Entretanto, a maioria dos estudos que tem adotado essa estratégia, tem analisado, via de regra, o comportamento dos sistemas de transferência de energia de forma isolada (BOGDANIS *et al.*, 1996; BOGDANIS *et al.*, 1995; McCARTNEY *et al.*, 1986; SPRIET *et al.*, 1989; TABATA *et al.*, 1997; TRUMP *et al.*, 1996) ou combinada ao uso de substâncias com potencial ergogênico (BIRCH; NOBLE; GREENHAFF, 1994; CASEY *et al.*, 1996; EARNEST *et al.*, 1995; GREEN *et al.*, 2001; GREER; McLEAN; GRAHAM, 1998; TARNOPOLSKY & MacLENNAN, 2000).

Desse modo, as informações produzidas por diferentes estudos têm contribuído acentuadamente para o entendimento dos mecanismos fisiológicos envolvidos em esforços de alta intensidade e curta duração, em série simples ou séries múltiplas, bem como auxiliado a desvendar os fatores que contribuem para a instauração da fadiga associados aos sistemas de fornecimento de energia.

Embora Bangsbo *et al.* (1992) tenham relatado que a queda do desempenho físico não parece estar correlacionada com as alterações metabólicas durante esforços intermitentes, sugerindo que existem outras causas para a diminuição do rendimento em atividades com essas características, a associação do conhecimento gerado por diversas áreas de conhecimento é fundamental para a quantificação das ativações musculares exigidas para determinadas cargas de trabalho, em diferentes tipos de exercícios.

Assim, nas últimas décadas, a eletromiografia (EMG) de superfície tem sido amplamente utilizada como um indicador fisiológico da fadiga muscular em diferentes tipos de esforços (BILODEAU *et al.*, 2003; HÄKKINEN, 1993; HÄKKINEN, 1994; HAUTIER *et al.*, 2000; HUNTER *et al.*, 2003; KOUZAKI; SHINOHARA; FUKUNAGA, 1999; MASUDA *et al.*, 1999; MORITANI; MURO; NAGATA, 1986; VANDEWALLE *et al.*, 1991; VAZ *et al.*, 1996; VOLLESTAD, 1997). Vale ressaltar que, dentre os estudos supracitados, apenas três procuraram investigar as respostas eletromiográficas durante o exercício físico de alta intensidade e curta duração, realizado em cicloergômetro, tanto em série simples (HUNTER *et al.*, 2003; VANDEWALLE *et al.*, 1991) quanto em séries múltiplas (HAUTIER *et al.*, 2000).

Um dos aspectos que deve ser considerado na interpretação dos resultados desses estudos diz respeito aos músculos investigados. Por exemplo, Vandewalle *et al.* (1991) analisaram o comportamento dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Bíceps Femoral, ao passo que Hunter *et al.* (2003) restringiram-se a estudar somente o músculo Reto Femoral (RF). Considerando que cada um desses músculos apresenta algumas peculiaridades (composição de fibra muscular, arquitetura muscular, aspectos morfológicos e funcionais), as respostas observadas diante de esforços de diferentes naturezas tendem a ser bastante diferenciadas.

Apesar disso, poucos estudos têm analisado as respostas eletromiográficas dos diferentes músculos durante esforços intermitentes, sobretudo, em cicloergômetro. Uma outra grande limitação é que a maioria das investigações tem analisado o comportamento de diferentes músculos de forma isolada. Esse fato indica a necessidade de desenvolvimento de estudos que forneçam informações quanto aos sinais eletromiográficos, contemplando músculos com diferentes características e propriedades para um melhor entendimento de como os mesmos reagem a esforços máximos realizados de forma intermitente. Isto pode ser extremamente relevante uma

vez que muitas modalidades esportivas têm como característica a intermitência. Portanto, as informações a serem produzidas podem trazer implicações importantes para o aperfeiçoamento dos métodos de treinamento físico.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

O objetivo do presente estudo foi analisar o desempenho físico e o comportamento dos sinais EMG dos músculos VL, VM e RF em esforço intermitente anaeróbio em cicloergômetro.

2.2 Objetivos específicos

- Analisar o comportamento dos indicadores de desempenho físico e sinais eletromiográficos dos músculos VL, VM e RF com o decorrer dos testes de Wingate;
- Analisar o comportamento dos indicadores de desempenho físico e sinais eletromiográficos dos músculos VL, VM e RF fracionados em períodos de cinco segundos durante cada teste de Wingate;
- Estabelecer correlações entre as respostas eletromiográficas dos músculos VL, VM e RF, e os indicadores de desempenho físico em testes repetidos de Wingate;
- Verificar as possíveis contribuições relativas de cada músculo sobre os indicadores de desempenho físico em cada um dos testes empregados.

3 REVISÃO DA LITERATURA

O propósito desta revisão bibliográfica é discutir os principais aspectos relacionados ao tema deste estudo. Dessa forma, serão abordados a seguir o sistema muscular, as propriedades estruturais e funcionais dos músculos VL, VM e RF, o teste de Wingate, o esforço intermitente anaeróbio, os mecanismos da fadiga, e por fim, investigações envolvendo fadiga e EMG.

3.1 Estrutura do sistema músculo esquelético

Segundo Gray (1988), o sistema muscular, classicamente, é composto por três diferentes tipos de músculos: o músculo cardíaco (coração), o músculo liso (visceral) e o músculo estriado (esquelético). O músculo cardíaco compreende as paredes do coração e possui aparência estriada (listras irregulares). Por outro lado, as paredes dos vasos (veias e artérias) e os órgãos internos (estômagos, intestinos, útero, baço, entre outros) constituem o músculo liso. O músculo esquelético, por sua vez, possui listras em paralelo que lhe conferem aparência estriada.

Todos os tecidos musculares são capazes de contrair, no entanto, os músculos cardíaco e liso são inervados pelo sistema nervoso autônomo (involuntário) enquanto que o músculo esquelético é controlado pelo sistema nervoso somático (voluntário) (GRAY, 1988).

O sistema músculo esquelético é o mais abundante tecido do corpo humano, sendo responsável por 40-50% da massa corporal total (JOHNSON & KLUEBER, 1991). As principais funções do músculo esquelético envolvem produção de força para a locomoção, respiração e manutenção da postura (POWERS & HOWLEY, 2000).

O músculo é composto por diversas subunidades, organizadas em uma estrutura complexa. Em geral, cada músculo apresenta uma porção mais espessa localizada na região central denominada de ventre muscular. Na parte externa, o músculo é revestido por um tecido conjuntivo (epimísio) que tem como função transferir

a tensão muscular para o tendão, promovendo uma aplicação suave da força muscular no osso (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

Cada músculo é composto por fibras musculares que são organizadas em compartimentos que constituem os fascículos (feixes de fibras), que podem conter até 200 fibras musculares (HAMILL & KNUTZEN, 1999), sendo envolvidos por uma bainha de tecido conjuntivo conhecida por perimísio (McGINNIS, 2002).

A fibra muscular é uma estrutura longa de forma cilíndrica, com diâmetro entre 10 e 100 μm e comprimento de 1 a 30 cm, sendo revestida por um tecido conjuntivo denominado de endomísio (LORENZ & CAMPELLO, 2001). O sarcolema constitui-se numa fina membrana celular e localiza-se sob o endomísio (HAMILL & KNUTZEN, 1999; LIEBER, 1992; LORENZ & CAMPELLO, 2001; McGINNIS, 2002).

Dentro da fibra muscular, existem numerosas estruturas cilíndricas com diâmetro de 1-2 μm denominadas miofibrilas. Cada fibra muscular pode conter centenas ou milhares de miofibrilas que representam 80% do conteúdo da fibra muscular enquanto que os 20% restante são preenchidas pelas organelas (mitocôndrias, sarcoplasma, retículo sarcoplasmático e túbulos T) (BILLETER & HOPPELER, 1992).

As miofibrilas, por sua vez, apresentam estrias transversais decorrentes dos filamentos claros e escuros que são organizadas de tal forma, que constituem padrões repetidos de bandas. A banda clara é o polipeptídeo fino, a actina, que possui 5 ηm de diâmetro, e a banda escura é a proteína espessa, conhecida por miosina e apresenta diâmetro de 15 ηm (LORENZ & CAMPELLO, 2001). Em uma das extremidades, os filamentos finos de actina são livres onde se sobrepõem aos filamentos espessos de miosina formando uma região denominada de banda A (anisotrópico) (Figura 1). Por outro lado, na outra extremidade, localiza-se a linha transversa Z ou banda Z (*Zwischenscheibe* ou entre o disco).

O sarcômero, considerado a unidade funcional da geração de força, é uma parte da miofibrila que vai de uma banda Z a outra banda Z, apresentando um comprimento de 2,5 μm , e constitui-se na unidade contrátil do músculo. A região que inclui apenas os filamentos de actina e a banda Z, ou seja, a região onde os filamentos de actina não sobrepõem os filamentos de miosina, é chamada de banda I (isotrópico). A região no interior da banda A, onde a actina e a miosina não se sobrepõem, é

denominada de banda H (*Hellerscheibe* ou “disco claro”). Na região central da banda H localiza-se a linha M (*Mittelscheibe* ou “meio do disco”) que conecta os filamentos de miosina adjacentes, um com o outro (LIEBER, 1992; MCGINNIS, 2002).



Figura 1. Fotomicrografia da microestrutura do músculo esquelético (adaptada de ROBERGS & ROBERTS, 2002).

3.2 Tipos de fibras musculares e unidades motoras

O músculo esquelético é constituído por diferentes tipos de fibras musculares que se distinguem quanto as suas propriedades estruturais e funcionais. Conforme reportado por Spangenburg e Booth (2003), a característica heterogênea do tecido muscular foi reconhecida inicialmente por Ranvier, em 1873. Naquela época, as fibras musculares foram classificadas de acordo suas características morfológicas sendo denominadas de fibras vermelhas ou brancas. A coloração avermelhada se deve a grande quantidade de mioglobina e capilares, o que resultam em maior capacidade oxidativa das fibras vermelhas em relação às fibras brancas (McCOMAS, 1996).

Uma outra alternativa para a classificação das fibras musculares está relacionada com as propriedades funcional ou contrátil. Por meio da estimulação elétrica em ratos, Close (1967) verificou que a velocidade de contração muscular era diferente entre as fibras musculares. Com base nesses achados, as fibras musculares passaram a ser classificadas de acordo com as propriedades funcionais, em fibras de contração rápida, intermediária e lenta.

Posteriormente, Burke; Levine; Zajac (1971) investigaram as respostas das fibras musculares frente ao processo de fadiga. Os autores verificaram que algumas

fibras musculares apresentavam alta capacidade de gerar tensão, no entanto, eram mais suscetíveis à fadiga. Em contrapartida, outras fibras musculares, embora não tivessem capacidade de gerar altos níveis de tensão, eram mais resistentes ao processo de fadiga. Com base nessas informações, as fibras musculares passaram a ser classificadas, também, de acordo com os níveis de fatigabilidade, em fibras rápidas, com baixa resistência à fadiga, rápidas, com moderada resistência à fadiga e lentas, com alta resistência à fadiga.

Vale destacar que o sarcômero é considerado a unidade funcional para produção de força, ao passo que, a unidade funcional do controle do movimento é a unidade motora, formada por um motoneurônio- α e por todas as fibras musculares por ela inervadas. Quanto menor o número de fibras inervadas pela unidade motora, menor a capacidade de produção de força, embora, a função de controle dos movimentos finos seja aumentada (LIEBER, 1992). Como pode ser observado existe uma estreita relação entre tipos de fibras musculares e unidades motoras.

Nesse sentido, assim como as fibras musculares, as unidades motoras podem ser classificadas mediante suas propriedades funcionais. Em um estudo clássico conduzido por Burke (1967) foi verificado que as unidades motoras se distinguem quanto às propriedades funcionais, uma vez que, foram observados três tipos distintos de comportamento, de acordo com a velocidade de contração e a resistência à fadiga (Figura 2).

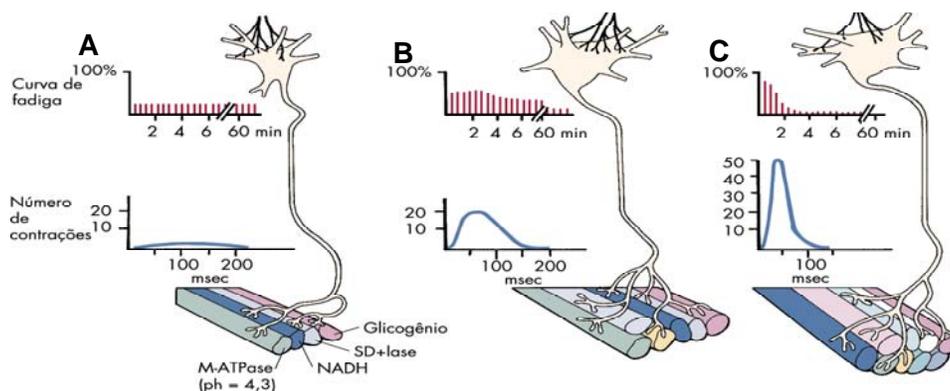


Figura 2. Propriedades funcionais da unidade motora. A=lenta, com alta resistência à fadiga; B=rápida, com moderada resistência à fadiga; C=rápida, com baixa resistência à fadiga (adaptada de ROBERGS & ROBERTS, 2002)

Com base na Figura 2, observa-se que as unidades motoras apresentam diferenças anatômicas. Se por um lado a unidade motora lenta (Figura 2A) é menor e apresenta baixa capacidade de gerar tensão, por outro lado é altamente resistente à fadiga. Na Figura 2B, a unidade motora com tamanho intermediário, apresenta moderada capacidade de gerar tensão e é relativamente resistente à fadiga. A maior unidade motora, contudo, é a rápida (Figura 2C), visto que apesar de possuir alta capacidade de gerar tensão apresenta baixa resistência à fadiga. Considerando a classificação das unidades motoras, parece interessante analisar a correspondência dessas com as fibras nas quais ela inerva. Desse modo, na Quadro 1 são apresentadas as classificações das unidades motoras e as características das fibras musculares inervadas.

Quadro 1. Correspondência entre classificação de unidades motoras e tipos de fibras musculares.

Tipo de Unidade Motora	Tipo de Fibra Muscular
Rápida Fatigável	Rápida Glicolítica
Rápida Resistente à fadiga	Rápida Oxidativa-Glicolítica
Lenta	Lenta Oxidativa

(adaptado de LIEBER, 1992).

De acordo com as informações apresentadas anteriormente, observa-se que existe correspondência entre as unidades motoras e os diferentes tipos de fibras musculares, quanto às propriedades funcionais. Assim, essa classificação tem sido amplamente empregada historicamente (LIEBER, 1992). Apesar disso, com os avanços tecnológicos, outros tipos de classificação têm sido propostos, sobretudo, para as fibras musculares.

Nesse sentido, a partir da metade do século XX, o desenvolvimento da morfometria e microfotometria propiciaram que os métodos histoquímicos evoluíssem, permitindo a análise de vários parâmetros histoquímicos da adenosina trifosfatase (ATPase) miofibrilar, ou ATPase das miosinas (mATPase), bem como da atividade das

enzimas metabólicas, resultando em novas classificações para os diferentes tipos de fibras musculares (PETTE *et al.*, 1999).

Assim, em 1962, Engel, por meio da análise histoquímica, classificou as fibras musculares em fibras do tipo I e do tipo II. Posteriormente, Brooke e Kaiser (1970) identificaram duas subdivisões da fibra do tipo II, denominando-as de fibras do tipo IIa e do tipo IIb. Esses pesquisadores observaram ainda que, com relação à velocidade de contração, a mais rápida era a fibra do tipo IIb, seguida pelas fibras dos tipos IIa e I. Vale destacar que, as fibras musculares foram classificadas a partir da técnica de análises histoquímicas, de acordo com a atividade da mATPase.

A atividade da mATPase está relacionada com a velocidade de degradação do trifosfato de adenosina (ATP). Portanto, as fibras que possuem uma atividade de mATPase mais elevada, apresentam uma maior capacidade de velocidade de degradação de ATP (LIEBER, 1992). Alguns autores encontraram correlações positivas entre a atividade da mATPase e a velocidade de contração muscular sugerindo que a quantificação da atividade da mATPase pode ser interpretada como um indicador da velocidade de contração muscular (BARANY, 1967; CLOSE, 1972).

A análise histoquímica de coloração da mATPase estabelece o tipo específico da fibra muscular, com base na sensibilidade da mATPase diante de diferentes níveis de pH (Figura 3). Por exemplo, em condições de acidose (Figura 3a, pH=10,4), a mATPase das fibras de contração lenta (tipo I) é ativada e adquirem uma coloração clara, ao passo que, em meio alcalino (Figura 3b, pH=4,3 e Figura 3c, pH=4,55), onde as mATPase das fibras tipo I não são ativadas, a coloração se torna escura. Por outro lado, a mATPase das fibras de contração rápida (tipo II), em condições de acidose, não é ativada e apresentam coloração escura. Um fato interessante é que no meio alcalino, as mATPases das fibras de contração rápida apresentam comportamentos diferenciados. Na realidade, essas respostas diferenciadas das mATPases permitem a distinção de diferentes subgrupos da fibra do tipo II (IIc, IIa, IIab e IIb).

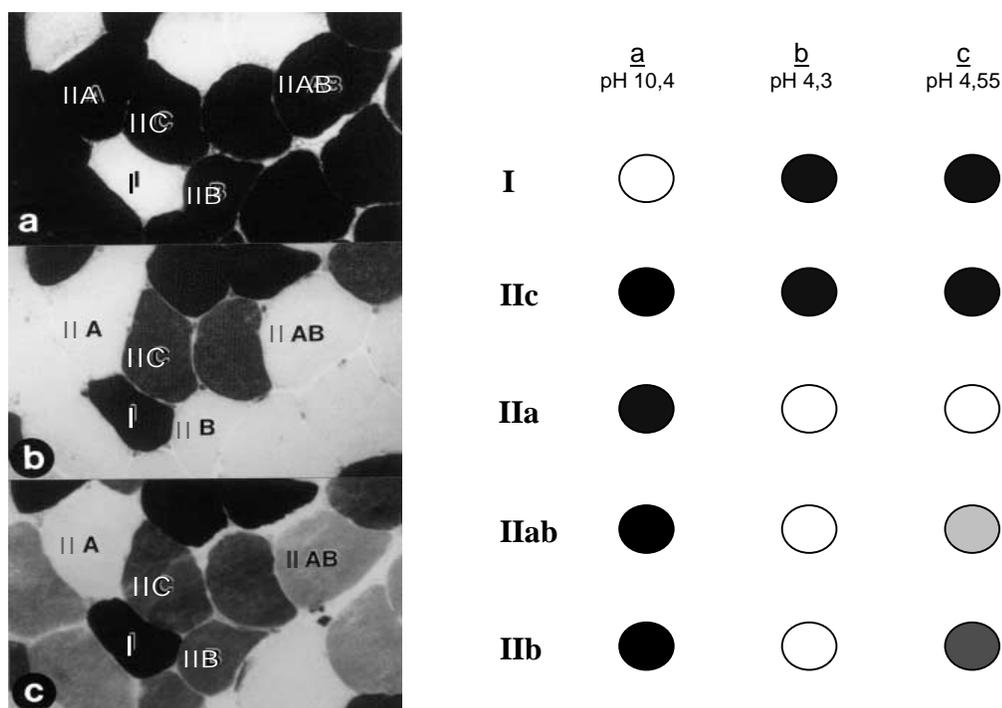


Figura 3. Esquema ilustrativo da análise histoquímica em secção transversal de um músculo para identificar a coloração da mATPase submetida a diferentes níveis de pH (a, pH=10,4; b, pH=4,3; c, pH=4,55). Neste exemplo, foi possível determinar cinco tipos de fibras musculares (I, IIc, IIa, IIab e IIb) (adaptada de HOSTLER *et al.*,2001; STARON, 1997).

É importante salientar, que inicialmente foram identificadas apenas três tipos de fibras (BROOKE & KAISER, 1970), e somente após o aperfeiçoamento da técnica de coloração da mATPase é que foi possível identificar outros tipos de fibras musculares. Como pode ser observado na Figura 3, são apresentados cinco tipos de fibras musculares, embora, a literatura relate a existência de sete tipos determinadas pela técnica de coloração da mATPase. Nesse caso, as fibras musculares são classificadas da mais lenta para a mais rápida em: I, Ic, IIc, IIac, IIa, IIab e IIb. Embora existam diversas classificações para as fibras musculares, de um modo geral, a maioria dos estudos tem adotado apenas a classificação clássica proposta por Brooke e Kaiser (1970), envolvendo três tipos de fibras (tipo I, tipo IIA e tipo IIB).

Uma outra técnica de análise histoquímica utilizada para classificação dos tipos de fibras musculares é a determinação da atividade das enzimas metabólicas, sobretudo, da succinato desidrogenase e α -glicerolfosfato desidrogenase, que indicam

os potenciais oxidativo e glicolítico da fibra muscular, respectivamente (LIEBER, 1992). Para a classificação das fibras musculares por meio dessa técnica, identificam-se inicialmente, as fibras rápidas e as fibras lentas pela análise histoquímica da coloração da mATPase, para posteriormente ser definido o potencial metabólico da fibra muscular (PETTE; PEUKER; STARON, 1999).

Utilizando-se desses procedimentos, Peter *et al.* (1972) propuseram uma classificação bi-funcional baseada nas propriedades funcionais (mATPase) e metabólicas (enzimas metabólicas), o que resultou na identificação de fibras de contração lenta oxidativa (LO), rápida oxidativa-glicolítica (ROG) e rápida glicolítica (RG). Embora, as fibras musculares ROG possuam maior velocidade de contração do que as fibras LO, estas apresentam uma capacidade oxidativa mais elevada quando comparadas às fibras RG (SPANGENBURG & BOOTH, 2003).

Portanto, as classificações podem ser estabelecidas mediante as propriedades morfológicas (fibras vermelhas e fibras brancas), em relação à velocidade de encurtamento muscular (fibras de contrações rápida, intermediária e lenta), quanto ao processo da fadiga (fibras rápidas com baixa resistência à fadiga, rápidas com moderada resistência à fadiga e lentas com alta resistência à fadiga), com base na coloração da miosina ATPase (fibras do tipo I, Ic, Ilc, Ilac, Ila, Ilab e Ilb), ou ainda, em função das propriedades metabólicas (LO, ROG e RG).

Uma estratégia que tem sido amplamente utilizada para a classificação dos tipos de fibras é efetuar a análise histoquímica de forma integrada, associando as informações obtidas pelas técnicas de coloração da mATPase e pela determinação das atividades das enzimas metabólicas (BOTTINELLI & REGGIANI, 2000). Assim, as nomenclaturas das fibras musculares que surgiram a partir das classificações das duas técnicas têm sido empregadas indiscriminadamente. Todavia, é necessário certo cuidado quando tratamos dos aspectos das classificações de fibras musculares obtidas pelas técnicas de coloração da mATPase e enzima metabólica, sobretudo, na relação entre as propriedades funcionais e metabólicas, uma vez que, alguns pesquisadores têm evidenciado que as fibras do tipo I e as fibras LO estão altamente correlacionadas (HAMALAINEN & PETTE, 1995; McCOMAS, 1996). Em contrapartida, as correlações encontradas entre as fibras dos tipos Ila e ROG e as fibras do tipo Ilb e RG não são consistentes.

Desse modo, fica evidente que não é adequado assumirmos que as fibras do tipo IIb apresentam propriedades metabólicas eminentemente glicolíticas, e da mesma forma, que todas as fibras do tipo IIa apresentam propriedades oxidativas aprimoradas.

Considerando a inconsistência entre os métodos de classificação das fibras musculares baseadas na coloração da mATPase e nas análises das enzimas metabólicas, recentemente, têm se adotado a classificação dos tipos de fibras por meio de isoformas de cadeia pesada de miosina (*myosin heavy chain*, MHC) empregando as técnicas de eletroforese de gel e imunohistoquímica. Numa perspectiva biológica e funcional, uma importante característica que está relacionada com os aspectos estruturais e funcionais dos músculos é a existência de uma família de genes de MHC que apresentam códigos genéticos específicos (BALDWIN & HADDAD, 2001). Cada mATPase é constituída por determinada MHC que modula as propriedades funcionais intrínsecas das miofibrilas (SCHIAFFINO & REGGIANI, 1996).

Assim, com base nos conhecimentos da biologia molecular, tornou-se possível identificar, de forma mais consistente, a diversidade funcional das fibras musculares o que permitiu determinar nove diferentes expressões genéticas de MHC em músculos esqueléticos e cardíacos de mamíferos (BALDWIN & HADDAD, 2001). As denominações para as MHCs de acordo com os genes encontrados foram: 1) embrionárias (MHC-emb); 2) neonatal (MHC-neo); 3) cardíacas alfa (MHC- α); 4) cardíacas beta (MHC- β) ou lentas tipo I (MHC-I, quando expressado no músculo esquelético); 5) rápidas tipo IIa (MHC-IIa); 6) rápidas tipo IIx/IIc (MHC-IIx/IIc); 7) rápidas tipo IIb (MHC-IIb); 8) extraoculares (MHC-ext); 9) mandibular ou mastigatório (MHC-m) (SCHIAFFINO & REGGIANI, 1996).

Embora existam nove tipos de MHCs, apenas quatro MHCs são as encontradas com mais freqüência no músculo esquelético e utilizadas para a classificação das fibras musculares. Assim, inicialmente, identificou-se três tipos de MHCs que foram denominadas de tipos MHC-I, MHC-IIa e MHC-IIb, correspondendo respectivamente, às fibras do tipo I, IIa e IIb da classificação mediante coloração da mATPase (McCOMAS, 1996; PETTE; PEUKER; STARON, 1999; STARON, 1997). Além desses três tipos de MHC, uma outra MHC do tipo rápida foi descoberta em animais. Esta nova MHC possui velocidade de contração intermediária a MHC-IIa e MHC-IIb e é conhecida por MHC-IIx/d (HILBER *et al.*, 1999).

Essa descoberta teve grande impacto para a classificação das fibras musculares em seres humanos, uma vez que se verificou por meio de análises de DNA, que a MHC originalmente classificada no músculo esquelético de humanos como MHC-IIb, é homóloga (apresentam os mesmos genes e na mesma seqüência) à MHC-IIx/d, encontrada em animais (HILBER *et al.*, 1999; PETTE; PEUKER; STARON, 1999; PETTE & STARON, 1997). Dessa forma, não existem expressões de genes das MHC-IIb nas fibras musculares do ser humano, e a nomenclatura adotada inicialmente para a MHC-IIb foi substituída por MHC-IIx/d (PETTE; PEUKER; STARON, 1999). Portanto, no músculo esquelético dos seres humanos estão presentes, hierarquicamente da mais lenta para a mais rápida, as MHC-I, MHC-IIa e MHC-IIx/d, que correspondem respectivamente, às fibras musculares do tipo I, do tipo IIa e do tipo IIb, de acordo com a classificação baseada na coloração da mATPase (STARON, 1997).

Na Figura 4 são apresentadas os três tipos de classificações de tipos de fibras musculares a partir das técnicas de coloração da mATPase, da MHC, bem como das propriedades bioquímicas (enzimas metabólicas).

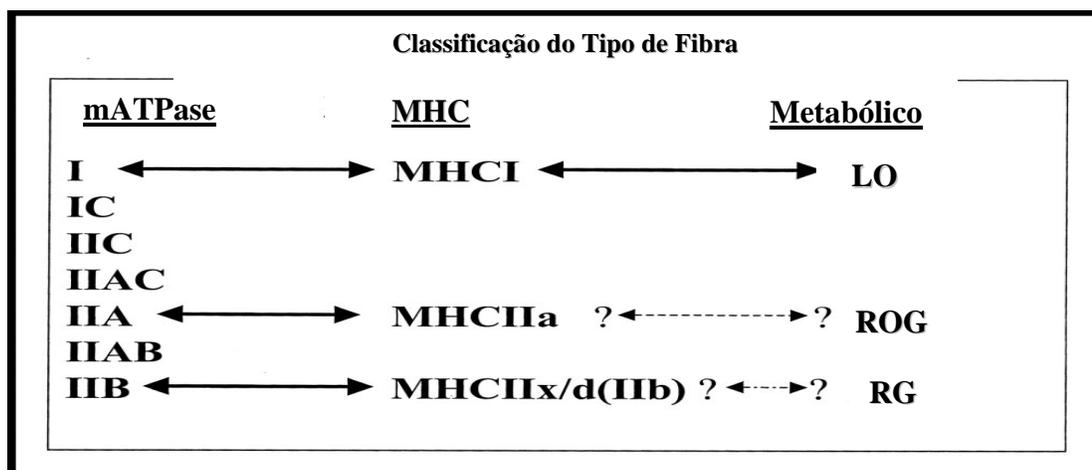


Figura 4. Comparação entre as classificações dos tipos de fibras musculares a partir da coloração mATPase, da MHC e das enzimas metabólicas. Em humanos a MHC-IIb não é encontrada nas fibras musculares, apenas nos músculos de animais. O ponto de interrogação indica a baixa correlação entre a técnica bioquímica e as técnicas de coloração mATPase e/ou MHC (adaptada de SCOTT; STEVENS; BINDER-MacLEOD, 2001).

É importante ressaltar que cada fibra muscular pode apresentar mais de um tipo de MHC. Neste caso, em geral, as fibras são constituídas por MHC “vizinhas”, ou seja, MHC-I e MHC-IIa ou MHC-IIa e MHC-IIb (PETTE & STARON, 1997). Considerando que a mATPase pode ser composta por mais de um tipo de MHC, isso explica o fato de existir, além das fibras musculares puras (tipos I, IIa e IIb), as fibras musculares híbridas (Ic, IIc, IIac e IIab) (SCOTT; STEVENS; BINDER-MacLEOD, 2001).

Embora existam diferentes procedimentos para classificar as fibras musculares, existe ainda a necessidade de padronização, por parte dos pesquisadores, para que as informações não sejam interpretadas e difundidas no meio acadêmico de forma equivocada. Com o avanço da genética e da biologia molecular, acredita-se que em breve novas classificações, a partir de métodos mais sofisticados, serão propostas.

Entretanto, com base no conhecimento vigente, fica evidente que as fibras musculares em humanos podem ser classificadas em dois grandes grupos, de acordo com as propriedades funcionais (rápidas ou lentas), e que são moduladas em parte pelas expressões gênicas de suas MHCs (SCHIAFFINO & REGGIANI, 1996). Como as fibras de contração lenta são, predominantemente, compostas pela MHC-I e em algumas situações pela MHC-IIa, os músculos que apresentam essas expressões são o Sóleo e o Vasto Intermédio, que têm função antigravitacional (BALDWIN & HADDAD, 2001).

Em contrapartida, as fibras rápidas são expressas pela MHC-IIx ou MHC-IIa e apresentam-se nos músculos VL, VM, Tibial Anterior, Gastrocnêmio, dentre outros, responsáveis pela produção de força muscular (SCHIAFFINO & REGGIANI, 1996). Não se pode perder de vista, a importância da análise do impacto das diferentes propriedades funcionais das fibras musculares sobre o desempenho físico. Dessa forma, é fundamental o estabelecimento dessa relação em atletas de diferentes tipos de modalidades.

Nesse sentido, analisando os diversos estudos encontrados na literatura, observa-se a existência de fortes evidências de que atletas de resistência apresentam uma grande proporção de fibras musculares de contração lenta (COSTILL *et al.*, 1976; COSTILL; KASMAN; HOLTZ, 1976; GOLLNICK *et al.*, 1972; HARBER *et al.*, 2002; HOWALD, 1982; RODRIGUEZ *et al.*, 2002; SALTIN *et al.*, 1977; TESCH & KARLSSON,

1985), de modo que corredores de fundo, a proporção de fibras lentas do tipo I no músculo Gastrocnêmio é de aproximadamente 70% (COSTILL *et al.*, 1976; HARBER *et al.*, 2002; SALTIN *et al.*, 1977; TESCH & KARLSSON, 1985). Esses valores, contudo, são superiores aos encontrados por Costill *et al.* (1976) (~52%) e por Harber *et al.* (2002) (~56%) no mesmo músculo, em corredores de meio-fundo. Em ciclistas, têm se verificado proporções de fibras do tipo I na ordem de 59 a 63%, dependendo do tempo de prática do atleta (RODRIGUEZ *et al.*, 2002).

Com relação ao treinamento com pesos é necessário compreender os diferentes métodos e os objetivos dos treinamentos dos atletas. Por exemplo, os levantadores de base treinam para melhorar o desempenho da força máxima, ou 1-RM (força resultante), os levantadores de peso treinam para aprimorar a potência muscular, e os culturistas treinam para estimular o processo hipertrófico. Com base nisso, parece interessante caracterizar esses atletas considerando-se tanto as fibras híbridas quanto a identificação da MHC.

Recentemente, Fry *et al.* (2003b), empregando a técnica de coloração da mATPase, quantificaram as distribuições das fibras dos tipos I ($47,90 \pm 1,90\%$), I_{lac} ($0,50 \pm 0,20\%$), I_{la} ($45,50 \pm 1,60\%$), I_{lab} ($4,70 \pm 1,90\%$) e I_{lb} ($1,30 \pm 0,80\%$) em atletas de levantamento básico (nível internacional). Além disso, identificou-se a expressão das MHCs dos tipos MHC-I ($28,50 \pm 5,10\%$), MHC-I_{la} ($59,90 \pm 6,10\%$) e MHC-I_{lx/d} ($11,70 \pm 3,70\%$).

Com relação aos levantadores de peso olímpico (nível internacional), o mesmo grupo de pesquisadores (FRY *et al.*, 2003a), adotando as mesmas técnicas do estudo anterior, determinaram as distribuições das fibras dos tipos I ($46,50 \pm 2,30\%$), I_c ($1,20 \pm 0,70\%$), I_{lc} ($0,60 \pm 0,20\%$), I_{la} ($46,50 \pm 2,70\%$), I_{lab} ($2,80 \pm 0,70\%$) e I_{lb} ($2,40 \pm 2,00\%$). Quanto às MHCs, foram identificadas as composições dos tipos MHC-I ($34,60 \pm 2,90\%$), MHC-I_{la} ($64,00 \pm 2,30\%$) e MHC-I_{lx/d} ($1,40 \pm 1,40\%$). Considerando que sujeitos sedentários possuem maiores quantidades de fibras do tipo I_{lb} e menores proporções de fibras do tipo I_{la}, em ambos os estudos, possivelmente, a prática do treinamento com pesos tenha provocado a migração das fibras do tipo I_{lb} para as fibras do tipo I_{la} (FRY *et al.*, 2003a; FRY *et al.*, 2003b).

Estudos anteriores com atletas envolvidos em treinamento com pesos (culturistas, levantadores de peso, *power lifters* e levantadores recreacionais) têm indicado uma predominância de fibras rápidas na ordem de 53 a 60% (HÄKKINEN *et al.*, 1987; HÄKKINEN *et al.*, 1988a; PRINCE; HIKIDA; HAGERMAN, 1976; TESCH & KARLSSON, 1985; TESCH; THORSSON; ESSEN-GUSTAVSSON, 1989; TESCH; THORSSON; KAISER, 1984). Todavia, a maioria dos estudos desconsidera a existência de fibras híbridas, utilizando uma classificação baseada apenas nas fibras dos tipos I e II.

Vale ressaltar que ainda não é conhecido se as composições dos diferentes tipos de fibras apresentadas por atletas são determinadas geneticamente ou se esse é um fenômeno que ocorre ao longo do tempo associado ao treinamento físico regular.

Com relação as possíveis influências genéticas, não se encontra na literatura estudos com delineamento adequado que tenham investigado gêmeos monozigóticos, onde somente um deles tenha sido submetido a programas regulares de exercício, por um determinado período. Por outro lado, no que se refere aos possíveis efeitos do treinamento, o controle de variáveis importantes, tais como: diferentes tipos de treinamento, tempo de treinamento ou, ainda, a experiência competitiva, parecem ser fundamentais para a determinação da magnitude da adaptação gerada, ao longo do processo (RODRIGUEZ *et al.*, 2002).

Com base nessas informações, acredita-se que o treinamento possa acarretar modificações na composição das fibras musculares, uma vez que atletas engajados em diferentes modalidades apresentam características bastante específicas. No entanto, alguns pesquisadores têm indicado que em algumas condições, apenas a composição de fibras musculares dos atletas não conseguem explicar, isoladamente, as diferenças no desempenho físico (MERO *et al.*, 1981; WESTON *et al.*, 1999).

Nesse sentido, Mero *et al.* (1981), após analisarem a relação entre composição de fibras musculares e o desempenho na corrida de 100 m, em velocistas, encontraram uma correlação negativa entre a proporção de fibras de contração rápida (tipo IIb) e o tempo de corrida. Contudo, os autores constataram que dentro de um grupo de velocistas que possuíam o desempenho semelhante em corridas de 100 m (~10,5 s), a composição de fibras rápidas variava entre 57 e 83%.

Da mesma forma, parte dos resultados apresentados por Weston *et al.* (1999) parecem conflitantes. Esses autores investigaram o desempenho físico de corredores caucasianos e africanos de elite (prova de 10 km), a partir da análise da resistência à fadiga durante a corrida (tempo de exaustão em protocolo de corrida submáxima). Em relação aos corredores caucasianos, os atletas africanos apresentaram uma maior resistência à fadiga, o que possibilitou a permanência no protocolo de esforço por um período mais prolongado. Neste estudo, além dos parâmetros de desempenho físico, foi determinada a composição de fibras musculares dos atletas, e curiosamente, os corredores negros apresentavam menor proporção de fibras lentas quando comparados com os brancos (49% vs 67%; $P < 0,05$).

Com base nesses estudos, verifica-se que o desempenho físico não é modulado apenas por um fator, ou seja, somente pela composição de determinados tipos de fibras musculares, portanto, o desempenho deve ser analisado por uma ótica multifatorial. Dessa forma, no próximo capítulo serão abordados os aspectos relacionados com as propriedades da arquitetura muscular e sua relação com o desempenho físico.

3.3 Arquitetura e morfologia muscular

O músculo esquelético não é organizado estruturalmente apenas em nível microscópico mas também na forma macroscópica. Os arranjos das fibras musculares apresentam notável nível de organização. Sem dúvida, nas comparações entre as propriedades funcionais de diferentes músculos, alguns fatores como a composição das fibras musculares deve ser considerada para uma análise mais criteriosa. Todavia, não existem dúvidas de que a arquitetura muscular é um importante componente para a análise das propriedades contráteis dos músculos (BURKHOLDER *et al.*, 1994).

De acordo com Lieber (1992), a arquitetura muscular refere-se à disposição ou ao arranjo das fibras musculares dentro de um músculo, cuja orientação varia em relação ao eixo longitudinal do músculo (linha imaginária de tração do tendão do músculo) (LIEBER, 1992). Embora as fibras musculares apresentem diâmetros consistentes entre músculos de diferentes tamanhos, a disposição dessas fibras dentro

do músculo resulta em propriedades funcionais diferenciadas (LIEBER & FRIDEN, 2001).

Basicamente, existem dois tipos de arranjos das fibras musculares (Figura 5). Os músculos compostos por fibras disponibilizadas paralelamente ao eixo de tração, de tal forma que o encurtamento dessas fibras ocorra no mesmo sentido da musculatura são denominados de músculos fusiformes. Por outro lado, os músculos cujos arranjos das fibras correm em um ângulo relativo a linha de tração do músculo, ao passo que o encurtamento da fibra muscular ocorre no sentido oblíquo ao eixo de tração do músculo são conhecidos como músculos peniformes (HUIJING, 1992).

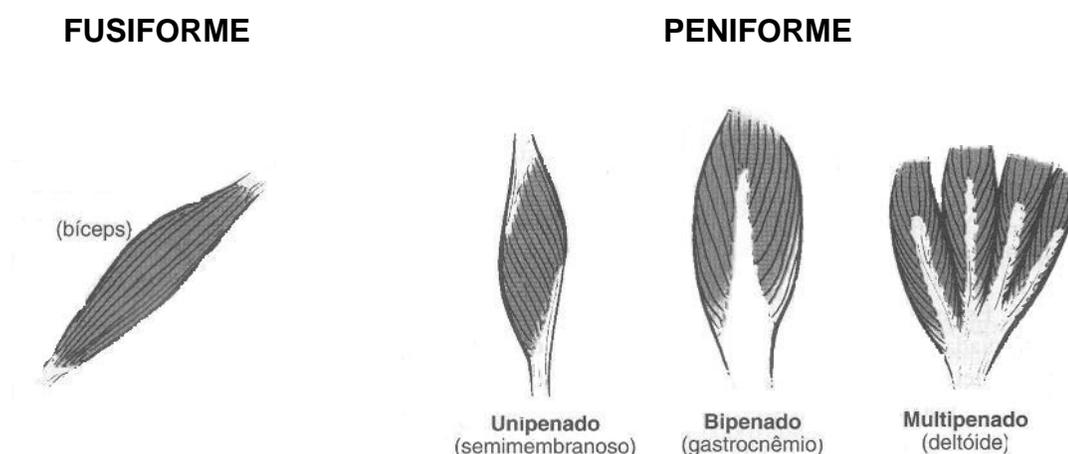


Figura 5. Tipos de músculos de acordo com o arranjo das fibras musculares (adaptada de HAMILL & KNUTZEN, 1999).

Um músculo peniforme, cujo conjunto de fibras é disposto diagonalmente em apenas um dos lados do tendão, é classificado como músculo unipenado. Quando dois conjuntos de fibras são dispostos obliquamente de ambos os lados do tendão denominam-se de músculo bipenado. Nos músculos multipenados, existem mais de dois conjuntos de fibras que convergem formando ângulos diferentes sobre um tendão (Figura 5) (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

O formato e o arranjo das fibras no músculo determinarão se o mesmo apresenta alta capacidade de gerar tensão ou velocidade de encurtamento. De modo geral, os músculos fusiformes são mais compridos que os músculos peniformes, e o

comprimento das fibras é maior do que o comprimento do tendão (Figura 6). Vale ressaltar que um músculo que possui um maior comprimento das fibras musculares em relação ao comprimento do tendão apresenta alta capacidade de encurtamento muscular, portanto, pode produzir movimentos corporais com velocidade elevada (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

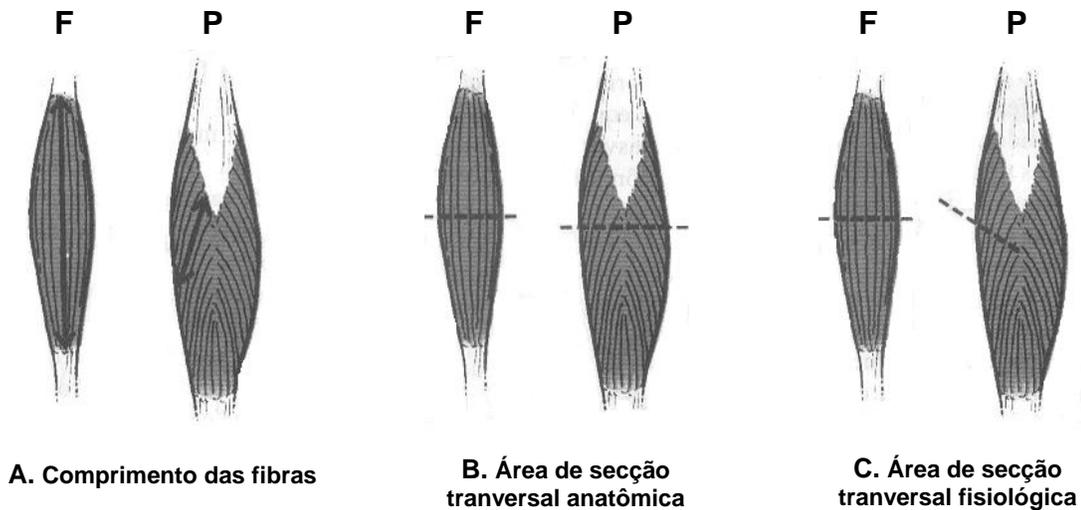


Figura 6. Arquitetura muscular de músculos fusiformes (F) e peniformes (P) (adaptada de HAMILL & KNUTZEN, 1999).

Por outro lado, os músculos peniformes cujas fibras musculares são mais curtas que o músculo, bem como a alteração no comprimento da fibra não se assemelha a modificação no comprimento do músculo (HUIJING, 1992), não apresentam capacidade de produzir movimentos de grande amplitude e com alta velocidade (HAMILL & KNUTZEN, 1999). No entanto, a vantagem do arranjo das fibras no sentido diagonal em relação à linha de tração do músculo (ângulo de penação) é a capacidade de agrupar um maior número de fibras em paralelo num dado volume.

Uma das formas para quantificar o agrupamento de fibras é a medida da área de seção transversal do músculo. Considerando esta variável, é importante diferenciarmos a área de seção transversal anatômica (ASTA) da área de seção transversal fisiológica (ASTF). A ASTA representa a maior área de seção transversal ao longo do músculo, e em termos práticos, é calculada a partir do maior perímetro de

um determinado grupo muscular (ROY & EDGERTON, 1992). Alguns pesquisadores consideram a ASTA como um indicador do aspecto morfológico do músculo (AAGAARD *et al.*, 2001).

A ASTF, por sua vez, é considerada um parâmetro da arquitetura muscular (AAGAARD *et al.*, 2001) e resulta da soma total de todas as secções transversais das fibras do músculo, tomadas perpendicularmente ao eixo longitudinal da fibra, ou seja, considerando a angulação das fibras (ENOKA, 2000). A capacidade de gerar altos níveis de força (força resultante) está diretamente relacionada com a ASTF (LIEBER, 1992; LIEBER & FRIDEN, 2001).

Em um músculo fusiforme, a ASTA praticamente representa a ASTF (Figura 6B,C). Em contrapartida, no músculo tipo peniforme, a ASTF é superior a ASTA devido a um maior número de sarcômeros que podem ser acoplados em um determinado volume de músculo. Dessa forma, um músculo peniforme que apresenta a mesma ASTA que um músculo fusiforme será capaz de gerar mais força por apresentar maior ASTF, enquanto que o músculo fusiforme apresentará maior velocidade de contração por possuir fibras mais longas (ENOKA, 2000; HAMILL & KNUTZEN, 1999).

Uma outra implicação do arranjo das fibras no sentido diagonal em relação a linha de tração do músculo é a capacidade de transmissão de força produzida pelo músculo ao tendão. A Figura 7 apresenta um esquema ilustrativo que representa a capacidade de transmissão de força para o tendão e o efeito do agrupamento de fibras nos músculos fusiforme e peniforme. A transmissão de força ao tendão é estimada em função do cosseno do ângulo de penação do músculo (Figura 7A).

No músculo fusiforme, cujas fibras correm no mesmo eixo da tração, ou seja, ângulo de 0° , existe uma transmissão total da força ao tendão (cosseno de $0^{\circ} = 1$). Por outro lado, considerando um músculo peniforme, com ângulo de 30° em relação ao sentido da tração do músculo, a transmissão da força gerada pelo músculo ao tendão será de 87% (cosseno de $30^{\circ} = 0,87$) (LIEBER, 1992; LIEBER & FRIDEN, 2001).

Embora uma inclinação de 30° das fibras em relação ao eixo de tração resulte em redução de 13% na capacidade de gerar força, de acordo com a Figura 6B verifica-se uma vantagem do arranjo das fibras musculares tipo peniforme, ou seja, a possibilidade de agrupar um maior número de fibras num mesmo volume.

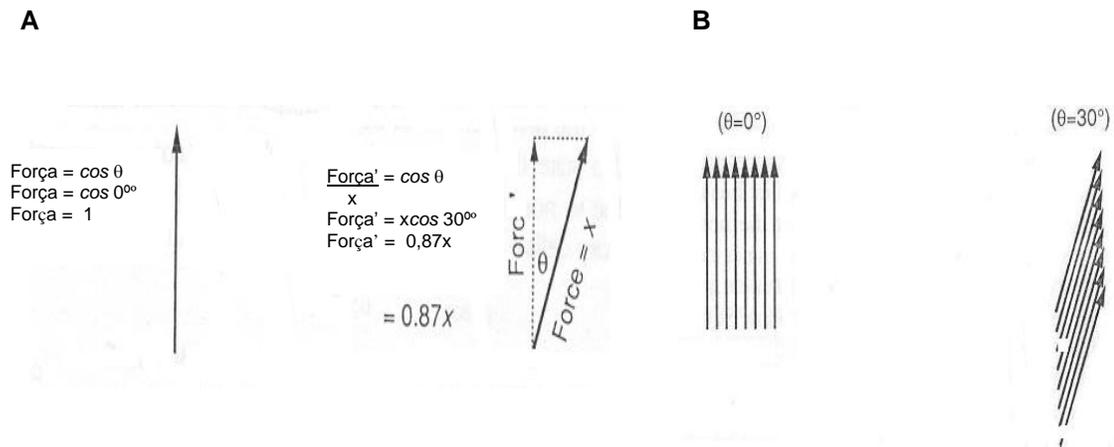


Figura 7. Efeito do ângulo de penação sobre a capacidade de transmissão de força para o tendão (A) e agrupamento de fibras (B). No músculo fusiforme o ângulo é 0° . No músculo peniforme o ângulo considerado é de 30° (adaptada de LIEBER, 1992).

Considerando a arquitetura muscular e sua implicação sobre as propriedades funcionais dos músculos, podem ser observadas algumas características peculiares, de acordo com o grupo muscular (Figura 8). O quadríceps é caracterizado por possuir um ângulo de penação relativamente acentuado, elevada ASTF e fibras musculares curtas. Por outro lado, os músculos posteriores de coxa apresentam menor ângulo de penação, menor ASTF e fibras mais longas. O mesmo comportamento é observado para os músculos Flexor Plantar e Dorsiflexores. Isto indica que os músculos extensores antigravitacionais são designados para a produção de força, enquanto os músculos flexores caracterizam-se por uma maior amplitude e velocidade de movimento (LIEBER, 1992; LIEBER & FRIDEN, 2001).

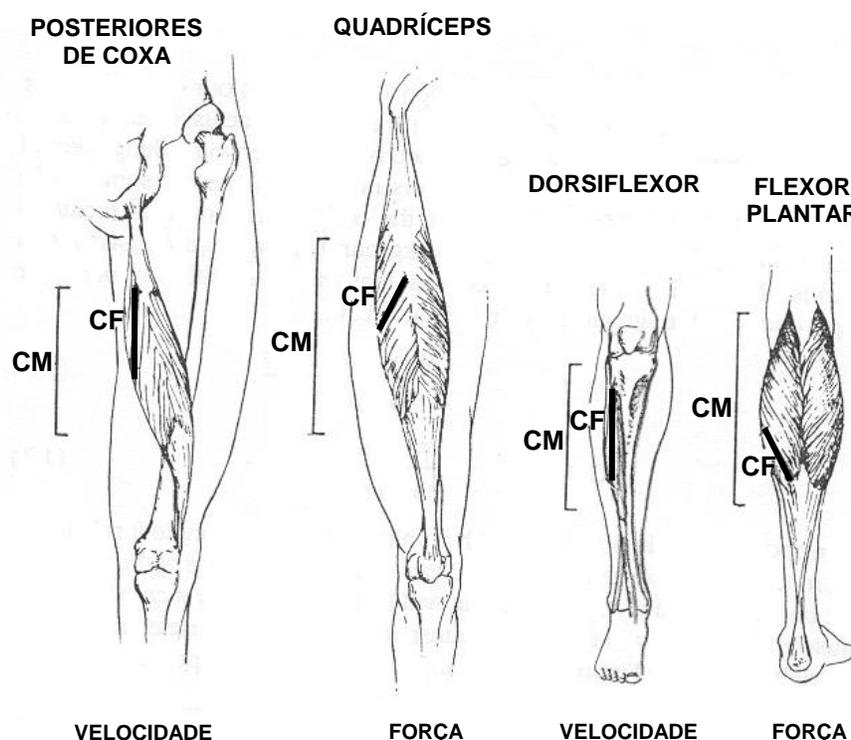


Figura 8. Esquema ilustrativo das propriedades da arquitetura muscular e funcional dos músculos de membros inferiores. CM, comprimento do músculo; CF, comprimento do fascículo (adaptada de LIEBER, 1992).

Um aspecto interessante diz respeito à relação entre o comprimento das fibras e do músculo. Essa relação varia entre 0,08 no músculo Sóleo e 0,88 para o músculo Sartório, embora na maioria dos músculos sejam encontrados valores de 0,2 a 0,6 (LIEBER, 1992). Considerando a relação entre o comprimento de fibra e dos músculos Quadríceps Femoral e Posteriores de Coxa, os últimos apresentam uma velocidade de encurtamento 30% superior ao Quadríceps Femoral (WICKIEWICZ *et al.*, 1983).

Como pode-se observar, de modo geral, os parâmetros mais relevantes da arquitetura muscular quanto as propriedades funcionais, aparentemente, são a ASTF, a angulação e o comprimento das fibras musculares. Dessa forma, diversos estudos foram desenvolvidos para verificar a implicação desses parâmetros da arquitetura muscular sobre o desempenho físico (ABE *et al.*, 1998; ABE; BROWN; BRECHUE, 1999; ABE; KUMAGAI; BRECHUE, 1999a; 1999b; KUMAGAI *et al.*, 2000).

Em um desses estudos, Abe; Kumagai; Brechue (1999a) analisaram 59 sujeitos do sexo masculino (19 velocistas, 20 fundistas e 20 controles) com o intuito de verificar a influência da arquitetura muscular do VL e Gastrocnêmio Medial sobre o desempenho em corridas. Os velocistas (VL = $19,00 \pm 4,00^\circ$; Gastrocnêmio Medial = $22,40 \pm 4,00^\circ$) e o grupo controle (VL = $20,00 \pm 4,00^\circ$; Gastrocnêmio Medial = $21,30 \pm 3,00^\circ$) apresentaram menor ângulo de penação ($P < 0,05$) quando comparados aos fundistas (VL = $24,00 \pm 2,00^\circ$; Gastrocnêmio Medial = $24,00 \pm 2,00^\circ$). Quanto ao fascículo muscular, em ambos os músculos os velocistas (VL = $8,70 \pm 1,50$ cm; Gastrocnêmio Medial = $6,60 \pm 1,50$ cm) apresentaram maior comprimento ($P < 0,05$) em relação aos fundistas (VL = $6,10 \pm 0,70$ cm; Gastrocnêmio Medial = $5,30 \pm 0,70$ cm) e ao grupo controle (VL = $7,10 \pm 1,30$ cm; Gastrocnêmio Medial = $5,60 \pm 0,80$ cm). De acordo com os achados deste estudo, o desempenho em corridas de 100 m parece estar associado a um maior comprimento do fascículo muscular. Acompanhando este raciocínio, hipoteticamente, pode-se questionar sobre a existência de diferenças nas propriedades da arquitetura muscular de atletas com desempenho físico diferente, entretanto, engajados em atividades que solicitem a mesma capacidade física.

Considerando esse pressuposto, Kumagai *et al.* (2000) investigaram a relação entre o comprimento do fascículo dos músculos VL, Gastrocnêmio Medial e Gastrocnêmio Lateral e o desempenho em corridas de 100 m em 37 velocistas do sexo masculino. Os velocistas foram distribuídos em dois grupos de acordo com o melhor tempo individual na corrida de 100 m: 10,0 a 10,9 s (G10; $n = 22$) e 11,0 a 11,7 s (G11; $n = 15$). Em todos os músculos analisados, o G10 (VL = $8,63 \pm 1,42$ cm; Gastrocnêmio Medial = $6,62 \pm 1,35$ cm; Gastrocnêmio Lateral = $8,07 \pm 1,49$ CM) apresentou maior comprimento de fascículo ($P < 0,05$) do que G11 (VL = $7,45 \pm 1,04$ cm; Gastrocnêmio Medial = $5,70 \pm 0,65$ cm; Gastrocnêmio Lateral = $6,55 \pm 0,68$ cm). Além disso, verificou-se uma correlação negativa entre o comprimento do fascículo dos músculos VL ($r = -0,44$; $P < 0,01$), Gastrocnêmio Medial ($r = -0,40$; $P < 0,05$) e Gastrocnêmio Lateral ($r = -0,54$; $P < 0,01$) e o tempo de corrida em 100 m.

Para explicar os resultados encontrados, Kumagai *et al.* (2000) sugerem o uso de conhecimentos teóricos da física e matemática, apresentando um esquema detalhado da relação entre o comprimento do fascículo e a velocidade de encurtamento do músculo Gastrocnêmio Lateral (Figura 9). Neste modelo, de acordo com o

encurtamento do fascículo em função ao regime de treinamento, ocorre um aumento no ângulo de penação das fibras, embora o comprimento entre as aponeuroses permaneça constante. Para o cálculo da velocidade de contração, assume-se um encurtamento de 10% do comprimento do fascículo muscular durante um tempo de 250 ms. Para o G11, a redução no comprimento do fascículo foi de 0,66 cm o que resultou em 0,68 cm de redução a partir do tendão. Assim, a velocidade de encurtamento muscular foi de 2,72 cm/s. No G10, considerando uma redução de 0,81 cm no comprimento do fascículo e 0,83 cm de encurtamento a partir do tendão, a velocidade de encurtamento do músculo foi de 3,31 cm/s. Portanto, o G10 apresenta uma velocidade de encurtamento, em torno de 22% mais rápida quando comparado com o G11.

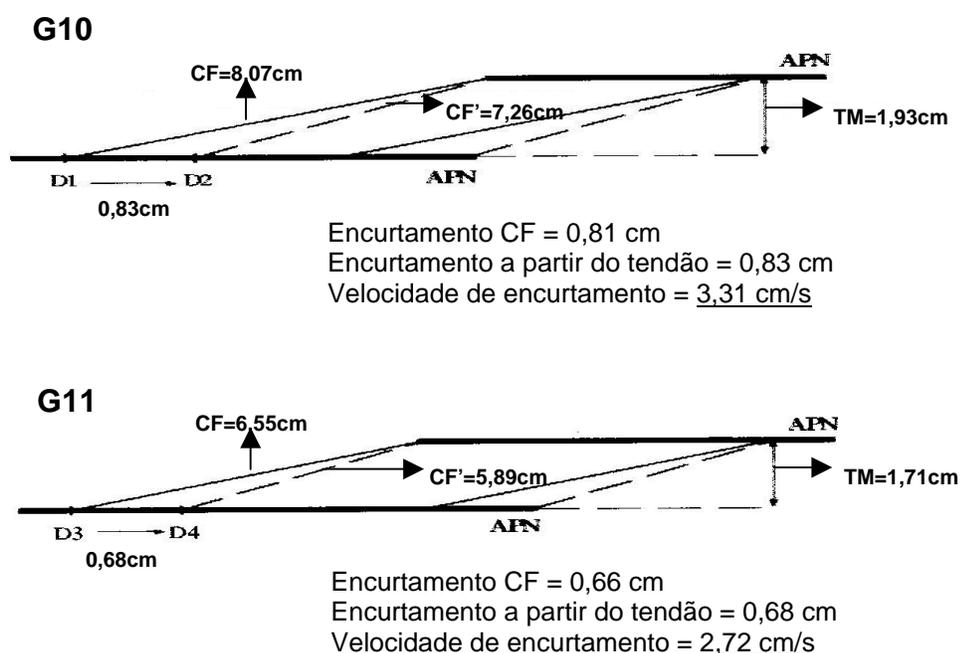


Figura 9. Esquema ilustrativo da relação entre o comprimento do fascículo (CF) e a velocidade de encurtamento do músculo Gastrocnêmio Lateral. Valores médios de tecido muscular (TM) e CF obtidos em velocistas do G10 e G11. APN, aponeurose. D, ponto de inserção do fascículo na aponeurose. CF', comprimento do fascículo após 10% de encurtamento (G10, CF'= 8,07 cm - 7,26 cm = 0,81 cm; G11, CF'= 6,55 cm - 5,89 cm = 0,66 cm). Encurtamento a partir do tendão será de 0,83 cm (D1 - D2) e 0,68 cm (D3 - D4) para G10 e G11, respectivamente. Velocidade de encurtamento para G10 = 3,31 cm/s [0,83 cm x 4 (250 ms)] e 2,72 cm/s para G11 [0,68 cm x 4 (250 ms)] (adaptada de Kumagai *et al.*, 2000).

Além das propriedades da arquitetura muscular, um outro aspecto interessante no estudo de Kumagai *et al.* (2000) diz respeito à distribuição do tecido muscular ao longo do grupo muscular (forma do músculo). O tecido muscular foi mensurado na parte superior e inferior da coxa verificando que os velocistas do G10 apresentavam maior tecido muscular, na região superior da coxa, ao passo que na região inferior não houve diferenças significantes, quando comparados com o G11. Isso indica que, além da influência do comprimento do fascículo muscular, a forma do músculo também parece estar associada ao desempenho em atividades que exijam velocidade. Os resultados deste estudo corroboram os achados de investigações anteriores conduzidas pelo mesmo grupo de pesquisadores (ABE; BROWN; BRECHUE, 1999; ABE; KUMAGAI; BRECHUE, 1999a).

Na tentativa de verificar a influência étnica sobre a arquitetura muscular e desempenho físico, Abe; Brown; Brechue (1999), dividiram 44 jogadores de futebol americano em dois grupos (GN = 13 negros; GB = 31 brancos). Os parâmetros de arquitetura e morfologia muscular do Tríceps Sural, VL e Gastrocnêmio Medial e o desempenho físico no teste de impulsão vertical e corrida de 40 jardas obtidos pelos dois grupos étnicos foram comparados. O GN apresentou melhor desempenho físico em ambos os testes, no entanto, não houve diferenças quanto ao comprimento de fascículo, ângulo de penação e tecido isolado dos músculos analisados. Os resultados indicam que, aparentemente, embora os atletas negros tenham apresentado melhor desempenho físico em relação aos brancos, as diferenças não podem ser atribuídas às propriedades da arquitetura muscular. Todavia, quando a análise é realizada de forma macroscópica, considerando não apenas o tecido muscular isoladamente, mas como um grupo muscular (coxa), o GN obteve valores mais elevados de tecido muscular da coxa na região superior em relação ao GB. Em contrapartida, o tecido muscular da coxa na região inferior não apresentou diferenças significantes entre os grupos étnicos.

O mesmo comportamento foi verificado quando comparados os valores de tecido muscular da coxa na região superior entre velocistas e fundistas que possuíam mesmo comprimento de membros (ABE; KUMAGAI; BRECHUE, 1999b). Os velocistas apresentaram maior tecido muscular na porção superior da coxa em relação aos fundistas. Evidentemente, considerando os achados desses estudos, além do comprimento do fascículo, a forma do músculo parece ser um fator importante a ser

considerado no desempenho físico em atividades que exijam velocidade. Entretanto, as causas e mecanismos que poderiam explicar esse fenômeno ainda não estão estabelecidas.

Com relação ao ângulo de penação, existem evidências de que atletas de culturismo apresentam maior grau de penação do que sujeitos não-treinados. Tal fato foi verificado em um estudo transversal conduzido por Kawakami; Abe; Fukunaga (1993), no qual 32 sujeitos do sexo masculino (atletas de culturismo e não-treinados) foram submetidos a medidas de tecido muscular e ângulo de penação do músculo Tríceps Braquial. Os culturistas apresentaram valores mais elevados de tecido muscular e um ângulo mais acentuado em relação ao eixo de tração do músculo quando comparados com os sujeitos não-treinados.

Portanto, fica evidente a estreita relação entre os aspectos da arquitetura muscular e o desempenho físico, embora, um dos grandes desafios seja desvendar as origens das diferenças nas propriedades arquitetônicas dos músculos observados nesses atletas, submetidos a diferentes tipos de treinamento. Uma das hipóteses é a de que os parâmetros da arquitetura muscular sejam definidos geneticamente. Uma outra hipótese é a de que esses parâmetros musculares estejam sujeitos a adaptações geradas pelo treinamento específico.

Considerando a segunda hipótese, alguns estudos têm sido desenvolvidos com o intuito de verificar a influência do treinamento com pesos sobre as propriedades da arquitetura muscular (AAGAARD *et al.*, 2001; KAWAKAMI *et al.*, 1995; RUTHERFORD & JONES, 1992).

Nesse sentido, Kawakami *et al.* (1995) verificaram o efeito de 16 semanas de treinamento com pesos sobre a arquitetura muscular dos extensores de cotovelo (Tríceps Braquial) em uma amostra de cinco sujeitos do sexo masculino. Os sujeitos foram submetidos a medidas de ASTA, volume muscular, ASTF, tecido muscular isolado, ângulo de penação e comprimentos de fascículo e músculo antes e após o período de treinamento. Um aumento significativo em todos os parâmetros analisados, exceto nos comprimentos do fascículo e do músculo foi verificado. Os resultados indicam que o treinamento com pesos provoca a hipertrofia muscular e, que paralelamente, ocorre um aumento na inclinação dos arranjos das fibras em relação ao

eixo de tração. Considerando esses achados, parece existir uma integração entre os mecanismos de regulação da arquitetura muscular (ASTF, tecido muscular isolado, ângulo de penação e volume muscular) e a morfologia muscular (ASTA e área da fibra muscular) para o aumento nos níveis de força.

Aagaard *et al.* (2001) verificaram o efeito de 14 semanas de treinamento com pesos sobre as modificações na força, arquitetura e morfologia do músculo VL em 11 sujeitos do sexo masculino, que foram submetidos a medidas de contração voluntária máxima (CVM), ASTA, volume muscular, ângulo de penação, ASTF (soma das áreas de secção transversal de todas as fibras musculares) e composição da fibra muscular antes e após o período de treinamento. Verificou-se incrementos na CVM ($282,60 \pm 11,70$ Nm vs $327,00 \pm 12,40$ Nm; $P < 0,01$), no ângulo de penação ($8,00 \pm 0,40^\circ$ vs $10,70 \pm 0,60^\circ$; $P < 0,01$), na ASTF ($3754,00 \pm 271,00 \mu\text{m}^2$ vs $4238,00 \pm 202,00 \mu\text{m}^2$; $P < 0,001$), na ASTA ($77,50 \pm 3,00 \text{ cm}^2$ vs $85,00 \pm 2,7 \text{ cm}^2$; $P < 0,001$) e no volume muscular ($1676,00 \pm 63,00 \text{ cm}^3$ vs $1841,00 \pm 57,00 \text{ cm}^3$; $P < 0,001$). Embora a ASTF tenha aumentado em consequência do aumento da área das fibras, a distribuição quanto à composição de fibras no músculo não sofreu alterações. O grande achado deste estudo foi o de que o treinamento com pesos acarretou em aumento do ângulo de penação ($+35,50 \pm 8,30\%$), sendo que esta modificação na arquitetura muscular possibilitou incrementos de força ($+16,00 \pm 3,00\%$) e na ASTF ($+15,50 \pm 5,10\%$) superiores ao aumento do volume muscular ($+10,30 \pm 2,20\%$) e na ASTA ($+10,20 \pm 2,20\%$). Dessa forma, fica evidente a integração entre a capacidade contrátil, a arquitetura muscular e os aspectos morfológicos, no controle de incremento da força decorrente do treinamento com pesos.

Um aspecto interessante nos estudos de Aagaard *et al.* (2001) e Kawakami; Abe; Fukunaga (1993) é a correlação positiva encontrada entre o tecido muscular e o ângulo de penação, indicando que o processo de hipertrofia muscular resulta em um aumento do ângulo de inclinação das fibras. Assim, qualquer estratégia adotada que acarrete incremento da massa muscular, supostamente, resultaria em maiores alterações no ângulo de penação.

Com base nisso, Blazeovich e Giorgi (2001) investigaram o efeito de 12 semanas de treinamento com pesos associado à administração de testosterona sobre a

arquitetura muscular. A amostra foi constituída por 10 sujeitos, envolvidos em treinamento com pesos nos 12 meses precedentes ao estudo, que foram divididos em dois grupos (GT, grupo que foi administrado testosterona; e GP, grupo placebo). O GT, em relação ao GP, apresentou aumentos significativos na força máxima (+16% vs +4%) e no ângulo de penação (+40% vs -4%). Embora a magnitude de incremento do tecido muscular no GT tenha sido o dobro do valor atingido pelo GP (+30% vs +14%), estatisticamente esta diferença não foi significativa. Possivelmente, a amostra reduzida tenha resultado em erro do tipo II, ou seja, aceita-se a hipótese nula quando na realidade ela é falsa. No entanto, os achados reforçam a hipótese de que a hipertrofia, o ângulo de penação e a força muscular estão correlacionados. Além disso, acredita-se que não apenas a administração de testosterona, mas também outras estratégias com potencial para aumentar a massa muscular, como o uso de suplementação protéica e/ou de creatina, podem acarretar alterações nos aspectos morfológicos e arquitetônicos do músculo e, conseqüentemente, em sua função. Todavia, não foi encontrado na literatura estudos com esta abordagem.

Com relação ao treinamento, de modo geral, independentemente da modalidade esportiva, adota-se o sistema de periodização, ou seja, os estímulos das cargas são modificadas de acordo com a meta e o objetivo a ser atingido naquele momento pelo atleta, no que se refere a melhoria das capacidades físicas. No período cujo objetivo é melhorar as capacidades físicas gerais, existe um predomínio no volume de exercícios gerais. Entretanto, nas fases mais avançadas, onde o objetivo é melhorar uma capacidade física específica, ocorre uma redução no volume de exercícios gerais e aumento no volume de exercícios específicos. Tomando como exemplo, o sistema de preparação de um velocista, durante o período preparatório geral realiza-se grande volume de exercícios com pesos. Ao longo da preparação, os estímulos são modificados (resistência externa, número de repetições, número de séries e intervalo de recuperação) de acordo com a capacidade física exigida (resistência, força e potência) até que, numa determinada fase (período pré-competitivo e competitivo), praticamente não se realizam mais exercícios com pesos, e sim exercícios mais específicos, como corridas intervaladas e saltos.

Alguns estudos (AAGAARD *et al.*, 2001; BLAZEVIICH & GIORGI, 2001; KAWAKAMI; ABE; FUKUNAGA, 1993; KAWAKAMI *et al.*, 1995) indicam que o

treinamento com pesos acarreta modificações na arquitetura muscular, no entanto, é extremamente relevante conhecermos as implicações das modificações no regime de treinamento sobre os parâmetros da arquitetura muscular.

Nesse sentido, Blazevich *et al.* (2003) investigaram o efeito de cinco semanas de treinamentos específicos sobre as propriedades da arquitetura muscular do VL e RF em 23 atletas (masculino, n = 15; feminino, n = 8). Todos os atletas estavam engajados em programa de treinamento com pesos nos três meses precedentes ao estudo. Entretanto, com objetivo de equiparar os níveis de condição física, todos os atletas foram submetidos a quatro semanas de treinamento padronizado (quatro sessões semanais, sendo duas sessões de treinamento com pesos e duas sessões de treinamento intervalado/saltos). Após este período, todos os atletas realizaram quatro sessões de treinamento por semana e foram divididos em três grupos, de acordo com o regime de treinamento (exercício físico realizado). O primeiro grupo foi submetido a duas sessões de treinamento intervalado/saltos e duas sessões de treinamento com pesos, enfatizando o exercício agachamento (GA). Um segundo grupo realizou duas sessões de treinamento intervalado/saltos e duas sessões de treinamento com pesos, enfatizando o exercício agachamento inclinado (GAI) (Figura 10). Já, o terceiro grupo realizou apenas sessões de treinamento intervalado/saltos (GIS). Variáveis de desempenho físico (corrida de 20 m, salto vertical, agachamento e CVM) e de arquitetura muscular (ângulo de penação, tecido muscular e comprimento do fascículo) foram mensuradas. Após o período de cinco semanas de treinamento, os GA e GAI apresentaram um incremento no tecido muscular acompanhado por um aumento no ângulo de penação do músculo VL. Com relação ao GIS, não verificou-se alterações no tecido muscular com o treinamento, entretanto, um aumento do comprimento do fascículo muscular e redução no ângulo de penação foi identificado. Os achados indicam que a especificidade do treinamento produz respostas diferenciadas nas propriedades da arquitetura muscular. Contudo, embora as respostas da arquitetura muscular tenham sido diferentes entre os grupos, quando analisados os aspectos de desempenho físico, as alterações foram semelhantes. Sem dúvida, outros fatores (bioquímico, fisiológico, mecânico, psicológico, entre outros) parecem ter implicações importantes sobre o desempenho físico o que demonstra a complexidade do corpo humano e suas funções. Possivelmente, estudos por períodos maiores, bem como uma

amostra com grande número de atletas, possam gerar informações que permitam uma melhor compreensão dos mecanismos envolvidos para a melhoria do desempenho.

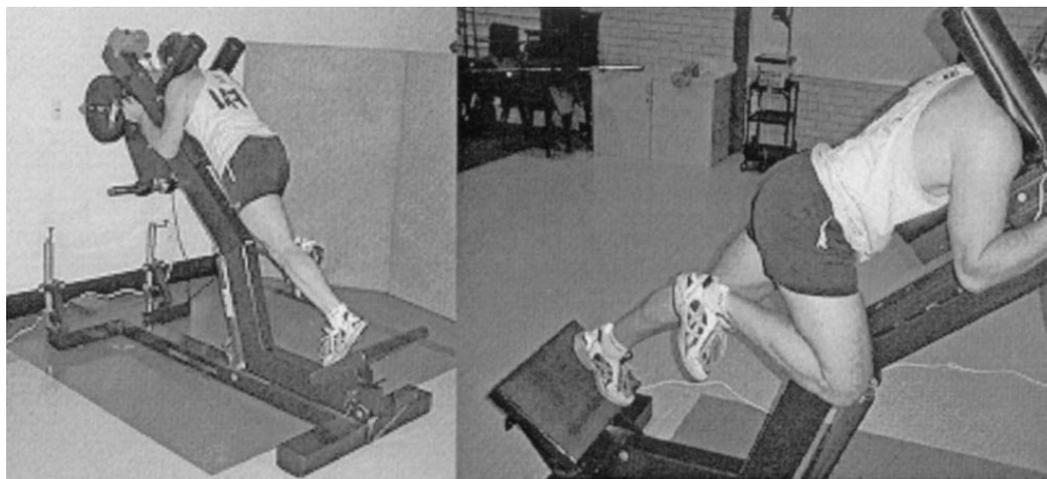


Figura 10. Figura ilustrativa do equipamento utilizado para realização dos exercícios de agachamento inclinado. Este aparelho foi projetado com objetivo de melhorar a corrida durante a fase de aceleração (adaptada de BLAZEVIČH *et al.*, 2003).

Além do treinamento físico, outros fatores que supostamente poderiam interferir nas propriedades da arquitetura muscular são o gênero (ABE *et al.*, 1998) e o processo de envelhecimento (NARICI *et al.*, 2003).

Com relação à implicação do gênero sobre a arquitetura muscular, Abe *et al.* (1998) analisaram uma amostra de 29 mulheres engajadas em programas de treinamento com pesos e 22 atletas colegiais do sexo masculino. Os atletas foram submetidos a medidas de tecido muscular, ângulo de penação e comprimento do fascículo muscular do VL, do Gastrocnêmio Medial e do Tríceps Sural. Em todos os músculos analisados verificou-se um maior tecido muscular e ângulos de penação mais acentuados nos homens do que nas mulheres ($P < 0,05$). Por outro lado, não houve diferenças significantes entre o gênero quanto ao comprimento de fascículos dos músculos. Correlações elevadas e significantes foram encontradas entre o tecido muscular e o ângulo de penação, corroborando os achados de outros pesquisadores (AAGAARD *et al.*, 2001; KAWAKAMI; ABE; FUKUNAGA, 1993). Os resultados indicam

que as diferenças encontradas na arquitetura muscular parecem não estar atreladas exclusivamente ao fator gênero mas sim a relação entre a quantidade de tecido muscular e o ângulo de penação.

No que se refere ao processo de envelhecimento, Narici *et al.* (2003) analisaram 14 jovens (GJ, 27-42 anos) e 16 idosos (GI, 70-81 anos) quanto às propriedades arquitetônicas do músculo GM. Quando confrontados os valores obtidos por ambos os grupos, o GJ apresentou valores mais elevados de ASTA ($17,40 \pm 2,80 \text{ cm}^2$ vs $14,00 \pm 3,60 \text{ cm}^2$), volume muscular ($279,30 \pm 59,30 \text{ cm}^3$ vs $208,70 \pm 48,50 \text{ cm}^3$), comprimento do fascículo ($4,78 \pm 0,55 \text{ cm}$ vs $4,29 \pm 0,67 \text{ cm}$) ângulo de penação ($27,20 \pm 4,30^\circ$ vs $23,60 \pm 3,00^\circ$) e ASTF ($59,10 \pm 14,40 \text{ cm}^2$ vs $50,10 \pm 12,60 \text{ cm}^2$) quando comparado com o GI. Os achados indicam que o processo de sarcopenia envolve não somente perdas nos sarcômeros arranjados paralelamente, mas também nos componentes disponibilizados em série. Possivelmente, essas alterações nas propriedades da arquitetura muscular podem acarretar em modificação nos aspectos funcionais do músculo, interferindo diretamente nas atividades do cotidiano desses sujeitos. Dessa forma, fica evidente a importância da prática de exercícios físicos, sobretudo, daqueles que propiciem aumentos ou manutenção da massa muscular nos sujeitos desta faixa etária.

3.4 Propriedades estruturais e funcionais dos músculos VL, VM e RF

Os músculos VL, VM e RF formam juntamente com o Vasto Intermédio o grupo muscular denominado Quadríceps Femoral. O Quadríceps Femoral compreende a maior parte da superfície anterior e lateral do Fêmur e se constitui no músculo extensor de joelho (GRAY, 1988).

O VL origina-se a partir da região proximal da linha intertrocantérica, 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. A inserção é no tubérculo da tíbia através do tendão do Quadríceps, e a inervação no nervo Femoral, divisão posterior do plexo lombar e raízes L₃, L₄ (GRAY, 1988; LIEBER, 1992).

Com relação ao VM, este origina-se a partir da linha intertrocantérica, do lábil medial da linha áspera do fêmur, da parte proximal da linha supracondilar medial do fêmur, dos tendões dos adutores longo e magno, o do septo intermuscular medial. Sua inserção é no tubérculo da tíbia através do tendão do Quadríceps e inervado pelo Nervo Femoral, divisão posterior do plexo lombar e raízes L₃, L₄ (GRAY, 1988; LIEBER, 1992).

Já, o RF apresenta duas origens sendo uma na espinha íliaca ântero-inferior (anterior) e a outra no sulco acima do contorno do acetábulo (posterior). O músculo segue em trajetória retilínea cobrindo o meio da coxa, daí o nome de RF. Este músculo tem a inserção na base da patela através do tendão do Quadríceps. Os tendões dos quatro músculos do Quadríceps se unem formando um único e forte tendão ligado à base da patela. Assim como os demais músculos, é inervado pelo nervo Femoral, divisão posterior do plexo lombar e raízes L₃, L₄ (GRAY, 1988).

Com relação à composição de fibras musculares desses músculos, alguns estudos na literatura têm analisado a distribuição das mesmas mediante autópsia em cadáveres (BROOKE & ENGEL, 1969; JENNEKENS; TOMLINSON; WALTON, 1971; JOHNSON *et al.*, 1973). Uma das vantagens em se obter informações a partir de cadáveres é o fato de que a distribuição das fibras musculares não se apresenta de forma homogênea por todo o músculo (JENNEKENS; TOMLINSON; WALTON, 1971; JOHNSON *et al.*, 1973). Assim, existem diferenças quanto à composição de fibras musculares entre os materiais obtidos na superfície muscular e na região profunda do músculo. Além disso, outro aspecto positivo da autópsia em cadáveres é a possibilidade de serem analisados diferentes grupos musculares.

Na Tabela 1, são apresentados os valores de composição de fibras musculares dos VL, VM 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). As causas que levaram o óbito foram: traumatismo craniano (três sujeitos), asfixia (um sujeito), cardíaco (um sujeito) e hemorragia abdominal (um sujeito). Por meio do método histoquímico empregando-se a técnica de coloração da mATPase, foram identificadas as fibras musculares do tipo I e do tipo II.

Tabela 1. Composição de fibras musculares dos músculos Vasto Lateral, Vasto Medial e Reto Femoral obtidas a partir de autópsia.

	Tipo I		Tipo II	
	Média	IC 95%	Média	IC 95%
VL ₁ (%)	37,80	19,60 - 45,80	67,30	52,10 - 72,30
VL ₂ (%)	46,90	37,50 - 56,20	53,10	43,80 - 62,50
VM ₁ (%)	43,70	36,40 - 51,10	56,30	48,90 - 63,60
VM ₂ (%)	61,50	51,50 - 71,50	38,50	28,50 - 48,50
RF ₁ (%)	29,50	22,00 - 37,00	70,50	63,00 - 78,00
RF ₂ (%)	42,00	35,60 - 48,50	58,00	51,50 - 64,40

VL, Vasto Lateral. VM, Vasto Medial. RF, Reto Femoral. 1, autópsia da superfície do músculo. 2, autópsia da região profunda do músculo. IC 95%, intervalo de confiança de 95%, ou seja, existe 95% de chance da verdadeira média situar-se entre os valores apontados (adaptada de JOHNSON *et al.*, 1973).

Como podemos observar na Tabela 1, dentre os três músculos analisados, o RF é o que apresenta maior proporção de fibras musculares do tipo II seguido pelos músculos VL e VM. Infelizmente, em outros estudos a análise é efetuada somente em um músculo isoladamente e não nos três músculos de forma integrada.

Os valores encontrados no músculo VL por Johnson *et al.* (1973) são semelhantes aos valores apresentados por Brooke e Engel (1969) (~63%). Quanto ao músculo RF, Jennekens; Tomlinson; Walton (1971) não relatam os valores de distribuição de fibras musculares, no entanto indicam que a proporção de fibras do tipo II no RF é maior que 50%. Sem dúvida, existe certa carência de estudos nesse aspecto mas, aparentemente, as informações se mostram consistentes.

Da mesma forma que os estudos com cadáveres apresentam algumas vantagens, por outro lado, existe a dificuldade de se empregar técnicas mais avançadas para analisar a 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 uma análise mais aprofundada quanto à distribuição de fibras musculares.

Nesse sentido, 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). Empregando a técnica de coloração da mATPase, as composições de fibras musculares encontradas para os homens foram: tipo I ($39,80 \pm 11,40\%$), Ic ($0,40 \pm 0,60\%$), Ilc ($1,00 \pm 2,10\%$), 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 ($1,10 \pm 2,20\%$), Ilc ($0,70 \pm 1,40\%$), 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 MHCs 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 ($41,20 \pm 9,40\%$). Essas informações quanto à proporção de área ocupada pelas fibras dentro do músculo acarretam em diferenças nas distribuições das expressões da MHC, e em termos práticos, têm influência direta sobre o desempenho físico (GOLLNICK & MATOBA, 1984).

No que se refere às propriedades arquitetônicas dos músculos VL, VM e RF, a Tabela 2 apresenta os valores encontrados na literatura para cada parâmetro. Em virtude de os estudos apresentarem os valores individuais dos sujeitos analisados, foi possível calcular a média dos resultados dos dois estudos.

Tabela 2. Parâmetros de arquitetura muscular do Vasto Lateral, Vasto Medial e Reto Femoral obtidos a partir de cadáveres (média \pm desvio padrão).

Músculo	Peso (g)	CM (mm)	CF (mm)	CF/CM	Penação (°)	ASTF (cm ²)
<i>Wickiewicz et al. (1983) n=3</i>						
VL	219,47 \pm 97,02	324,33 \pm 24,91	65,67 \pm 1,53	0,203 \pm 0,012	5,00 \pm 0,00	30,57 \pm 11,21
VM	175,33 \pm 71,44	335,33 \pm 25,11	70,33 \pm 5,69	0,210 \pm 0,008	5,00 \pm 0,00	21,13 \pm 7,40
RF	84,27 \pm 23,91	316,00 \pm 9,85	66,00 \pm 2,65	0,209 \pm 0,003	5,00 \pm 0,00	12,73 \pm 3,37
<i>Friederich et al. (1990) n=2 *</i>						
VL	-	300,00 \pm 7,07	80,25 \pm 0,64	0,268 \pm 0,008	13	40,45 \pm 33,89
VM	-	300,00 \pm 28,28	77,75 \pm 1,77	0,260 \pm 0,019	7	41,24 \pm 36,25
RF	-	313,50 \pm 26,16	60,30 \pm 6,93	0,194 \pm 0,038	14	26,08 \pm 23,87
<i>Média dos estudos n=5 *</i>						
VL	-	314,60 \pm 22,37	71,50 \pm 8,07	0,229 \pm 0,037	5,50 \pm 1,00	34,52 \pm 19,47
VM	-	321,20 \pm 29,83	73,30 \pm 5,78	0,230 \pm 0,030	7,25 \pm 4,50	29,17 \pm 21,84
RF	-	315,00 \pm 14,88	63,72 \pm 5,03	0,203 \pm 0,021	7,00 \pm 4,00	18,13 \pm 14,18

CM, comprimento do músculo. CF, comprimento da fibra muscular. CF/CM, relação entre comprimento da fibra muscular e comprimento do músculo. ASTF, área de secção fisiológica. VL, Vasto Lateral. VM, Vasto Medial. RF, Reto Femoral.

* Os autores apresentam apenas o valor de um sujeito quanto ao ângulo de penação, portanto, nesta variável a média é obtida a partir de quatro sujeitos.

Considerando os valores apresentados na Tabela 2, observamos que o VL é o mais pesado e o que apresenta maior ASTF seguido pelo VM e RF. Dessa forma, o VL é o maior e o mais forte dos músculos que compõem o Quadríceps Femoral. Os músculos VL e VM, juntos, são responsáveis por 50% da produção de força do Quadríceps Femoral (JORGE & HULL, 1986).

Em relação ao arranjo das fibras musculares, tanto o VL quanto o VM apresentam estrutura unipenada enquanto que o RF é um músculo fusiforme, porém, as fibras superficiais são dispostas de maneira bipenada (GRAY, 1988).

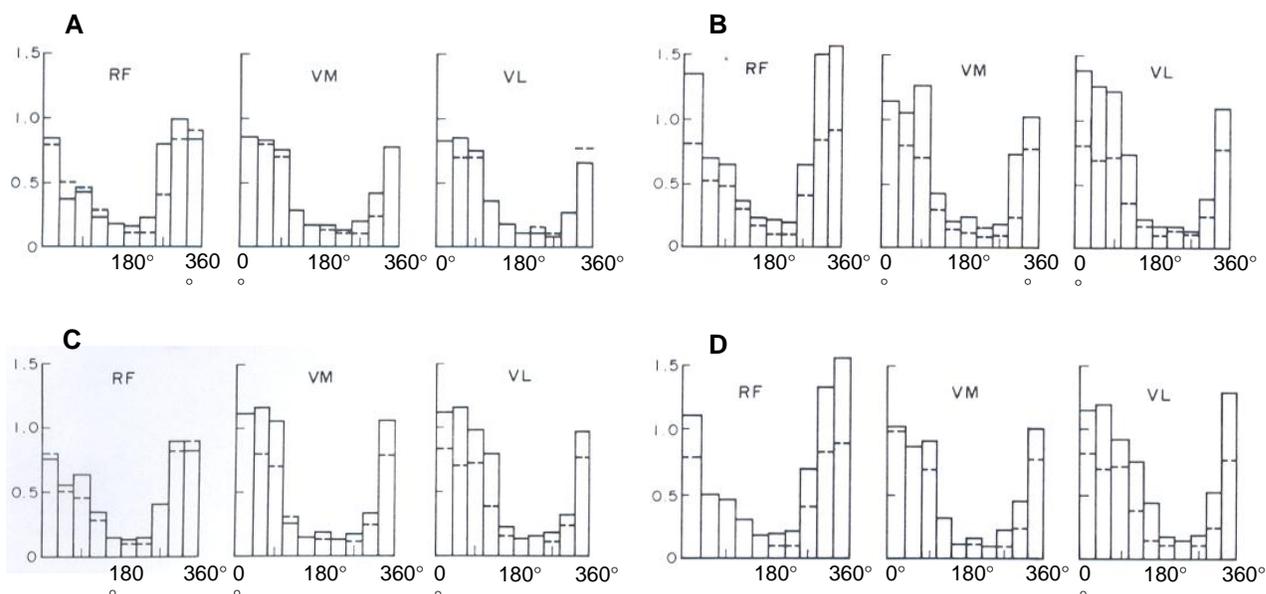
O grupo Quadríceps Femoral é responsável por diversas ações relacionado com as atividades cotidianas do sujeito que exigem extensão vigorosa do joelho tais como corrida, saltos, levantamento de pesos, e até no simples ato de levantar-se de uma cadeira (MOORE, 1992). Dessa forma, podemos observar que este grupo muscular exerce funções tanto dinâmicas como estáticas. Sua função estática consiste em evitar a flexão do joelho na posição ortostática, enquanto a função dinâmica consiste em extensão vigorosa do joelho (WEINECK, 1990).

Com relação à ação de pedalar, diversos estudos foram desenvolvidos para analisar a participação de diferentes grupos musculares durante o movimento (DESPIRES, 1974; FARIA & CAVANAGH, 1978; GREGOR; GREEN; GARHAMMER, 1982; GREGOR & RUGG, 1986; HOUTZ & FISCHER, 1959; JORGE & HULL, 1986; SUZUKI; WATANABE; HOMMA, 1982). É importante destacar que os estudos indicam importante participação dos músculos VL, VM, RF, Semimembranoso, Bíceps Femoral, Glúteo Máximo, Gastrocnêmio, Tibial Anterior, entre outros, todavia, no momento, vamos abordar apenas os músculos superficiais do Quadríceps Femoral, ou seja, os VL, VM e RF.

Embora muitos pesquisadores tenham investigado a atividade eletromiográfica de diferentes grupos musculares em ciclistas (DESPIRES, 1974; FARIA & CAVANAGH, 1978; GREGOR; GREEN; GARHAMMER, 1982; GREGOR & RUGG, 1986; HOUTZ & FISCHER, 1959; JORGE & HULL, 1986; SUZUKI; WATANABE; HOMMA, 1982), a maioria deles apresentam sérias limitações.

Num dos estudos pioneiros, Houtz e Fischer (1959) analisaram a participação de 14 músculos durante a atividade de pedalar. Os pesquisadores relataram os procedimentos adotados para determinar a altura do selim, no entanto, a cadência empregada bem como a conexão entre a interface pedal e pé (sapatilhas ou outros tipos de calçados) não foram relatadas. Já, Despires (1974), investigaram os efeitos de diferentes posições do selim e resistência (carga) adotada sobre os sinais eletromiográficos de 12 grupos musculares em ciclistas competitivos. Um aspecto interessante foi o procedimento adotado de realizar as avaliações físicas dos atletas com a bicicleta sobre a esteira. Além disso, foram controladas a cadência e a altura do selim, contudo, não foi relatado o calçado utilizado pelos atletas.

Vale ressaltar que, a falta do controle dos fatores apontados nesses estudos (ajuste do selim, cadência, conexão entre a interface pedal e pé), embora não aparente, acarretam em diferentes solicitações musculares para um mesmo esforço físico. Tal fato é evidenciado por Jorge & Hull (1986) em seis ciclistas experientes. Neste estudo, um dos objetivos foi investigar o efeito da manipulação da relação coroa-pinhão sobre os sinais eletromiográficos de diferentes grupos musculares. Para tanto, os ciclistas pedalarão com a bicicleta sobre o rolo, adotando diferentes relações (situação padrão: relação coroa pinhão 52 x 19, 80 revoluções por minuto (rpm), potência de 100 W; situação de alta resistência: relação coroa pinhão 52 x 15, 80 rpm, potência de 125 W; situação de baixa resistência: relação coroa pinhão 52 x 23, 80 rpm, potência de 83 W) em três condições distintas. Além desse objetivo, foram analisadas as influências da utilização de sapatilhas ou tênis, e também a influência de diferentes ajustes quanto à altura do selim. Na Figura 11 são apresentados detalhadamente as condições nas quais foram submetidos os ciclistas bem como os resultados encontrados no estudo com os músculos VL, VM e RF.



Linhas pontilhadas são os valores referentes a eletromiografia integrada obtidos em situação padrão: 80 rpm, relação 52 x 19, potência 100 W, sapatilhas, ajuste do selim a 100% da altura do Trocânter.

A, 80 rpm, relação 52 x 23, potência 83 W, sapatilhas, ajuste do selim a 100% da altura do Trocânter.

B, 80 rpm, relação 52 x 15, potência 125 W, sapatilhas, ajuste do selim a 100% da altura do Trocânter.

C, 80 rpm, relação 52 x 19, potência 100 W, tênis, ajuste do selim a 100% da altura do Trocânter.

D, 80 rpm, relação 52 x 19, potência 100 W, sapatilhas, ajuste do selim a 95% da altura do Trocânter.

(adaptada de Jorge & Hull, 1986).

Figura 11. Valores de eletromiografia integrada referentes aos músculos Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF) em cicloergômetro em diferentes condições (adaptada de JORGE & HULL, 1986).

Analisando a Figura 11, podemos observar que os músculos VL, VM e RF não apresentaram diferenças na magnitude de recrutamento entre a condição de pedalar em baixa intensidade (83 W) e a situação padrão (linha pontilhada) (Figura 11A). Por outro lado, quando a atividade foi realizada em resistências superiores (125 W), o VL e o RF tiveram suas ativações aumentadas em torno de 70%, enquanto que o VM em apenas ~14% quando comparados com a situação padrão (Figura 11B).

No que se refere à utilização de diferentes calçados para pedalar (Figura 11C), surpreendentemente, em relação ao esforço realizado com sapatilhas, o exercício realizado com tênis (solado macio) acarretou em aumentos de 67 e 53% na solicitação dos músculos VL e VM, respectivamente. Embora não seja hábito dos ciclistas pedalarem com tênis, possivelmente isto seja uma forma de manipulação do treinamento na tentativa de induzir estímulos diferenciados aos atletas. No entanto, isso é apenas especulação e, sem dúvida, deve ser investigado de forma mais criteriosa.

Quanto à solicitação muscular frente a diferentes alturas do selim, os resultados apontam para um aumento na atividade dos músculos VL e RF em condições mais baixas (Figura 11D), ou seja, quando a atividade é realizada em alturas do selim ajustada a 95% da altura do Trocânter (<5% da situação padrão). Esses aumentos na amplitude dos sinais eletromiográficos são decorrentes da condição de contração isométrica instaurada com a redução da altura do selim (JORGE & HULL, 1986), e aproximam-se de 30 e 70% para os músculos VL e RF, respectivamente.

Como podemos observar, o controle desses fatores é um aspecto importante que devem ser considerados nas investigações realizadas com ciclistas. Nos estudos desenvolvidos com delineamento longitudinal é fundamental o controle dessas variáveis (padronização do calçado utilizado, da altura do selim e da resistência empregada) para a possibilidade de se obter informações que permitam interpretações adequadas.

Além das limitações comumente observadas nesses estudos (ajuste do selim, cadência, conexão entre a interface pedal e pé), outra grande limitação é o procedimento adotado para analisar os sinais eletromiográficos de grupos musculares. De modo geral, os estudos têm analisado de maneira agrupada tanto os músculos Quadríceps Femoral quanto os Posteriores de Coxa. Assim, além do estudo de Jorge & Hull (1986), um outro estudo analisou a atividade dos músculos superficiais do

Quadríceps Femoral de forma isolada, ou seja, analisando o VL, VM e RF separadamente (GREGOR & RUGG, 1986). Na Figura 12 são apresentados os comportamentos dos músculos VL, VM e RF durante a atividade de pedalar em ciclistas.

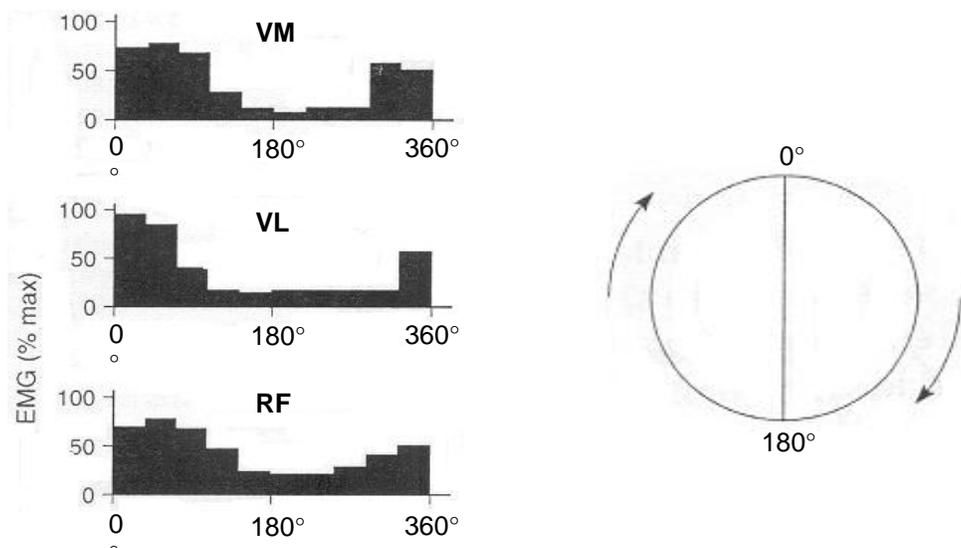


Figura 12. Ângulo e recrutamento dos músculos Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF) em cicloergômetro (adaptada de GREGOR & RUGG, 1986).

Analisando os estudos de Jorge e Hull (1986) e de Gregor e Rugg (1986) verifica-se que o comportamento da atividade dos músculos VL, VM e RF se apresentam de maneira bastante consistente.

Considerando o topo do pedal como sendo 0° e a parte inferior 180° (Figura 12), os músculos VL e VM apresentam maior atividade entre as posições 340° e 100°. Em relação a esses dois músculos, o RF tem participação antecipada em torno de 40-50°, assim, a maior participação concentra-se entre as posições 300° e 70° (JORGE & HULL, 1986). Além disso, se analisarmos a magnitude de ativação dos músculos em relação à CVM, verificamos que o VL é o que apresenta maior participação próxima da ativação máxima enquanto que o RF é o músculo de menor ativação.

Um outro aspecto que difere os músculos VL e VM do músculo RF diz respeito à mecânica apresentada pelos mesmos. Tanto o VL e o VM são músculos mono-articulares, e possuem alta capacidade de produção de força ou trabalho. Por

outro lado, o RF, por cruzar a articulação do joelho e do quadril, se constitui num músculo biarticular, tendo função de distribuir o torque para ambas as articulações e controlar a direção do movimento (JACOBS & VAN INGEN SCHENAU, 1992). Dessa forma, durante a execução do chute, tem participação efetiva durante a fase inicial do movimento aumentando sua atividade no contato com a bola (BANKOFF *et al.*, 2000), sendo assim, conhecido como o músculo do chute (HALL, 1993).

É importante considerarmos que têm crescido cada vez mais a prática do treinamento com pesos por todo o mundo. Assim, exercícios como o *leg press* têm sido amplamente realizados nas academias. Durante o exercício realizado horizontalmente, um dos músculos solicitados é o RF cuja maior atividade ocorre entre 100-120° de extensão de joelhos reduzindo de acordo com o aumento da extensão (ELORANTA & KOMI, 1980; TASSI *et al.*, 1998). Uma das estratégias para modificar a ênfase na solicitação muscular é alterar a posição dos pés (regiões superior ou inferior da plataforma). No entanto, existem evidências de que tal estratégia parece não influenciar na atividade do músculo RF (TASSI *et al.*, 1998). Esses autores verificaram que um dos procedimentos para aumentar a solicitação do músculo RF é executar o movimento no *leg press* horizontal com o pé (ou tornozelo) em dorsiflexão. Por outro lado, caso o exercício fosse realizado com o pé em flexão-plantar a exigência muscular é reduzida.

Comportamento semelhante foi encontrado por Ericson *et al.* (1985) no músculo RF durante o exercício em cicloergômetro. Verificou-se que na situação em que a região anterior da sola dos pés estava apoiada sobre o pedal, a exigência do músculo RF foi menor. Já, quando o apoio estava na região posterior dos pés, ocorreu um aumento na solicitação muscular. Como pode-se observar, pequenas alterações quanto ao posicionamento de um determinado segmento corporal pode acarretar em diferentes solicitações musculares.

Isso foi evidenciado recentemente, por Stensdotter *et al.* (2003) em exercícios de cadeia aberta e cadeia fechada. Esses tipos de exercício são empregados em programas de reabilitação e, em geral, o exercício de cadeia aberta constitui-se em um movimento monoarticular, realizado sem sustentação de carga e com as extremidades distais livres. Em contrapartida, o exercício de cadeia fechada envolve movimentos multiarticulares com sustentação de carga com a extremidade distal fixa (Figura 13).

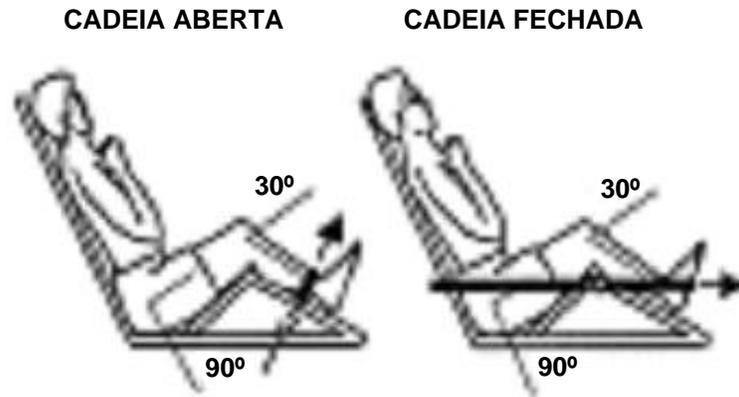


Figura 13. Exemplo ilustrativo de exercícios em cadeia aberta e em cadeia fechada. As flechas indicam a direção da aplicação da força (adaptada de STENSDOTTER *et al.*, 2003).

Neste estudo, os autores analisaram o comportamento dos músculos VL, VM e RF durante os exercícios em cadeia fechada e em cadeia aberta em 10 sujeitos saudáveis. Verificou-se que no exercício de cadeia fechada, o recrutamento dos músculos ocorre de maneira uniforme, no entanto, durante o exercício de cadeia aberta o músculo RF é ativado antecipadamente e apresenta maior atividade quando comparado com o exercício de cadeia fechada. Isso ocorre devido à direção da aplicação de força, que no exercício de cadeia aberta é para cima, o que resulta em maior solicitação do músculo RF, provavelmente em função da sua dupla função de realizar a extensão de joelhos e flexão do quadril. No entanto, um aspecto importante nos exercícios empregados para reabilitação não é a magnitude da ativação mas sim a qualidade e harmonia como os músculos são solicitados. Dessa forma, o exercício de cadeia fechada constitui-se num bom exercício para ser indicado em programas de reabilitação.

3.5 Teste anaeróbio de Wingate

A energia para a realização de qualquer movimento humano, provém inicialmente do metabolismo anaeróbio (CAHILL; MISNER; BOILEAU, 1997) o que indica a necessidade de se manter uma aptidão anaeróbia adequada. Isso pode ser constatado analisando-se o processo de evolução do ser humano, cujos ancestrais eram caçadores e dependiam de suas presas para se alimentarem, ou seja, a capacidade anaeróbia era um componente fundamental de sobrevivência (SALTIN, 1990).

A capacidade anaeróbia pode ser definida como a quantidade total de ATP oriunda do metabolismo anaeróbio durante esforço supramáximo (MEDBO *et al.*, 1988). Por outro lado, a potência anaeróbia é considerada a taxa máxima de energia liberada pelo sistema anaeróbio por unidade de tempo (BOUCHARD *et al.*, 1991). Infelizmente, não existe uma proposta de teste para medida da potência anaeróbia, tendo em vista a dificuldade em se diferenciar os metabolismos alático e láctico. Para a análise da capacidade anaeróbia, existe certo consenso de que o máximo déficit acumulado de O₂ (MAOD) seja um dos métodos com maior consistência teórica (GASTIN, 1994; VANDEWALLE; PERES; MONOD, 1987).

O MAOD foi originalmente proposto por Medbo *et al.* (1988) e constitui-se no método mais aceito como indicador da capacidade anaeróbia. Tal método apresenta correlações significativas com as concentrações intramusculares de adenosina trifosfato, de creatina fosfato e lactato, medidas imediatamente após esforço intenso, por meio de biópsia muscular (MEDBO & TABATA, 1993), além de ser sensível a modificações da condição física acarretadas pelo treinamento (GASTIN & LAWSON, 1994; MEDBO & BURGERS, 1990).

Para a determinação do MAOD é necessária a realização de 10 sessões de exercício submáximo (35 a 95% do VO₂max), com 10 minutos de duração cada (considerando a média do consumo de O₂ obtido durante o oitavo e décimo minuto) (BUCK & McNAUGHTON, 1999), para o estabelecimento de uma relação linear entre VO₂ e intensidade, e posteriormente, para a estimativa da demanda energética em atividades supramáximas (MEDBO *et al.*, 1988). A extrapolação desse segmento de

reta para intensidades supra- VO_2max fornece o valor do custo energético para o teste retangular de MAOD. Para a determinação do MAOD, é necessária a realização de um teste, que deve necessariamente levar o indivíduo até a exaustão em um tempo entre dois e três minutos (120 a 140% do VO_2max), sendo este índice quantificado pela diferença entre a demanda energética do teste exaustivo e o VO_2 de fato consumido (ambos expressos em ml.kg^{-1}). Portanto, o MAOD constitui-se num método que exige equipamentos sofisticados e várias visitas ao laboratório por parte do avaliado, o que limita a sua utilização em exames de rotina e em investigações com grande número de sujeitos.

Considerando essas dificuldades operacionais para a medida da MAOD, outros testes têm sido adotados de forma alternativa. Dentre esses destacam-se o teste de Wingate, um teste que tem sido amplamente utilizado para a avaliação do desempenho anaeróbio (BAR-OR, 1987; BULBULIAN; JEONG; MURPHY, 1996; HILL & SMITH, 1991) por se tratar de um método não-invasivo, de fácil aplicabilidade, validado, com alta reprodutibilidade (BAR-OR, 1987; INBAR *et al.*, 1996; VANDEWALLE; PERES; MONOD, 1987), além de poder ser administrado em diversos segmentos populacionais, incluindo crianças e pessoas debilitadas (BLIMKIE *et al.*, 1988; PARKER *et al.*, 1992).

O teste de Wingate consiste da execução de um esforço máximo com duração de 30 segundos, realizado de forma contínua em cicloergômetro, com carga proporcional à massa corporal do avaliado. Mediante a execução desse teste, alguns importantes índices de desempenho físico tais como a potência de pico, potência média e o índice de fadiga são produzidos, além do que é possível a identificação do momento em que a potência de pico é atingida durante o teste (Figura 14) (BAR-OR, 1987; INBAR; BAR-OR; SKINNER, 1996).

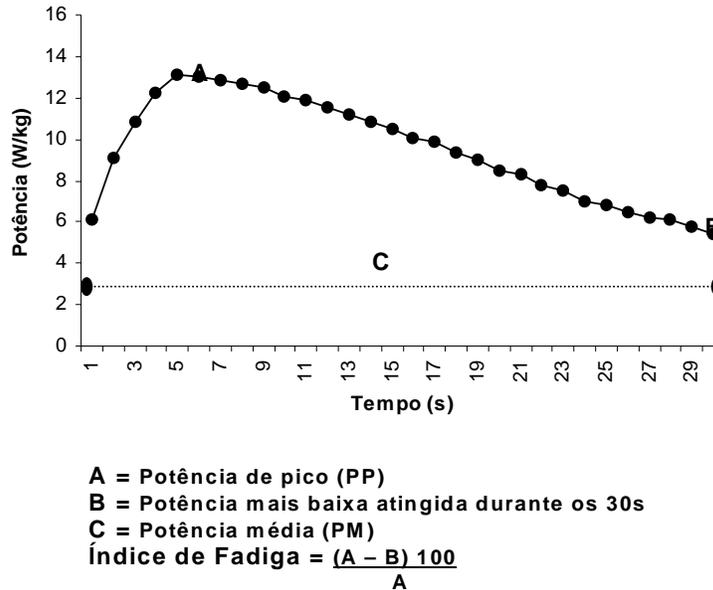


Figura 14. Índices obtidos no teste anaeróbico de Wingate (adaptada de INBAR; BAR-OR; SKINNER, 1996).

A maior potência gerada nos primeiros segundos do teste de Wingate reflete a potência de pico. Considerando que a potência de pico é atingida nos primeiros dez segundos, acredita-se que a energia necessária para a atividade é oriunda, predominantemente, do sistema ATP-CP com uma pequena contribuição do sistema glicolítico. Assim, alguns pesquisadores consideram que esse índice reflete a potência anaeróbia, ao passo que outros acreditam que a potência de pico fornece informações sobre o pico de potência mecânica que pode ser desenvolvido pelo grupo muscular que executa o teste (INBAR; BAR-OR; SKINNER, 1996).

A potência gerada durante os trinta segundos no teste de Wingate é denominada de potência média. Embora muitos estudiosos acreditem que esse índice possa ser um indicador da capacidade anaeróbia, na realidade, parece que as informações produzidas refletem muito mais a resistência localizada do grupo muscular exercitado utilizando energia, predominantemente, das vias anaeróbias, do que propriamente a capacidade anaeróbia (INBAR; BAR-OR; SKINNER, 1996).

Além desses índices, o teste de Wingate fornece também o índice de fadiga. Este índice é calculado pela diferença percentual ($\Delta\%$) entre a maior potência gerada durante o teste (potência de pico) e a menor potência obtida durante o teste (BAR-OR, 1987; INBAR; BAR-OR; SKINNER, 1996).

Em geral, os valores de potência de pico e potência média são expressos em relação à massa corporal ($W.kg^{-1}$), permitindo a comparação do desempenho de indivíduos com diferentes massas corporais (BAR-OR, 1987; INBAR; BAR-OR; SKINNER, 1996).

De acordo com Bar-Or (1987) e Inbar; Bar-Or; Skinner (1996), os índices de desempenho obtidos no teste de Wingate, quando as condições ambientais são controladas, apresentam elevada reprodutibilidade (r), variando entre 0,88 e 0,99. Em geral, as correlações encontradas são superiores a 0,94. Além das variáveis relacionadas ao desempenho, algumas variáveis fisiológicas também apresentam alta reprodutibilidade nesse teste (frequência cardíaca, $r=0,94$; pico da concentração do lactato, $r=0,93$; volume plasmático, $r=0,88$) (WEINSTEIN *et al.*, 1998).

Embora existam muitas controvérsias com relação à validade do teste de Wingate para avaliação da capacidade anaeróbia (SALTIN, 1990), alguns pesquisadores defendem sua capacidade de discriminação quando da comparação de atletas de modalidades com predominância aeróbia e anaeróbia (SKINNER; O'CONNOR, 1987).

Um dos fatores que pode influenciar nos resultados dos índices de desempenho gerados pelo teste de Wingate (potência de pico e potência relativa) é a carga (resistência) empregada para a execução do teste. A carga proposta originalmente para o teste foi de $75 g.kg^{-1}$ de massa corporal total para o cicloergômetro *Monark*, o que corresponde a um trabalho mecânico de 4,41 joules/rev/kg de massa corporal (BAR-OR, 1987). A determinação dessa carga originou-se de um estudo com uma amostra reduzida de crianças e jovens não-treinados (INBAR; BAR-OR; SKINNER, 1996). Assim, para a aplicação do teste de Wingate em adultos ou atletas, parece necessário a utilização de cargas superiores àquela proposta inicialmente, para que os valores mais elevados de potência possam ser atingidos.

Neste sentido, Okano *et al.* (2001) submeteram 11 adultos jovens ativos (envolvidos em treinamento com pesos por mais de três vezes na semana) ao teste de Wingate com as cargas de 75 g.kg⁻¹, 90 g.kg⁻¹ e 95 g.kg⁻¹ de massa corporal. De acordo com os resultados encontrados, as cargas de 90 g.kg⁻¹ e 95 g.kg⁻¹ de massa corporal proporcionaram valores mais elevados de potência de pico e potência média (13 e 8%, respectivamente), quando comparados com os índices de desempenho obtidos com a carga de 75 g.kg⁻¹ de massa corporal. Os achados indicaram a necessidade da revisão da carga a ser adotada para uma avaliação mais precisa do desempenho anaeróbio. Dessa forma, os autores sugerem a adoção de cargas superiores a 90 g.kg⁻¹ para a avaliação da aptidão anaeróbia mediante o teste de Wingate em adultos jovens ativos.

Outro ponto que deve ser abordado com relação ao teste de Wingate quando utilizado para avaliação da aptidão anaeróbia de atletas (com exceção de ciclistas e triatletas), é a perda da especificidade da ação motora ligada à modalidade. Entretanto, apesar dessa limitação, o teste de Wingate proporciona um controle maior da intensidade de esforço, permitindo a mensuração do desempenho físico mediante o cálculo do trabalho realizado. Além disso, vale ressaltar que para muitos indivíduos, a tarefa motora de pedalar é uma atividade que pode ser considerada de simples execução.

Em suma, embora o teste de Wingate apresente algumas limitações, a sua alta reprodutibilidade, baixo custo e fácil aplicabilidade estimulam a sua aplicação em estudos que envolvem a análise do comportamento do desempenho anaeróbio.

3.6 Esforços intermitentes anaeróbio em cicloergômetro

Em virtude de muitas modalidades esportivas apresentarem como características a intermitência, muitos pesquisadores têm proposto modelos de avaliação em cicloergômetro com o intuito de investigar o desempenho físico nestes tipos de esforços (BIRCH; NOBLE; GREENHAFF, 1994; BOGDANIS *et al.*, 1996; BOGDANIS *et al.*, 1995; CASEY *et al.*, 1996; EARNEST *et al.*, 1995; GREEN *et al.*, 2001; GREER; McLEAN; GRAHAM, 1998; McCARTNEY *et al.*, 1986; SPRIET *et al.*, 1989; TABATA *et al.*, 1997; TARNOPOLSKY & MacLENNAN, 2000; TRUMP *et al.*, 1996).

O protocolo utilizado na maioria desses estudos consiste da execução de dois a quatro esforços máximos com duração de 30 segundos em cicloergômetro. A grande diferença entre os protocolos tem sido o intervalo de recuperação adotado entre as séries que tem variado entre 90, 120, 240 ou 360 s.

Um aspecto evidente nesses estudos é a queda no desempenho físico (potência de pico e potência média) já a partir do primeiro esforço máximo (BIRCH; NOBLE; GREENHAFF, 1994; BOGDANIS *et al.*, 1996; BOGDANIS *et al.*, 1995; CASEY *et al.*, 1996; EARNEST *et al.*, 1995; GREEN *et al.*, 2001; GREER; McLEAN; GRAHAM, 1998; McCARTNEY *et al.*, 1986; SPRIET *et al.*, 1989; TABATA *et al.*, 1997; TARNOPOLSKY & MacLENNAN, 2000; TRUMP *et al.*, 1996). Quando o sujeito realiza a segunda série, seu desempenho corresponde, a aproximadamente 80% do primeiro tiro, ou seja, existe uma queda de rendimento de ~20%. Da mesma forma, a redução no desempenho entre o teste dois e o teste três também é de ~20%.

Tal comportamento foi evidenciado por McCartney *et al.* (1986) que ao submeterem oito universitários saudáveis do sexo masculino a quatro estímulos de 30 s em cicloergômetro isocinético, com quatro minutos de intervalo entre cada estímulo, verificaram queda da potência de pico e da potência média na ordem de 20% do primeiro para o segundo estímulo, e 21% do segundo estímulo para o terceiro estímulo.

Resultados semelhantes foram encontrados por Spriet *et al.* (1989) que submeteram sete homens e uma mulher a três testes de 30 s em cicloergômetro isocinético com quatro minutos de intervalo entre cada teste. Os sujeitos, embora engajados num programa de exercício físico, não eram familiarizados com exercício de alta intensidade. A redução da potência média do primeiro teste para o segundo teste foi de 15-20%, mantendo o mesmo percentual de queda nos esforços subsequentes.

Hargraves *et al.* (1998) aplicaram um protocolo semelhante aos estudos anteriores (quatro testes de 30 s em cicloergômetro isocinético com quatro minutos de intervalo entre cada teste) em seis adultos de sexo masculino. Os autores verificaram percentual de queda da potência de pico e do trabalho em torno de 15% do primeiro para o segundo teste e aproximadamente 35% do segundo para o terceiro teste.

Em geral, acredita-se que a redução no desempenho em séries múltiplas possa ser atribuída a fatores metabólicos atrelados aos sistemas ATP-CP e glicolítico

(GREEN, 1997), embora esse fato não seja um consenso entre os pesquisadores (BANGSBO *et al.*, 1992).

Assim, existem pesquisadores que acreditam na hipótese de que nos esforços intermitentes exista participação importante do controle neural para produção da força ou potência, uma vez que no primeiro teste o sujeito executa um esforço máximo voluntário, o que faz com que as fibras nervosas sensoriais (aférentes) enviem informações ao cérebro indicando que tal nível de intensidade, caso seja repetida novamente, acarretará em lesões do tecido muscular, resultando em danos celulares. Dessa forma, parece existir um mecanismo de proteção do organismo, com os esforços subsequentes sendo regulados por processos neurais eferentes causando uma queda no desempenho e menor solicitação metabólica (ULMER, 1996).

Um fato interessante a ser investigado é se o mecanismo de controle neural está ou não presente já no primeiro esforço. Segundo St Clair Gibson; Lambert; Noakes (2001), durante o teste de Wingate, onde existe uma queda da potência, a EMG integrada não sofre alterações expressivas. Contudo, existe uma redução no espectro de frequência, indicando a existência de um controle central durante o esforço.

3.7 Mecanismos geradores de fadiga

A fadiga pode ser definida como o decréscimo na capacidade de manter um determinado esforço, ou ainda, a perda da capacidade de gerar trabalho, levando o organismo à redução do desempenho físico (FITTS, 1994).

Durante esforço voluntário, a fadiga se apresenta como um fenômeno complexo a ser estudado, particularmente, por seu caráter multifatorial, visto que a sua instauração não depende da ação específica de apenas um único agente, em um determinado local envolvido no processo de contração muscular (FITTS, 1994).

Para a análise da fadiga, deve ser considerado não apenas o componente periférico mas também o componente central, que por sua vez tem recebido crescente atenção dos pesquisadores, em especial, nos esforços prolongados sob intensidade moderada, ou seja, nos exercícios físicos de resistência.

As hipóteses que sustentam as teorias sobre fadiga periférica incluem danos na transmissão neuromuscular e na propagação descendente do impulso neural ao sarcolema, disfunções no interior do retículo sarcoplasmático envolvendo o seqüestro e a liberação de cálcio, disponibilidade e acúmulo de metabólicos, e interações nas pontes cruzadas de actina e miosina (BALOG; THOMPSON; FITTS, 1994; COGGAN & COYLE, 1991; FITTS, 1994; GREEN, 1997).

Com relação à fadiga central as hipóteses são ainda extremamente especulativas, em razão das grandes limitações que envolvem esse tipo de investigação, particularmente em seres humanos, pela impossibilidade da geração de medidas diretas e objetivas.

Todavia, um procedimento bastante interessante para estabelecer diferenças entre os mecanismos de ação central e periférica foi desenvolvido por Merton (1954). O método consiste em induzir o músculo à fadiga por meio de contrações voluntárias máximas. Em seguida, quando evidenciados os sinais da fadiga, realizam-se estimulações elétricas diretamente na unidade motora (contração interpolada). Caso a estimulação elétrica induzida não resultar em maior produção de força em relação à contração voluntária, a fadiga pode ser atribuída ao componente periférico, ao passo que, se ocorrer um aumento na geração da força com a estimulação elétrica, a fadiga parece associada ao componente central.

Utilizando esses pressupostos, Bigland-Ritchie; Furbush; Woods (1986) submeteram 10 adultos jovens a um protocolo de contrações intermitentes (6 s de contração máxima com pausas de 4 s) do Quadríceps até que o desempenho se reduzisse aos níveis de força correspondentes a 50% da contração voluntária máxima (CVM). Em média, os sujeitos permaneceram nesta tarefa por 4,4 min. Durante a pausa dos 4 s, o músculo era estimulado (série de oito estímulos a 50 Hz ou um único estímulo contínuo de 50 Hz). O declínio da força do Quadríceps durante a CVM e por meio de estimulação elétrica ocorreu de forma paralela com o decorrer do protocolo, indicando que o componente central proporcionou total ativação muscular. Assim, a redução no desempenho estaria atrelada aos fatores periféricos. Entretanto, no mesmo estudo os autores analisaram o músculo Sóleo, verificando que a força produzida quando solicitada a CVM correspondia aos valores de 50% da CVM inicial enquanto

que por meio de estimulação elétrica, estes valores correspondiam a 70% dos valores de CVM inicial.

Nesse sentido, alguns pesquisadores têm indicado que até na condição de repouso (pré-fadiga), praticamente 50% dos voluntários não conseguem total ativação deste músculo, especificamente. Belanger e McComas (1981), utilizaram os procedimentos de estimulação elétrica, e verificaram que, se por um lado todos os sujeitos (17 homens e 11 mulheres) conseguiam ativação máxima do músculo Tibial Anterior, por outro, com relação aos músculos responsáveis pela flexão plantar, apenas metade dos indivíduos conseguiram atingir ativação máxima. Essas observações sugerem que o desempenho nas tarefas solicitadas, parece ser influenciado por outros fatores, tais como motivação, e a capacidade de tolerância a dor e ao desconforto (ENOKA, 1995).

Todavia, quando os achados experimentais não suportam as hipóteses de disfunção muscular os pesquisadores procuram atribuir à queda do desempenho físico a uma falha gerada no sistema nervoso central. Nessa perspectiva, acredita-se na participação efetiva de alguns neurotransmissores e neuromoduladores nesse processo (DAVIS & BAILEY, 1997). O que parece ser consenso entre os investigadores é que existem mecanismos diferenciados envolvidos na precipitação da fadiga, em exercícios de resistência ou em exercícios de alta intensidade e curta duração.

Um outro aspecto que têm implicação direta sobre o processo da fadiga é a composição de fibras do grupo muscular predominantemente envolvido no processo de contração muscular (FITTS, 1994). Neste sentido, Komi e Tesch (1979), submeteram 11 estudantes de Educação Física a um protocolo intermitente em aparelho isocinético (100 extensões de joelho intervalados por 0,7 segundos, a uma velocidade de $180^{\circ} \cdot s^{-1}$) para verificar o efeito da composição de diferentes fibras musculares sobre o processo da fadiga. Os estudantes foram divididos em dois grupos de acordo com a predominância do tipo de fibra (Grupo 1, 41% de fibra tipo II; Grupo 2, 60% de fibra tipo II). Os autores observaram uma redução no torque acompanhada por uma diminuição na EMG integrada nos dois grupos. Todavia, o Grupo 1 teve os sinais EMG reduzidos em apenas 4% (não significativo, $P > 0,05$) enquanto que o Grupo 2 sofreu redução de 51% ($P < 0,05$) em relação aos valores iniciais.

Vale ressaltar que os músculos que compõem o quadríceps Femoral (superficial) apresentam composição de fibras musculares diferenciadas (WICKIEWICZ *et al.*, 1983). Dessa forma, espera-se que as respostas eletromiográficas desses músculos frente ao processo de fadiga sejam diferentes. Isto foi confirmado por Kouzaki; Shinohara; Fukunaga (1999), em sete homens saudáveis, que foram submetidos a um protocolo intermitente (50 extensões de joelho, em intensidade máxima por três segundos com três segundos de intervalo) com duração de cinco minutos. Verificou-se queda dos sinais eletromiográficos dos músculos VL, VM e RF, entretanto, a redução ocorreu de forma mais acentuada para o músculo RF.

Esses resultados corroboram os achados de Ebenbichler *et al.* (1998), que submeteram 18 sujeitos saudáveis a protocolos de contrações sustentadas (extensores de joelhos) até exaustão (intensidades de 30, 50 e 70% da CVM) e analisaram as respostas eletromiográficas dos músculos VL, VM e RF. Nas intensidades de 30 e 50% da CVM verificou-se um pequeno aumento na amplitude dos sinais eletromiográficos em todos os músculos. Já, na intensidade de 70% da CVM, houve aumento na amplitude dos sinais eletromiográficos apenas nos músculos VL e VM, enquanto que para o músculo RF, houve redução.

Essas dissociações nas respostas dos músculos que compõem o Quadríceps Femoral frente à fadiga foram constatadas em cicloergômetro. Housh *et al.* (1995) submeteram oito adultos a um protocolo de identificação do limiar de fadiga eletromiográfica, e verificaram que o músculo RF apresentou intensidade de limiar de fadiga eletromiográfica, aproximadamente, 1-23% inferior ao obtido pelo VL.

Além das diferenças na composição de fibras musculares entre os músculos que acarretam em diferentes padrões de sinais eletromiográficos, especula-se que o músculo RF, devido a sua característica bi-articular, possui estratégias específicas de controle motor que refletem em atividade das unidades motoras diferenciadas. Considerando isso, Akima *et al.* (2000) submeteram 11 adultos saudáveis, do sexo masculino, a um protocolo que consistiu de cinco séries de cinco repetições de extensões de joelhos com intervalo de 30 s entre cada série, e analisaram o padrão de recrutamento muscular durante o exercício. Mediante imagens de ressonância magnética obtidas antes e após o esforço verificou-se que o músculo RF, em relação a sua ASTF, é o que apresentou maior área de exigência muscular após o esforço.

Posteriormente, esses resultados foram confirmados por Kinugasa *et al.* (2002) durante protocolo de cinco séries de 10 repetições de extensões de joelhos.

Além desses fatores, outros aspectos podem interferir no processo da fadiga, tais como: o tipo de exercício, a intensidade e a duração do esforço, além do nível individual de aptidão física. Assim, quanto melhor o grau de treinamento, maior será a tolerância ao esforço físico para determinados tipos de exercícios físicos (FITTS, 1994). Isso vem demonstrar que o treinamento físico regular pode gerar importantes adaptações metabólicas que possibilitam ao organismo se ajustar e/ou a se defender em situações extremamente adversas, como as provocadas pelo exercício físico.

3.8 Eletromiografia e fadiga

A EMG estuda a função muscular por análise do sinal elétrico gerado nas membranas excitáveis sendo considerado um método de extrema relevância para o estudo da fisiologia neuromuscular (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

O procedimento adotado para a coleta dos sinais EMG envolve a inserção de eletrodos próximo de uma membrana excitável sendo registrados os potenciais de ação que trafegam sobre ela. Desta forma, o potencial de ação é registrado em volts em relação ao tempo. Um das limitações desta técnica é a exigência da inserção de eletrodos dentro da célula (intracelular), fora da célula (extracelular), ou ainda, fora do ambiente celular mas dentro do músculo (intramuscular) (ENOKA, 2000), o que limita a sua utilização em determinadas tarefas que exigem movimentos bruscos e/ou amplos.

Uma alternativa para a resolução desse problema tem sido a utilização de eletrodos na pele sobre o músculo. Essa técnica é denominada eletromiografia de superfície e proporciona algumas vantagens interessantes, uma vez que trata-se de uma técnica não-invasiva, de fácil aplicabilidade que fornece informações sobre atividade muscular em diferentes situações ou tarefas motoras (CRAM; KASMAN; HOLTZ, 1998).

Um importante aspecto a ser analisado na utilização da EMG é a técnica empregada para o processamento dos sinais. Via de regra, os sinais EMG são

analisados pelo domínio do tempo ou pelo domínio da frequência, sendo representados pela amplitude e frequência, respectivamente (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

A amplitude reflete o número e o tamanho do potencial de ação num determinado tempo, e é expressa em microvolts (μV) ou milivolts (mV) (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985). Vale ressaltar que qualquer mudança na ativação muscular em consequência das alterações nas unidades motoras ativadas e/ou no nível de excitação muscular, resultará em modificações da amplitude (VOLLESTAD, 1997).

Embora existam diferentes índices que reflitam a amplitude (sinal bruto, EMG integrada e EMG retificada), em geral, é utilizado o RMS (*root mean square*). O RMS é um modelo matemático, também utilizado para expressar o nível de atividade elétrica muscular, não exigindo retificação do sinal eletromiográfico, além de não ser afetado pela superposição dos potenciais de ação da unidade motora (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

A análise dos sinais eletromiográficos por meio da frequência propicia informações sobre como ocorrem os disparos das unidades motoras. Comumente, utiliza-se o espectro de potência que consiste na decomposição dos sinais eletromiográficos em vários componentes de frequência empregando-se um modelo matemático denominada transformada rápida de Fourier. Esta técnica fornece alguns indicadores de características do espectro da frequência, dentre os quais a frequência média, a frequência mediana e a moda do espectro (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985). Tais índices estão relacionados com a velocidade de condução do estímulo por parte da fibra muscular e alterações na sincronização e na frequência de disparo das unidades motoras (DE LUCA, 1997). De modo geral, sugere-se a utilização da frequência mediana por sofrer menos interferência ao ruído (STULEN & DELUCA, 1981) e, também, por essa ser mais sensível às alterações metabólicas (MERLETTI; KNAFLITZ; DE LUCA, 1992).

Nas últimas décadas, a EMG tem sido amplamente utilizada nas investigações sobre fadiga. Nos estudos sobre fadiga muscular mediante sinais eletromiográficos, a análise pode ser realizada tanto pela amplitude quanto pela frequência (espectro de frequência) (VOLLESTAD, 1997).

Com relação à amplitude, estudos têm demonstrado resultados contraditórios associados à fadiga. Podemos encontrar na literatura aumentos, manutenção e redução

na amplitude dos sinais EMG (BILODEAU *et al.*, 2003; HÄKKINEN, 1993; HÄKKINEN, 1994; HÄKKINEN *et al.*, 1988b; KOUZAKI; SHINOHARA; FUKUNAGA, 1999; MASUDA *et al.*, 1999; MORITANI; MURO; NAGATA, 1986; VAZ *et al.*, 1996).

Em um dos estudos que verificaram redução dos sinais eletromiográficos com a fadiga, Moritani; Muro; Nagata (1986) submeteram 12 adultos, do sexo masculino, a contração isométrica máxima (flexão de cotovelo) sustentada por 60 s. Embora a força fosse mantida durante o esforço, verificou-se uma redução significativa na ativação muscular nos flexores de cotovelo em relação aos valores iniciais.

De forma semelhante, Häkkinen (1994) submeteu 19 atletas (10 homens e nove mulheres) envolvidos em treinamento com pesos (levantadores de peso olímpico e básico e culturistas), a um protocolo de exercício resistido (10 séries de 10 repetições máximas com intervalo de três minutos entre cada série), e analisou o comportamento dos músculos VL e VM. Verificou-se uma redução na ativação muscular na ordem de 44% para os homens e 32% para as mulheres em relação aos valores iniciais.

Esses achados são semelhantes aos de Kouzaki; Shinohara; Fukunaga (1999), que após submeterem sete adultos saudáveis, do sexo masculino, a um protocolo intermitente (50 contrações voluntárias máximas de três segundos com três segundos de intervalo) com duração de cinco minutos e constataram queda dos sinais eletromiográficos no Quadríceps Femoral com o decorrer do protocolo.

Bilodeau *et al.* (2003), após submeterem 14 adultos saudáveis (sete homens e sete mulheres) a um protocolo de uma contração isométrica máxima (extensão de joelhos) até que a força se reduzisse a 50% da contração voluntária máxima, também verificaram uma redução na ativação muscular do VL, VM e RF. Esses resultados corroboram os achados de outros estudos (HÄKKINEN, 1993; HÄKKINEN *et al.*, 1988b; ODA & MIYASHITA, 1980).

Por outro lado, embora existam indicativos sobre a redução nos potenciais de ação com a instauração da fadiga, nem todos os pesquisadores têm conseguido confirmar essa hipótese.

Nesse sentido, Vaz *et al.* (1996) após analisar o comportamento dos músculos VL e do RF em 11 adultos saudáveis, do sexo masculino, em protocolo de uma contração isométrica (extensão de joelhos) sustentada a 70% da contração

voluntária máxima. Vale ressaltar que o teste era encerrado quando se configurava uma queda da força até os níveis de 50% da contração voluntária máxima. Os autores encontram um aumento na ativação muscular durante o protocolo de fadiga.

Da mesma forma, Masuda *et al.* (1999), submeteram 19 adultos saudáveis, do sexo masculino, a um protocolo para indução da fadiga (extensão de joelhos sustentada a 50% da contração voluntária máxima até a exaustão), verificando um aumento de 34% na amplitude dos sinais eletromiográficos em relação aos valores iniciais. Neste mesmo estudo, os autores submeteram os voluntários ao mesmo protocolo de fadiga, porém em contrações dinâmicas (seis repetições por minuto) até a exaustão. Os resultados encontrados indicaram um aumento de 48% nos sinais eletromiográficos ao final do protocolo quando comparado aos valores iniciais.

Recentemente, resultados semelhantes foram verificados por Seghers e Spaepen (2004) durante o exercício intermitente envolvendo os músculos flexores de cotovelo. A amostra foi constituída por 10 sujeitos saudáveis (quatro homens e seis mulheres) que foram submetidos a dois protocolos de esforço intermitente submáximo (protocolo 1 (P1): intensidade de 25% CVM, tempo de esforço de 10 s com intervalo de 10 s entre cada contração; protocolo 2 (P2): intensidade de 50% CVM, tempo de esforço de 5 s com intervalo de 15 s entre cada contração) com intervalo de duas horas entre os mesmos. Independentemente do protocolo intermitente executado, verificou-se aumentos na amplitude dos sinais eletromiográficos ao final do esforço nos músculos Bíceps Braquial e Braquiorradial.

Uma das possíveis explicações para as diferenças nos resultados dos estudos analisados parece residir na diferença entre os protocolos utilizados. Aparentemente, nos esforços que exigem contrações máximas desde o início do protocolo, os sinais eletromiográficos tendem a diminuir. Por outro lado, nos esforços que iniciam com intensidade submáxima, verifica-se um aumento nos níveis de ativação muscular.

Este pressuposto foi confirmado por Mullany *et al.* (2002), após submeterem cinco mulheres saudáveis a um protocolo com diferentes intensidades (contração sustentada a 25, 50, 75 e 100% da contração voluntária máxima) até a exaustão, executadas em sessões realizadas em um intervalo mínimo de 24 horas entre elas. Os

autores verificaram que nos esforços realizados em intensidade inferior a 75% da CVM (submáximo), ocorria um aumento na ativação muscular do VL, VM, RF e Bíceps Femoral, ao passo que, no exercício realizado a 100% da CVM, ocorria uma redução dos sinais eletromiográficos de todos os músculos.

De acordo com Vollestad (1997), nos esforços onde as contrações são realizadas em intensidades submáximas, observa-se um aumento gradativo na amplitude dos sinais eletromiográficos. Este aumento pode ser explicado pelo baixo número de unidades motoras recrutadas no início do exercício. Com o decorrer do tempo, para a manutenção do mesmo nível de força, é necessário o recrutamento adicional de outras unidades motoras resultando em aumento da amplitude. Já nos esforços executados em contrações máximas, praticamente todas as unidades motoras são ativadas já no início do exercício, sendo que com a instalação do processo de fadiga, ocorre uma redução no recrutamento das unidades motoras, e uma conseqüente, diminuição da amplitude dos potenciais de ação (CRENSHAW *et al.*, 2000).

No entanto, alguns pesquisadores não encontraram resultados que poderiam ser sustentados por essas hipóteses. Wretling; Henriksson-Larsen; Gerdle (1997) submetem nove mulheres a um protocolo de contração máxima (150 extensões de joelhos a $90^{\circ} \cdot s^{-1}$) e verificaram um ligeiro aumento dos potenciais de ação dos músculos VL, VM e RF do início do exercício até a sétima repetição. Posteriormente, a amplitude não sofreu alterações mantendo o mesmo comportamento até o final do protocolo. Por outro lado, a análise do espectro da potência demonstrou que a freqüência média de todos os músculos diminuiu durante o protocolo, possivelmente pela redução na velocidade de condução do estímulo pela fibra.

Como pode ser observado, embora muitos estudos utilizem a amplitude para a análise da fadiga muscular, parece ser conveniente associar as informações obtidas por outras técnicas de processamento dos sinais como a análise espectral.

Embora os estudos relatados anteriormente apontem para aumento, manutenção ou redução nos potenciais de ação ao final do esforço de acordo com o protocolo adotado, o comportamento dos músculos durante o exercício, ou seja, do

início da execução do movimento até a finalização do protocolo é um aspecto interessante para ser analisado.

Nesse sentido, Tesch *et al.* (1990) analisaram o comportamento do torque e das respostas eletromiográficas dos músculos VL e RF durante diferentes tipos de contrações durante exercício intermitente administrado em 14 homens. O protocolo intermitente foi constituído por três séries de 32 contrações unilaterais com intervalo de 60 s entre as séries (velocidade angular constante de $180^{\circ} \cdot s^{-1}$, aproximadamente 32 segundos) utilizando um aparelho isocinético. Os autores verificaram um aumento nos potenciais de ação dos músculos analisados durante a fase inicial do esforço independente da série de esforço. Particularmente, o aumento na amplitude dos sinais eletromiográficos ocorria até a metade do exercício (até a décima quinta repetição) seguido de manutenção até o final do esforço.

Resultados semelhantes foram encontrados por Kellis (1999) que verificou o efeito da fadiga sobre os músculos agonistas e antagonistas na extensão de joelhos. Neste estudo, 15 homens saudáveis foram submetidos a um protocolo de exercício que consistiu em 34 extensões unilaterais do joelho (velocidade angular constante de $120^{\circ} \cdot s^{-1}$, aproximadamente 60 segundos), utilizando um aparelho isocinético. O autor verificou aumento gradativo nos potenciais de ação do VM até a metade do período do teste onde atinge o pico de ativação. Posteriormente, foi observada uma manutenção no padrão da ativação muscular até o final do teste.

Uma das explicações para o aumento da amplitude dos sinais eletromiográficos durante a fase inicial do esforço é o aumento do recrutamento das unidades motoras na tentativa de compensar a redução da capacidade produção de força, no entanto, a contribuição destas unidades motoras adicionais para produção de força é menor (ENOKA, 1995; TESCH *et al.*, 1990).

Um aspecto que não pode ser desprezado é o fato de que dentre os estudos de EMG discutidos até o momento, nenhum contempla a ação motora de pedalar, embora existam na literatura diversos estudos sobre EMG e cicloergômetro. Na realidade, a maioria das investigações tem se preocupado com o exercício realizado em intensidades submáximas de modo que, aparentemente, só existem três estudos que investigaram exercícios físicos de alta intensidade e curta duração, sendo dois em série

única e um em múltiplas séries (HAUTIER *et al.*, 2000; HUNTER *et al.*, 2003; VANDEWALLE *et al.*, 1991).

Em um dos estudos de séria única, Vandewalle *et al.* (1991) realizaram um teste de Wingate adaptado (45 s) em seis indivíduos ativos, do sexo masculino, e analisaram o comportamento dos potenciais de ação dos músculos VL, VM e Bíceps Femoral. Os autores verificaram uma redução da amplitude nos músculos extensores do joelho durante o teste. Com relação ao Bíceps Femoral, em virtude dos dados apresentarem uma variabilidade muito grande, os resultados não foram apresentados.

Recentemente, Hunter *et al.* (2003) submeteram oito sujeitos saudáveis, do sexo masculino, a um teste de Wingate (30 s), e analisaram a resposta eletromiográfica do músculo RF. Embora a amplitude dos sinais eletromiográficos não tenha alterado durante o esforço, houve uma redução na frequência média indicando uma diminuição da velocidade de condução do impulso sobre a fibra muscular.

Com relação ao estudo envolvendo séries múltiplas, Hautier *et al.* (2000), submeteram 10 voluntários a um protocolo de 15 *sprints* de cinco segundos com intervalo de 25 segundos de intervalo no cicloergômetro. Além disso, era realizado um exercício submáximo no início e ao final das 15 repetições. Os autores verificaram uma redução no rendimento, sendo a mesma atribuída à fadiga periférica. Vale ressaltar que a relação entre o tempo de esforço e o intervalo de recuperação pode ser considerado um fator determinante para o efeito acarretado pelo exercício, indicando a importância de se testar diferentes protocolos de esforços intermitentes modificando essas variáveis.

4 CASUÍSTICA E MÉTODOS

4.1 Sujeitos

Oito ciclistas (idade de $26,88 \pm 6,42$ anos, massa corporal de $74,83 \pm 8,67$ kg, estatura de $179,63 \pm 9,36$ cm e IMC de $23,14 \pm 1,43$ kg/m²), do sexo masculino, três de nível nacional e cinco de nível paulista, na faixa etária entre 18 a 30 anos, participaram voluntariamente deste estudo. Todos foram convenientemente informados sobre a proposta do estudo e sobre os procedimentos aos quais seriam submetidos, e posteriormente, assinaram declaração de consentimento livre e esclarecido.

4.2 Métodos

4.2.1 Antropometria

A massa corporal (MC) foi medida em uma balança da marca Filizola, modelo ID-1500, com precisão de 0,1 kg ao passo que a estatura (E) foi obtida um antropômetro, com precisão de 0,1 cm, de acordo com os procedimentos descritos por Gordon; Chumlea; Roche (1988). Todos os indivíduos foram medidos descalços, vestindo apenas uma sunga. Para a caracterização da amostra, calculou-se o índice de massa corpórea (IMC) por meio do quociente MC/E^2 , sendo a MC expressa em quilogramas (kg) e a E em metros (m).

4.2.2 Protocolo de esforço intermitente anaeróbio

O protocolo intermitente de esforço máximo (Figura 15) consistiu de um aquecimento de quatro minutos com carga de 0,5 kpm a uma cadência entre 70 e 80 rpm. Após o aquecimento houve um intervalo de dois minutos para medida da massa

corporal, ajustes na altura do selim e da intensidade de esforço. A carga utilizada foi de 90 g.kg^{-1} da MC do avaliado, conforme sugerido por Okano *et al.* (2001). Os sujeitos realizaram três testes de Wingate para membros inferiores, com intervalo de dois minutos entre cada teste, sendo que todos foram orientados a permanecerem sentados no selim durante esses intervalos.

O equipamento utilizado para a aplicação dos testes de Wingate foi um cicloergômetro *Monark*, para membros inferiores, com precisão de 0,25 kpm, adaptado com sensores óticos para contagem de rpm. Os índices de desempenho produzidos (potência de pico, potência média e índice de fadiga) foram determinados a partir do programa computadorizado *Wingate Test (CEFISE)*.

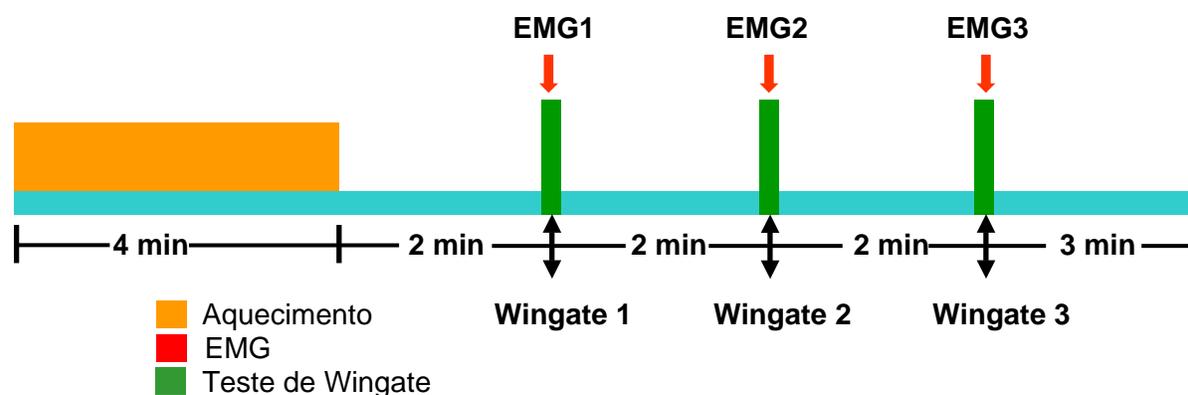


FIGURA 15. Delineamento do protocolo do exercício anaeróbico intermitente adotado no presente estudo.

Após o encerramento do protocolo, os avaliados realizaram uma recuperação ativa no próprio cicloergômetro, sem resistência, por um período de três minutos, na tentativa de minimizar possíveis efeitos colaterais provocados pelo esforço.

4.2.3 Coleta dos sinais EMG

Para a coleta e processamento dos sinais eletromiográficos foi utilizado um eletromiógrafo da marca Lynx, modelo AI6010, contendo seis canais. Na presente pesquisa, utilizou-se os canais 0, 1, 2 e 3. A frequência estabelecida para a aquisição dos registros eletromiográficos foi de 1200 Hz, o filtro passa baixa a 600 Hz e o filtro passa alta em 10 Hz. Os limites de entrada dos sinais foram estabelecidos em $\pm 2.500 \mu\text{V}$, como limites superior e inferior. A faixa de entrada ficou em $\pm 5 \mu\text{V}$. Para cada registro, foram utilizados os valores expressos em RMS para o processamento dos sinais obtidos em cada teste. A conversão do sinal analógico em digital foi realizada por intermédio de uma placa A/D CAD 12/36 da marca Lynx. Para a captação e leitura dos sinais foi utilizado o software AQDADOS-Lynx.

4.2.4 Procedimentos para aquisição de dados

Foram analisados os músculos superficiais do Quadríceps (Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial), os quais compõem juntamente com o vasto intermédio – o grupo do Quadríceps Femoral. No presente estudo, foram coletados os sinais eletromiográficos apenas dos músculos da coxa do lado direito.

Para a coleta dos sinais eletromiográficos, foram utilizados eletrodos de superfície (eletrodo placa medindo 2,4 cm X 3,3 cm – tipo clipe descartável de prata/cloreto de prata, composto de hidrogel condutor pré-pastado da marca BIO-LOGIC System Corp). A localização dos pontos anatômicos para colocação dos eletrodos nos músculos analisados obedeceu a padronização proposta por Hermens *et al.* (2000) e encontram-se nos anexos três a cinco. A distância entre os eletrodos foi estabelecida em três centímetros (centro a centro). O eletrodo de referência (terra) foi posicionado no cotovelo (epicôndilo lateral).

- Vasto Lateral: utilizou-se com referência o ponto localizado a dois terço da distância entre a espinha íliaca ântero-superior e a borda lateral da patela;
- Reto Femoral: utilizou-se como referência o ponto mediano da distância entre a espinha íliaca ântero-superior e a borda superior da patela.

- Vasto Medial: utilizou-se com referência o ponto localizado a 80% da distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e a borda lateral do ligamento medial.

4.2.5 Delineamento experimental

A coleta dos dados bem como as medidas antropométricas foram realizadas no Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura, da Faculdade de Educação Física – UNICAMP. Por se tratar de um estudo de campo com humanos, onde o controle de diversas variáveis é reconhecidamente limitado, o intuito do delineamento experimental adotado foi tentar controlar algumas variáveis que pudessem exercer influência relevante no processo de investigação, possibilitando assim uma análise mais criteriosa dos achados.

Dessa forma, para todas as coletas que foram realizadas neste estudo, as variáveis temperatura ambiente e umidade relativa do ar foram mantidas entre 21 e 24°C e 40 e 60%, respectivamente.

Na primeira etapa do experimento os atletas compareceram ao laboratório para receber as informações sobre a proposta do estudo e procedimentos aos quais seriam submetidos e assinaram declaração de consentimento livre e esclarecido. Em seguida, foram realizadas as medidas antropométricas para caracterização da amostra. Além disso, foram agendados os horários nos quais cada atleta deveria comparecer ao laboratório na etapa seguinte. Posteriormente, os sujeitos realizaram um teste pré-experimental semelhante ao protocolo de esforço intermitente anaeróbio com intuito de familiarizarem-se com o equipamento e o protocolo.

A partir da segunda etapa do experimento (mínimo de 48 horas após a realização do teste pré-experimental), os indivíduos retornaram ao laboratório nos horários pré-determinados, onde foram submetidos ao protocolo de esforço intermitente anaeróbio em cicloergômetro (Figura 15).

Vale ressaltar que os sujeitos foram orientados para que não realizassem atividades físicas vigorosas, não ingerissem substâncias cafeinadas (café, chocolate,

mate, pó-de-guaraná, coca-cola e guaraná) ou alcoólicas nas 24 horas precedentes ao teste, para evitar possíveis interferências.

4.2.6 Tratamento estatístico

As informações foram inicialmente agrupadas em valores de média e desvio padrão. Em algumas figuras, para uma melhor visualização, os resultados foram apresentados em média e erro padrão. Vale destacar que o erro padrão também reflete a medida de dispersão, contudo, em menor magnitude.

As diferenças entre os índices obtidos nos testes de Wingate foram contrastadas mediante análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas, ao passo que para comparar os sinais EMG coletados durante os testes de Wingate pelos diferentes músculos foi empregada análise de variância (ANOVA) *two-way* (músculos e testes de Wingate) para medidas repetidas. O teste *post-hoc* de Tukey foi utilizado para a localização das diferenças quando constatadas pelo teste F.

Dessa forma, no decorrer do texto, os resultados serão apresentados com o valor de F calculado para o devido grau de liberdade e quantidade de fatores em fonte subscrita (Ex.: $F_{2,12}$).

As correlações entre as respostas eletromiográficas dos músculos VL, VM e RF e os indicadores de desempenhos nos testes de Wingate foram estabelecidas pelo coeficiente de correlação de Pearson. Empregou-se análise de regressão múltipla *stepwise*, seguida do teste de significância envolvendo os coeficientes BETA apresentados pelos modelos de regressão, para a verificação da contribuição relativa de cada músculo sobre o desempenho nos testes de Wingate.

No presente estudo houve interferência de ruídos prejudicando a coleta dos sinais eletromiográficos do músculo VL durante o primeiro teste de Wingate em um dos sujeitos. Dessa forma, foi necessário a imputação de um dado de um total de 72 valores coletados (1,4%). O procedimento adotado foi criar uma equação por meio da análise de regressão múltipla cujo coeficiente de determinação (R^2) fosse o mais elevado possível com um erro padrão de estimativa reduzido (EPE). Como variável dependente assumiu-se o dado indisponível (EMG do VL no primeiro teste de Wingate) e para as

variáveis independentes foram todos os parâmetros que envolviam os sinais eletromiográficos na tentativa de estabelecer a equação mais adequada. Assim, o modelo matemático desenvolvido é apresentado abaixo:

$$\underline{\text{VL-W3 (dado indisponível)}} = 0,986 (\text{VL-W2}) + 0,241 (\text{VL-W3}) + 0,774 (\text{VM-W1}) - 0,300 (\text{VM-W2}) - 0,408 (\text{VM-W3}) - 0,266 (\text{RF-W2}) - 35,03$$

$$R^2 = 1,00$$

$$\text{EPE} = 1,56 \mu\text{V}$$

onde: W1, primeiro teste de Wingate; W2, segundo teste de Wingate; W3, terceiro teste de Wingate; VL, Vasto Lateral; VM, Vasto Medial; RF, Reto Femoral.

Exemplificando, um sujeito obteve os seguintes valores quanto aos parâmetros eletromiográficos: VL-W2 = 321,30 μV , VL-W3 = 306,20 μV , VM-W1 = 300,70 μV , VM-W2 = 291,50 μV , VM-W3 = 273,70 μV e RF-W2 = 85,02 μV . Dessa forma, substituindo os valores no modelo proposto temos:

$$\underline{\text{VL-W3 (dado indisponível)}} = 0,986 (321,30) + 0,241 (306,20) + 0,774 (300,70) - 0,300 (291,50) - 0,408 (273,70) - 0,266 (85,02) - 35,03$$

$$\underline{\text{VL-W3 (dado indisponível)}} = (316,80) + (73,79) + (232,74) - (87,45) - (111,67) - (22,627) - 35,03$$

$$\underline{\text{VL-W3 (dado indisponível)}} = 366,56 \mu\text{V}$$

Considerando o EPE de 1,56 μV , o valor calculado situa-se entre 365,00 μV e 368,12 μV . Para confirmarmos a qualidade e a confiabilidade dos dados, foram efetuados os tratamentos estatísticos adotando os três valores calculados (365,00, 366,56 e 368,12 μV) e não foram constatadas diferenças nos resultados (dados não apresentados). Assim, para este caso, especificamente, o procedimento adotado permitiu a imputação do valor perdido.

Vale ressaltar que valores de $0,05 < P < 0,10$, será considerado como tendência a significância estatística.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 3 apresenta os valores da potência de pico relativa, da potência média relativa e do índice de fadiga em cada um dos três testes de Wingate.

Tabela 3. Potência de pico relativa (PPR), potência média relativa (PMR) e índice de fadiga (IF) em cada um dos três testes de Wingate.

	Wingate 1	Wingate 2	Wingate 3
PPR (W.kg ⁻¹)	12,24* ± 1,07	11,08** ± 0,89	9,60 ± 1,19
PMR (W.kg ⁻¹)	10,04* ± 0,69	8,55** ± 0,92	7,34 ± 1,16
IF (%)	37,19* ± 8,91	45,47 ± 14,39	45,72 ± 12,08

* Diferença significativa dos testes 2 e 3 ($P < 0,001$)

** Diferença significativa do teste 3 ($P < 0,001$)

A potência de pico relativa apresentou uma queda significativa entre os testes de Wingate ($F_{2,14}=27,86$; $P < 0,001$) com redução de 21,6% entre W1 e W3. De forma semelhante, a potência média relativa diminuiu entre os testes ($F_{2,14}=62,82$; $P < 0,001$), com o decréscimo atingindo 26,9% entre W1 e W3.

Houve efeito do teste sobre o índice de fadiga ($F_{2,14}=6,66$; $P < 0,009$) sendo que o índice de fadiga obtido no primeiro teste foi menor que os encontrados nos testes subsequentes ($P < 0,02$).

A Tabela 4 apresenta os valores expressos em RMS (*root mean square*) referentes aos músculos do VL, VM e RF no decorrer dos três testes de Wingate.

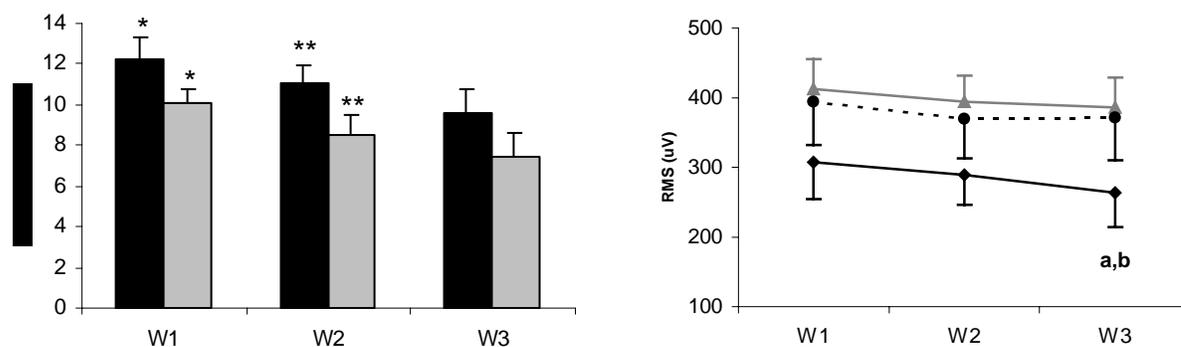
Tabela 4. Valores expressos em RMS (*root mean square*) referentes aos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) no decorrer dos três testes de Wingate.

	Wingate 1	Wingate 2	Wingate 3
VL (μV)	412,03 \pm 123,41	394,06 \pm 105,67	386,19 \pm 119,37
VM (μV)	394,42 \pm 175,55	369,74 \pm 161,54	371,45 \pm 174,08
RF (μV)	307,60 \pm 150,16	289,49 \pm 123,89	268,93 \pm 135,24*

* Diferença significativa do VL no terceiro teste de Wingate ($P < 0,05$)

Com relação aos valores de RMS referentes aos sinais eletromiográficos, não houve diferença significativa no padrão de ativação muscular dos VL ($F_{2,14}=1,48$; $P=0,262$), VM ($F_{2,14}=1,39$; $P=0,282$) e RF ($F_{2,14}=1,13$; $P=0,351$) com o decorrer dos três testes de Wingate ($W1=W2=W3$; $P > 0,05$). Por outro lado, houve diferença significativa entre os valores de RMS referentes aos sinais eletromiográficos obtidos pelo VL, VM e RF no terceiro teste de Wingate ($F_{2,14}=4,26$; $P=0,036$). A diferença constatada foi entre sinais eletromiográficos dos músculos RF e VL ($P < 0,045$), com os valores encontrados no VL sendo 43,6% superiores aos verificados no RF. Em relação aos músculos RF e VM, verificou-se tendência a diferença estatística sendo 38,1% maior no VM ($P < 0,083$).

A Figura 16 apresenta o comportamento da potência de pico relativa, potência média relativa e as respostas eletromiográficas dos músculos VL, VM e RF no decorrer dos três testes de Wingate.



W1, primeiro teste de Wingate; W2, segundo teste de Wingate; W3, terceiro teste de Wingate.

Coluna preta, potência de pico relativa; coluna cinza, potência média relativa.

* Diferença significativa dos testes de Wingate 2 e 3 ($P < 0,001$)

** Diferença significativa do teste 3 ($P < 0,001$)

Linha preta contínua, Reto Femoral; linha preta pontilhada, Vasto Medial; linha cinza contínua, Vasto Lateral.

a Diferença significativa de VL no terceiro teste de Wingate ($P < 0,05$)

b Em relação a VM ($P = 0,083$)

Figura 16. Comportamento da potência de pico relativa (PPR), potência média relativa (PMR) (figura lado esquerdo) e sinais eletromiográficos expressos em RMS (figura lado direito) dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) no decorrer dos três testes de Wingate (para potência, valores expressos em média e desvio padrão; para RMS, valores expressos em média e erro padrão).

Um aspecto evidente no estudo foi a redução do desempenho físico com o decorrer dos três testes de Wingate (Tabela 3 e Figura 16). A queda da potência de pico relativa do primeiro para o segundo teste de Wingate foi de 10% e do segundo para o terceiro teste foi de 13%. A potência média relativa reduziu em 15% do primeiro para segundo teste de Wingate e 14% do segundo para o terceiro teste. O mesmo comportamento foi verificado em outros estudos (HARGREAVES *et al.*, 1998; McCARTNEY *et al.*, 1986; SPRIET *et al.*, 1989).

No presente estudo, as modificações percentuais do desempenho com o decorrer dos testes de Wingate foram inferiores aos encontrados nos outros estudos (HARGREAVES *et al.*, 1998; McCARTNEY *et al.*, 1986; SPRIET *et al.*, 1989). Um dos

fatores que pode explicar essas diferenças é a condição física dos sujeitos analisados, ou seja, os ciclistas deste estudo provavelmente apresentavam maior adaptação para a realização de esforços de alta intensidade em relação aos indivíduos saudáveis e ativos que compuseram a amostra nos outros estudos. Um outro aspecto que pode ter influenciado na redução do desempenho é a especificidade do movimento para a execução da tarefa motora solicitada (ENOKA, 1995). Provavelmente, nos estudos supracitados, os voluntários não eram adaptados ao ergômetro utilizado, o que poderia facilitar a instauração precoce da fadiga, provocando maiores quedas de desempenho.

O teste de Wingate consiste de um esforço físico realizado sob alta intensidade e curta duração (30 s). A contribuição dos sistemas oxidativo, fosfagênio e glicolítico durante o teste é 18,6, 31,1 e 50,3%, respectivamente, indicando que grande parte da produção energética provém predominantemente do metabolismo anaeróbio (BENEKE *et al.*, 2002). Assim, a fadiga acarretada por esforços de alta intensidade e curta duração, realizados de forma intermitente, parece ser produto de fatores metabólicos como redução nos níveis de trifosfato de adenosina (ATP) e creatina fosfato (CP), e aumento nos níveis de fosfato inorgânico (Pi), de difosfato de adenosina (ADP), de lactato e de íons H^+ (FITTS, 1994). Embora seja reconhecida a importância dos aspectos metabólicos na instauração da fadiga, não existem dúvidas do envolvimento de outros fatores neste processo.

Com relação às respostas eletromiográficas, embora não tenham sido constatadas diferenças significantes, verifica-se uma pequena redução dos sinais eletromiográficos com o decorrer dos três testes de Wingate (Tabela 4 e Figura 16). Além das informações quantitativas dos sinais eletromiográficos (RMS), é importante analisar os registros eletromiográficos obtidos durante o protocolo de esforços intermitente. Nesse sentido, a Figura 17 apresenta os sinais eletromiográficos brutos do músculo VL durante os três testes de Wingate. Sem dúvida, verificam-se alguns comportamentos interessantes que merecem ser analisados.

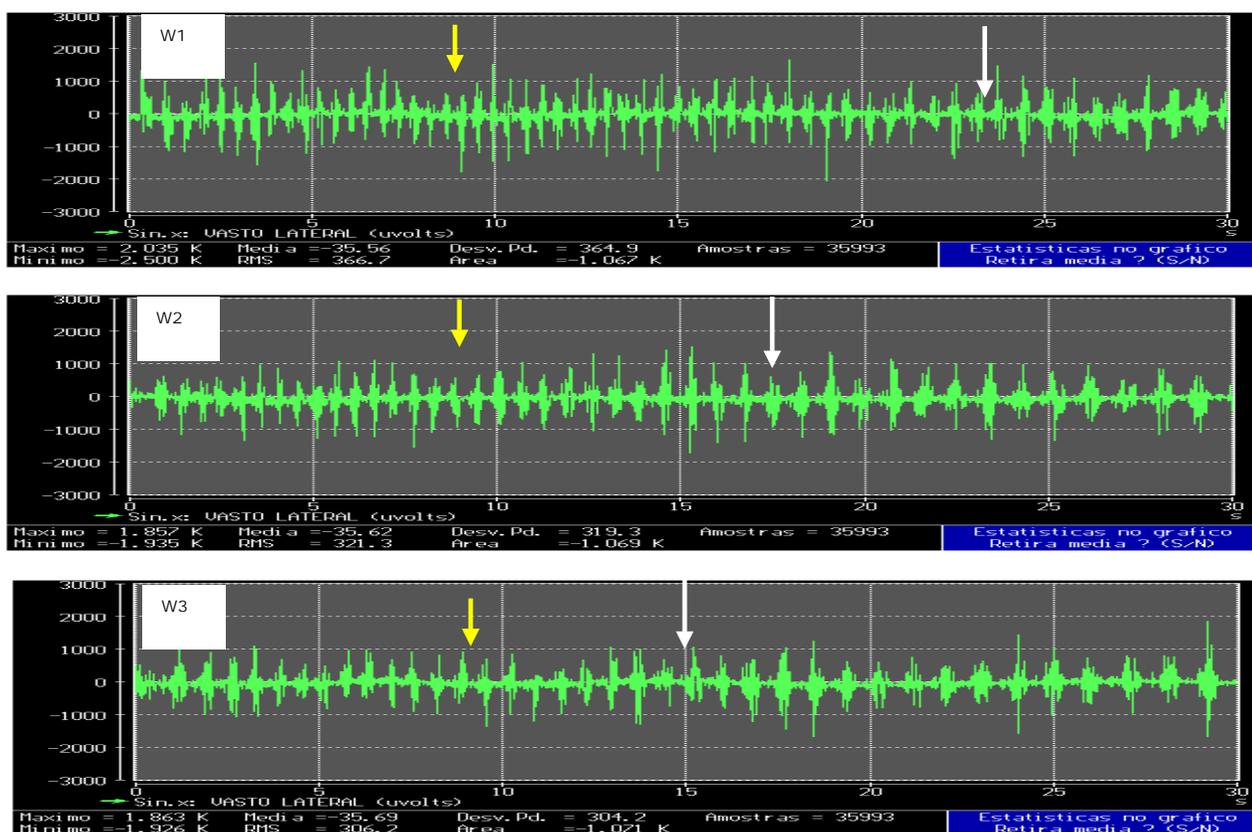


Figura 17. Registros eletromiográficos do músculo Vasto Lateral obtidos nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3) em um sujeito investigado (eixo x, tempo em segundos; eixo y, amplitude em μV).

Com base na Figura 17, verifica-se que o comportamento dos sinais eletromiográficos do músculo VL se modificou durante o protocolo intermitente. No primeiro teste de Wingate, durante os primeiros instantes do exercício observa-se um padrão cuja amplitude é alta e a duração dos potenciais de ação é curta (seta amarela). Ao longo do teste, ocorreu uma redução na amplitude dos sinais eletromiográficos e um aumento na duração dos potenciais de ação (seta branca).

Considerando a queda na amplitude dos sinais eletromiográficos, respostas semelhantes têm sido identificadas por outros pesquisadores em esforços de alta intensidade e curta duração (BILODEAU *et al.*, 2003; HÄKKINEN, 1993; HÄKKINEN, 1994; HÄKKINEN *et al.*, 1988b; KOUZAKI; SHINOHARA; FUKUNAGA, 1999). Essa redução na amplitude dos potenciais de ação pode ser explicada pela incapacidade de manter a ativação das unidades motoras e/ou diminuição na frequência de disparos das

unidades motoras (BIGLAND-RITCHIE, 1981). Possivelmente, a incapacidade de manter a ativação das unidades motoras esteja relacionada com o aumento do limiar de excitação da fibra muscular (BALOG; THOMPSON; FITTS, 1994).

No que se refere à duração dos potenciais de ação, um aspecto fundamental que tem implicações diretas é a quantidade de Ca^{2+} intracelular. Um músculo em fadiga apresenta aumento na duração dos potenciais de ação que está associado com a elevação nos níveis de Ca^{2+} intracelular devido a deficiência do retículo sarcoplasmático na liberação ou recaptção do Ca^{2+} . Além do aumento na duração dos potenciais de ação, isso acarreta também em redução na capacidade de gerar tensão (FITTS *et al.*, 1982).

Ainda na Figura 17, quando analisamos o segundo teste de Wingate, observamos que os sinais eletromiográficos nos segundos iniciais apresentam uma amplitude menor do que no início do primeiro teste de Wingate. Além disso, as alterações nas durações dos potenciais de ação (por análise visual) são evidenciadas mais precocemente (~18 s) quando comparado com o primeiro teste de Wingate. No terceiro teste de Wingate isso pode ser constatado já na metade do teste. No músculo VM (Figura 18) verifica-se o mesmo comportamento nos períodos finais dos testes. No entanto, a amplitude parece não sofrer modificações expressivas com o decorrer dos testes de Wingate.

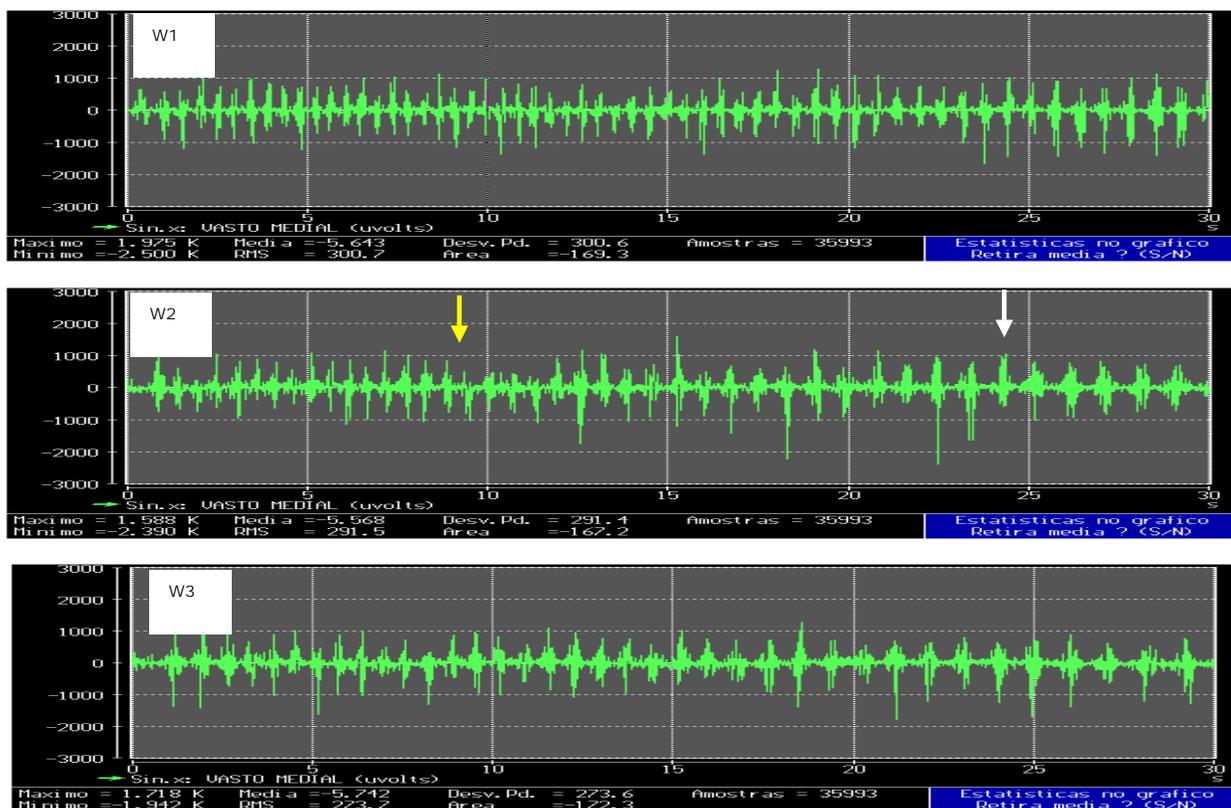


Figura 18. Registros eletromiográficos do músculo Vasto Medial obtidos nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3) em um sujeito investigado (eixo x, tempo em segundos; eixo y, amplitude em μV).

Na Figura 19 são apresentados os registros eletromiográficos do músculo RF durante o protocolo intermitente. Um aspecto que chama a atenção é o comportamento diferenciado deste músculo em relação aos músculos VL e VM. Verifica-se que o músculo RF apresenta uma maior duração dos potenciais de ação indicando que é solicitado praticamente durante todo o ciclo na ação de pedalar. Isso pode ser explicado pelo fato de o RF se constituir em um músculo bi-articular cuja ação é estender os joelhos e flexionar o quadril, e durante a ação de pedalar, tem grande participação durante a fase de transição entre a flexão e extensão da articulação do joelho (SUZUKI *et al.*, 1982). Além disso, os músculos bi-articulares possuem propriedades funcionais de controle da direção do movimento e da força enquanto que os músculos mono-articulares parecem ter função de geração de força (JACOBS & VAN INGEN SCHENAU, 1992). Dessa forma, especula-se que a estratégia de recrutamento do

músculo RF seja diferente em relação aos demais músculos (VL e VM) (KOUZAKI; SHINOHARA; FUKUNAGA, 1999).

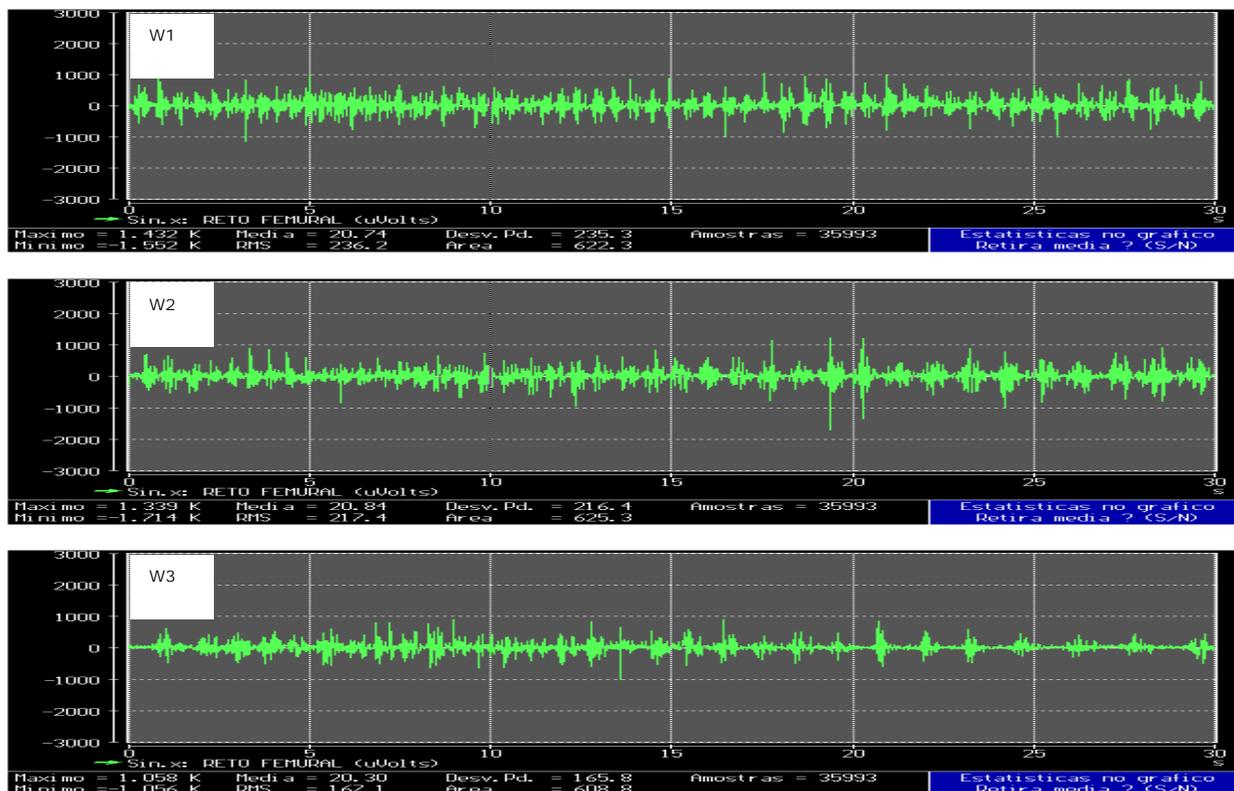


Figura 19. Registros eletromiográficos do músculo Reto Femoral obtidos nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3) em um sujeito investigado (eixo x, tempo em segundos; eixo y, amplitude em μV).

Analisando a Figura 19, verificamos que no terceiro teste de Wingate, ocorre uma redução acentuada na amplitude dos sinais eletromiográficos. Acredita-se que a redução na amplitude dos sinais eletromiográficos esteja atrelada a redução no comando motor pelo sistema nervoso central e, também, com danos na condução do impulso nos sítios periféricos (BIGLAND-RITCHIE; FURBUSH; WOODS, 1986).

Em termos quantitativos, no presente estudo, o VL apresentou redução dos potenciais de ação em 4% do primeiro para o segundo teste e 2% do segundo para o terceiro teste. A diminuição para o VM foi de 6% do primeiro para o segundo teste, sem modificação do segundo para o terceiro. Para o RF, a queda na amplitude dos sinais

eletromiográficos foi de 6% do primeiro para o segundo teste e 7% do segundo para o terceiro. Em relação aos valores iniciais (primeiro teste de Wingate), o RF foi o músculo que apresentou maior redução nos valores de potenciais de ação expressos em RMS com o decorrer dos três testes (13%). A redução na amplitude dos sinais eletromiográficos expressa em RMS apresentada pelos músculos VL e VM, foi de 6%. Essas diferenças foram confirmadas estatisticamente no terceiro teste de Wingate (Tabela 4 e Figura 16). Verifica-se que o músculo RF apresentou valores mais reduzidos de potenciais de ação quando comparado com o VL ($P < 0,05$) e tendência a diferença com o VM ($P = 0,08$).

Os achados no presente estudo vão ao encontro dos achados de outros pesquisadores (EBENBICHLER *et al.*, 1998; KINUGASA *et al.*, 2002; KOUZAKI; SHINOHARA; FUKUNAGA, 1999; TESCH *et al.*, 1990) que verificaram uma dissociação nas respostas eletromiográficas dos músculos VL, VM e RF frente ao processo de instauração da fadiga em exercício de extensão de joelhos. O mesmo comportamento foi relatado por Housh *et al.* (1995) durante protocolo de identificação do limiar de fadiga eletromiográfica em cicloergômetro. Verificou-se que a intensidade correspondente ao limiar de fadiga eletromiográfica para o músculo RF foi em torno de 1-23% inferior ao obtido pelo VL.

Além das diferenças na mecânica entre os músculos, outros fatores que podem explicar as respostas diferenciadas encontradas entre os músculos VL e VM e o RF são as propriedades arquitetônicas e a composição de fibras musculares. Com relação à distribuição de tipos de fibras nos músculos, o RF é o que apresenta maior proporção de fibras do tipo II quando comparado com os músculos VL e VM (JOHNSON *et al.*, 1973), constituindo-se assim, no músculo mais suscetível à fadiga.

Quanto às propriedades arquitetônicas, basicamente existem dois tipos de músculos que apresentam características distintas (LIEBER, 1992). Os músculos peniformes possuem as fibras disponibilizadas no sentido diagonal o que permite uma maior acoplamento de sarcômeros em paralelo. Isso acarreta maior ASTF resultando em maior capacidade de produção de força. Já, os músculos fusiformes, embora não apresentem grande ASTF, possuem alta capacidade de amplitude de movimento. O RF, apesar de possuir as fibras musculares superficiais arranjadas diagonalmente ao eixo

de tração, é um músculo fusiforme (GRAY, 1988) e apresenta menor ASTF do que os músculos VL e VM (WICKIEWICZ *et al.*, 1983).

Com relação aos músculos mono-articulares, embora os músculos VL e VM apresentem mecânica semelhante, as características quanto à composição dos tipos de fibras apresentam pequena diferença. O VL é constituído por maior proporção de fibras do tipo II em relação ao VM (EDGERTON; SMITH; SIMPSON, 1975; JOHNSON *et al.*, 1973). Tal fato, está diretamente relacionado com uma maior produção de lactato e outros metabólitos, resultando em prejuízos ao mecanismo contrátil (GRABINER; KOH; MILLER, 1991). Além disso, o VL apresenta maior ASTF do que o VM (WICKIEWICZ *et al.*, 1983), o que desencadeia em maior tensão muscular absoluta e pressão intramuscular. Em situações onde a pressão intramuscular é aumentada, o fluxo sanguíneo para o músculo ativo é diminuído, contribuindo para instauração de uma condição anaeróbia (GRABINER; KOH; MILLER, 1991).

Com base nesses fatos, os resultados esperados seriam respostas diferenciadas dos músculos VL e do VM frente à fadiga. Contudo, no presente estudo, os resultados encontrados não sustentam a hipótese levantada. Ambos os músculos apresentaram comportamento semelhante em esforços intermitentes. Ao final do terceiro teste de Wingate, o percentual de redução na amplitude dos sinais eletromiográficos foi semelhante para os dois músculos (6%).

Resultados semelhantes foram encontrados por Grabiner; Koh; Miller (1991) que compararam a resposta dos músculos VL e VM em esforços estáticos (30 e 60% da contração voluntária máxima sustentada por maior tempo possível) e dinâmicos (séries de oito extensões de joelhos, com intensidade de 40% da contração voluntária máxima, até exaustão). Os achados indicam que ambos os músculos apresentaram padrões de respostas semelhantes à fadiga para os dois tipos de exercício (estático e dinâmico).

Uma das possíveis explicações para estes resultados pode estar atrelada ao *crosstalk*. O *crosstalk* refere-se à interferência de um sinal por outros sinais que emanam de músculos adjacentes (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985). Neste sentido, hipoteticamente, teríamos uma interferência dos músculos sinergistas (RF e Vasto Intermédio) na captação dos sinais. Vale destacar que o músculo VM se localiza no nível do tendão dos músculos RF e Vasto Intermédio. Neste caso, o *crosstalk* seria um

problema, sobretudo, do músculo VL, e a contribuição dos sinais dos músculos sinergistas poderia resultar em padrões de fadiga subestimados, levando a interpretações equivocadas.

A matriz dos coeficientes de correlação simples incluindo as informações relacionadas às respostas eletromiográficas dos músculos VL, VM e RF, e a potência média relativa obtida nos testes de Wingate são apresentadas na Tabela 5.

Tabela 5. Correlação entre potência média relativa (PMR) e amplitude dos sinais eletromiográficos (RMS) dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3).

	r	P
W1 – PMR x VL	0,83	0,011
W2 – PMR x VL	0,82	0,014
W3 – PMR x VL	0,79	0,021
W1 – PMR x VM	0,12	0,781
W2 – PMR x VM	0,09	0,824
W3 – PMR x VM	0,11	0,804
W1 – PMR x RF	0,40	0,329
W2 – PMR x RF	0,29	0,492
W3 – PMR x RF	0,55	0,158

Verifica-se que a essência dos coeficientes de correlação foi diferente para os três músculos. Os índices encontrados entre a potência média relativa e os sinais eletromiográficos do VL foram mais elevados que os encontrados pelos demais músculos nos três testes de Wingate. Um aspecto interessante é o aumento da correlação, além da tendência a significância estatística do músculo RF no terceiro teste de Wingate.

Embora o coeficiente de correlação simples nos forneça informações sobre a magnitude da relação entre amplitude dos sinais eletromiográficos e dos índices de desempenho, para uma interpretação mais consistente dos resultados, é importante determinar as contribuições relativas de cada músculo sobre o desempenho nos testes de Wingate. Para tanto, recorreu-se aos procedimentos da análise de regressão múltipla *stepwise*.

A Tabela 6 apresenta os parâmetros de regressão encontrados a partir da associação entre as respostas eletromiográficas dos músculos VL, VM e RF, e os resultados da potência média relativa (PMR) no primeiro teste de Wingate.

TABELA 6. Parâmetros da análise de regressão múltipla entre potência média relativa e amplitude dos sinais eletromiográficos (RMS) dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) no primeiro teste de Wingate.

Variáveis Preditoras	Coefficiente de Regressão	R²	Coefficiente BETA
VL	0,008	0,68*	1,468
VM	-0,002	0,87*	-0,417
RF	-0,002	0,96*	-0,509
(Constante)	8,011		

F=34,54 EPE= 0,177 W/kg

*P<0,05

Quanto aos parâmetros de regressão encontrados a partir da associação entre os resultados da potência média e sinais eletromiográficos obtidos no primeiro teste de Wingate, verifica-se que o músculo VL, isoladamente, explica 68% de um total de 96% da variação dos resultados. Um aspecto interessante é que os dois músculos mono-articulares, juntos explicam 87% da variação do desempenho físico o que confirma a propriedade funcional de alta capacidade de produção de força ou trabalho.

A Tabela 7 apresenta os parâmetros de regressão encontrados a partir da associação entre os sinais eletromiográficos dos músculos VL, VM e RF, e resultados da potência média relativa (PMR) no segundo teste de Wingate.

TABELA 7. Parâmetros da análise de regressão múltipla entre potência média relativa e amplitude dos sinais eletromiográficos (RMS) dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) no segundo teste de Wingate.

Variáveis Preditoras	Coefficiente de Regressão	R²	Coefficiente BETA
VL	0,009	0,45*	0,016
VM	-0,005	0,95*	-0,906
RF	0,001	0,96	0,172
(Constante)	9,201		

F=34,93 EPE= 0,225 W/kg

*P<0,05

No segundo teste de Wingate, existe uma redução no coeficiente de determinação do VL (48%). Além disso, apenas os músculos mono-articulares constituíram-se nas variáveis que melhor explicam (95%) a variação da potência média relativa.

A Tabela 8 apresenta os parâmetros de regressão encontrados a partir da associação entre sinais eletromiográficos dos músculos VL, VM e RF, e resultados da potência média relativa no terceiro teste de Wingate.

TABELA 8. Parâmetros da análise de regressão múltipla entre potência média relativa e amplitude dos sinais eletromiográficos (RMS) dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) no terceiro teste de Wingate.

Variáveis Preditoras	Coefficiente de Regressão	R²	Coefficiente BETA
VL	0,006	0,60*	0,636
RF	0,001	0,63	0,123
VM	0,001	0,64	0,108
(Constante)	4,421		

F=2,34 EPE= 0,923 W/kg

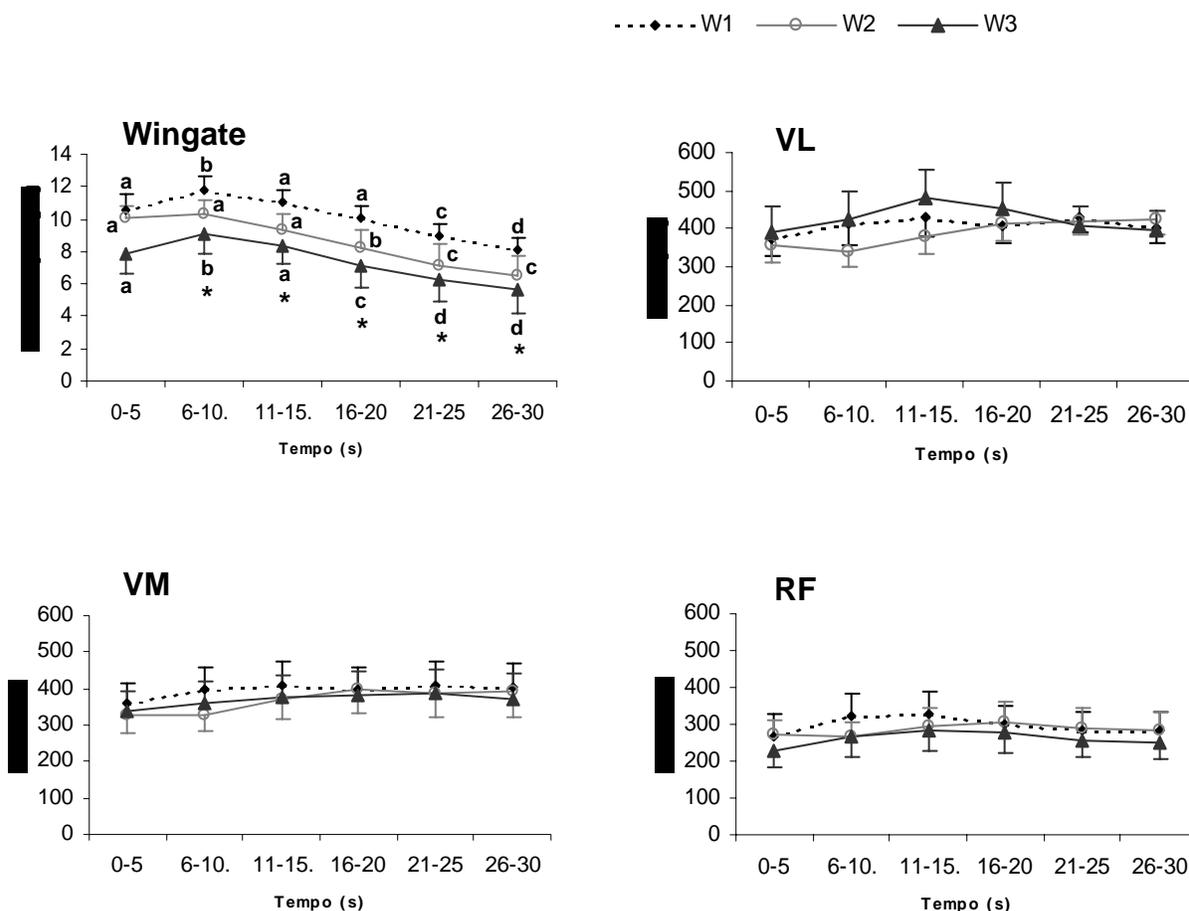
*P<0,05

Com relação ao terceiro teste de Wingate, o músculo VL constituiu-se na única variável preditora que demonstrou contribuir de forma significativa. No entanto, considerando a seqüência de inclusão das variáveis independentes apontadas como elementos de melhor predição dos resultados do teste, o VL, em todos os testes, se apresentou como a variável que apresentou maior grau de contribuição para explicar a variação dos resultados. Uma das possíveis explicações para isso pode estar relacionada aos aspectos arquitetônicos e morfológicos dos músculos. A ASTF do músculo VL é a maior dentre os três músculos estudados na presente investigação (JOHNSON *et al.*, 1973). Portanto, o músculo VL apresenta maior capacidade de tensão em relação aos demais músculos.

Ainda com relação à seqüência de inclusão das variáveis preditoras no modelo, um aspecto curioso é o comportamento do músculo RF. Nos dois primeiros testes, o RF se constitui como a variável que menos contribui para explicar a variação dos resultados da potência média. Contudo, no terceiro teste de Wingate, esta condição é modificada (Tabela 8). Dentre os músculos analisados no presente estudo, o RF é o que apresenta maior proporção de fibras do tipo II (70,5%), e assim, é o músculo que está mais sujeito à fadiga (WICKIEWICZ *et al.*, 1983). Os resultados indicam que os sujeitos que apresentaram maior capacidade de manutenção da amplitude dos sinais eletromiográficos do RF no terceiro Wingate, aparentemente são aqueles que tiveram melhor desempenho.

Os resultados apresentados até o momento referem-se ao comportamento das variáveis com o decorrer dos testes. É importante analisar, também, a resposta destas variáveis durante os testes de Wingate. Assim, para uma análise mais minuciosa dos resultados, o período de 30 s do teste de Wingate foi fracionado em seis períodos de cinco segundos propiciando assim informações quanto ao comportamento da potência relativa e dos sinais eletromiográficos durante os diferentes períodos.

A Figura 20 apresenta os comportamentos dos sinais eletromiográficos dos músculos VL, VM e RF e da potência relativa a cada cinco segundos durante os testes de Wingate.



Letras diferentes = diferenças significantes entre os períodos no mesmo teste ($P < 0,05$)

* diferenças significantes entre os três testes para o mesmo período ($P < 0,05$)

Figura 20. Comportamentos dos sinais eletromiográficos dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) e da potência relativa a cada cinco segundos durante os testes de Wingate.

Diferenças significantes na potência relativa entre os testes de Wingate foram encontradas em todos os períodos de cinco segundos ($W1 > W2 > W3$; $P < 0,001$ para todas as análises) com exceção da potência no período 0-5 s ($W1 = W2$; $P > 0,05$). Verificou-se também o efeito isolado do tempo (período) em todos os testes de Wingate ($W1$, $F_{5,35} = 55,82$, $P < 0,001$; $W2$, $F_{5,35} = 61,71$, $P < 0,001$; $W3$, $F_{5,35} = 62,57$, $P < 0,001$)

indicando que a potência sofreu alterações significativas entre os períodos ao longo de cada teste de Wingate.

As médias e os desvios padrão da amplitude dos sinais eletromiográficos expressa em RMS, dos músculos VL, VM e RF a cada cinco segundos durante os testes de Wingate são apresentados na Tabela 9.

Tabela 9. Valores expressos em RMS (*root mean square*, μV) referentes aos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) a cada cinco segundos nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3).

	0-5 s	6-10 s	11-15 s	16-20 s	21-25 s	26-30 s
W1 VL	372,18 ± 131,19	415,55 ± 159,01	430,44 ± 146,03	408,39 ± 124,54	429,00 ± 113,52	402,64 ± 106,89
W2 VL	356,45 ± 129,77	341,28 ± 120,92	380,55 ± 125,86	412,53 ± 131,47	418,66 ± 101,74	423,18 ± 115,57
W3 VL	393,31 ± 176,82	423,70 ± 209,78	482,60 ± 203,41	453,78 ± 184,69	408,89 ± 133,10	397,19 ± 135,71
W1 VM	358,95 ± 159,99	397,29 ± 172,67	408,81 ± 189,96	395,51 ± 169,58	407,16 ± 182,98	401,22 ± 191,82
W2 VM	325,01 ± 130,39	328,37 ± 129,86	369,40 ± 154,13	395,48 ± 180,27	387,92 ± 184,58	394,16 ± 202,75
W3 VM	339,89 ± 155,67	360,27 ± 163,14	375,43 ± 169,89	382,08 ± 187,91	385,00 ± 192,05	372,73 ± 197,92
W1 RF	264,91 ± 179,92	322,80 ± 176,57	330,50 ± 167,73	301,16 ± 143,74	285,34 ± 138,22	284,23 ± 136,05
W2 RF	269,75 ± 114,32	266,79 ± 103,75	296,75 ± 131,92	307,54 ± 150,39	289,09 ± 151,08	282,36 ± 141,78
W3 RF	226,71 ± 122,79	268,76 ± 157,73	281,38 ± 150,41	279,29 ± 154,42	257,59 ± 138,33	250,70 ± 128,35

Com relação ao músculo VL, não foi constatado efeito do tempo (período) em nenhum dos testes de Wingate (W1, $F_{5,35}=1,67$, $P=0,167$; W2, $F_{5,35}=2,43$, $P=0,229$; W3, $F_{5,35}=1,42$, $P=0,242$). Estes resultados indicam que a amplitude dos sinais eletromiográficos expressa em RMS não sofreu alteração estatisticamente significativa em nenhum teste de Wingate, quando analisados separadamente. Da mesma forma não houve efeito do teste em nenhum dos períodos analisados ($W1=W2=W3$, $P>0,05$).

Quanto ao músculo VM, não foram verificados efeitos do tempo (período) dentro de cada teste de Wingate (W1, $F_{5,35}=1,49$, $P=0,219$; W2, $F_{5,35}=2,27$, $P<0,092$; W3, $F_{5,35}=1,04$, $P=0,407$) e do teste em todos os períodos (W1=W2=W3, $P>0,05$).

No que se refere ao músculo RF, assim como os demais músculos, não foram verificados efeitos do tempo (período) nos três testes de Wingate (W1, $F_{5,35}=1,30$, $P=0,285$; W2, $F_{5,35}=0,56$, $P<0,728$; W3, $F_{5,35}=1,82$, $P<0,135$) e do teste em todos os períodos (W1=W2=W3, $P>0,05$).

Um aspecto interessante no comportamento dos músculos, independente do teste, foi o aumento dos potenciais de ação (não significativo) durante a fase inicial do exercício. Estes achados se assemelham ao comportamento verificado por outros pesquisadores durante exercício de extensão de joelhos (KELLIS, 1999; TESCH *et al.*, 1990). Uma das possíveis explicações para o aumento dos valores de RMS referentes aos sinais eletromiográficos durante a fase inicial do esforço, conforme Enoka (1995) e Tesch *et al.* (1990), é o aumento do recrutamento das unidades motoras na tentativa de compensar a redução da capacidade de produção de força, embora, a contribuição dessas unidades motoras adicionais para produção de força é menor.

Considerando o exercício de alta intensidade realizado em cicloergômetro, foram encontrados dois estudos na literatura (HUNTER *et al.*, 2003; VANDEWALLE *et al.*, 1991) que analisaram as respostas eletromiográficas, porém, os resultados são conflitantes. Vandewalle *et al.* (1991) verificaram uma redução na amplitude dos sinais eletromiográficos (eletromiografia integrada) dos músculos VL e VM durante o teste de Wingate adaptado (45 s) enquanto que Hunter *et al.* (2003) não constataram alterações nos valores de potenciais de ação (eletromiografia integrada) do músculo RF ao longo do teste de Wingate (30 s).

Um dos fatores que pode explicar essas diferenças nos resultados é o tempo de esforço adotado nos estudos. Vandewalle *et al.* (1991) adaptaram o teste de Wingate aumentando o tempo em 15 s enquanto que no estudo de Hunter *et al.* (2003) empregou-se o tempo comumente utilizado de 30 s.

Alguns pesquisadores (DEGTYARENKO & KAUFMAN, 2000) têm demonstrado que o sistema nervoso central modula as vias aferentes dos receptores metabólicos de forma menos eficiente do que dos mecanorreceptores. Assim, Hunter *et*

al. (2003) acreditam que 30 s não seja um tempo suficiente para que os estímulos aferentes enviados pelos receptores metabólicos alcancem o sistema nervoso central, resultando em amplitude dos sinais eletromiográficos do RF estáveis ao longo do teste. Por outro lado, o tempo adotado por Vandewalle *et al.* (1991) supostamente, seria suficiente para que os estímulos aferentes enviados pelos receptores metabólicos alcançassem o sistema nervoso central, provocando redução na amplitude dos sinais eletromiográficos do VL e VM. Além disso, o padrão de movimento solicitado no cicloergômetro, bem como a sustentação da massa corporal sobre o selim não permite uma extensão suficiente dos fusos musculares para que afete os mecanorreceptores, acarretando estabilidade na amplitude dos sinais eletromiográficos.

No presente estudo o tempo adotado para a execução do teste de Wingate foi de 30 s e não foram verificadas alterações na amplitude dos sinais eletromiográficos dos VL, VM e RF durante os testes. Esse comportamento é semelhante ao encontrado por Hunter *et al.* (2003) no músculo RF, o que indica que o tempo de 30 s provavelmente não seja suficiente para estimular o sistema nervoso central por via dos receptores metabólicos.

Considerando que o tempo de 45 s resulta em redução na amplitude dos sinais eletromiográficos dos VL e VM (VANDEWALLE *et al.*, 1991), permanece uma lacuna quanto às respostas eletromiográficas analisadas de forma integrada dos músculos VL, VM e RF durante o teste de Wingate adaptado para 45 s.

Esse fato demonstra a necessidade do desenvolvimento de novos estudos, adaptando-se o teste de Wingate para diferentes tempos de execução e analisando, de forma integrada, músculos com diferentes propriedades mecânicas, arquitetônicas e morfológicas, o que permitirá uma interpretação mais consistente das respostas eletromiográficas durante esforços de alta intensidade.

6 CONCLUSÕES

Os resultados encontrados no presente estudo demonstraram que a queda observada em teste de Wingate não é acompanhada pela redução dos potenciais de ação dos músculos VL, VM e RF.

Além disso, com o decorrer dos três testes de Wingate aplicados, constatou-se que dentre os músculos investigados, o RF foi o que apresentou maior redução nos sinais eletromiográficos.

Verificou-se, também, altas correlações entre a potência média relativa em todos os testes de Wingate e os sinais eletromiográficos no músculo VL. Considerando a participação dos três músculos investigados, o VL foi aquele que apresentou maior potencial de contribuição para a produção de potência durante os três testes de Wingate.

Por fim, vale ressaltar que o desempenho físico não está atrelado somente a fatores neurais ou estruturais do músculo, bem como aos aspectos metabólicos de forma isolada, mas sim, a um conjunto de fatores nos quais cada um tem seu grau de influência. Dessa forma, sugere-se o desenvolvimento de novos estudos que permitam a análise mais ampla dos mecanismos envolvidos para a melhoria do desempenho físico ou protelamento da fadiga muscular.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAGAARD, P.; ANDERSEN, J.L.; DYHRE-POULSEN, P.; LEFFERS, A.M.; WAGNER, A.; MAGNUSSON, S.P.; HALKJAER-KRISTENSEN, J.; SIMONSEN, E.B. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *Journal of Physiology*, v.534 (Pt.2), p.613-23, 2001.

ABE, T.; BRECHUE, W.F.; FUJITA, S.; BROWN, J.B. Gender differences in FFM accumulation and architectural characteristics of muscle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.30, n.7, p.1066-70, 1998.

ABE, T.; BROWN, J.B.; BRECHUE, W.F. Architectural characteristics of muscle in black and white college football players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.31, n.10, p.1448-52, 1999.

ABE, T.; KUMAGAI, K.; BRECHUE, W.F. Muscle fascicle length appears to contribute to running performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.31, Suppl. 5, p.S328, 1999a.

ABE, T.; KUMAGAI, K.; BRECHUE, W.F. Muscle fascicle length is greater in sprinters than long-distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.31, Suppl. 5, p.S328, 1999b.

AKIMA, H.; KUNO, S.; TAKAHASHI, H.; FUKUNAGA, T.; KATSUTA, S. The use of magnetic resonance images to investigate the influence of recruitment on the relationship between torque and cross-sectional area in human muscle. *European Journal of Applied Physiology*, v.83, n.6, p.475-80, 2000.

BALDWIN, K.M.; HADDAD, F. Effects of different activity and inactivity paradigms on myosin heavy chain gene expression in striated muscle. *Journal of Applied Physiology*, v.90, n.1, p.345-57, 2001.

BALOG, E.M.; THOMPSON, L.V.; FITTS, R.H. Role of sarcolemma action potentials and excitability in muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, v.76, n.5, p.2157-62, 1994.

BANGSBO, J.; GRAHAM, T.E.; KIENS, B.; SALTIN, B. Elevated muscle glycogen and anaerobic energy production during exhaustive exercise in man. *Journal of Physiology*, v.451, p.205-27, 1992.

BANKOFF, A.D.; MORAES, A.C.; PELLEGRINOTTI, I.L.; GALDI, E.H. Study of the explosive strength of the rectus femoris muscle using electromyography. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v.40, n.6, p.351-6, 2000.

BARANY, M. ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *The Journal of General Physiology*, v.50, n.6 (Suppl.), p.197-218, 1967.

BAR-OR, O. The Wingate anaerobic test. An update on methodology, reliability and validity. *Sports Medicine*, v.4, n.6, p.381-94, 1987.

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. *Muscles alive - their functions revealed by electromyography*. 5 ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.

BELANGER, A.Y.; MCCOMAS, A.J. Extent of motor unit activation during effort. *Journal of Applied Physiology*, v.51, n.5, p.1131-5, 1981.

BENEKE, R.; POLLMANN, C.; BLEIF, I.; LEITHAUSER, R.M.; HUTLER, M. How anaerobic is the Wingate Anaerobic Test for humans? *European Journal of Applied Physiology*, v.87, n.4-5, p.388-92, 2002.

BIGLAND-RITCHIE, B. EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exercise and Sport Science Review*, v.9, p.75-117, 1981.

BIGLAND-RITCHIE, B.; FURBUSH, F.; WOODS, J.J. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *Journal of Applied Physiology*, v.61, n.2, p.421-9, 1986.

BILLETER, R.; HOPPELER, H. Muscular basis of strength. In: P. V. KOMI, ed. *Strength and power in sport*. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1992.

BILODEAU, M.; SCHINDLER-IVENS, S.; WILLIAMS, D.M.; CHANDRAN, R.; SHARMA, S.S. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.13, n.1, p.83-92, 2003.

BIRCH, R.; NOBLE, D.; GREENHAFF, P.L. The influence of dietary creatine supplementation on performance during repeated bouts of maximal isokinetic cycling in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.69, n.3, p.268-76, 1994.

BLAZEVICH, A.J.; GILL, N.D.; BRONKS, R.; NEWTON, R.U. Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.35, n.12, p.2013-22, 2003.

BLAZEVICH, A.J.; GIORGI, A. Effect of testosterone administration and weight training on muscle architecture. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.33, n.10, p.1688-93, 2001.

BLIMKIE, C.J.; ROACHE, P.; HAY, J.T.; BAR-OR, O. Anaerobic power of arms in teenage boys and girls: relationship to lean tissue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.57, n.6, p.677-83, 1988.

BOGDANIS, G.C.; NEVILL, M.E.; BOOBIS, L.H.; LAKOMY, H.K. Contribution of phosphocreatine and aerobic metabolism to energy supply during repeated sprint exercise. *Journal of Applied Physiology*, v.80, n.3, p.876-84, 1996.

BOGDANIS, G.C.; NEVILL, M.E.; BOOBIS, L.H.; LAKOMY, H.K.; NEVILL, A.M. Recovery of power output and muscle metabolites following 30 s of maximal sprint cycling in man. *Journal of Physiology*, v.482 (Pt.2), p.467-80, 1995.

BOTTINELLI, R.; REGGIANI, C. Human skeletal muscle fibres: molecular and functional diversity. *Progress in Biophysics & Molecular Biology*, v.73, n.2-4, p.195-62, 2000.

BOUCHARD, C.; TAYLOR, A.W.; SIMONEAU, J.A.; DULAC, S. Testing anaerobic power and capacity. In: J. D. MacDOUGAL, H. A. WENGER and H. J. GREEN, eds. *Physiological testing of the high performance athlete*. 2 ed. Champaign: Human Kinetics, 1991.

BROOKE, M.H.; ENGEL, W.K. The histographic analysis of human muscle biopsies with regard to fiber types. 1. Adult male and female. *Neurology*, v.19, n.3, p.221-33, 1969.

BROOKE, M.H.; KAISER, K.K. Muscle fiber types: how many and what kind? *Archives of Neurology*, v.23, n.4, p.369-79, 1970.

BUCK, D.; McNAUGHTON, L. Maximal accumulated oxygen deficit must be calculated using 10-min time periods. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.31, n.9, p.1346-9, 1999.

BULBULIAN, R.; JEONG, J.W.; MURPHY, M. Comparison of anaerobic components of the Wingate and Critical Power tests in males and females. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.28, n.10, p.1336-41, 1996.

BURKE, R.E. Motor unit types of cat triceps surae muscle. *Journal of Physiology*, v.193, p.141-60, 1967.

BURKE, R.E.; LEVINE, D.N.; ZAJAC, F.E. Mammalian motor units: physiological-histochemical correlation in three types in cat gastrocnemius. *Science*, v.174, n.10, p.709-12, 1971.

BURKHOLDER, T.J.; FINGADO, B.; BARON, S.; LIEBER, R.L. Relationship between muscle fiber types and sizes and muscle architectural properties in the mouse hindlimb. *Journal of Morphology*, v.221, n.2, p.177-90, 1994.

CAHILL, B.R.; MISNER, J.E.; BOILEAU, R.A. The clinical importance of the anaerobic energy system and its assessment in human performance. *The American Journal of Sports Medicine*, v.25, n.6, p.863-72, 1997.

CASEY, A.; CONSTANTIN-TEODOSIU, D.; HOWELL, S.; HULTMAN, E.; GREENHAFF, P.L. Creatine ingestion favorably affects performance and muscle metabolism during maximal exercise in humans. *The American Journal of Physiology*, v.271 (Pt.1), n.1, p.E31-7, 1996.

CLOSE, R.I. Properties of motor units in fast and slow skeletal muscle of the rat. *Journal of Physiology*, v.193, p.45-55, 1967.

- CLOSE, R.I. Dynamic properties of mammalian skeletal muscles. *Physiological Reviews*, v.52, n.1, p.129-97, 1972.
- COGGAN, A.R.; COYLE, E.F. Carbohydrate ingestion during prolonged exercise: effects on metabolism and performance. *Exercise and Sport Science Review*, v.19, p.1-40, 1991.
- COSTILL, D.L.; DANIELS, J.; EVANS, W.; FINK, W.; KRAHENBUHL, G.; SALTIN, B. Skeletal muscle enzymes and fiber composition in male and female track athletes. *Journal of Applied Physiology*, v.40, n.2, p.149-54, 1976.
- COSTILL, D.L.; FINK, W.J.; POLLOCK, M.L. Muscle fiber composition and enzyme activities of elite distance runners. *Medicine and Science in Sports*, v.8, n.2, p.96-100, 1976.
- CRAM, J.R.; KASMAN, G.S.; HOLTZ, J. *Introduction to surface electromyography*. Gaithersburg: Aspen, 1998.
- CRENSHAW, A.G.; GERDLE, B.; HEIDEN, M.; KARLSSON, S.; FRIDEN, J. Intramuscular pressure and electromyographic responses of the vastus lateralis muscle during repeated maximal isokinetic knee extensions. *Acta Physiologica Scandinavica*, v.170, n.2, p.119-26, 2000.
- DAVIS, J.M.; BAILEY, S.P. Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.29, n.1, p.45-57, 1997.
- DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, v.13, p.135-63, 1997.
- DEGTYARENKO, A.M.; KAUFMAN, M.P. Stimulation of the mesencephalic locomotor region inhibits the discharge of neurons in the superficial laminae of the dorsal horn of cats. *Neuroscience Letters*, v.296, p.109-12, 2000.
- DESPIRES, M. *An electromyographic study of competitive road cycling conditions simulated on a treadmill*. Baltimore: University Park Press, 1974.
- EARNEST, C.P.; SNELL, P.G.; RODRIGUEZ, R.; ALMADA, A.L.; MITCHELL, T.L. The effect of creatine monohydrate ingestion on anaerobic power indices, muscular strength and body composition. *Acta Physiologica Scandinavica*, v.153, n.2, p.207-9, 1995.
- EBENBICHLER, G.; KOLLMITZER, J.; QUITTAN, M.; UHL, F.; KIRTLEY, C.; FIALKA, V. EMG fatigue patterns accompanying isometric fatiguing knee-extensions are different in mono- and bi-articular muscles. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v.109, n.3, p.256-62, 1998.
- EDGERTON, V.R.; SMITH, J.L.; SIMPSON, D.R. Muscle fibre type populations of human leg muscles. *The Histochemical Journal*, v.7, n.3, p.259-66, 1975.

ELORANTA, V.; KOMI, P.V. Function of the quadriceps femoris muscle under maximal concentric and eccentric contractions. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v.20, n.2, p.159-54, 1980.

ENOKA, R.M. Morphological features and activation patterns of motor units. *Journal of Clinical Neurophysiology*, v.12, n.6, p.538-59, 1995.

ENOKA, R.M. *Bases neuromecânicas da cinesiologia*. 2 ed. São Paulo: Editora Manole, 2000.

ERICSON, M.O.; NISELL, R.; ARBORELIUS, U.P.; EKHOLM, J. Muscular activity during ergometer cycling. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, v.17, n.2, p.53-61, 1985.

FARIA, I.E.; CAVANAGH, P.R. *The physiology and biomechanics of cycling*. New York: John Wiley, 1978.

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

FITTS, R.H.; COURTRIGHT, J.B.; KIM, D.H.; WITZMANN, F.A. Muscle fatigue with prolonged exercise: contractile and biochemical alterations. *The American Journal of Physiology*, v.242, n.1, p.C65-73, 1982.

FRY, A.C.; SCHILLING, B.K.; STARON, R.S.; HAGERMAN, F.C.; HIKIDA, R.S.; THRUSH, J.T. Muscle fiber characteristics and performance correlates of male Olympic-style weightlifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v.17, n.4, p.746-54, 2003a.

FRY, A.C.; WEBBER, J.M.; WEISS, L.W.; HARBER, M.P.; VACZI, M.; PATTISON, N.A. Muscle fiber characteristics of competitive power lifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v.17, n.2, p.402-10, 2003b.

GASTIN, P.B. Quantification of anaerobic capacity. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, v.4, p.91-112, 1994.

GASTIN, P.B.; LAWSON, D.L. Influence of training status on maximal accumulated oxygen deficit during all-out cycle exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.69, n.4, p.321-30, 1994.

GOLLNICK, P.D.; ARMSTRONG, R.B.; SAUBERT, C.W.T.; PIEHL, K.; SALTIN, B. Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men. *Journal of Applied Physiology*, v.33, n.3, p.312-9, 1972.

GOLLNICK, P.D.; MATOBA, H. The muscle fiber composition of skeletal muscle as a predictor of athletic success. An overview. *The American Journal of Sports Medicine*, v.12, n.3, p.212-7, 1984.

GORDON, C.C.; CHUMLEA, W.C.; ROCHE, A.F. Stature, recumbent length, and weight. In: LOHMAN, T.G.; ROCHE, A.F.; MARTORELL, R. (Eds) *Anthropometric standardization reference manual*. Champaign: Human Kinetics, 1988.

GRABINER, M.D.; KOH, T.J.; MILLER, G.F. Fatigue rates of vastus medialis oblique and vastus lateralis during static and dynamic knee extension. *Journal of Orthopaedic Research*, v.9, n.3, p.391-7, 1991.

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

GREEN, H.J. Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. *Journal of Sports Sciences*, v.15, n.3, p.247-56, 1997.

GREEN, J.M.; McLESTER, J.R.; SMITH, J.E.; MANSFIELD, E.R. The effects of creatine supplementation on repeated upper- and lower- body Wingate performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v.15, n.1, p.36-41, 2001.

GREER, F.; McLEAN, C.; GRAHAM, T.E. Caffeine, performance, and metabolism during repeated Wingate exercise tests. *Journal of Applied Physiology*, v.85, n.4, p.1502-8, 1998.

GREGOR, R.J.; GREEN, D.; GARHAMMER, J.J. *An electromyographic analysis of selected muscle activity in elite competitive cyclists*. Baltimore: Univeversity Park Press, 1982.

GREGOR, R.J.; RUGG, S.G. Effects of saddle height and pedaling cadence o power output and efficiency. In: R. E. BURKE, ed. *Science of cycling*. Champaign: Human Kinetics, 1986.

HÄKKINEN, K. Neuromuscular fatigue and recovery in male and female athletes during heavy resistance exercise. *International Journal of Sports Medicine*, v.14, n.2, p.53-9, 1993.

HÄKKINEN, K. Neuromuscular fatigue in males and females during strenuous heavy resistance loading. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v.34, n.4, p.205-14, 1994.

HÄKKINEN, K.; KOMI, P.V.; ALEN, M.; KAUKANEN, H. EMG, muscle fibre and force production characteristics during a 1 year training period in elite weight-lifters. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.56, n.4, p.419-27, 1987.

HÄKKINEN, K.; PAKARINEN, A.; ALEN, M.; KAUKANEN, H.; KOMI, P.V. Neuromuscular and hormonal adaptations in athletes to strength training in two years. *Journal of Applied Physiology*, v.65, n.6, p.2406-12, 1988a.

HÄKKINEN, K.; PAKARINEN, A.; ALEN, M.; KAUKANEN, H.; KOMI, P.V. Neuromuscular and hormonal responses in elite athletes to two successive strength training sessions in one day. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.57, n.2, p.133-9, 1988b.

HALL, S. *Biomecânica básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993.

HAMALAINEN, N.; PETTE, D. Patterns of myosin isoforms in mammalian skeletal muscle fibres. *Microscopy Research and Technique*, v.30, p.381-89, 1995.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. *Bases biomecânicas do movimento humano*. São Paulo: Manole, 1999.

HARBER, M.P.; GALLAGHER, P.M.; TRAUTMANN, J.; TRAPPE, S.W. Myosin heavy chain composition of single muscle fibers in male distance runners. *International Journal of Sports Medicine*, v.23, n.7, p.484-8, 2002.

HARGREAVES, M.; MCKENNA, M.J.; JENKINS, D.G.; WARMINGTON, S.A.; LI, J.L.; SNOW, R.J.; FEBBRAIO, M.A. Muscle metabolites and performance during high-intensity, intermittent exercise. *Journal of Applied Physiology*, v.84, n.5, p.1687-91, 1998.

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

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

HILBER, K.; GALLER, S.; GOHLSCH, B.; PETTE, D. Kinetic properties of myosin heavy chain isoforms in single fibers from human skeletal muscle. *FEBS Letters*, v.455, n.3, p.267-70, 1999.

HILL, D.W.; SMITH, J.C. Effect of time of day on the relationship between mood state, anaerobic power, and capacity. *Perceptual and Motor Skills*, v.72, n.1, p.83-7, 1991.

HOSTLER, D.; SCHWIRIAN, C.I.; CAMPOS, G.; TOMA, K.; CRILL, M.T.; HAGERMAN, G.R.; HAGERMAN, F.C.; STARON, R.S. Skeletal muscle adaptations in elastic resistance-trained young men and women. *European Journal of Applied Physiology*, v.86, n.2, p.112-8, 2001.

HOUSH, T.J.; DE VRIES, H.A.; JOHNSON, G.O.; HOUSH, D.J.; EVANS, S.A.; STOUT, J.R.; EVETOVICH, T.K.; BRADWAY, R.M. Electromyographic fatigue thresholds of the superficial muscles of the quadriceps femoris. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.71, n.2-3, p.131-6, 1995.

HOUTZ, S.J.; FISCHER, F.J. An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v.41-A, n.1, p.123-31, 1959.

HOWALD, H. Training-induced morphological and functional changes in skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*, v.3, n.1, p.1-12, 1982.

- HUIJING, P.A. Mechanical muscle models. In: P. V. KOMI, ed. *Strength and power in sport*. Oxford: Blackweel Scientific Publications, 1992.
- HUNTER, A.M.; ST CLAIR GIBSON, A.; LAMBERT, M.I.; NOBBS, L.; NOAKES, T.D. Effects of supramaximal exercise on the electromyographic signal. *British Journal of Sports Medicine*, v.37, n.4, p.296-9, 2003.
- INBAR, O.; BAR-OR, O.; SKINNER, J.S. *The Wingate anaerobic test*. Champaign: Human Kinetics, 1996.
- JACOBS, R.; VAN INGEN SCHENAU, G.J. Control of an external force in leg extensions in humans. *Journal of Physiology*, v.457, p.611-26, 1992.
- JENNEKENS, F.G.; TOMLINSON, B.E.; WALTON, J.N. Data on the distribution of fibre types in five human limb muscles. An autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences*, v.14, n.3, p.245-57, 1971.
- JOHNSON, M.A.; POLGAR, J.; WEIGHTMAN, D.; APPLETON, D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences*, v.18, n.1, p.111-129, 1973.
- JOHNSON, T.L.; KLUEBER, K.M. Skeletal muscle following tonic overload: functional and structural analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.23, n.1, p.49-55, 1991.
- JORGE, M.; HULL, M.L. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *Journal of Biomechanics*, v.19, n.9, p.683-94, 1986.
- KAWAKAMI, Y.; ABE, T.; FUKUNAGA, T. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *Journal of Applied Physiology*, v.74, n.6, p.2740-4, 1993.
- KAWAKAMI, Y.; ABE, T.; KUNO, S.Y.; FUKUNAGA, T. Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.72, n.1-2, p.37-43, 1995.
- KELLIS, E. The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.9, n.3, p.191-9, 1999.
- KINUGASA, R.; HAYASHI, S.; IINO, N.; TAMURA, M.; OOUCHI, T.; HORI, A. Recruitment pattern of quadriceps femoris muscles during repetitive knee extension exercise by muscle functional MRI. *Journal of Physiology and Exercise Sports Science*, v.8, p.1-6, 2002.
- KOMI, P.V.; TESCH, P. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.42, n.1, p.41-50, 1979.

- KOUZAKI, M.; SHINOHARA, M.; FUKUNAGA, T. Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during fatigue by repeated maximal voluntary contraction in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.80, n.1, p.9-15, 1999.
- KUMAGAI, K.; ABE, T.; BRECHUE, W.F.; RYUSHI, T.; TAKANO, S.; MIZUNO, M. Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. *Journal of Applied Physiology*, v.88, n.3, p.811-6, 2000.
- LIEBER, R.L. *Skeletal muscle structure and function*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1992.
- LIEBER, R.L.; FRIDEN, J. Clinical significance of skeletal muscle architecture. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n.383, p.140-51, 2001.
- LORENZ, T.; CAMPELLO, M. Biomechanics of skeletal muscle. In: M. NORDIN and V. H. FRANKEL, eds. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. 3 ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- MASUDA, K.; MASUDA, T.; SADOYAMA, T.; INAKI, M.; KATSUTA, S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.9, n.1, p.39-46, 1999.
- McCARTNEY, N.; SPRIET, L.L.; HEIGENHAUSER, G.J.; KOWALCHUK, J.M.; SUTTON, J.R.; JONES, N.L. Muscle power and metabolism in maximal intermittent exercise. *Journal of Applied Physiology*, v.60, n.4, p.1164-9, 1986.
- McCOMAS, A.J. *Skeletal muscle: form and function*. Champaign: Human Kinetics, 1996.
- McGINNIS, P.M. *Biomêcanica do esporte e exercício*. Porto Alegre: Artmed, 2002.
- MEDBO, J.I.; BURGERS, S. Effect of training on the anaerobic capacity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.22, n.4, p.501-7, 1990.
- MEDBO, J.I.; MOHN, A.C.; TABATA, I.; BAHR, R.; VAAGE, O.; SEJERSTED, O.M. Anaerobic capacity determined by maximal accumulated O₂ deficit. *Journal of Applied Physiology*, v.64, n.1, p.50-60, 1988.
- MEDBO, J.I.; TABATA, I. Anaerobic energy release in working muscle during 30 s to 3 min of exhausting bicycling. *Journal of Applied Physiology*, v.75, n.4, p.1654-60, 1993.
- MERLETTI, R.; KNAFLITZ, M.; DELUCA, C.J. Electrically evoked myoelectric signals. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, v.19, n.4, p.293-340, 1992.
- MERO, A.; LUHTANEN, P.; VIITASALO, J.H.; KOMI, P.V. Relationships between the maximal running velocity muscle fiber characteristics, force production and force relaxation of sprinters. *Scandinavian Journal of Sports Science*, v.3, n.16-22, 1981.

MERTON, P.A. Voluntary strength and fatigue. *Journal of Physiology*, v.123, n.3, p.553-64, 1954.

MOORE, K.L. *Anatomia orientada para a clínica*. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992.

MORITANI, T.; MURO, M.; NAGATA, A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, v.60, n.4, p.1179-85, 1986.

MULLANY, H.; O'MALLEY, M.; ST CLAIR GIBSON, A.; VAUGHAN, C. Agonist-antagonist common drive during fatiguing knee extension efforts using surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.12, n.5, p.375-84, 2002.

NARICI, M.V.; MAGANARIS, C.N.; REEVES, N.D.; CAPODAGLIO, P. Effect of aging on human muscle architecture. *Journal of Applied Physiology*, v.95, n.6, p.2229-34, 2003.

ODA, S.; MIYASHITA, M. Muscle fatigue in relation to EMG during repeated and maintained maximal isometric contractions. *Journal of Human Ergology (Tokyo)*, v.9, n.2, p.175-81, 1980.

OKANO, A.H.; DODERO, S.R.; COELHO, C.F.; GASSI, E.R.; ALTIMARI, L.R.; SILVA, C.C.; OKANO, R.O.; CYRINO, E.S. Efeito da aplicação de diferentes cargas sobre o desempenho motor no teste de Wingate. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*, v.9, n.4, p.39-44, 2001.

PARKER, D.F.; CARRIERE, L.; HEBESTREIT, H.; BAR-OR, O. Anaerobic endurance and peak muscle power in children with spastic cerebral palsy. *American Journal of Diseases of Children*, v.146, n.9, p.1069-73, 1992.

PETER, J.B.; BARNARD, R.J.; EDGERTON, V.R.; GILLESPIE, C.A.; STEMPEL, K.E. Metabolic profiles of three fiber types of skeletal muscle in guinea pigs and rabbits. *Biochemistry*, v.11, n.14, p.2627-33, 1972.

PETTE, D.; PEUKER, H.; STARON, R.S. The impact of biochemical methods for single muscle fibre analysis. *Acta Physiologica Scandinavica*, v.166, n.4, p.261-77, 1999.

PETTE, D.; STARON, R.S. Mammalian skeletal muscle fiber type transitions. *International Review of Cytology*, v.170, p.143-223, 1997.

POWERS, S.K.; HOWLEY, E.T. *Fisiologia do exercício: teoria e aplicação ao condicionamento físico e ao desempenho*. São Paulo: Editora Manole, 2000.

PRINCE, F.P.; HIKIDA, R.S.; HAGERMAN, F.C. Human muscle fiber types in power lifters, distance runners and untrained subjects. *Pflugers Archiv: European Journal of Physiology*, v.363, n.1, p.19-26, 1976.

ROBERGS, R.A.; ROBERTS, S.O. *Princípios fundamentais de fisiologia do exercício para aptidão, desempenho e saúde*. São Paulo: Editora Phorte, 2002.

RODRIGUEZ, L.P.; LOPEZ-REGO, J.; CALBET, J.A.; VALERO, R.; VARELA, E.; PONCE, J. Effects of training status on fibers of the muscles vastus lateralis in professional road cyclists. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, v.81, n.9, p.651-60, 2002.

ROY, R.R.; EDGERTON, V.R. Skeletal muscle architecture and performance. In: P. V. KOMI, ed. *Strength and power in sport*. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1992.

RUTHERFORD, O.M.; JONES, D.A. Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.65, n.5, p.433-7, 1992.

SALTIN, B. Anaerobic capacity: past, present, and prospective. In: A. W. TAYLOR, P. D. GOLLNICK, H. J. GREEN, C. D. IANUZZO, E. G. NOBEL, G. METIVIER and J. R. SUTTON, eds. *Biochemistry of exercise*. Champaign: Human Kinetics, 1990.

SALTIN, B.; HENRIKSSON, J.; NYGAARD, E.; ANDERSEN, P.; JANSSON, E. Fiber types and metabolic potentials of skeletal muscles in sedentary man and endurance runners. *Annals of the New York Academy of Sciences*, v.301, p.3-29, 1977.

SCHIAFFINO, S.; REGGIANI, C. Molecular diversity of myofibrillar proteins: gene regulation and functional significance. *Physiological Reviews*, v.76, n.2, p.371-423, 1996.

SCOTT, W.; STEVENS, J.; BINDER-MacLEOD, S.A. Human skeletal muscle fiber type classifications. *Physical Therapy*, v.81, n.11, p.1810-6, 2001.

SEGHERS, J.; SPAEPEN, A. Muscle fatigue of the elbow flexor muscles during two intermittent exercise protocols with equal mean muscle loading. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, v.19, n.1, p.24-30, 2004.

SKINNER, J.S., O'CONNOR, J. Wingate test: cross-sectional and longitudinal analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.19 (Suppl.1), p.S73, 1987.

SPANGENBURG, E.E.; BOOTH, F.W. Molecular regulation of individual skeletal muscle fibre types. *Acta Physiologica Scandinavica*, v.178, n.4, p.413-24, 2003.

SPRIET, L.L.; LINDINGER, M.I.; McKELVIE, R.S.; HEIGENHAUSER, G.J.; JONES, N.L. Muscle glycogenolysis and H⁺ concentration during maximal intermittent cycling. *Journal of Applied Physiology*, v.66, n.1, p.8-13, 1989.

ST CLAIR GIBSON, A.; LAMBERT, M.L.; NOAKES, T.D. Neural control of force output during maximal and submaximal exercise. *Sports Medicine*, v.31, n.9, p.637-50, 2001.

STARON, R.S. Human skeletal muscle fiber types: delineation, development, and distribution. *Canadian Journal of Applied Physiology*, v.22, n.4, p.307-27, 1997.

STARON, R.S.; HAGERMAN, F.C.; HIKIDA, R.S.; MURRAY, T.F.; HOSTLER, D.P.; CRILL, M.T.; RAGG, K.E.; TOMA, K. Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. *The Journal of Histochemistry and Cytochemistry*, v.48, n.5, p.623-9, 2000.

STENSDOTTER, A.K.; HODGES, P.W.; MELLOR, R.; SUNDELIN, G.; HAGER-ROSS, C. Quadriceps activation in closed and in open kinetic chain exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.35, n.12, p.2043-7, 2003.

STULEN, F.B.; DE LUCA, C.J. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, v.28, n.7, p.515-23, 1981.

SUZUKI, S.; WATANABE, S.; HOMMA, S. EMG activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities. *Brain Research*, v.240, n.2, p.245-58, 1982.

TABATA, I.; IRISAWA, K.; KOUZAKI, M.; NISHIMURA, K.; OGITA, F.; MIYACHI, M. Metabolic profile of high intensity intermittent exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.29, n.3, p.390-5, 1997.

TARNOPOLSKY, M.A.; MacLENNAN, D.P. Creatine monohydrate supplementation enhances high-intensity exercise performance in males and females. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, v.10, n.4, p.452-63, 2000.

TASSI, N.; GUAZZELLI FILHO, J.; GONCALVES, M.; VITTI, M.; KROOL, L.B. Electromyographic evaluation of the rectus femoris muscle during exercises performed on the leg press. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v.38, n.4, p.223-9, 1998.

TESCH, P.A.; DUDLEY, G.A.; DUVOISIN, M.R.; HATHER, B.M.; HARRIS, R.T. Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica*, v.138, n.3, p.263-71, 1990.

TESCH, P.A.; KARLSSON, J. Muscle fiber types and size in trained and untrained muscles of elite athletes. *Journal of Applied Physiology*, v.59, n.6, p.1716-20, 1985.

TESCH, P.A.; THORSSON, A.; ESSEN-GUSTAVSSON, B. Enzyme activities of FT and ST muscle fibers in heavy-resistance trained athletes. *Journal of Applied Physiology*, v.67, n.1, p.83-7, 1989.

TESCH, P.A.; THORSSON, A.; KAISER, P. Muscle capillary supply and fiber type characteristics in weight and power lifters. *Journal of Applied Physiology*, v.56, n.1, p.35-8, 1984.

TRUMP, M.E.; HEIGENHAUSER, G.J.; PUTMAN, C.T.; SPRIET, L.L. Importance of muscle phosphocreatine during intermittent maximal cycling. *Journal of Applied Physiology*, v.80, n.5, p.1574-80, 1996.

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, p.416-20, 1996.

VANDEWALLE, H.; MATON, B.; LE BOZEC, S.; GUERENBOURG, G. An electromyographic study of an all-out exercise on a cycle ergometer. *Archives Internationales de Physiologie, de Biochimie et de Biophysique*, v.99, n.1, p.89-93, 1991.

VANDEWALLE, H.; PERES, G.; MONOD, H. Standard anaerobic exercise tests. *Sports Medicine*, v.4, n.4, p.268-89, 1987.

VAZ, M.A.; ZHANG, Y.T.; HERZOG, W.; GUIMARAES, A.C.; MacINTOSH, B.R. The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: an electromyographic and vibromyographic study. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v.36, n.4, p.221-30, 1996.

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

WEINECK, J. *Anatomia aplicada ao esporte*. 3 ed. São Paulo: Manole, 1990.

WEINSTEIN, Y.; BEDIZ, C.; DOTAN, R.; FALK, B. Reliability of peak-lactate, heart rate, and plasma volume following the Wingate test. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.30, n.9, p.1456-60, 1998.

WESTON, A.R.; KARAMIZRAK, O.; SMITH, A.; NOAKES, T.D.; MYBURGH, K.H. African runners exhibit greater fatigue resistance, lower lactate accumulation, and higher oxidative enzyme activity. *Journal of Applied Physiology*, v.86, n.3, p.915-23, 1999.

WICKIEWICZ, T.L.; ROY, R.R.; POWELL, P.L.; EDGERTON, V.R. Muscle architecture of the human lower limb. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n.179, p.275-83, 1983.

WRETLING, M.L.; HENRIKSSON-LARSEN, K.; GERDLE, B. Inter-relationship between muscle morphology, mechanical output and electromyographic activity during fatiguing dynamic knee-extensions in untrained females. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.76, n.6, p.483-90, 1997.

ANEXOS

ANEXO 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

PROJETO DE PESQUISA: DESEMPENHO FÍSICO E RESPOSTAS ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS VASTO LATERAL, VASTO MEDIAL E RETO FEMORAL DURANTE ESFORÇO INTERMITENTE ANAERÓBIO EM CICLISTAS

RESPONSÁVEL PELO PROJETO: *Prof. Dr. Antonio Carlos de Moraes*

PÓS-GRADUANDO: *Alexandre Hideki Okano*

LOCAL DO DESENVOLVIMENTO DO PROJETO: *Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura - FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA - DEPARTAMENTO DE CIÊNCIAS DO ESPORTE -UNICAMP*

Eu, _____,
_____anos de idade, RG _____, residente na Rua
(Av.) _____,

_____, voluntariamente concordo em participar do projeto de pesquisa acima mencionado, como será detalhado a seguir, sabendo que para sua realização as despesas monetárias serão responsabilidades desta Instituição de Ensino.

É de meu conhecimento que este projeto será desenvolvido em caráter de pesquisa científica e objetiva analisar o desempenho físico e o comportamento dos músculos Reto Femoral, Vasto Medial e Vasto Lateral durante a realização de esforço intermitente anaeróbio em cicloergômetro.

Estou ciente de que antes do início dos testes eletromiográficos, a serem realizados no Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura, serei submetido a uma avaliação antropométrica e a um protocolo de exercício intermitente com intensidade máxima. Os benefícios que obterei participando como voluntário do projeto serão de grande importância para o conhecimento de minhas atuais condições metabólicas e neuromusculares. Estou ainda ciente de que as informações obtidas durante as avaliações laboratoriais serão mantidas em sigilo e, não poderão ser

consultadas por pessoas leigas, sem a minha devida autorização. Essas informações, no entanto, poderão ser utilizadas para fins de pesquisa científica, desde que minha privacidade seja resguardada.

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

Campinas, ____ de _____ de 2003.

Sr. Voluntário

Alexandre Hideki Okano

ANEXO 2

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



CEP, 17/02/04.
(Grupo III)

FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

✉ Caixa Postal 6111, 13083-970 Campinas, SP

☎ (0_19) 3788-8936

FAX (0_19) 3788-8925

🌐 www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html

✉ cep@fcm.unicamp.br

PARECER PROJETO: N° 427/2003

I-IDENTIFICAÇÃO:

PROJETO: “DESEMPENHO FÍSICO E ATIVAÇÃO MUSCULAR EM EXERCÍCIO INTERMITENTE ANAERÓBIO NO CICLOERGÔMETRO”

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Alexandre Hideki Okano

INSTITUIÇÃO: Departamento de Ciências do Esporte/ FEF/UNICAMP

APRESENTAÇÃO AO CEP: 18/09/2003

APRESENTAR RELATÓRIO EM: 17/02/05

II - OBJETIVOS

Analisar o desempenho físico e o comportamento dos sinais eletromiográficos dos músculos Reto Femural, Vasto Lateral e Vasto Medial, no exercício intermitente anaeróbio em cicloergômetro. Também procurará analisar o comportamento dos músculos no decorrer do teste Wingate; correlacionar ativação muscular e desempenho físico global e de cada músculo.

III - SUMÁRIO

Serão selecionados 15 atletas de ciclismo, sexo masculino, idade variando de 20 a 30 anos. Será medida massa corporal, e serão submetidos a exercícios anaeróbios intermitentes (descrito na página 15), após 48 horas da aplicação do teste os indivíduos comparecerão ao Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura, FEF/UNICAMP, onde serão avaliados. Os dados obtidos serão tratados estatisticamente, através de análise de variância. Plano de trabalho e cronograma descritos nas páginas 18 e 19.

IV - COMENTÁRIOS DOS RELATORES

Trata-se de um projeto de pesquisa de mestrado, descrito de forma adequada. Os autores farão uso de técnicas não invasivas, já utilizadas no referido Laboratório, rápida e com ausência de efeitos colaterais. Bibliografia pertinente ao assunto.

Termo de Consentimento Pós-informado adequado, aparentemente dentro dos princípios das Resoluções 196/96 e 251/97.

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, bem como ter

aprovado o Termo do Consentimento Livre e Esclarecido, assim como todos os anexos incluídos na Pesquisa, resolve aprovar sem restrições o Protocolo de Pesquisa supracitado.

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.

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.).

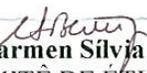
O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4.). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e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

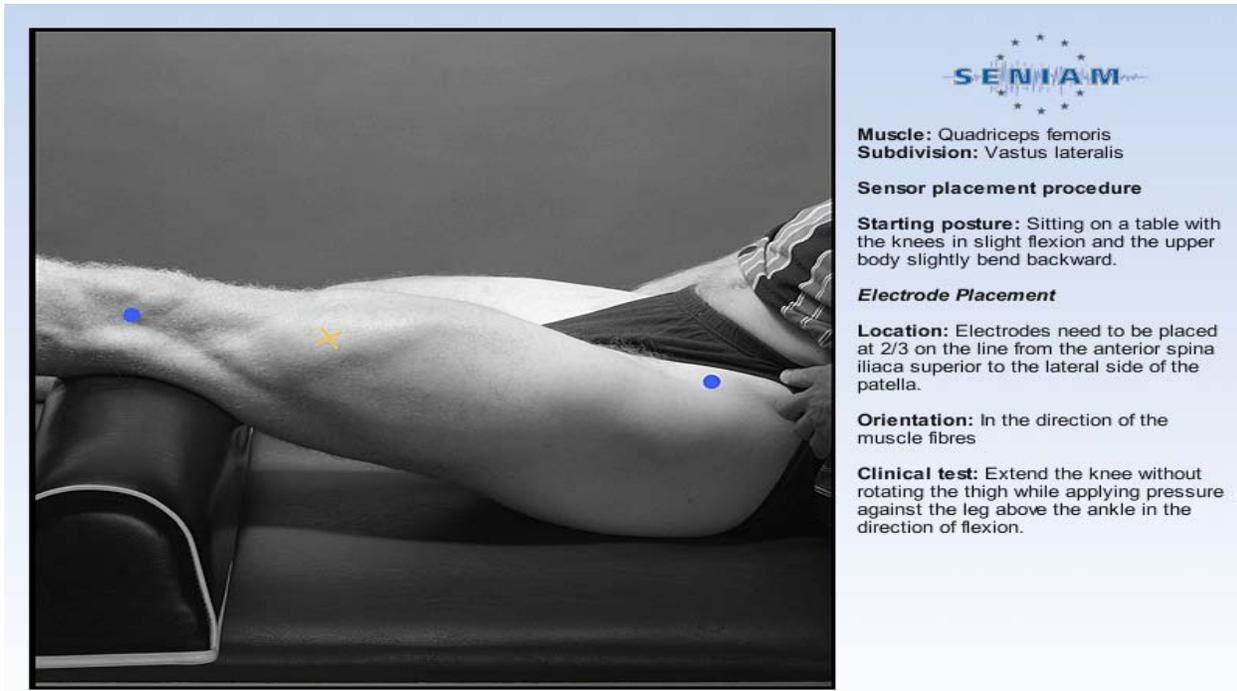
VII - DATA DA REUNIÃO

Homologado na II Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 17 de fevereiro de 2004.


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

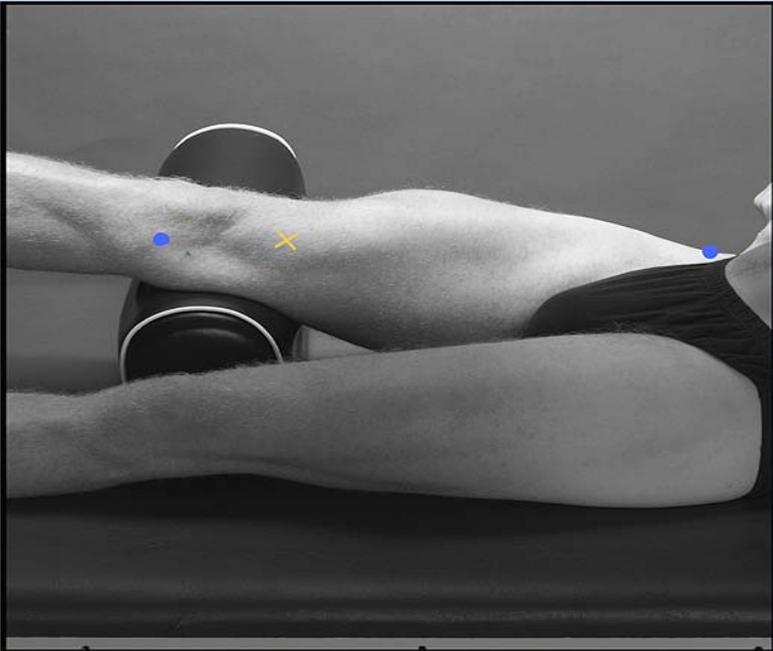
ANEXO 3

LOCALIZAÇÃO ANATÔMICA PARA COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS NO MÚSCULO VASTO LATERAL



ANEXO 4

LOCALIZAÇÃO ANATÔMICA PARA COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS NO MÚSCULO VASTO MEDIAL



SENIAM

Muscle: Quadriceps femoris
Subdivision: Vastus medialis

Sensor placement procedure

Starting posture: Sitting on a table with the knees in slight flexion and the upper body slightly bend backward.

Electrode Placement

Location: Electrodes need to be placed at 80% on the line between the anterior spina iliaca superior and the joint space in front of the anterior border of the medial ligament.

Orientation: Almost perpendicular to the line between the anterior spina iliaca superior and the joint space in front of the anterior border of the medial ligament.

Clinical test: Extend the knee without rotating the thigh while applying pressure against the leg above the ankle in the direction of flexion.

ANEXO 5

LOCALIZAÇÃO ANATÔMICA PARA COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS NO MÚSCULO RETO FEMORAL

