

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

2000 M 13565

**COMPORTAMENTO DA ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS: RETO
FEMORAL, VASTO LATERAL E VASTO MEDIAL, DURANTE A
REALIZAÇÃO DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO.**

ELAINE CRISTINA SIMÕES

2004

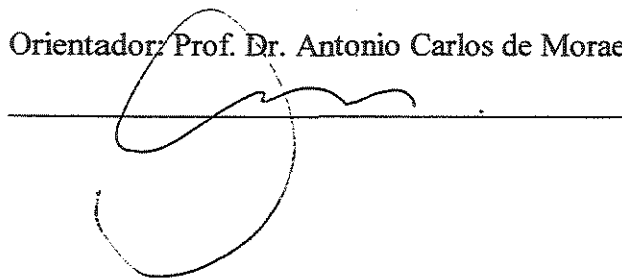
**UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE**

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

**COMPORTAMENTO DA ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS: RETO
FEMORAL, VASTO LATERAL E VASTO MEDIAL DURANTE A
REALIZAÇÃO DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO.**

Este exemplar corresponde a redação final da dissertação de
mestrado defendida por Elaine Cristina Simões e aprovada
pela Comissão Julgadora em 27/02/2004

Orientador: Prof. Dr. Antonio Carlos de Moraes

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'A. C. Moraes', is written over a horizontal line. The signature is stylized and somewhat cursive.

ELAINE CRISTINA SIMÕES

2004

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	T/UNICAMP
	SISlc
V	
TOTAL	59526
PROC.	16-0.117104
	<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	34,00
DATA	14/09/2004
Nº CPD	

Bib Id 321358

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

Simões, Elaine Cristina
Si51a Comportamento da ativação dos músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e
 Vasto Medial durante a realização do movimento de extensão do joelho /
 SISlc Elaine Cristina Simões. – Campinas, SP: [s.n.], 2004.

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

1. Eletromiografia. 2. Futebol. 3. Fadiga. 4. Músculos. I. Moraes,
 Antonio Carlos de. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de
 Educação Física. III. Título.

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

**COMPORTAMENTO DA ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS: RETO
FEMORAL, VASTO LATERAL E VASTO MEDIAL DURANTE A
REALIZAÇÃO DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO.**

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Antonio Carlos de Moraes (Orientador)

Prof. Dr.ª. Antonia Dalla Pria Bankoff

Prof. Dr. Laércio Luis Vendite

ELAINE CRISTINA SIMÕES

2004

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a Dolvira Oliveira Izzo (*in memoriam*) grande exemplo de força e perseverança ao longo da vida, fonte de minha dedicação e persistência em transpor os obstáculos.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Antonio Carlos de Moraes a quem expresso minha profunda admiração e gratidão por acreditar em meu potencial, pela dedicação, paciência e seriedade com a qual orientou este trabalho, pelas oportunidades e, sobretudo pela amizade. Sem dúvida não foi apenas orientador acadêmico, mas um conselheiro de vida.

*As respostas nos permitem andar sobre a terra firme.
Mas somente as perguntas nos permitem entrar pelo mar desconhecido!*

Rubem Alves.

AGRADECIMENTOS

A Deus pela vida e por mais essa vitória alcançada.

Aos meus pais alicerce da minha vida, pelo incentivo, apoio e compreensão nos momentos de ausência. Em especial a minha mãe, por seus exemplos de virtude, paciência e perseverança e pelo amor incondicional que tenho recebido.

Aos meus familiares, em especial a minha irmã Caroline pela amizade e companheirismo.

O importante é estar pronto, para a qualquer momento sacrificar o que somos pelo que podemos vir a ser.

Charles Du Bois

AGRADECIMENTOS

A Dra. Antonia Dalla Pria Bankoff pelas oportunidades de aprendizagem que contribuíram muito para minha formação acadêmica e profissional.

Aos professores Dr. Miguel de Arruda, Dr. Paulo Roberto de Oliveira e Dra. Mara Patrícia Traina Chacon-Mikahil.

Ao colega e professor Alexandre Hideki Okano pelo companheirismo e auxílio sempre que necessário.

Aos colegas do Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura pelo auxílio durante as coletas e pelo coleguismo.

Aos atletas, voluntários, pela disposição e compromisso em realizar os testes.

Quem nunca errou nunca tentou fazer algo novo.

Albert Einstein

AGRADECIMENTOS

Aos meus amigos que fizeram parte deste processo e ao longo deste período me incentivaram, apoiaram e souberam compreender minha ausência.

Ao amigo e prof. Ms. Norberto de Toledo, pela confiança, acompanhamento, atenção e disposição em discutir aspectos acadêmicos e profissionais.

Ao Prof. Dr. Gilson Rambelli, pela atenção e oportunidade de conhecimento.

Ao Daniel Minami do Laboratório de informática, pela ajuda na formatação deste trabalho.

Não temos tanta necessidade dos serviços de nossos amigos, como da certeza de que eles estariam dispostos a prestá-los

Epicuro

SUMÁRIO

	Resumo	xxi
	Abstract.....	xxiii
1	Introdução	01
2	Objetivos	04
	2.1 Objetivo geral	04
	2.2 Objetivos específicos.....	04
3	Revisão da literatura	05
	3.1 Movimentos da articulação do joelho	05
	3.2 Músculo da articulação do joelho	05
	3.3 Quadríceps Femoral.....	05
	3.3.1. Reto Femoral.....	06
	3.3.2 Vasto Lateral.....	07
	3.3.3 Vasto Medial	07
	3.4 Músculos e movimentos.....	08
	3.5 Estudos eletromiográficos.....	10
	3.6 Fadiga.....	12
	3.7 Fadiga muscular	15
4	Material e Métodos.....	20
	4.1 Sujeitos.....	20
	4.2 Equipamento.....	21
	4.3 Procedimentos e aquisição de dados.....	22
	4.4 Avaliação e interpretação de resultados.....	25
	4.5 Tratamento estatístico	26
5	Resultados e Discussão.....	27
	5.1 Músculo Reto Femoral.....	28
	5.2 Músculo Vasto Lateral.....	35
	5.3 Músculo Vasto Medial.....	40
	5.4 Quadríceps Femoral	44
6	Conclusões	48
7	Referências Bibliográficas.....	50
	Anexos	62

LISTA DE TABELAS E FIGURAS

Tabela 1: Caracterização da amostra: dados Antropométricos	20
Tabela 2: Valores do teste de carga máxima e percentual de 80%.....	24
Tabela 3: Comportamento da ativação muscular. Valores percentuais.....	27
Tabela 4: Comportamento da ativação muscular. Reto Femoral.....	28
Tabela 5: Comportamento da ativação muscular. Vasto Lateral	35
Tabela 6: Comportamento da ativação muscular. Vasto Medial	40
Figura 1: Local de colocação dos eletrodos	23
Figura 2: Comportamento da ativação dos músculos	27
Figura 3: Registro eletromiográfico MCVI-1- Reto Femoral	29
Figura 4: Registro eletromiográfico - 1ª série - Reto Femoral	30
Figura 5: Registro eletromiográfico - 2ª série - Reto Femoral	30
Figura 6: Registro eletromiográfico - 3ª série - Reto Femoral	31
Figura 7: Registro eletromiográfico - 4ª série - Reto Femoral	32
Figura 8: Registro eletromiográfico MCVI-2 - Reto Femoral	34
Figura 9: Registro eletromiográfico MCVI-1- Vasto Lateral	36
Figura 10: Registro eletromiográfico - 1ª série - Vasto Lateral	37
Figura 11: Registro eletromiográfico - 2ª série - Vasto Lateral	37
Figura 12: Registro eletromiográfico - 3ª série - Vasto Lateral	38
Figura 13: Registro eletromiográfico - 4ª série - Vasto Lateral	39
Figura 14: Registro eletromiográfico MCVI-2 - Vasto Lateral	39
Figura 15: Registro eletromiográfico MCVI-1 - Vasto Medial	41
Figura 16: Registro eletromiográfico - 1ª série - Vasto Medial	41
Figura 17: Registro eletromiográfico - 2ª série - Vasto Medial	42
Figura 18: Registro eletromiográfico - 3ª série - Vasto Medial	42
Figura 19: Registro eletromiográfico - 4ª série - Vasto Medial	43
Figura 20: Registro eletromiográfico MCVI-2 - Vasto Medial	44

RESUMO

COMPORTAMENTO DA ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS RETO FEMORAL, VASTO LATERAL E VASTO MEDIAL DURANTE A REALIZAÇÃO DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO.

Autora: ELAINE CRISTINA SIMÕES

Orientador: PROF. DR. ANTONIO CARLOS DE MORAES

Os estudos eletromiográficos têm se constituído numa fonte de consulta da ação muscular em diferenciadas situações, sendo utilizado para conhecer a atividade elétrica produzida quando as unidades motoras são ativadas. Contrações musculares repetidas podem levar a uma incapacidade de produção ou manutenção da força. Atribui-se a esse fenômeno “fadiga muscular”. Há vários mecanismos envolvidos neste processo, bem como alguns fatores que interferem diretamente, como por exemplo, a intensidade, duração do exercício e a musculatura envolvida. O objetivo deste estudo foi analisar a atividade eletromiográfica dos músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial durante as ações concêntricas e excêntricas do movimento de extensão do joelho realizados em mesa extensora (Romana). Participaram do experimento 10 atletas de futebol das categorias Juvenil e Juniores, na faixa etária entre 17 e 19. Para a captação dos sinais eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície descartáveis. Inicialmente foi realizada uma máxima contração voluntária isométrica de 15 segundos (MCVI-1). Posteriormente foram realizadas quatro séries de movimentos com 80% da carga máxima individual, obtida através de teste de carga máxima. Para estas séries foi determinado o tempo de 60 segundos e 12 repetições em cada série. Ao término das séries foi novamente realizada uma máxima contração isométrica (MCVI-2). Os resultados obtidos foram agrupados em valores de média e desvio-padrão. Para o tratamento estatístico empregou-se a análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas seguido por teste de Tukey. O nível de significância foi estabelecido 5% ($p < 0.05$). Os resultados demonstraram que os músculos estudados apresentaram potenciais de ação em todos os movimentos analisados, sendo maiores nas máximas contrações voluntárias isométricas (MCVI-1 e MCVI-2). Os potenciais de ação demonstraram que os músculos entraram em processo de fadiga a partir da terceira série de movimento. Entretanto, tendo em vista a pausa entre a terceira e a quarta série os sujeitos conseguiram iniciar a quarta série, porém não conseguiram chegar ao término do tempo previsto em 60 segundos.

Palavras Chave: Eletromiografia., futebol, fadiga, músculos.

ABSTRACT

BEHAVIOR OF ACTIVATION ABOUT RECTUS FEMORIS, VASTUS LATERALIS AND VASTUS MEDIALIS MUSCLES DURING THE KNEE EXTENSION MOVEMENT.

Authoress: ELAINE CRISTINA SIMÕES

Adviser: PROF. DR. ANTONIO CARLOS DE MORAES

The electromyography studies have been a source of consultation of muscular action in different situations it has been used to know the electric activity produced when the moving unit is activated. Muscular contractions repetition can lead to a lack of power production or power maintenance. The name of this phenomenon is Muscular Fatigue. There are many mechanisms involved in this process, as well as some factors that interfere indirectly, for instance, intensity, exercise duration and involved musculature. The goal of this study is to analyze the electromyographic activity of muscles Rectus Femoris, Vastus Lateralis and Vastus Medialis during the centrics and eccentrics actions of knee movements made on extension table.

To be part of this experiment 10 soccer athletes of from Infantile and Juvenile category, aging between 17 and 19. In order to receive electromyographic signs it was used electrode of disposable surface. In the first time it was realized a maximum isometric voluntary contraction during 15 seconds (MCVI-1). Later four sequences of movement with 80% of maximum individual weight were accomplished it was obtained by test of maximum weight. For this sequence it was determined a time of 60 seconds and 12 repetitions in each sequence. At the end of the sequences, a maximum isometric contraction (MCVI-2) was achieved. The results obtained were grouped together in value of standard deviation and average. In order to statistical treatment a variance analysis was used (ANOVA) with repeated measurements followed by the Tukey test. The level of significance was established 5% ($p < 0,05$). The results show the studied muscles presented action potential in all analysed movement, being bigger in the maximum isometric voluntary contraction (MCVI-1 e MCVI-2). The potential of action have demonstrated that the fatigue process of the muscles started the 3rd movement. However, knowing the pause between 3rd and 4th sequences, the subjects could start the 4th sequence but couldn't make it to the end of the expected time in 60 seconds.

Key Words: Electromyography, soccer, fatigue, muscles.

1. INTRODUÇÃO

No âmbito competitivo, o programa de treinamento esportivo é fundamental e decisivo para maximizar o nível de condicionamento físico dos atletas. Weineck (2000) define “condicionamento físico” como fatores físicos da performance que incluem resistência aeróbia, anaeróbia, força, velocidade e flexibilidade.

Os exercícios com peso, ou resistidos, vêm sendo muito utilizados, ganhando popularidade também na preparação física dos jogadores de futebol.

Em pesquisas específicas sobre esse esporte, destaca-se que a preparação atlética para a melhora do condicionamento físico do futebolista inclui o treinamento de força máxima, a qual possui uma estreita relação com a força rápida. Portanto, o treinamento de força rápida consiste no objetivo principal do treinamento de força, especialmente para os membros inferiores do futebolista (BAUER, 1990, citado por WEINECK, 2000).

O futebol é caracterizado por movimentos explosivos e dinâmicos que exigem força rápida e resistência muscular (LUTHMANN e ANTRETTTER, 1987; BISANZ e GERISCH, 1988, citados por WEINECK, 2000). A resistência de força é a terceira categoria de força também importante para o futebolista (WEINECK, 2000).

Os atletas estão constantemente expostos a diversos tipos de cargas de treinamento, muitas vezes, excedendo seu limiar de tolerância. Quando esse limiar é ultrapassado e a pessoa exposta a limites fisiológicos que vão além de sua capacidade, há o risco da fadiga (BOMPA, 2001).

A fadiga é considerada um grande obstáculo do meio atlético. Vale lembrar que ela não acomete somente os atletas, mas todos aqueles que se submetem à sessão de exercícios ou à atividade que excede a sua tolerância. Embora a fadiga seja tema de muitas pesquisas, a origem de sua formação, bem como as verdadeiras causas ainda são desconhecidas.

A fadiga e o esgotamento estão associados ao dano muscular. A primeira se traduz em um fator limitante, pois causa conseqüente perda na produção de força e dificuldade na continuidade da carga (BOMPA, 2001). Sendo assim, o programa de treinamento, objetiva oferecer condições para que o atleta torne-se mais resistente ao processo de fadiga muscular.

Tal fadiga é muito peculiar no dia a dia dos atletas e chega a ser o elemento prejudicial das competições. O treinamento esportivo visa criar meios para resistir ou retardar o processo de fadiga muscular.

Conhecer o trabalho muscular e a melhor forma de realizá-lo reveste-se de importância e para isso a eletromiografia tem sido muito utilizada.

A eletromiografia vem sendo usada para compreender a atividade elétrica produzida quando as unidades motoras são ativadas (BASMAJIAN, 1976). É bastante empregada para avaliar e interpretar a fadiga muscular (STEFANIDIS et al., 2001).

Estudos têm sido realizados através da eletromiografia em diversas situações a fim de se obter mais informações acerca de vários músculos. Muitos pesquisadores utilizam-na como objeto de estudo.

Cruz e Bankoff (2003) desenvolveram um estudo a fim de verificar o comportamento dos músculos posteriores da coxa e do músculo Gastrocnêmio em dois modelos diferentes de pedais no ciclismo. Concluíram haver atividade eletromiográfica menor dos músculos posteriores da coxa com a utilização do pedal do tipo “clipless” (sem trava).

Correa et al. (2002) verificaram, por meio da eletromiografia, um comportamento similar dos músculos extensores do joelho durante atividades funcionais.

Moraes e Bankoff (2003) analisaram a resposta eletromiográfica dos músculos Iliocostal Lombar nos movimentos de flexão, extensão e rotação do tronco nas posições ortostática e sentada.

As ações dos músculos Serrátil Anterior e porção superior do Trapézio, durante o exercício de remada, foram estudadas por Bull et al. (2003). Os autores concluíram que os músculos agem preferencialmente quando o exercício é realizado com a pegada fechada.

Moraes et al. (1995) analisaram a ação do músculo Reto Abdominal e Oblíquo Externo nos movimentos de flexão do tronco realizados no solo e na prancha, em crianças de 8 a 10 anos. Concluíram que a porção supra-umbilical do músculo Reto Abdominal apresentou potenciais de ação maior que à porção infra-umbilical do mesmo músculo, enquanto a parte anterior do músculo Oblíquo Externo mostrou-se mais ativada.

O grupo muscular Quadríceps Femoral tem sido objeto de estudos, através da eletromiografia, em trabalhos de pesquisa, com o objetivo de verificar sua participação em movimentos da articulação do joelho.

O músculo Reto Femoral compõe juntamente com Vasto Lateral, Vasto Medial e Vasto Intermédio um grupo muscular denominado Quadríceps Femoral, situado na face anterior da coxa e conhecido como o maior e mais poderoso de todos os músculos do corpo humano (WEINECK, 1990). Segundo Gardner, Gray e O'Rahilly (1988); Hall (1993), o músculo Reto Femoral é conhecido como músculo do chute. Rasch e Burke (1977), referem ao músculo como biarticular, produzindo movimentos de flexão do quadril e extensão do joelho.

Estudos de Portnoy e Morin (1956); Houtz e Fischer (1959); Ericson et al. (1985); Jorge e Hull (1986), analisando a participação do músculo Reto Femoral em diversos movimentos e posições, relatam a participação ativa no final da extensão do quadril (ação excêntrica), no início da flexão do quadril (ação concêntrica) e nos movimentos de extensão do joelho. Bosco e Viitasalo (1982) mencionam a participação do músculo nos movimentos de força concêntrica e excêntrica. A ação concêntrica exercida também é descrita por Cabri et al. (1991).

Moraes et al. (2003) estudaram a ação do músculo Reto Femoral nos movimentos de extensão do joelho em mesa romana. Concluíram que esse músculo fadiga antes que os músculos Vasto Medial e Vasto Lateral.

Contrações musculares repetidas podem levar a uma incapacidade de produção ou manutenção da força. Atribui-se a esse fenômeno a fadiga muscular (POWERS e HOWLEY, 2000). Há vários mecanismos envolvidos nesse processo, além de certos fatores que interferem diretamente, como por exemplo: intensidade, duração do exercício, musculatura envolvida, etc (ENOKA, 2000). Vale lembrar que a fadiga muscular é um fenômeno comum e faz parte das atividades diárias. No entanto, pode não estar relacionada com a performance atlética (DAVIS e FITTS, 2003).

Este trabalho abordou, mediante revisão de literaturas, os aspectos anatômicos e funcionais do grupo muscular Quadríceps Femoral com ênfase no movimento de extensão do joelho, bem como algumas considerações sobre fadiga muscular. Posteriormente, através de pesquisa experimental foi analisada a atividade eletromiográfica dos músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial durante o movimento de extensão do joelho (ação concêntrica e excêntrica) realizado na Mesa Romana, utilizando-se movimentos exaustivos. Foi escolhido para o experimento um protocolo de hipertrofia cujo esforço é caracterizado como submáximo (BADILLO e AYES-TARÁN, 2001; BOMPA, 2001).

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

- Analisar a atividade eletromiográfica dos músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial durante o movimento de extensão do joelho (ação concêntrica e excêntrica) realizado na Mesa Romana, utilizando um protocolo de intensidade submáxima.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Verificar e analisar os potenciais de ação durante a máxima contração isométrica;
- Verificar e analisar os potenciais de ação na realização de movimentos exaustivos;
- Comparar os valores (RMS) dos registros eletromiográficos dos momentos pré e pós-testes realizados (máxima contração isométrica);
- Comparar os valores (RMS) dos registros eletromiográficos entre as séries de movimentos;
- Comparar os valores (RMS) encontrados nos músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial em cada série de movimento.

3 REVISÃO DA LITERATURA

A revisão da literatura disserta sobre os movimentos da articulação do joelho, os aspectos anatômicos e estruturais dos músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial, estudos eletromiográficos e considerações sobre fadiga muscular e eletromiografia.

3.1 MOVIMENTOS DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

Os movimentos da articulação do joelho são denominados de flexão, extensão, rotação medial e lateral, sendo que o movimento de rotação somente é possível se o joelho estiver fletido com os pés em suspensão (RASCH e BURKE, 1977; WIRHED, 1986). *“Em extensão, a articulação do joelho se encontra estável devido ao alinhamento vertical, à congruência das superfícies articulares e à ação da gravidade imposta a articulação, enquanto que, na posição fletida, a articulação do joelho fica móvel sendo estabilizada pela cápsula articular, ligamentos e músculos que a cercam”* (SEGAL e JACOB, 1973 citados por HAMILL e KNUTZEN, 1999).

3.2 MÚSCULOS DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

De acordo com Rasch e Burke (1977), existem 12 músculos que atuam na articulação do joelho. São divididos em três grupos distintos: a) grupo do Quadríceps Femoral (Reto Femoral, Vasto Lateral, Vasto Medial e Vasto Intermédio); b) grupo dos Isquiopoplíteos (Semitendíneo, Semimembranáceo e Bíceps Femoral); c) grupo não classificado (Sartório, Grácil, Poplíteo, Gastrocnêmio e Plantar).

3.3 QUADRÍCEPS FEMORAL

O grupo denominado Quadríceps Femoral é considerado um dos maiores e mais poderosos músculos do corpo (GARDNER, GRAY e O’RAHILLY, 1988), cobrindo quase toda a superfície anterior e lateral do Fêmur. Pode ser dividido em quatro partes com nomes distintos: Vasto Lateral, Vasto Medial, Vasto Intermédio e Reto Femoral, este último localizado no centro da coxa (WARWICH e WILLIAMS, 1979). Esses músculos se unem em uma inserção aponeurótica e tendínea na tíbia, denominada tendão patelar (GARDNER, GRAY e O’RAHILLY, 1988).

O grupo muscular como um todo é extensor da articulação do joelho e, sendo o músculo Reto Femoral biarticular, atua também como flexor do quadril (WARWICH e WILLIAMS, 1979).

3.3.1 RETO FEMORAL

Origem: O músculo Reto Femoral (Rectus Femoris) se origina na espinha ilíaca ântero-inferior e em uma ranhura acima do acetábulo do Ílio. O músculo segue em trajetória retilínea cobrindo o meio da coxa.

Inserção: A inserção é 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.

Inervação: Nervo femoral, divisão posterior do plexo lombar e raízes L₂, L₃, L₄.

Ação: Flexão da coxa e extensão do joelho. Rasch e Burke (1977) relatam que o braço de alavanca do Reto Femoral, ao nível da articulação do quadril, é muito curto favorecendo-o à velocidade e não à força. Os autores fazem uma análise quanto à participação do Reto Femoral referente a sua ação como flexor do quadril e extensor do joelho. Essa análise leva em consideração o braço de momento (distância do centro de rotação até o ponto de inserção do músculo). O músculo Reto Femoral apresenta um braço de momento de 3,9 cm para a articulação do quadril e 4,4 cm para a articulação do joelho. Segundo o Paradoxo de *Lombard*, embora o músculo seja motor da flexão do quadril e da extensão do joelho, o braço de momento para a extensão é maior que para a flexão, ou seja, é capaz de produzir um torque maior na articulação do joelho.

Estrutura: O músculo Reto Femoral é assim denominado por seu trajeto retilíneo, ocupando o meio da parte anterior da coxa. É um músculo fusiforme. Suas fibras superficiais são dispostas de maneira bipeniforme e as fibras profundas caminham diretamente à aponeurose profunda (GOSS, 1998). É classificado como músculo biarticular, isto é, possui função tanto ao nível da articulação do quadril como da articulação do joelho (RASCH e BURKE, 1977). É um músculo de ação rápida. Suas fibras se inserem num ângulo agudo com o tendão (WEINECK, 1990), apresentando, portanto, uma predominância de fibras de contração rápida (fibras do tipo II) (JENNEKENS, TOMLINSON e WALTON, 1971). Corroborando essa informação, Johnson et al. (1973) relatam haver 38,1% de fibras do tipo I e 61,9% de fibras do tipo II.

3.3.2 VASTO LATERAL

Origem: O músculo Vasto Lateral (*Vastus Lateralis*) se origina a partir da linha intertrocantérica, borda inferior do trocânter maior, tuberosidade glútea e linha áspera do Fêmur.

Inserção: A inserção é no tubérculo da Tíbia através do tendão do Quadríceps.

Inervação: Nervo femoral, divisão posterior do plexo lombar e raízes L₂, L₃, L₄.

Ação: Extensão do joelho.

Estrutura: O músculo Vasto Lateral é o mais largo e mais forte músculo do Quadríceps Femoral. Esse músculo aplica força lateral à patela (WALLACE, MANGINE e MALONE, 1985, citados por HAMILL e KNUTZEN, 1999). Quanto à arquitetura muscular, é classificado como bipenado. Uma pequena porção de suas fibras se origina diretamente no fêmur e a maior parte nasce num tendão com forma semelhante a uma folha de papel e seus dois terços superiores inserindo na linha áspera (RASCH e BURKE, 1977). Segundo Weineck (1990), há predomínio de fibras do tipo I as quais se inserem num ângulo obtuso ao tendão. Elder, Bradbury e Roberts (1982), observaram, em seus estudos, a predominância de fibras do tipo II para o músculo Vasto Lateral. Johnson et al. (1973) encontraram 40% de fibras do tipo I e 60% de fibras do tipo II. De acordo com Komi (1984), citado por Hamill e Knutzen (1999), metade das fibras é de contração lenta e metade de contração rápida.

3.3.3 VASTO MEDIAL

Origem: Origina-se o músculo Vasto Medial (*Vastus Medialis*) a partir das linhas intertrocantérica, espiral, áspera, medial supracondilar do Fêmur e dos tendões dos adutores longo e magno.

Inserção: A inserção é no tubérculo da Tíbia através do tendão do Quadríceps.

Inervação: Nervo femoral, divisão posterior do plexo lombar e raízes L₂, L₃, L₄.

Ação: Extensão do joelho. Segundo Lovejoy e Harden (1979) citados por Gardner, Gray e O'Rahilly (1988), o Vasto Medial estaria fortemente ativado durante a última fase de extensão (o que não fora confirmado). No entanto, afirmam existir diferenças em períodos e intensidade de ação das diferentes porções do Quadríceps Femoral.

Estrutura: O Vasto Medial ocupa a parte interna e inferior da coxa, tracionando a patela medialmente. É classificado como um músculo bipenado (RASCH e BURKE, 1997). Suas fibras dirigem-se distal e anteriormente (GOSS, 1988). Segundo Weineck (1990), o músculo apresenta predominância de fibras do tipo I e se inserem em um ângulo obtuso ao tendão. Conforme os resul-

tados de Johnson et al. (1973), este músculo tem 52% de fibras do tipo I e 48% de fibras do tipo II. A porção inferior é denominada Vasto Medial Oblíquo. Esta porção do músculo possui as fibras dirigidas mais horizontalmente que o restante, exercendo função de estabilizador medial da patela (WALLACE et al., 1985, citados por HAMILL e KNUTZEN, 1999).

3.4 MÚSCULOS E MOVIMENTOS

O grupo Quadríceps Femoral determina o rendimento em todas as disciplinas que requeiram extensão vigorosa do joelho, tais como corrida, saltos, levantamento de pesos, escalada e até o simples ato de levantar-se de uma cadeira (WEINECK, 1990; MOORE, 1992). Ele desenvolve sua maior potência como extensor, quando distendido em virtude da extensão ao nível do quadril, ao passo que a articulação coxo-femoral diminui a distensão preliminar do Quadríceps Femoral, resultando em diminuição da força (WEINECK, 1990).

Ainda segundo Weineck (1990), o grupo muscular desempenha papel de grande importância, exercendo funções tanto dinâmicas como estáticas. A função estática consiste em evitar a flexão do joelho na posição ortostática, enquanto a função dinâmica consiste em extensão vigorosa do joelho.

Quando esse grupo muscular se mostra fraco, tornam-se prejudicadas as funções de subir escadas, ladeiras além de sentar e levantar-se dessa posição. A fraqueza resultará na hiperextensão do joelho em virtude da deficiência do trabalho muscular, exigindo que o indivíduo, ao caminhar, por exemplo, trave a articulação do joelho por uma hiperextensão. O encurtamento desse grupo muscular poderá limitar a flexão do joelho. Já encurtamento do músculo Reto Femoral resultará na restrição da flexão do joelho quando o quadril estiver estendido, ou ainda, na restrição da extensão do quadril quando o joelho estiver fletido (KENDALL, McCREARY e KENDALL, 1995).

Para Moore (1992), todas as partes do Quadríceps Femoral atuando por meio do ligamento da patela, estendem a perna na articulação do joelho e, através da ação do músculo Reto Femoral, flete a articulação do quadril. Essa condição é favorável porque o Reto Femoral cruza também a articulação do quadril (HALL, 1993), sendo classificado como músculo biarticular (RASCH e BURKE, 1977).

Em análise de um estudo adaptado de Houtz e Fischer (1959), Jorge e Hull (1986) verificaram que os músculos superficiais do Quadríceps estão bastante ativados nos primeiros 90°

do impulso no ciclismo, ou seja, a partir do centro do topo (Zero - 360°) até a posição em que os pedais ficam paralelos ao solo (180°). A maior participação dos Vastos Medial e Lateral compreende o intervalo de Zero e 90° enquanto o Reto Femoral possui alta atividade na última fase do movimento de pedalar 270°-topo (ciclo 360°).

Warwich e Williams (1979) relatam que o músculo Reto Femoral é nitidamente inativo na posição ortostática. Tata et al. (1980) encontraram, no movimento de caminhar, uma leve participação desse músculo.

Francischetti e Bankoff (1989), nos resultados de seus estudos eletromiográficos, demonstraram que no exercício de flexão do joelho (agachamento completo) o músculo Reto Femoral apresentou atividade eletromiográfica moderada no início do movimento.

Wheatley e Jahnke (1951) descreveram que o Reto Femoral contribui também para a abdução da coxa. Na posição ereta, tal músculo se mantém relaxado e, no início da extensão do joelho se mostra mais ativo, enquanto o Vasto Medial e o Vasto Lateral apresentam grande atividade no final desse movimento.

Encontra-se na literatura que os Vastos Mediais seriam ativados seletivamente nos últimos graus do movimento de extensão do joelho (WARWICH e WILLIAMS, 1979; WIRHED, 1986). Leib e Perry (1971), citados por Hamill e Knutzen (1999), contrapõem essa idéia. Defendem que não há seletividade de ação nos últimos graus de extensão, e ambos se contraem igualmente por toda a amplitude do movimento.

Em análise da ação e participação dos músculos isolados que compõem o Quadríceps Femoral, Hamill e Knutzen (1999) relatam que o Reto Femoral (único músculo do grupo Quadríceps Femoral que é biarticular) não contribui significativamente para a força de extensão do joelho, ao menos que haja uma posição favorável em relação à articulação do quadril. Sua ação como extensor do joelho é limitada quando o quadril está fletido, ao passo que, com o quadril estendido, há o alongamento do músculo, facilitando assim, a ação do Reto Femoral na extensão do joelho.

Na caminhada e corrida, esse músculo contribui para a força de extensão na fase de retirada dos artelhos quando a coxa está estendida. No chute, ele tem sua atividade maximizada na fase preparatória, a medida em que a coxa é trazida para trás em hiperextensão com a perna fletida. Essa posição permite ao músculo uma relação de comprimento – tensão ideal para efetuar o chute, porém o torna muito suscetível à lesão por avulsão em sua inserção proximal.

3.5 ESTUDOS ELETROMIOGRÁFICOS

A eletromiografia pode oferecer informações importantes acerca do comportamento do músculo em diversas situações, submetidas a diferentes tipos de trabalho com sobrecarga, angulação e velocidade distintas.

Bankoff et al. (2000) estudaram, através da eletromiografia de superfície, o músculo Reto Femoral durante o movimento do chute com e sem contato com a bola. Ficou demonstrado forte potencial de ação no momento de preparo do chute e no final do movimento. Ao se comparar os momentos com e sem bola, a participação mais efetiva ocorreu do músculo ocorreu com a bola: o músculo apresentou forte potencial no início do movimento e muito forte e muito forte no momento do contato com a bola.

Bosco e Viitasalo (1982) analisaram por meio da eletromiografia, os músculos Reto Femoral, o Vasto Lateral e o Vasto Medial durante contrações concêntricas e excêntricas na realização de saltos verticais e de profundidade. Os saltos em profundidade foram realizados com 20, 40, 60 e 80 cm de altura. Os autores concluíram que no salto vertical houve predomínio das contrações concêntricas. Quanto às contrações excêntricas, verificaram potenciais de ação maior nos saltos efetuados com 20 e 40 cm de altura. Relatam também que os músculos Reto Femoral e Vasto Medial possuem maior atividade eletromiográfica nas contrações concêntricas e excêntricas do que o músculo Vasto Lateral, durante o salto em profundidade.

Hakkinen e Komi (1983) avaliaram a atividade eletromiográfica dos músculos Reto Femoral, do Vasto Lateral e Vasto Medial durante treinamento de força realizado em 16 semanas, seguido por um período de destreinamento. Os autores observaram grande aumento na atividade muscular no início do treinamento, a qual diminuiu na etapa final do programa aplicado. Durante a fase chamada de destreinamento, ocorreu uma diminuição da atividade mioelétrica.

Tata et al. (1980) estudaram, através da eletromiografia, os músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial Oblíquo e Medial longo durante o movimento de subida e descida em cinco degraus com 23 cm. Concluíram haver maior atividade eletromiográfica na fase de subida. Os três músculos Vastos analisados apresentaram maior potencial de ação que o Reto Femoral.

Em estudos de McFadyen e Winter (1988), citados por Hamill e Knutzen (1999), foi constatado que, ao subir escadas, o Reto Femoral participa na elevação da perna até o próximo degrau assistindo a flexão da coxa, retardando excentricamente a flexão do joelho. O Quadríceps

possui alta atividade na fase de tração quando ocorre a extensão do joelho para trazer o corpo até o degrau de cima e, na fase de descida, manifesta atividade moderada quando o membro toca o solo no degrau seguinte.

Tepperman et al. (1986) analisaram a atividade eletromiográfica dos músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial durante a realização de exercício isométrico, com os joelhos em extensão total associado com as posições de dorsiflexão, flexão plantar e neutra na articulação do tornozelo. Os resultados encontrados apontaram que a ação isométrica é facilitada quando o tornozelo se apresenta nas posições de dorsiflexão e flexão plantar. Dos três músculos analisados o Reto Femoral é o que mostrou menor participação.

Eloranta (1989) estudou a atividade eletromiográfica dos músculos Reto Femoral, Vasto Medial e Vasto Lateral durante tensão isométrica na articulação do joelho nas posições sentada, semi-inclinada e supina. Foi verificado que a maior força registrada ocorreu entre 120° e 165° de extensão na posição sentada. Os músculos Vasto Medial e Vasto Lateral exibiram maior potencial de ação com 150° de extensão.

Bosco (1991) relata a participação dos músculos Vasto Medial e Reto Femoral durante o movimento do chute com e sem impulso. No chute sem impulso, os músculos apresentaram maior atividade eletromiográfica no contato com a bola; no chute com impulso, os músculos mostraram atividade mioelétrica momentos antes do contato com a bola.

Pellegrinotti, Vitti e Gonçalves (2000) observou, por meio da eletromiografia, os músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial, durante o movimento de extensão do joelho, com velocidade máxima, em mesa romana, utilizando sobrecarga de 10% e 20% do peso corporal em mulheres treinadas e não treinadas. A atividade eletromiográfica dos músculos analisados foi significativa no grupo treinado em relação ao não treinado. O músculo Reto Femoral exerceu maior ação nos primeiros graus de extensão do joelho que os músculos Vastos examinados.

Eloranta (1994) verificou a interferência na coordenação da contração do Quadríceps na extensão do joelho em dois modelos diferentes de movimentos: chutar e saltar. A finalidade era investigar como esses movimentos afetam a função e a coordenação dos músculos da coxa na extensão do joelho. Os resultados demonstraram uma diferença significativa nos modelos de movimentos: o salto alcançou valores de força cinco vezes maior que o chute no fim do movimento.

A conclusão apresentada é que o objetivo do movimento é a chave principal para o sistema nervoso central (SNC) decidir o funcionamento e a coordenação da atividade muscular. Nesse estudo é citado Shapiro et al. (1981); Bouisset (1983) os quais relatam que a existência de um programa motor pareceu ser a única explicação para a diferença da relação força-IEMG (eletromiografia integrada).

Harris e Duddley (1994) investigaram o grupo muscular Quadríceps Femoral através da eletroestimulação em contrações voluntárias (esforço máximo), objetivando verificar quais seriam os fatores limitantes da força em contrações lentas de tal grupo. Os resultados mostraram que os dados, para a eletroestimulação, não mantêm um traço linear para a relação hiperbólica em baixas velocidades. Isso sugere que a extensão do limite da força em contrações máximas lentas vai além dos mecanismos inibitórios neurais previamente estimados.

Edman (1988), citado por Harris e Duddley (1994), sugere que o limite da força encontrado nos estudos “*in vivo*” não pode ser somente o reflexo de algum mecanismo inibitório neural, mas também alguma característica inerente não hiperbólica natural da relação velocidade-torque em contrações lentas.

Bankoff et al. (1998) estudaram, através da eletromiografia de superfície, os picos de frequência dos músculos Vasto Lateral, Vasto Medial Oblíquo e Reto Femoral, nos movimentos de flexão e extensão total do joelho, com e sem carga, em atletas de levantamento de peso. As médias dos picos de frequência dos registros eletromiográficos nos movimentos analisados foram maiores quando realizados com carga.

Tassi et al. (1998) observaram, pela eletromiografia, a participação do músculo Reto Femoral em exercícios realizados no *Leg Press* Horizontal, numa intensidade de 50% da carga máxima. Esse músculo demonstrou forte potencial de ação no início do movimento de extensão do joelho. A atividade do músculo foi similar em ambas as plataformas (superior e inferior). Em relação à posição dos pés, a maior participação muscular ocorreu com os pés em dorsiflexão (<90°). Os autores concluíram que o *Leg Press* Horizontal é um eficiente aparelho para desenvolver hipertrofia do músculo Reto Femoral.

3.6 FADIGA

A palavra “*Fadiga*” é utilizada para descrever qualquer redução na performance física ou mental. Como definição clínica, a “*fadiga é subjetiva; é um sintoma que se incorpora em todo*

corpo e vai de cansaço à exaustão, criando condições que interferem na habilidade do indivíduo, na função de suas capacidades normais” (WEINECK, 1991).

Para Weineck (1991), a fadiga é uma redução reversível da capacidade de desempenho físico ou psicológico. Difere do esgotamento, uma vez que ela ainda possibilita continuação da carga, havendo, portanto, um maior gasto energético e coordenação prejudicada. A fadiga precede o esgotamento e funciona como mecanismo de proteção, evitando o esgotamento total das reservas físicas. Essa palavra, no entanto, possui para os fisiologistas um sentido mais restrito. É definida como a diminuição da capacidade de manter a força requerida ou necessária (GIBSON e EDWARDS, 1985).

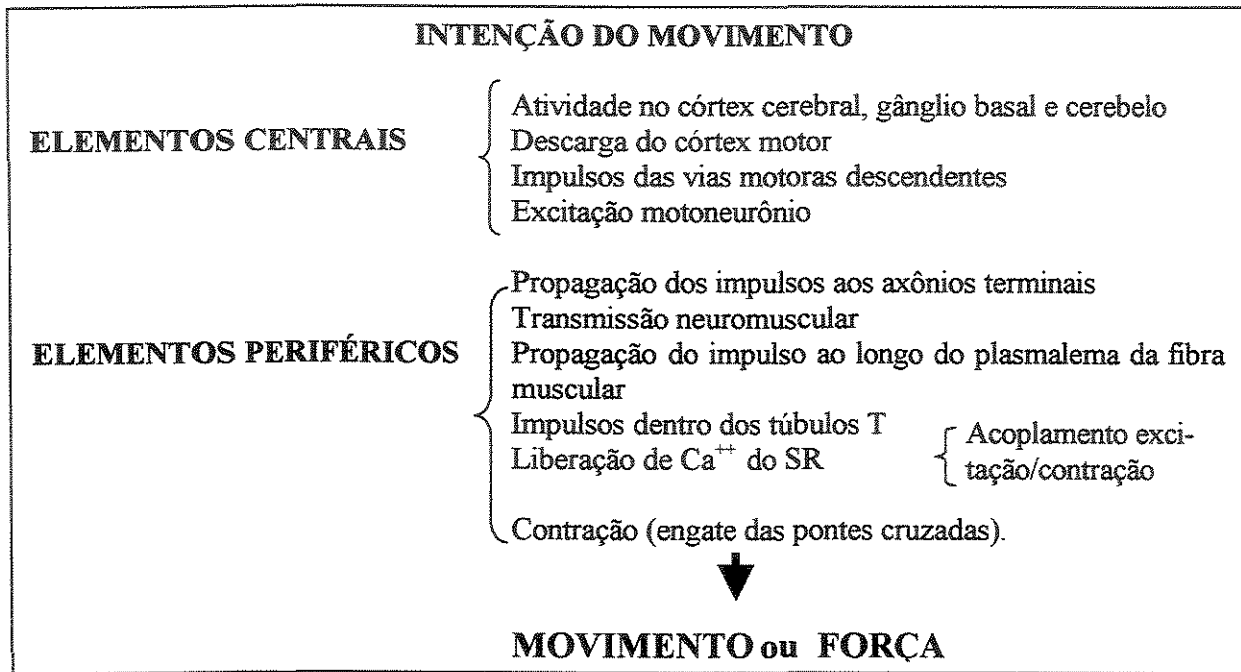
Powers e Howley (2000) fazem uma síntese dos mecanismos que envolvem a fadiga muscular, classificando-os como fadiga central e periférica.

Fadiga central – Existem controvérsias de que o sistema nervoso central pode estar associado à fadiga muscular. No entanto, o sistema está presente caso haja a diminuição da quantidade de unidades motoras envolvidas na atividade ou a redução da frequência de disparos.

O recrutamento das unidades motoras e a modulação da frequência de disparos são conhecidos como um mecanismo de regulação para o desenvolvimento de força pelo sistema nervoso central (LIDDEL e SHERINGTON, 1924; ADRIAN e BRONK, 1929, citados por KAMO e MORIMOTO, 2001). As emoções e os fatores psicológicos, responsáveis pela sensação de esforço, são alguns elementos desse sistema que podem ser afetados na fadiga do sistema nervoso central (MC COMAS, 1996).

Fadiga Periférica - Está relacionada ao impedimento da produção de tensão pelos seguintes fatores: neurais, mecânicos e energéticos (energética da contração). McComas (1996) faz um esquema dos estágios sucessivos na produção do movimento voluntário e dos possíveis locais de fadiga.

Esquema dos estágios que ocorrem durante a produção do movimento (adaptado de McCOMAS, 1996 p. 231).



Quadro 1 - Possíveis locais e mecanismos fisiológicos envolvidos na fadiga muscular localizada (FOSS e KETEYIAN, 2000 p. 149).

Local de Fadiga	Mecanismos propostos
Junção neuromuscular	Menor liberação de acetilcolina na terminação nervosa;
Mecanismo contrátil	<p>Liberado pelo retículo sarcoplasmático e capacidade reduzida de fixação Ca^{++} troponina por causa de maior concentração de H^{+} causada pelo acúmulo de ácido láctico;</p> <p>depleção das reservas de ATP+CP e/ou menor rendimento energético por mol de ATP fracionado;</p> <p>depleção das reservas musculares de glicogênio;</p> <p>falta de oxigênio e fluxo sanguíneo inadequado.</p>
Sistema nervoso central	Os distúrbios locais causados pela fadiga contrátil assinalam ao cérebro que é necessário enviar sinais inibitórios para o sistema motor, resultando em maior declínio no rendimento de trabalho muscular.

Após o desequilíbrio da homeostase, o corpo reorganiza suas estruturas de modo a restaurá-la (recuperação). Para que essa recuperação ocorra de maneira eficiente, é necessário que o programa de treinamento obedeça a uma série de implicações metodológicas: adaptação, técnica de regeneração, progressão, entre outros.

A fadiga é um indicador de que houve falha na adaptação ou na extrapolação da carga. Portanto, monitorá-la e compreendê-la constitui-se de grande importância, seja para maximizar o nível de condicionamento físico ou para evitar a incidência de lesões provocadas quando se trabalha sob estado intenso de fadiga (BOMPA, 2002).

Para entender a fadiga muscular e suas causas, é preciso considerar os processos envolvidos e analisar em quais aspectos ela está inserida.

Shephard (2001) cita a Síndrome da Fadiga Crônica (SFC) que se relaciona com o nível da atividade física. Essa síndrome estaria ligada ao *overtraining*, observada em competidores de elite. Apresenta uma causa potencial que afeta a personalidade, além de estresse emocional, exaustão no eixo adrenal pituitário-hipotalâmico, deficiência nutricional, reações alérgicas, infecções com a ativação ou supressão imune, interferindo assim na performance atlética. Vale ressaltar que a Síndrome da Fadiga Crônica pode se desenvolver também em indivíduos não atletas.

3.7 FADIGA MUSCULAR

A fadiga muscular pode ser definida como uma diminuição da produção ou manutenção da potência ou força durante contrações musculares repetidas (GIBSON e EDWARDS, 1985).

Para Fox, Bowers e Foss (1991), um músculo ou grupo muscular pode fatigar-se quando ocorre a falha de um ou de todos os mecanismos neuromusculares envolvidos na contração muscular.

Para Douris (1993), a fadiga muscular localizada é a diminuição da resposta de um músculo a estímulos repetidos. É uma resposta fisiológica normal do músculo. Caracteriza-se por uma restrição na capacidade de produzir força pelo sistema neuromuscular, associada a uma redução na amplitude dos potenciais da unidade motora.

Gibson e Edwards (1985) descrevem que a fadiga pode estar relacionada a diferentes processos associados ao comando do sistema nervoso central ou aos mecanismos periféricos. A fadiga desse sistema diminui a motivação, prejudica a transmissão dos impulsos nervosos para a

medula espinhal, reduzindo o recrutamento dos motoneurônios. A fadiga periférica pode prejudicar a função dos nervos periféricos, a junção neuromuscular, a atividade elétrica da fibra muscular ou o processo de ativação da fibra muscular.

Segundo os autores acima citados, a fadiga periférica pode ser dividida em dois tipos: fadiga de alta frequência ou fadiga eletromecânica e a fadiga de baixa frequência ou fadiga mecânico-metabólica. A fadiga de alta frequência ocorre nos desportos cujas ações têm duração inferior, igual ou pouco superior a 60 segundos, ou seja, esforços de alta intensidade e curta duração; a fadiga de baixa frequência é ocasionada pela danificação da célula.

Enoka (2000) se refere a esses mecanismos como uma classe de efeitos que envolvem os processos motores e sensoriais, interferindo e prejudicando o desempenho.

Enoka e Stuart (1992) relatam que a fadiga não ocorre por um mecanismo isolado. Para Lee (2000), a fadiga é dependente da tarefa, isto é, o mecanismo causador pode ser diferente, dependendo do tipo de atividade desenvolvida ou dos fatores que cercam a atividade física, como os músculos envolvidos, a duração da atividade, a produção de força, etc.

Edwards (1981), citado por Fitts (1994), explica que, para sustentar a capacidade (performance) em um trabalho, é necessário manter junta força e velocidade. Portanto, qualquer fator que possa reduzir o índice de força estará contribuindo para a fadiga por decréscimo da porcentagem do pico de força, obtido no período inicial da ativação muscular. Dessa forma, fica comprometida a relação força-velocidade e, por conseguinte, a performance.

Miyashita, Kanehisa e Nemoto (1981) investigaram a ação dos músculos Vasto Lateral, Vasto Medial e Reto Femoral durante sobrecarga incremental em cicloergômetro. Verificaram que o Vasto Lateral e o Vasto Medial apresentaram um aumento quase linear da atividade com a carga, até que, na fadiga do músculo Reto Femoral, este demonstrou aumento de sua atividade acima do limiar de fadiga.

Segundo Woledge (1988), uma queda no rendimento energético da desintegração do ATP (adenosina trifosfato), e não apenas a quantidade de ATP disponível, é um fator que pode diminuir a eficiência do desempenho muscular.

A perda de força observada logo depois do exercício excêntrico ocorre em consequência de fadiga e danos no tecido muscular. A recuperação da fadiga sucede num período entre três e 24 horas após o exercício físico (FAUKNER et al., 1993, citados por MacINTYRE et al., 1998).

Strojnik e Komi (2000) concluíram que, após exercícios cíclicos de extensão-encurtamento realizados em baixa frequência, houve a fadiga, podendo ser resultante de uma baixa liberação Ca^{2+} (íons cálcio) por simples potencial de ação.

Allen, Kabbara e Westerblad (2002) estudaram o papel do Ca^{2+} na fadiga muscular. Verificaram o declínio da força quando os músculos são solicitados repetidamente e de forma intensiva e a variedade de mecanismos intracelulares que podem estar concorrendo para a fadiga muscular. O aumento do fósforo contribui para a redução de Ca^{2+} no retículo sarcoplasmático. A falta de creatinaquinase não apresenta aumento de fósforo durante a fadiga e sob essa condição a liberação de Ca^{2+} é retardada ou ausente. Conclui-se que o declínio na liberação de Ca^{2+} intracelular colabora para a redução de força.

Clarkson e Newman (1995), citados por MacIntyre et al. (1998), sugerem que a fadiga, após os exercícios excêntricos, resulta do decréscimo da liberação de Ca^{2+} para cada potencial de ação ou ainda por modificações no retículo sarcoplasmático.

O papel dos metabólitos, como causadores da fadiga muscular, foi estudado por McCully et al. (2002) em músculo de rato através da eletroestimulação. O Pi (piruvato) e o H^+ (íons hidrogênio) podem ser importantes fatores gerando a fadiga muscular. A chave da questão seria a interação entre os produtos finais metabólicos e a liberação do Ca^{2+} no acoplamento excitação-contracção. Os resultados encontrados demonstraram ser um método para determinar a quantidade de fadiga conseqüente dos metabólitos e fadiga do acoplamento excitação-contracção, sugerindo que os metabólitos podem aumentar a quantidade desta fadiga.

As respostas adaptativas agudas no sistema neuromuscular foram investigadas por Hakkinen (1992) em atletas masculinos e femininos no. As cargas para os extensores da coxa foram distribuídas em duas sessões de treino - manhã e tarde. Os resultados indicam que cargas submáximas e máximas acarretariam diminuição aguda na força muscular e que a magnitude da fadiga neuromuscular, em resposta a exercícios de alta intensidade, pode estar sob influência do sexo, de forma que as respostas de fadiga aguda em relação às características contráteis dos músculos possam ser maiores nos homens do que nas mulheres.

Hakkinen (1993) submeteu um grupo de 10 atletas do sexo masculino e nove do sexo feminino (levantadores de peso) a um protocolo de exercícios extenuantes com o intuito de estressar a musculatura extensora da coxa. Foram realizadas 20 repetições a 100% de uma repetição máxima (URM) com um intervalo de três minutos entre as repetições. Foram medidos: a máxima

ativação neural voluntária, a eletromiografia integrada (IEMG), a força máxima isométrica bilateral, o tempo de força e o de recuperação. Os resultados demonstraram que cargas extenuantes podem levar a uma fadiga neuromuscular, tornando-se evidente não apenas pela diminuição aguda na força máxima, mas pela redução na produção de força explosiva e relaxamento dos músculos exercitados. As diminuições agudas observadas na máxima ativação neural indicam que a fadiga pode acontecer no sistema nervoso. O autor relata que a fadiga neuromuscular pode ser maior em homens do que em mulheres, bem como a recuperação aguda da fadiga pode ser mais lenta para os homens.

Nos estudos eletromiográficos com alusão à fadiga muscular, a análise pode ser realizada tanto por meio da amplitude quanto pela frequência (espectro de frequência). A amplitude reflete o tamanho do potencial de ação num determinado tempo, enquanto a frequência propicia informações sobre como ocorrem os disparos das unidades motoras (BASMAJIAN e DeLUCA, 1985). Hagberg (1979) e Matton (1981), citados por Silva e Gonçalves (2003), escrevem que a fadiga muscular é determinada através da verificação do aumento da amplitude do sinal eletromiográfico em razão do tempo, contrações sustentadas e carga constante.

Freedman et al. (2001) submeteram dez sujeitos saudáveis a um experimento que se consistiu em consecutivas contrações concêntricas e excêntricas do Quadríceps Femoral no dinamômetro, com três séries de 20 repetições a 60° por segundo e três séries de 30 repetições a 180° por segundo, com 20 segundos de descanso entre as séries. Houve um déficit de 20% nos valores de força do Quadríceps.

McIntyre et al. (1998) estudaram os músculos Vasto Lateral, Vasto Medial e Reto Femoral por meio da eletromiografia de superfície. O objetivo era monitorar a fadiga muscular, medida através da frequência mediana, desses músculos após exercícios excêntricos, bem como investigar a influência da posição do quadril na ação do músculo Reto Femoral. Os resultados do estudo demonstraram que a fadiga muscular ocorre imediatamente após os exercícios excêntricos e que a posição do quadril (Zero grau) influenciou nos resultados do espectro de força do Reto Femoral.

Lindeman et al. (1999), em estudos de eletromiografia de superfície realizados nos músculos da coxa em indivíduos saudáveis, apontaram clara fadiga no Reto Femoral no movimento de extensão do joelho a um ângulo de 60°. A frequência média do Reto Femoral e do Vas-

to Lateral em sujeitos saudáveis tem indicado similar decréscimo. Em casos patológicos, a frequência média do Vasto Medial e a do Vasto Lateral não revelaram decréscimo.

Através da eletroestimulação, Lee et al. (2000) desenvolveram um estudo com o intuito de verificar o efeito da carga na fadiga em contrações dinâmicas, utilizando o CITs (*catchlike inducing trains*) no grupo muscular do Quadríceps. Os resultados demonstraram que o CITs evidenciou a habilidade em manter os índices de movimento de força e velocidade de encurtamento quando fadigado e levaram a um aumento da resistência a fadiga sobre CFT (*constant frequency trains*) na produção de performance dinâmica.

Sterner e Armstrong (2001) efetuaram um estudo eletromiográfico dos músculos Vasto Lateral, Vasto Medial e Reto Femoral utilizando eletrodo de superfície em cinco sujeitos ativos. Os sujeitos realizaram três contrações isométricas máximas com intervalo de 15 segundos entre elas. Os autores concluíram que um protocolo de alta intensidade e pequena duração sobre um período extenso de tempo pode induzir à fadiga mais rapidamente do que as atividades físicas e participações esportivas.

O músculo Vasto Lateral foi avaliado através da eletromiografia de superfície por Silva e Gonçalves (2003) com o objetivo de analisar o processo de fadiga do músculo submetido a dois protocolos diferentes (de exaustão e um minuto). Em ambos houve um aumento crescente da amplitude do sinal eletromiográfico, caracterizando-se como indício de fadiga. O melhor resultado foi obtido pelo protocolo de exaustão.

Em um estudo Hamlin e Quigley (2001) procuraram determinar se a fraqueza muscular descrita, os aumentos na eletromiografia (EMG), a relação entre padrão de força/ EMG após o exercício excêntrico estiveram relacionados à sensibilidade muscular ou ao tipo de exercício realizado. A fraqueza muscular desenvolvida nos exercícios excêntricos foi relacionada ao tipo de exercício, independentemente de sensibilidades subseqüentes. A causa dessa fraqueza após o exercício excêntrico sugere um mecanismo inicial de dano muscular. A perda da integridade das fibras, devido à ruptura do sarcômero, tende a aumentar os disparos da unidade motora, explicando o aumento da EMG.

Segundo, Hicks, Kent-Braun e Ditor (2001), existe uma diferença no fluxo sanguíneo entre homens e mulheres pela existência de maior massa muscular no homem, Isso causa uma oclusão nos vasos sanguíneos quando a musculatura está em trabalho e conseqüente fadiga muscular no homem.

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1 SUJEITOS

A coleta de dados deste trabalho contou com a participação de dez atletas do sexo masculino, na faixa etária entre 17 e 19 anos ($17,7 \pm 0,67$ anos), massa corporal média ($67,07 \pm 6,06$ kg) e estatura média ($174,6 \pm 4,98$ cm), conforme a tabela 1. São jogadores de futebol da categoria Juvenil e Juniores da Equipe da Associação Atlética Ponte Preta, de Campinas - SP.

Antes do início dos registros eletromiográficos, foram verificadas as medidas antropométricas, visando à caracterização e homogeneização da amostra, e o teste de Carga Máxima, a fim de determinar a carga de trabalho a ser utilizada durante os testes.

Tabela 1 – Caracterização da amostra: dados antropométricos e posição de jogo dos participantes no experimento.

Posição de jogo	Idade (anos)	Massa corporal (kg)	Estatura (cm)	Perímetro da coxa média (cm)	Perímetro da coxa distal (cm)
Meio campo	17	72,30	177,0	57,0	48,0
Volante	17	71,60	182,5	56,5	44,5
Atacante	17	68,90	173,5	50,0	41,0
Lat. Esquerdo	18	65,90	170,0	55,0	42,0
Lat. Direito	18	58,40	166,5	51,0	43,0
Volante	19	67,50	178,0	57,0	43,0
Volante	18	66,20	173,5	55,0	44,5
Zagueiro	17	76,70	178,0	63,0	53,0
Meio campo	18	66,60	169,0	57,0	47,0
Meio campo	18	56,60	178,0	50,0	42,5
Média	17,7	67,07	174,6	55,15	44,85
Desvio P.	$\pm 0,67$	$\pm 6,06$	$\pm 4,98$	$\pm 4,00$	$\pm 3,59$

Como requisitos para participação no experimento, os atletas deveriam ser destros e estarem em treinamento desde o início da temporada (fevereiro de 2003). Para que os resultados

do experimento não sofressem interferência de outras atividades, os atletas foram orientados a não treinar no dia do experimento¹.

Em início de temporada, os atletas treinavam diariamente, sendo um período de treinamento físico e outro período de treinamento técnico tático².

Também contou como requisito de inclusão para participar do experimento, o fato de o atleta não possuir antecedentes de lesões músculo-esqueléticas na articulação do quadril e joelho do membro a ser analisado, ou ainda, não estar em tratamento médico ou fisioterápico³. Antes do experimento, os atletas e os seus responsáveis no clube foram informados dos detalhes técnicos do projeto de pesquisa. Posteriormente, preencheram e assinaram o termo de consentimento (Anexo 1), autorizando a utilização dos dados para pesquisa.

4.2 EQUIPAMENTOS

Para a coleta de dados dos potenciais de ação e análise do sinal eletromiográfico foi empregado um eletromiógrafo da marca Lynx, modelo AI6010, o qual dispõe de seis canais⁴. Para a presente pesquisa, utilizou-se os canais zero, um, dois e três. Estabeleceu-se a frequência de 1.024 Hz para a aquisição dos registros eletromiográficos. O aparelho foi calibrado com ganho de 2.000 Hz, o filtro *passa baixa / alta em 600 / 10 Hz*. Realizou-se a conversão do sinal analógico em digital por intermédio de uma placa A/D CAD 12/36 da marca Lynx. Para a captação e leitura dos sinais foi usado o software AQDADOS-Lynx. Os limites de entrada para a aquisição dos sinais foram determinados em ± 2.500 mV. A faixa de entrada ficou em ± 5 mV.

Quanto aos parâmetros de ensaio, foi utilizado o tipo “simples”, fixando o tempo de coleta de dados em 15 segundos, para a máxima contração voluntária isométrica (MCVI), realizadas pré (MCVI-1) e pós-teste (MCVI-2), e 60 segundos para cada uma das quatro séries do experimento. Os dados foram armazenados em memória e gravados posteriormente. Para cada registro, utilizou-se os valores expressos em RMS (*root-mean-square*) (Anexo 2).

¹ Informações fornecidas pelo preparador físico do clube.

² Informações fornecidas pelo preparador físico do clube.

³ Informações fornecidas pelo serviço de fisioterapia do clube.

⁴ Adquirido através do processo FAPESP 1996/5708-4.

4.3 PROCEDIMENTOS E AQUISIÇÃO DE DADOS

A parte experimental deste trabalho compreendeu a análise eletromiográfica dos músculos superficiais do Quadríceps Femoral (Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial). Para a captação dos potenciais de ação, utilizou-se 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). Os pares de eletrodos foram colocados nos ventres dos músculos, conforme sugerido na literatura.

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. Os sujeitos receberam instruções prévias em relação aos testes a que se submeteriam e ao protocolo de exercícios que executariam. O objetivo era familiarizá-los com os procedimentos a serem adotados.

Os voluntários trajavam *shorts* e camiseta e ficaram descalços para efetuar as medidas antropométricas. Para a obtenção da massa corporal, utilizou-se uma balança da marca “Filizola”, modelo ID 1500, com escala em 100 gramas. A estatura foi medida com uma toesa composta de escala em milímetros. Foram verificadas as medidas de perímetro da coxa direita com o músculos em contração.

O perímetro muscular da coxa direita foi avaliado no ponto médio da coxa, definido entre o trocânter maior do Fêmur e a borda superior da patela; o perímetro distal foi medido 10 cm acima da borda superior da patela. Para ambas as medidas, a fita métrica ficou posicionada de forma paralela ao solo (LHOMAN, 1988).

Para a colocação dos eletrodos, observou-se os seguintes parâmetros:

Vasto Lateral: Partindo do centro da patela, seguindo 10 cm no sentido superior, foi demarcado um ponto. A partir desse ponto, oito centímetros no sentido lateral e na direção das fibras musculares foram fixados os eletrodos (LEIS e TRAPANI, 2000), correspondentes ao canal zero. (Figura 1).

Reto Femoral: Entre a espinha ilíaca ântero-superior e o centro da patela, foi demarcado um ponto e outro ponto 19 cm acima do centro da patela. Entre os dois pontos, no ventre do músculo e na direção das fibras musculares, foram afixados os eletrodos (LEIS e TRAPANI 2000), correspondendo ao canal 1. (Figura 1).

Vasto Medial: Partindo do centro da patela, seguindo 10 cm no sentido superior, foi demarcado um ponto. A partir desse ponto, seis centímetros no sentido medial e na direção das fibras musculares foram fixados os eletrodos, (LEIS e TRAPANI, 2000), correspondentes ao canal 2. (Figura 1).

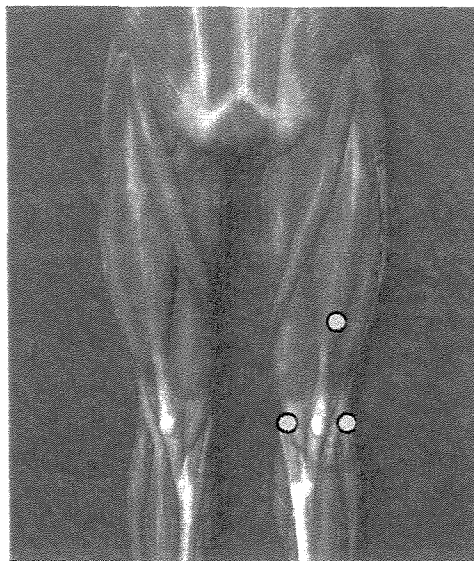


Figura 1 – Local estimado de colocação dos eletrodos (de acordo com Leis, Trapani, 2000) adaptado para este trabalho.

À distância entre os pares de eletrodos foi estabelecida em um centímetro. Para as medidas e a identificação dos locais a serem fixados os eletrodos, usou-se uma fita métrica. Os pontos de colocação dos eletrodos foram demarcados com caneta hidrográfica “Faber Castell”. As medidas foram realizadas com os sujeitos na postura ortostática. Fez-se uma contração voluntária isométrica para visualização do músculo e certificação de que os eletrodos estariam sobre os ventres musculares. Para as análises eletromiográficas, utilizou-se a coxa direita dos indivíduos. O eletrodo terra (canal cinco) foi fixado próximo à articulação do cotovelo direito. Nas regiões de colocação dos eletrodos, efetuou-se tricotomia com aparelho de barbear da marca “Bic”, a fim de evitar possíveis interferências quanto à existência de pêlos, fazendo-se ainda a assepsia com algodão e álcool. Os eletrodos foram fixados à pele com auxílio de fita cirúrgica “Transpore” marca “3M”. Empregou-se gel eletrocondutor, da marca “Condugel” para o eletrodo referência (terra).

O teste de carga máxima – uma repetição máxima (1RM) (Tabela 2) foi realizado segundo os critérios estabelecidos por Baeche e Earle (2000). Avaliou-se a carga deslocada em três tentativas, se necessário, com intervalo de um minuto entre elas. Tais condições garantem a con-

fiabilidade dos resultados. A carga inicial para determinação da carga máxima, foi de 60 Kg, de acordo com informação prévia fornecida pelo preparador físico do clube. A carga utilizada no experimento equivalia a 80% do valor obtido no teste de carga máxima (Tabela 2).

Tabela 2 – Valores referentes ao teste de carga máxima e valores de 80% utilizados no experimento.

Sujeito / Posição de jogo	100% (Kg)	80% (Kg)
1 Meio Campo	75,0	60,0
2 Volante	80,0	64,0
3 Atacante	70,0	56,0
4 Lateral esquerdo	65,0	52,0
5 Lateral direito	70,0	56,0
6 Volante	67,0	53,6
7 Volante	100,0	80,0
8 Zagueiro	100,0	80,0
9 Meio Campo	90,0	72,0
10 Meio Campo	70,0	56,0
Média	78,70	62,96
Desvio Padrão	±13,34	±10,12

Os testes foram efetuados de forma isométrica (MCVI-1 e MCVI-2) e nas ações concêntricas e excêntricas do movimento de extensão do joelho direito, em uma mesa extensora da marca “Vitality”. Os sujeitos fizeram os testes na posição sentada, com o encosto inclinado em aproximadamente 110°. As articulações dos joelhos foram posicionadas em 90° de flexão para o início do teste, sendo a amplitude do movimento composta de 90°. Os exercícios foram executados com o membro inferior direito. Os sujeitos receberam a recomendação de que deveriam manter o membro inferior esquerdo sem apoiar no solo. O objetivo era que não usassem o chão como apoio, quando estivessem fadigados. Fixou-se o tronco ao equipamento por meio de uma cinta de couro, visando à permanência do tronco na mesma angulação do início ao término do experimento.

Os testes foram compostos de duas máximas contrações isométricas e quatro séries de 12 movimentos. A fase de coleta de dados teve início com a execução de uma máxima contração

voluntária isométrica (MCVI-1) durante 15 segundos. Em seguida, efetuaram-se quatro séries, compostas de 12 movimentos cada uma. Cada repetição de movimento foi realizada no tempo de cinco segundos (dois para a fase concêntrica e três para a fase excêntrica), perfazendo o total de 12 movimentos por série. A duração de cada série foi de 60 segundos. Os indivíduos foram instruídos a realizarem os movimentos por toda sua amplitude (extensão completa – 90°) até o final do tempo estipulado ou atingir a exaustão. A maioria completou a terceira série de movimentos, porém nenhum deles conseguiu concluir a quarta série, parando antes do tempo estabelecido de 60 segundos. Após as séries, foi feita novamente uma máxima contração voluntária isométrica (MCVI-2).

Os atletas, jogadores de futebol, possuem a musculatura da coxa bem desenvolvida. Por estarem expostos a esforços submáximos, deu-se o mínimo de intervalo possível para recuperação entre as séries de exercícios. A intenção foi levá-los ao esgotamento, e assim poder analisar o comportamento dos músculos sob repetição de movimentos com altas cargas e trabalho exaustivo.

O tempo de intervalo entre a MCVI-1 e a primeira série de movimentos foi de 40 segundos. Entre as séries, o tempo foi de 30 segundos. Tais intervalos objetivaram o mínimo possível de recuperação, já que na literatura científica é preconizado, como tempo necessário para completa recuperação, entre um e dois minutos (SEGER e THORSTENSSON, 1994, 2000) quatro minutos (MacDOUGALL et al., 1977) e cinco minutos (KELLIS, KELLIS e GERODIMOS, 1999).

Após 40 segundos do término das séries, foi novamente realizada a máxima contração voluntária isométrica (MCVI-2).

A máxima contração voluntária isométrica executada pré e pós-teste, buscou conhecer os potenciais de ação muscular no início do movimento e após as séries de movimentos exaustivos, bem como para posterior normalização dos dados.

4.4 AVALIAÇÃO E INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS

Os potenciais de ação referentes aos músculos Reto Femoral, Vasto Medial e Vasto Lateral foram analisados por meio dos registros eletromiográficos e demonstrados numericamente, expressos em RMS (*root-mean-square* ou *raiz quadrática média*) ou valor eficaz.

O RMS é um modelo matemático, empregado também para expressar em números o nível de atividade elétrica muscular, conforme proposto por Basmajian e De Luca (1985). Esse modelo não requer retificação do sinal eletromiográfico, não sendo afetado pela superposição dos potenciais de ação da unidade motora.

A análise qualitativa do sinal eletromiográfico em bruto tem se mostrado bastante útil, possibilitando uma verificação da atividade muscular e das relações entre os diferentes músculos. Propicia ainda informações referentes à atividade muscular e aos períodos de silêncio.

A utilização dos dados normalizados do sinal eletromiográfico em amplitude permite a comparação entre diferentes sujeitos, bem como quando as coletas são realizadas em dias diferentes. A normalização geralmente é efetuada através de algum valor máximo, considerado como 100%. Para movimentos cíclicos, a normalização pode ser feita pelo maior valor ou pela média. Para outros estudos, o mais utilizado é o valor pico da atividade eletromiográfica, obtido durante a máxima contração voluntária (WINTER et al., 1980, citados por ACIERNO, BARATTA e SOLOMONOW, 1995).

4.5 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

A fim de se verificar a normalidade dos dados, foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk's. Após a sua constatação, empregou-se a estatística paramétrica ANOVA - análise de variância com medidas repetidas. O objetivo foi observar a ocorrência de diferenças significativas nos valores referentes aos sinais eletromiográficos.

Após detectada diferença, aplicou-se o teste de Post Hoc (Teste de Tukey) para identificar onde ocorreram as diferenças. O nível de significância foi estabelecido em 5% ($p < 0,05$).

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os valores expressos em RMS e percentuais em relação aos valores da máxima contração voluntária isométrica inicial (MCVI-1) dos músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial são demonstrados na Tabela 3. A figura 2 representa a distribuição dos valores percentuais. As figuras 3 a 20 apresentamos registros eletromiográficos referentes a extensão do joelho, realizada na mesa extensora com sobrecarga.

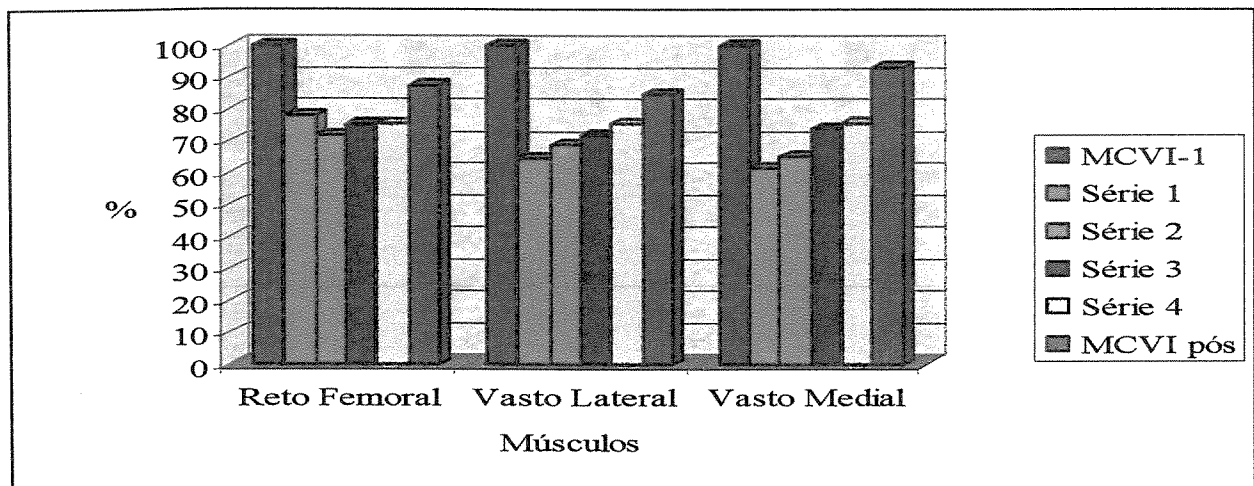


Figura 2 - Distribuição dos valores percentuais dos músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial durante a MCVI-1, quatro séries de movimento e MCVI-2.

Tabela 3 Valores percentuais dos músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial em relação a CVI-2.

	MCVI-1	Série 1	Série 2	Série 3	Série 4	MCVI-2
Reto Fe- moral	100% *	78,09%	71,68%	75,13%	75,49%	87,45%
Vasto La- teral	100% *	64,57%	68,7%	71,75%	75,47%	84,44%
Vasto Medial	100% *	61,66%	65,31%	73,97%	75,66% α	93,11% Ω

ção a CVI-2.

* Diferença significativa das séries 1, 2, 3 e 4 ($p < 0,01$); α Diferença significativa da série 1 ($p < 0,05$); Ω Diferença significativa das séries 1, 2, 3 e 4 ($p < 0,05$).

5.1 MÚSCULO RETO FEMORAL

O músculo Reto Femoral tem essa denominação por seu trajeto retilíneo. Ocupa o meio da parte anterior da coxa, sendo um músculo fusiforme. Suas fibras superficiais são dispostas de maneira bipeniforme e as fibras profundas direcionam-se diretamente à aponeurose profunda (GOSS, 1998). Classifica-se como músculo biarticular, isto é, possui função tanto ao nível da articulação do quadril como da articulação do joelho (RASCH e BURKE, 1977). É um músculo de ação rápida (WEINECK, 1990), portanto, com predominância de fibras de contração rápida (fibras do tipo II) (JENNEKENS, TOMLINSON e WALTON, 1971; JOHNSON et al., 1973).

Neste trabalho, observou-se para o músculo Reto Femoral, o valor em RMS de 338,28 ($\pm 66,23$) na máxima contração voluntária isométrica (MCVI-1), conforme indicado na tabela 4 e na figura 2.

Tabela 4 – Valores expressos em RMS referente ao músculo Reto Femoral, durante o experimento realizado com 10 atletas praticantes de futebol.

	MCVI-1	Série 1	Série 2	Série 3	Série 4	MCVI-2
1	294,1	271,1	238,7	259,6	262,5	234
2	260,1	287,6	304,1	325	299,5	370,3
3	362,2	295,4	275,8	292,9	278,9	297,5
4	318,8	228,2	181,7	136,3	190,1	240
5	288,1	287,7	283,8	378,4	332	311,5
6	377	289,9	250,5	239	236,8	243,9
7	472,7	293,6	229	225,4	213,9	281,2
8	300,5	237,8	222	237,9	275,9	383,6
9	411,3	256,4	253,9	254,2	241,8	377,6
10	298	194,1	185,4	193,1	222,4	218,9
Média	338,28*	264,18	242,49	254,18	255,38	295,85
D.Padrão	$\pm 66,23$	$\pm 34,34$	$\pm 39,97$	$\pm 67,43$	$\pm 42,74$	$\pm 63,20$

* Diferença significativa das séries 1, 2, 3 e 4 ($p < 0,01$)

Os valores da MCVI-1 foram estabelecidos para obter um referencial, considerado como 100% (Tabela 3). A figura 3 expressa o registro do sinal eletromiográfico da MCVI-1. Na figura 4 é demonstrado o registro da primeira série de movimento realizado com carga de 80% do teste de carga máxima relativo ao músculo Reto Femoral. Para essa série de movimento, verificou-se o valor em RMS de 264,18 ($\pm 34,34$), correspondendo a 78,09% da MCVI-1.

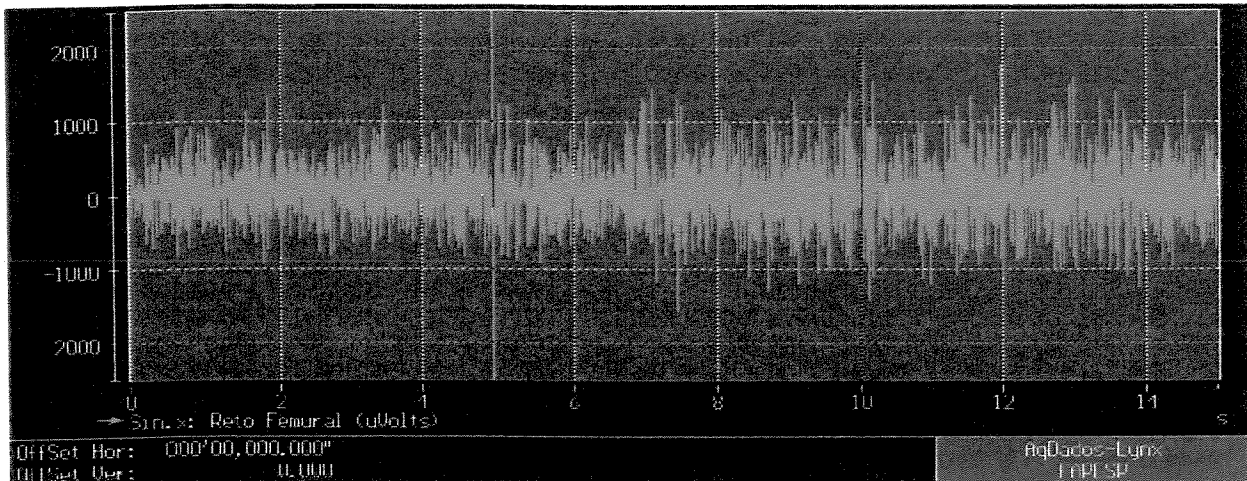


Figura 3 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Reto Femoral. Máxima Contração Voluntária Isométrica (MCVI-1)

Segundo pôde ser observado na figura 3, houve crescimento progressivo dos potenciais de ação, refletindo num maior recrutamento das fibras musculares provavelmente em decorrência do aumento da tensão isométrica. Para ENOKA (2000), as unidades motoras são progressivamente ativadas à medida que a força exercida pelo músculo aumenta, permanecendo ativa até a força declinar. Um efeito de adaptação crônica às cargas de força traduz-se por uma brusca ampliação das unidades motoras incorporadas ao trabalho (PLATONOV e BULATOVA, 2003).

Também Lippold (1952); Moritani, Nagata e Muro (1982) relatam haver uma maior atividade eletromiográfica à medida que aumenta a tensão, durante o desenvolvimento de ações isométricas. Segundo Moritani; Nagata; Muro (1982) em contrações isométricas, os componentes de frequência diminuem, mas a amplitude do sinal eletromiográfico aumenta.

Merton (1954); Biglang-Ritchie et al. (1983) afirmam que, na máxima contração isométrica, todas as unidades motoras são maximamente ativadas pelo sistema nervoso central.

Na figura 4, verifica-se que os potenciais de ação mais elevados quanto à amplitude sucederam na fase concêntrica do movimento, a qual ocorreu nos primeiros dois segundos do movimento de extensão do joelho, enquanto a fase excêntrica, nos três segundos posteriores.

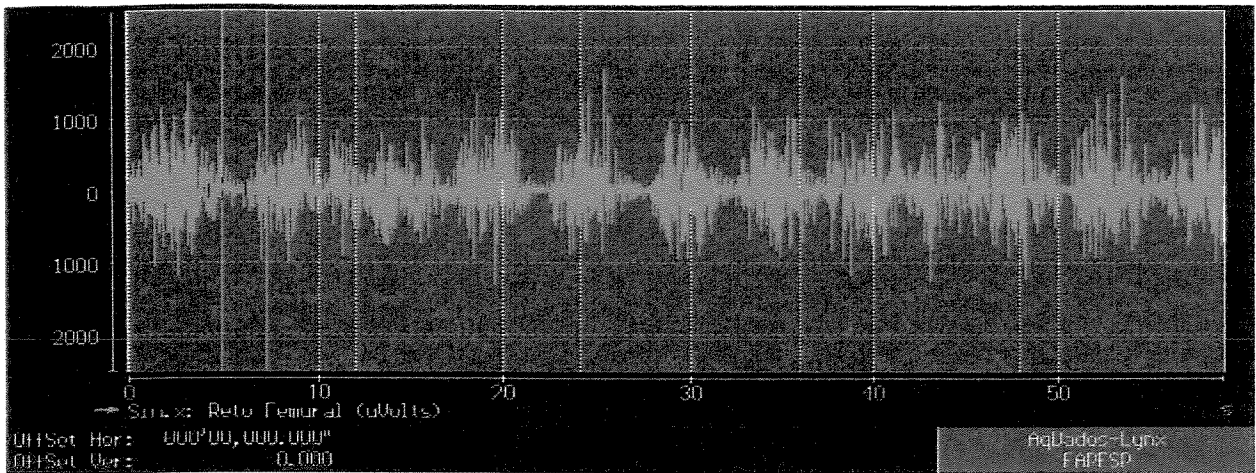


Figura 4 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Reto Femoral. Primeira Série de Movimento.

Para a segunda série de movimentos, o valor em RMS foi de 242,49 ($\pm 39,97$), valor correspondente a 71,68% da MVCI-1. Na terceira série, o valor em RMS foi de 254,18 ($\pm 67,43$), correspondendo a 75,13% da MCVI-1.

Na figura 5, nota-se diminuição da frequência e da amplitude dos sinais eletromiográficos na fase concêntrica, bem como redução na intensidade do sinal na fase de transição de um movimento para o outro. Bigland-Ritchie et al. (1983); Dietz (1978), citados por Enoka (2000), descrevem que, quando um sujeito sustenta uma contração sob fadiga, há um declínio na frequência em que são disparados os potenciais de ação. Enoka e Stuart (1992) sugerem que esse declínio seja uma adaptação que ajusta a atividade neural às condições do músculo que estão se modificando.

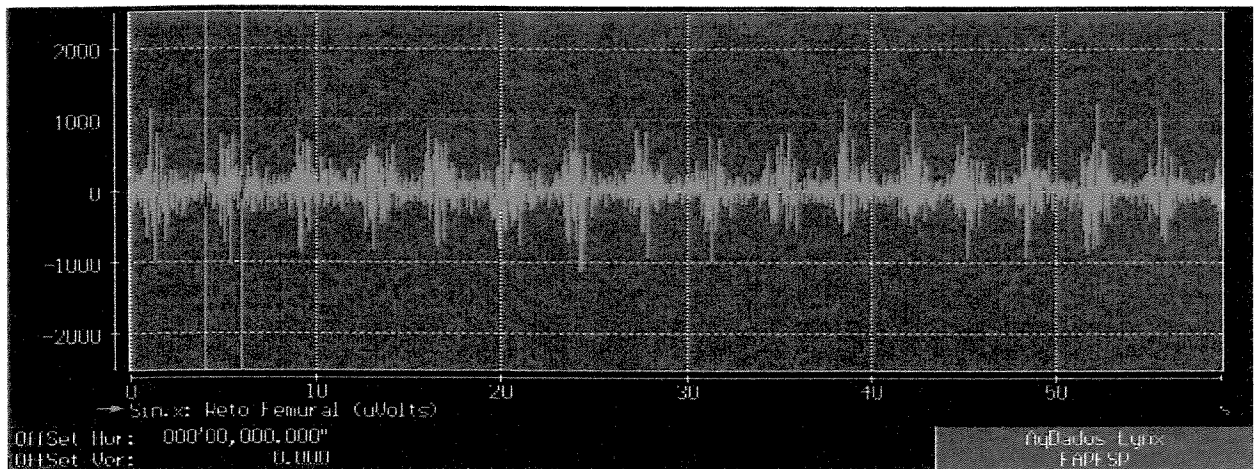


Figura 5 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Reto Femoral. Segunda Série de Movimento.

Na figura 6, referente à terceira série de movimentos, observa-se aumento na frequência dos registros eletromiográficos para a fase concêntrica, quando comparados com a figura 5 (segunda série), e intervalos com amplitude menor, mas com frequência maior para a fase excêntrica, diminuindo com o decorrer dos movimentos.

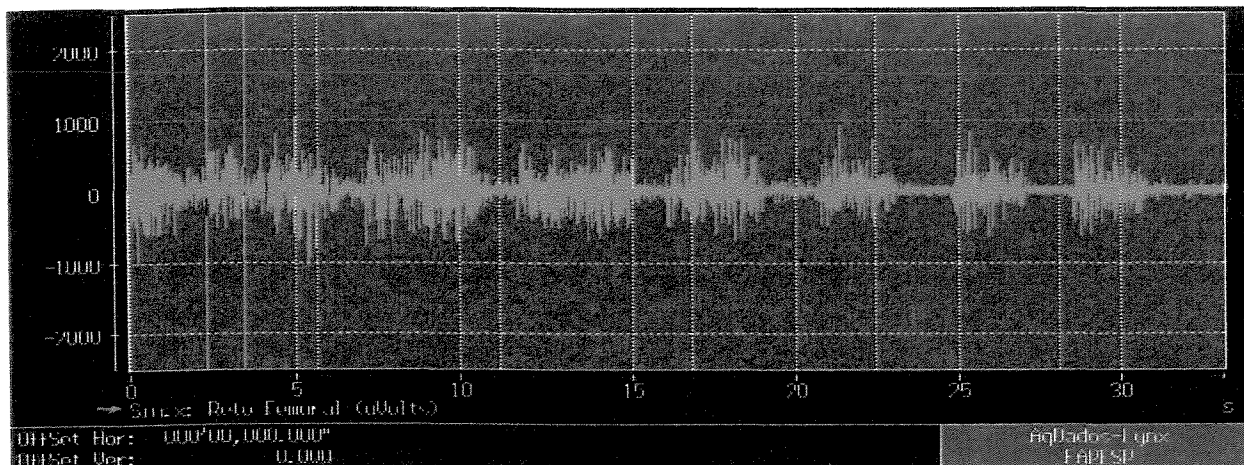


Figura 6 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Reto Femoral. Terceira Série de Movimento.

Constatou-se, no decorrer desta série, que alguns sujeitos apresentavam dificuldades na realização do movimento. Ao ocorrer tal situação, o experimento era interrompido. Posteriormente ao intervalo determinado, recomeçava-se a fim de se verificar o comportamento muscular durante a próxima série. Nenhum dos sujeitos conseguiu executar completamente a quarta série de movimentos. Para Nordin e Frankel (2001), quando o processo de fadiga se instala, um período de descanso, antes de a excitação ser continuada, propicia um aumento nas reservas de adenosina trifosfato (ATP). Isso permite que o músculo recupere sua habilidade contrátil rapidamente antes de sofrer novo processo de fadiga.

De acordo com os autores acima citados, a habilidade de um músculo para contrair e relaxar depende da disponibilidade ATP. Os músculos podem sustentar contrações de baixa frequência por longos períodos de tempo se apresentarem quantidade suficiente de oxigênio e nutrientes que podem ser utilizados para a formação de ATP. Quando a frequência de excitação aumenta e ultrapassa a taxa de produção de ATP, as respostas se tornam fracas. Essa queda de tensão seguida de excitação prolongada é chamada de fadiga muscular.

Da mesma forma, o Ca^{2+} parece ser decisivo no processo de instalação da fadiga muscular. Allen, Kabbara e Westerblad (2002) estudaram o papel do Ca^{2+} na fadiga muscular. Concluíram que o declínio na liberação de Ca^{2+} intracelular contribui para a fadiga muscular.

Miller et al. (1976), citados por Foss e Keteyian (2000), enfatizam que tanto os fatores metabólicos quanto à deterioração da ativação neural parecem desempenhar algum papel na fadiga do músculo humano.

Na quarta série de movimentos, o valor em RMS foi de 255,38 ($\pm 42,74$), correspondendo a 75,49% da MCVI-1, cujo registro eletromiográfico pode ser observado na figura 7. Os valores em RMS, obtidos em todas as séries, foram menores que o valor de RMS da MCVI-1 ($p < 0,01$).

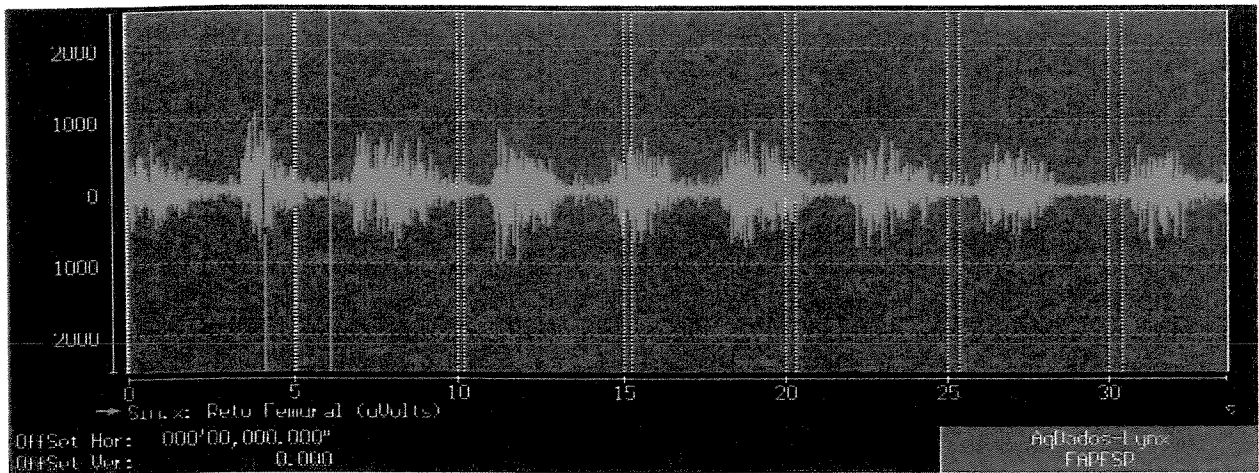


Figura 7 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Reto Femoral. Quarta Série de Movimento.

A diferença de valores de RMS da MCVI-1 para as séries subseqüentes pode ser justificada pela diferença de recrutamento de fibras musculares existentes entre as contrações isométricas e dinâmicas (BASMAJIAN, 1976). Quando comparados os valores em RMS entre as séries, eles não apresentaram divergências significativas ($p > 0,05$). Houve pequena diminuição nos valores em RMS da segunda série em relação à primeira e aumento gradativo nas séries seguintes e na MCVI-2 (Tabela 4 e Figura 2).

Esse aumento pode significar maior recrutamento de fibras musculares, ou o início do processo de fadiga muscular, tendo em vista a dificuldade de os voluntários continuar realizando os movimentos, principalmente nas séries finais. Hamlin e Quigley (2001), descrevem que, em exercícios excêntricos, a perda de força decorrente da fadiga tende a aumentar os disparos da unidade motora, explicando o aumento dos registros eletromiográficos.

Observou-se a partir da segunda série, diminuição na amplitude do movimento e, na terceira série, redução da velocidade de execução. Nos registros eletromiográficos, pode-se verificar a inconstância das contrações. Alguns sujeitos não conseguiram completar o tempo, estipu-

lado de 60 segundos, na terceira série de movimentos. Segundo Bigland-Ritchie et al. (1983), a fadiga muscular é caracterizada não somente pela diminuição da força, mas também pela diminuição na velocidade de contração muscular.

Na quarta série de movimentos, os voluntários realizaram as contrações com grande dificuldade, sendo realizadas num período de tempo maior. Nessa série, nenhum dos sujeitos conseguiu completar o tempo determinado, atingindo a exaustão.

Analisando-se, ainda, a figura 7, pôde-se observar maior frequência e amplitude reduzida dos registros eletromiográficos na fase concêntrica e menor amplitude do sinal no transcórre desta fase para a excêntrica. Ao verificar os valores em RMS nas quatro séries, embora não sejam estatisticamente significantes ($p > 0,05$), constata-se queda desses valores da primeira para a segunda série e aumento na terceira e quarta série de movimentos.

Para McGinnis (1999), a fadiga e a taxa de desenvolvimento de tensão dentro de um músculo são afetadas pelo tipo de fibra muscular, a qual difere com relação à resistência, à fadiga e à taxa de desenvolvimento de tensão. As fibras musculares do tipo I são resistentes à fadiga. As do tipo II-B têm capacidade anaeróbia alta e aeróbia baixa, fadigando-se rápido. As fibras musculares tipo II-A apresentam características das fibras dos tipos I e II-B. Desenvolvem tensão rapidamente e podem manter-se em contração por longos períodos.

Em estudos de Thorstensson e Karlsson (1976) relatam que a fadiga muscular, quando medida pelo declínio no torque máximo, será tanto maior quanto mais alto for o percentual de distribuição das fibras do tipo II no músculo e, para Tesch et al. (1978) quanto maior for o percentual de distribuição da área com fibras do tipo II.

Estudos sobre fadiga muscular, realizados através da eletromiografia de superfície, demonstram que os componentes de frequência são diminuídos, associados ao aumento da amplitude do sinal eletromiográfico (MORITANI, NAGATA e MURO, 1982). Ela é observada primariamente pela falta de coordenação na execução de movimentos. Para Bates, Osterning e James (1977), a habilidade de uma pessoa em executar determinada tarefa motora é afetada pela fadiga. Exemplificam, em seus estudos, corredores que diminuíram a extensão dos joelhos, ao se instalar o processo de fadiga. Parnianpour, Nordin e Kahanovitz (1988) estudando os movimentos de flexão e extensão do tronco, relatam que quando um indivíduo fica cansado, os movimentos da coluna vertebral aumentam, predispondo-os a lesões. Verificaram que o controle sobre o movimento

e a velocidade de contração se constituem no componente mais danoso da adaptação sobre o processo de fadiga.

Na figura 8, observa-se o registro eletromiográfico da MCVI-2 e na tabela 4 o valor em RMS de 295,85 ($\pm 63,20$) correspondente a 87,45% da MCVI-1 (Tabela 3 e Figura 2). A diferença de valores de RMS da MCVI-1 para a MCVI-2 não foi significativa ($p > 0,05$), bem como se comparados os valores em RMS das séries com o valor em RMS da MCVI pós-teste ($p > 0,05$). A figura 2 demonstra a ativação do músculo Reto Femoral, de acordo com os valores percentuais obtidos com a normalização dos dados em relação a MCVI-1.

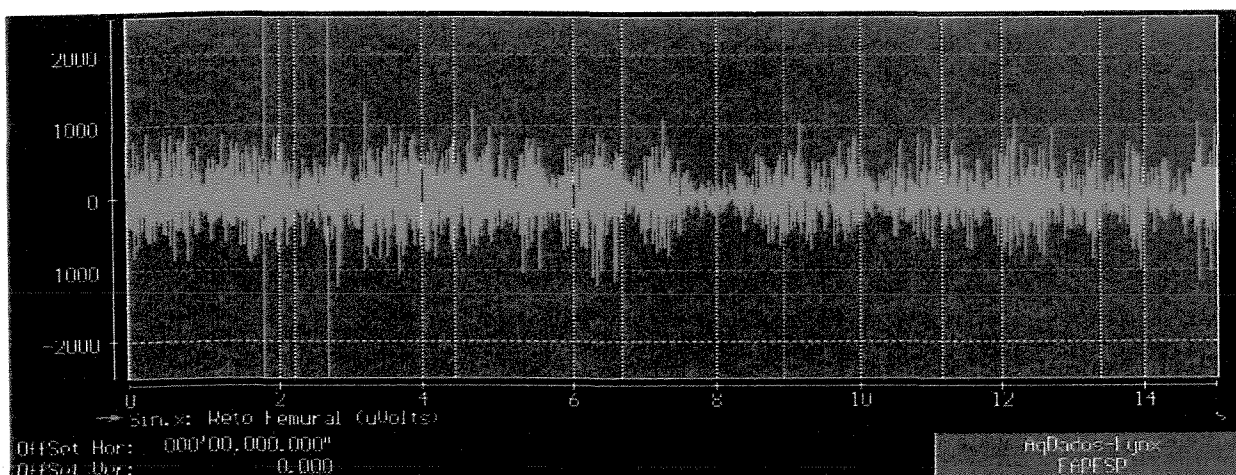


Figura 8 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Reto Femoral. Máxima Contração Voluntária Isométrica (MCVI-2).

O registro eletromiográfico expresso na figura 8 permite constatar redução na frequência dos registros eletromiográficos ocorrida do meio para a fase final da MCVI-2. Ela fora provocada, provavelmente, pela concomitante diminuição no desenvolvimento da tensão muscular. De acordo com Viitasalo e Komi (1978) quando o músculo atua isometricamente e sob tensão constante, a atividade elétrica do músculo aumenta com o tempo como resultado do processo de fadiga muscular, aumentando o recrutamento de unidades motoras, compensando a diminuição de força útil da fibra.

Segundo Bigland-Ritchie et al. (1978), as contrações máximas levam a um declínio na força. O registro eletromiográfico permanece constante devido ao número máximo de unidades motoras ainda ativadas, porém, se a atividade continuar, poderá ser observado um declínio do registro eletromiográfico. Entretanto, Bigland-Ritchie et al. (1983) descrevem que o declínio na atividade eletromiográfica não precisa estar relacionado à diminuição da força.

McGinnis (1999) relata que a tensão máxima que um músculo pode desenvolver é afetada pela fadiga. A estimulação contínua de um músculo resultará em um eventual declínio na tensão que ele produz. A demanda da contração muscular por ATP eventualmente excede o suprimento de ATP para o músculo, resultando em produção de força diminuída. Sadoyama e Miyamo (1981) citados por Silva e Gonçalves (2003), concluem que o comportamento decrescente pode estar relacionado à diminuição da velocidade de condução do potencial de ação das fibras musculares utilizadas ou redução do recrutamento de fibras e ativação das unidades motoras.

5.2 MÚSCULO VASTO LATERAL

O Vasto Lateral é o mais largo e mais forte músculo do Quadríceps Femoral. Esse músculo aplica força lateral à patela (WALLACE, MANGINE e MALONE, 1985, citados por HAMILL e KNUTZEN, 1999). Quanto à arquitetura muscular, é classificado como bipenado.

Elder, Bradbury e Roberts (1982) encontraram, em seus estudos, predominância de fibras do tipo II para o músculo Vasto Lateral, enquanto Weineck (1990) os contradiz, afirmando haver predominância de fibras do tipo I. Para Komi (1984), citado por Hamill e Knutzen (1999), esse músculo possui tipicamente, em sua constituição metade de fibras rápidas e metade lentas.

Para o músculo Vasto Lateral, o valor em RMS para MCVI-1 foi de 367,55 ($\pm 126,77$), estabelecendo-se esse valor como referencial, ou seja, 100% (Tabela 3). Na primeira série, o valor em RMS observado foi de 237,35 ($\pm 72,41$), correspondendo a 64,57% da MCVI-1 (Tabela 5). Tabela 5 – Valores expressos em RMS referente ao músculo Vasto Lateral, durante o experimento realizado com 10 atletas praticantes de futebol.

	MCVI-1	Série 1	Série 2	Série 3	Série 4	MCVI-2
1	246	235,2	261	297,1	310,2	272,3
2	206	217,7	279,3	247,7	306,7	251,9
3	411,6	323,1	274	340,6	307,9	348,8
4	283	148,7	152,9	72,53	154,6	249,7
5	582,7	355,7	377,8	480,3	496,1	459,8
6	292,7	283,6	226,8	231,9	230,4	276,3
7	570,8	203,5	217,1	261,6	274,2	332
8	367,5	129,2	195,1	211,5	223,6	238,3
9	332,3	274,4	307,9	239,1	208,1	338,8
10	382,9	202,4	233,5	255	262,1	335,8
Média	367,55*	237,35	252,54	263,733	277,39	310,37
D.Padrão	$\pm 126,77$	$\pm 72,41$	$\pm 62,82$	$\pm 102,83$	$\pm 91,85$	$\pm 67,19$

* Diferença significativa das séries 1, 2, 3 e 4 ($p < 0,01$)

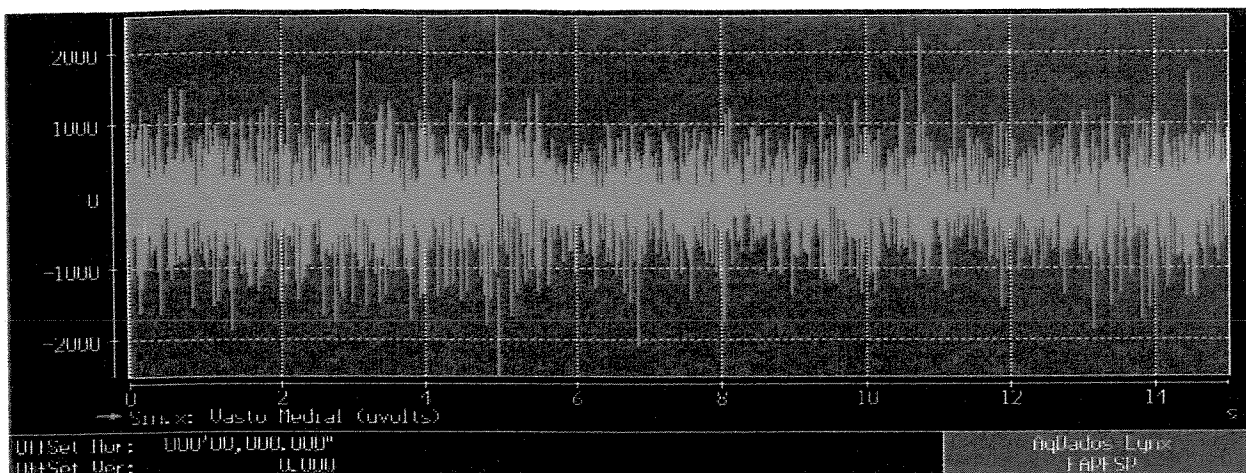


Figura 9 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Vasto Lateral. Máxima Contração Voluntária Isométrica (MCVI-1).

Na figura 9, podem ser observados os potenciais de ação referente a MCVI-1 do músculo Vasto Lateral. O registro apresenta uma freqüência contínua e amplitude alta, com picos de amplitude maior nos segundos finais do tempo estipulado para a série de movimento.

O movimento ocorre como resultado de contração somatória e sincrônica de um determinado número de unidades motoras. Quanto maior o desenvolvimento de força, maior o número de unidades motoras no trabalho muscular (PLATONOV e BULATOVA, 2003). Segundo Sale (1982), na máxima contração voluntária, todas as unidades motoras são recrutadas para produzir o máximo possível de força. A amplitude do sinal eletromiográfico depende do número, do tamanho e da descarga de freqüência de ativação das unidades motoras, além do tamanho do potencial da fibra e do sincronismo entre elas (BIGLAND-RITCHIE et al., 1983).

Ao se analisar a figura 10, referente à primeira série de movimentos do músculo Vasto Lateral, verifica-se que os potenciais de ação demonstram picos de amplitude seguidos por intervalos menores relacionados à ação excêntrica do movimento. Quanto à freqüência, esta se manifesta alta e intermitente.

O RMS do músculo Vasto Lateral na segunda série de movimento foi de 252,54 ($\pm 62,82$), correspondente a 68,70% da MCVI-1. Na terceira série, o valor em RMS foi de 263,73 ($\pm 102,83$), correspondendo a 71,75% da MCVI-1.

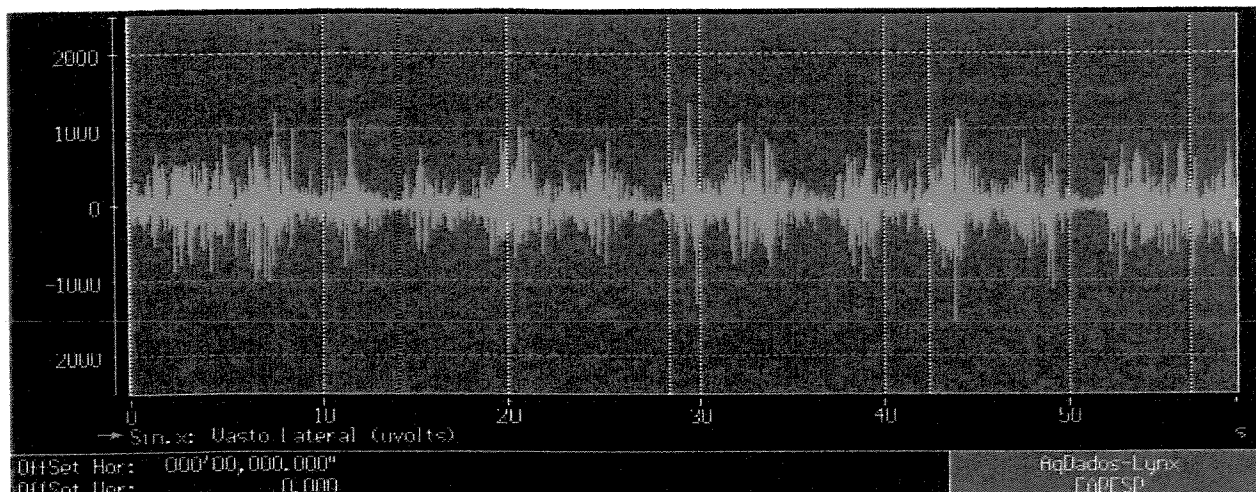


Figura 10 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Vasto Lateral. Primeira Série de Movimento

Na segunda série de movimentos (Figura 11), o músculo evidenciou potenciais de ação de amplitude pequena e constante durante todo o tempo em que ocorreu o movimento, ou seja, não é possível distinguir a ação excêntrica no registro eletromiográfico. Porém, quando se utiliza o tempo em que os movimentos ocorreram, pode-se constatar que os sinais da ação concêntrica e excêntrica são similares.

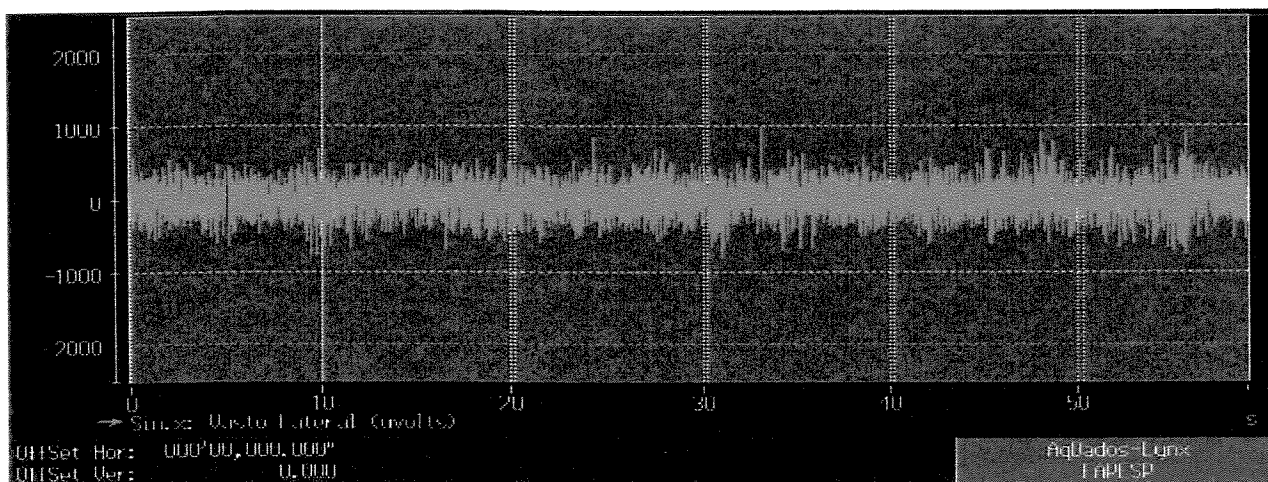


Figura 11– Registro eletromiográfico referente ao Músculo Vasto Lateral. Segunda Série de Movimento.

Na figura 12, referente à terceira série de movimentos do músculo Vasto Lateral, o registro indica picos de amplitude seguidos por períodos menores. A amplitude apresenta-se pequena, mesmo nos picos mais pronunciados.

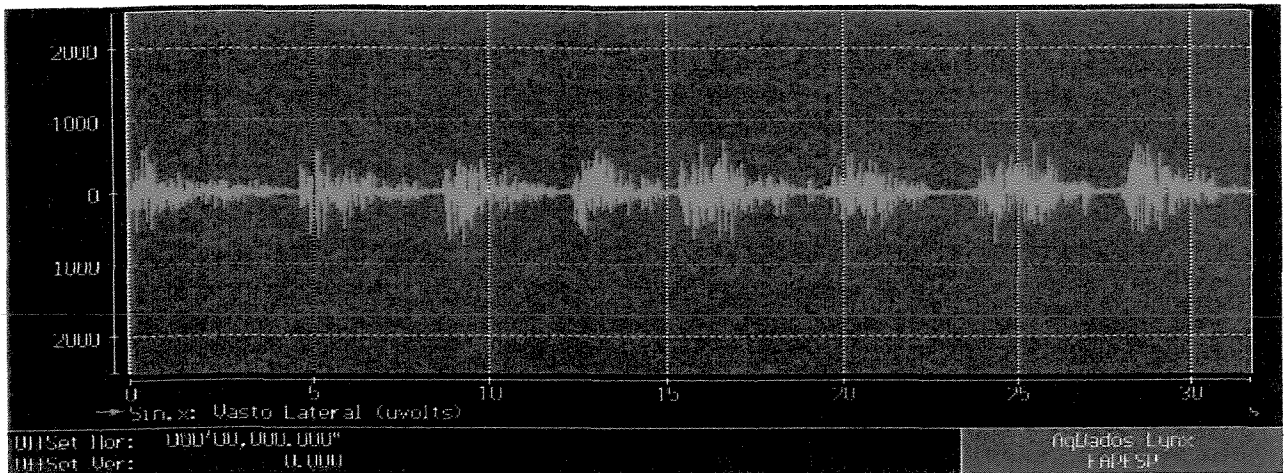


Figura 12 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Vasto Lateral. Terceira Série de Movimento.

De acordo com Sterner e Armstrong (2001), um protocolo de alta intensidade e pequena duração sobre um período extenso de tempo pode induzir à fadiga mais rapidamente do que as atividades físicas e esportivas.

Para Douris (1993), a fadiga muscular localizada é a diminuição da resposta de um músculo a estímulos repetidos. É uma resposta fisiológica normal do músculo, caracterizada por uma redução na capacidade de produzir força pelo sistema neuromuscular, associada a um decréscimo na amplitude dos potenciais da unidade motora.

Na quarta série de movimentos, o valor em RMS foi de 277,39 ($\pm 91,95$), correspondente a 75,47 % da MCVI-1. Os valores em RMS obtidos em todas as séries foram menores do que o valor verificado em RMS na MCVI-1 ($p < 0,01$). Para a MCVI-2, o valor em RMS observado foi de 310,37 ($\pm 67,19$), correspondente a 84,44% da MCVI-1. Não se constatou diferença significativa ($p = 0,06$) entre os valores da MCVI-1 comparada com os da MCVI-2. Quando comparados os valores das séries com a MCVI-1, apenas os valores da 1ª série apresentaram diferença significativa ($p < 0,05$); para os demais, os valores não foram expressivos ($p > 0,05$).

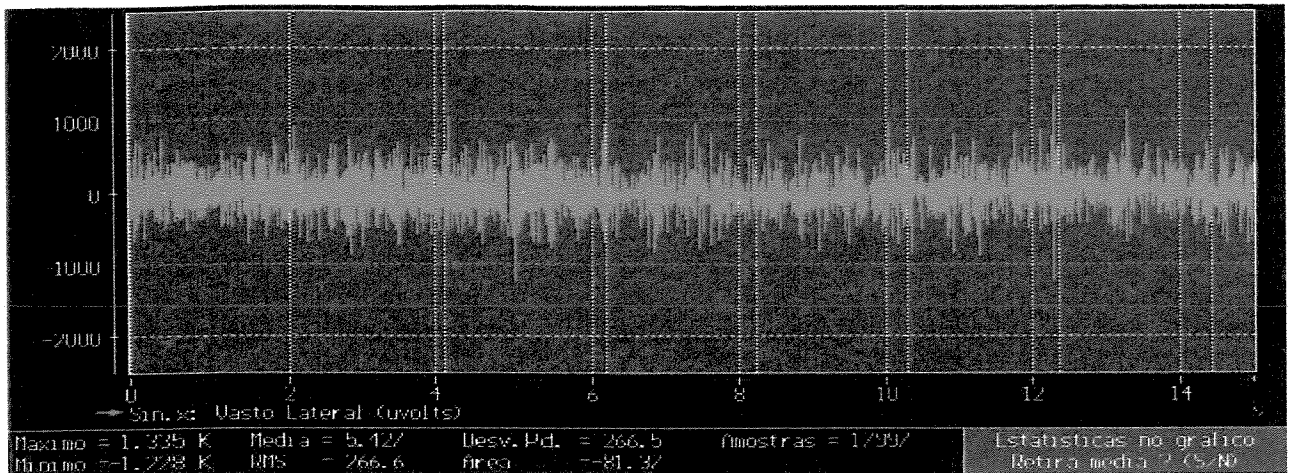


Figura 13 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Vasto Lateral. Quarta Série de Movimento.

Na quarta série de movimentos (Figura 13), notar-se que os sinais eletromiográficos apresentam uma forma contínua em relação à intensidade e amplitude reduzida. No entanto, verifica-se um ligeiro aumento referente à série anterior. Hakkinen (1993) relata que cargas extenuantes podem levar a uma fadiga neuromuscular, evidente não pela diminuição da força máxima, mas pela diminuição da força explosiva e relaxamento dos músculos exercitados.

Na figura 14, referente a MCVI-2, o registro mostra-se semelhante ao da figura 13, correspondendo à quarta série de movimentos. É possível observar uma frequência menor e uma amplitude maior dos sinais eletromiográficos.

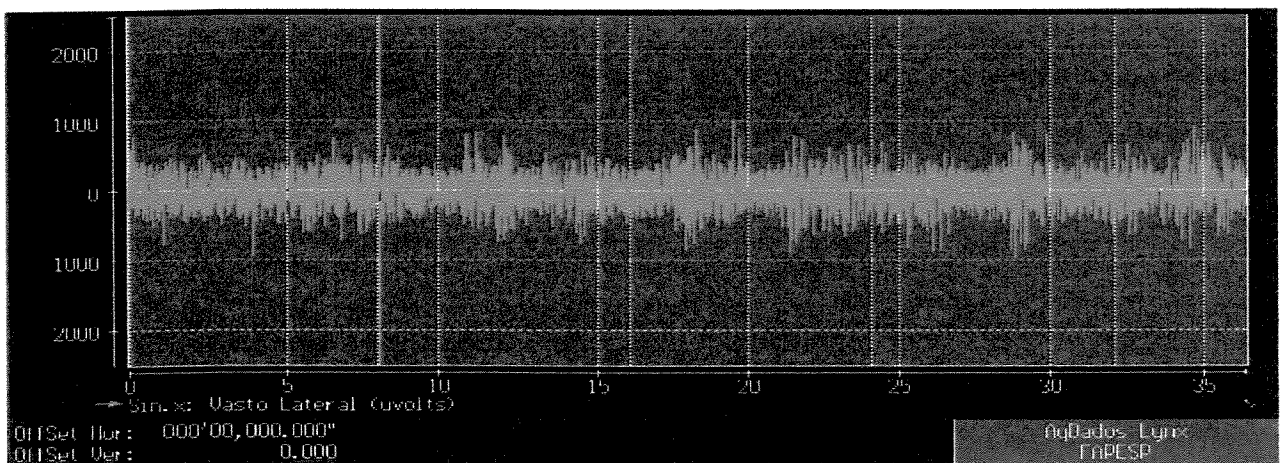


Figura 14 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Vasto Lateral. Máxima Contração Voluntária Isométrica (MCVI-2).

Silva e Gonçalves (2003) examinaram o músculo Vasto Lateral em dois protocolos diferentes (exaustão e um minuto) com o objetivo de analisar o processo de fadiga do músculo. Em

ambos houve um aumento crescente da amplitude do sinal eletromiográfico, o que pode significar início de fadiga. O melhor resultado foi obtido através do protocolo de exaustão. Estudos de Hakkinen (1992) sugerem que cargas submáximas e máximas levariam a uma diminuição aguda na força muscular e que a magnitude da fadiga neuromuscular em resposta a exercícios de alta intensidade estaria sob influência do sexo, de forma que as respostas de fadiga aguda em relação às características contráteis dos músculos possam ser maiores nos homens do que nas mulheres.

5.3 MÚSCULO VASTO MEDIAL

O Vasto Medial ocupa a parte inferior e interna da coxa; ele traciona a patela medialmente. É classificado como um músculo bipeinado (RASCH e BURKE, 1997). Suas fibras dirigem-se distal e anteriormente (GOSS, 1988). Segundo Weineck (1990), o músculo possui predominância de fibras do tipo I, as quais estão inseridas num ângulo obtuso ao tendão. A parte inferior do músculo possui fibras dispostas horizontalmente que atuam como estabilizadoras mediais da patela (WALLACE et al., 1985, citado por HAMILL e KNUTZEN, 1999).

O valor em RMS verificado para MCVI-1 foi de 422,94 ($\pm 83,29$) conforme pode ser observado na tabela 6, sendo este o maior valor entre os três músculos para esse padrão de atividade. Tal valor foi utilizado a fim de se estabelecer um referencial de 100% (Tabela 3). Na primeira série de movimentos o valor em RMS observado foi de 260,82 ($\pm 75,56$), correspondendo 61,66% da MCVI-1. Constatou-se no Vasto Medial, para essa condição, a maior diminuição nos valores expressos em RMS em relação aos outros dois músculos analisados.

Tabela 6 – Valores expressos em RMS referente ao músculo Vasto Medial, durante o experimento realizado com 10 atletas praticantes de futebol.

	MCVI-1	Série 1	Série 2	Série 3	Série 4	MCVI-2
1	389,9	298,3	306,5	360,6	383,9	373,1
2	351,5	266,1	223	330,6	223,6	371,5
3	568	420,3	360,9	430	407,1	491,2
4	464,3	276,6	250	155,8	247,7	425
5	428,3	249,5	324,3	435,8	475,1	442,9
6	318,3	165,5	169,4	190,6	207,2	278,9
7	306,2	231,9	249	279,1	270,9	330,7
8	423,9	144,3	229,4	262,9	299,4	334,7
9	491,9	272,4	318,3	347,3	311	460,1
10	487,1	283,3	331,7	336,1	374,4	430,3
Média	422,94*	260,82	276,25	312,88	320,03***	393,84**
D.Padrão	$\pm 83,29$	$\pm 75,56$	$\pm 60,66$	$\pm 92,14$	$\pm 87,46$	$\pm 66,83$

* Diferença significativa das séries 1, 2, 3 e 4 ($p < 0,01$); ** Diferença significativa das séries 1, 2, 3 e 4 ($p < 0,05$); *** Diferença significativa da série 1 ($p < 0,05$)

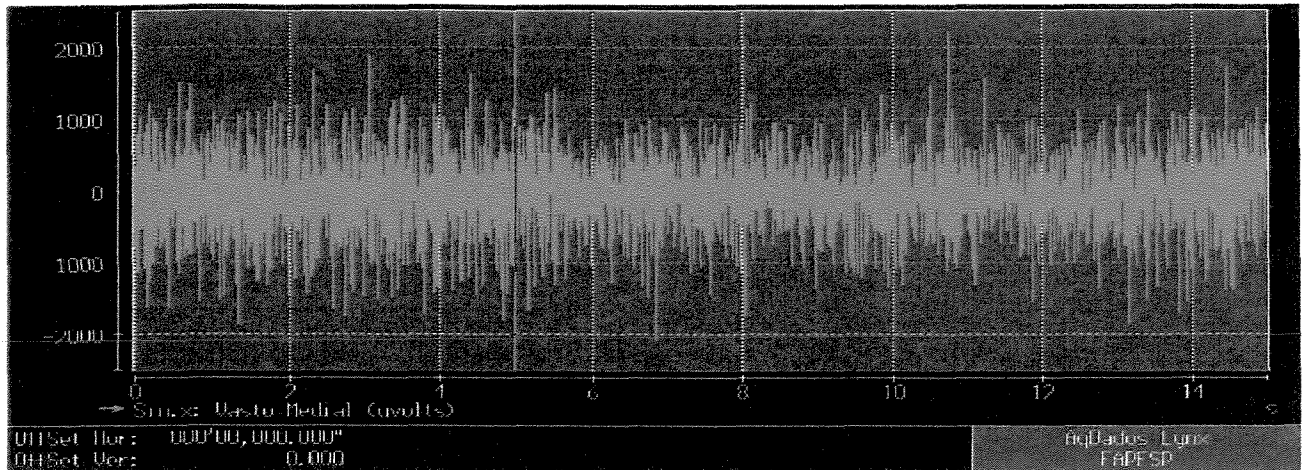


Figura 15 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Vasto Medial. Máxima Contração Voluntária Isométrica (MCVI-1).

Na figura 15 é possível verificar os potenciais de ação do músculo Vasto Medial referente a MCVI-1. Nota-se que o registro eletromiográfico apresenta-se de forma contínua. A amplitude e a frequência do sinal revelam-se altas. Verkhoshanski (2001) relata que quanto maior for o número de fibras lentas envolvidas no trabalho muscular maior a força isométrica.

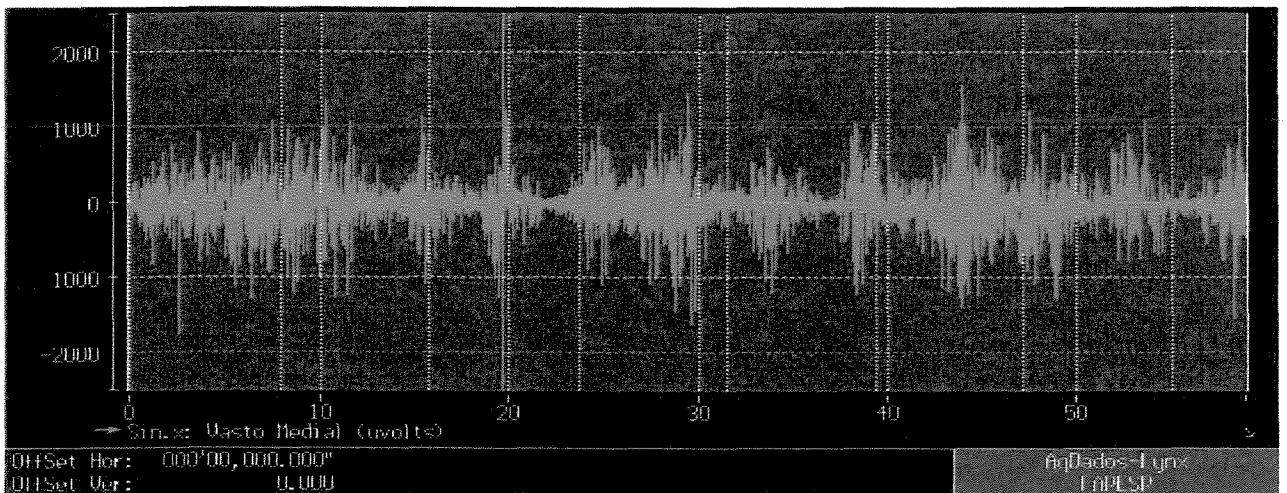


Figura 16 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Vasto Medial. Primeira Série de Movimento.

Na figura 16 pode-se observar os sinais eletromiográficos com amplitude alta, seguida por intervalos de amplitude menor. A frequência dos potenciais de ação se mostrou alta em intensidade e constante em alguns momentos. O RMS do músculo Vasto Medial, na segunda série de movimentos, foi de 276,25 ($\pm 60,66$), correspondendo 65,31% da MCVI-1. Na terceira série, o valor foi de 312,88 ($\pm 92,14$), correspondendo a 73,97% da MCVI-1.

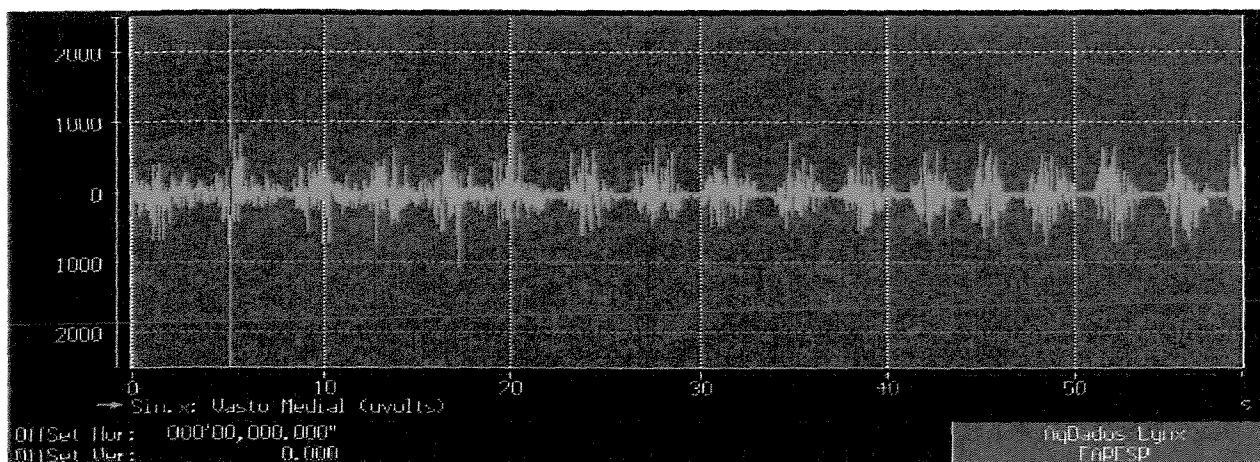


Figura 17 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Vasto Medial. Segunda Série de Movimento.

Na segunda série de movimentos, representada pela figura 17, verifica-se diminuição acentuada da amplitude do sinal eletromiográfico, tanto para a ação excêntrica quanto para a ação concêntrica. Segundo Bigland-Ritchie, Furbush e Woods (1986), essa redução pode estar associada à diminuição do comando motor pelo sistema nervoso central juntamente com danos ocorridos na condução do impulso nos sítios periféricos.

Ao analisar a figura 18, nota-se um aumento da amplitude dos sinais em relação ao anterior e intervalos pequenos entre os momentos de ação concêntrica e excêntrica. No final do registro, é possível observar que a frequência dos potenciais se mostra diminuída e com intervalos maiores que na fase inicial. A frequência dos potenciais de ação, bem como a amplitude dos sinais, é maior quando comparado com a série anterior (Figura 17).

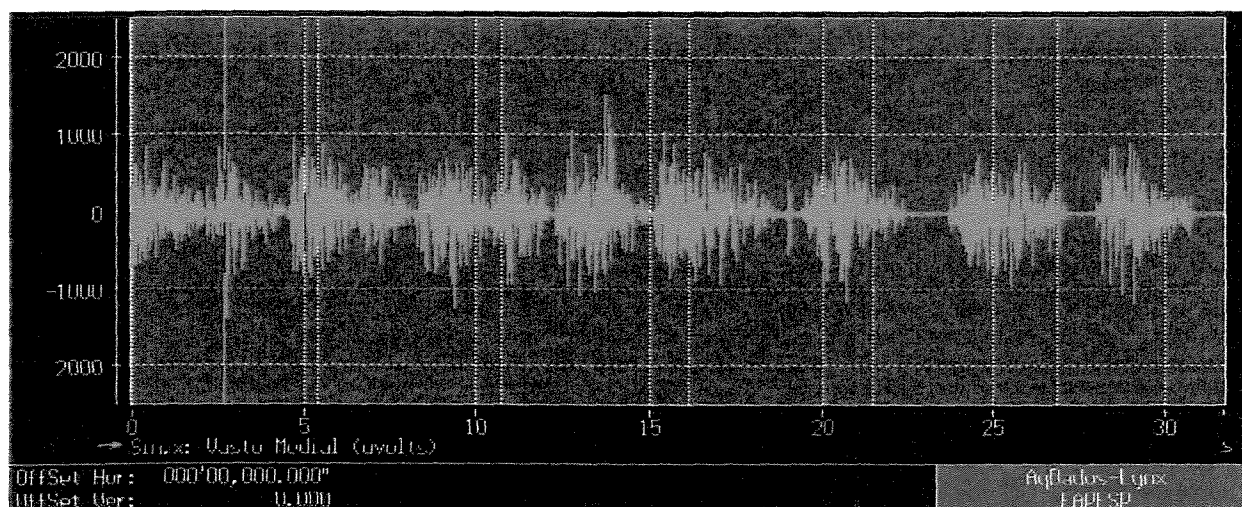


Figura 18 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Vasto Medial. Terceira Série de Movimento.

Neste estudo, não foi a totalidade dos sujeitos que chegou ao término do tempo estipulado em 60 segundos na terceira série. Todos iniciaram a quarta série, mas, por não conseguirem dar continuidade aos movimentos, o experimento foi interrompido.

Na quarta série, o valor em RMS foi de 320,03 ($\pm 87,46$) (Tabela 6) correspondendo 75,66% da MCVI-1 (Tabela 3). Os valores obtidos em todas as séries foram menores que o valor da MCVI-1 ($p < 0,01$). Para a MCVI-2, o valor observado foi de 393,84 ($\pm 66,83$), correspondendo a 93,11% da MCVI-1. Foi constatada diferença significativa ($p < 0,05$) quando comparados os valores de RMS da MCVI-1 com a MCVI-2. Não se notou diferença significativa entre as séries ($p > 0,05$), com exceção dos valores entre a primeira e a quarta ($p < 0,05$). Comparando-se os valores das séries com a MCVI-2, os valores de todas elas apresentaram diferenças significantes ($p < 0,01$). Os valores em RMS do músculo Vasto Medial, com exceção do valor verificado na primeira série, são maiores em todos os casos, se comparados com os outros músculos para os respectivos casos. O valor de RMS do Vasto Medial na MCVI-2 é, inclusive, maior que os valores da MCVI-1 do Reto Femoral e do Vasto Lateral.

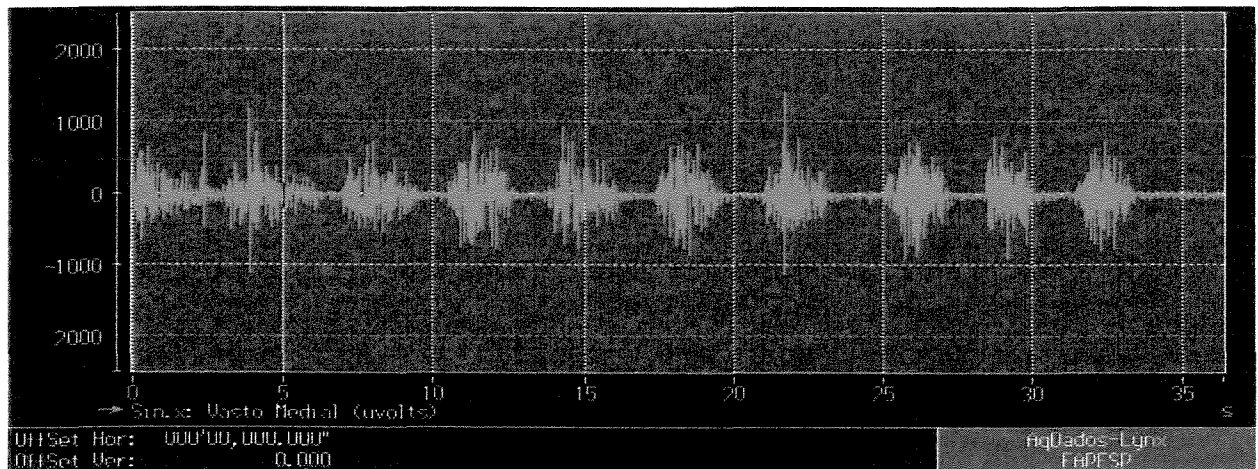


Figura 19 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Vasto Medial. Quarta Série de Movimento.

Na figura 19 os registros se mostram com amplitude e frequência menores que os observados na série anterior. Os intervalos em que os potenciais parecem nulos são evidenciados já nos dez segundos iniciais, tornando-se ainda mais evidentes nos segundos finais.

Bigland-Ritchie (1981) relata que, durante o processo de fadiga decorrente de máximas contrações voluntárias, há um declínio progressivo na atividade elétrica do músculo. O autor afirma que, se o declínio for grande, contribuirá para a perda global de força, e podendo estar relacionado à fadiga central.

Na MCVI-2 (Figura 20), observa-se que os potenciais de ação apresentam amplitude e frequência altas, muito parecidas com a MCVI-1. Nota-se que a frequência dos disparos são menores da metade até o final do registro.

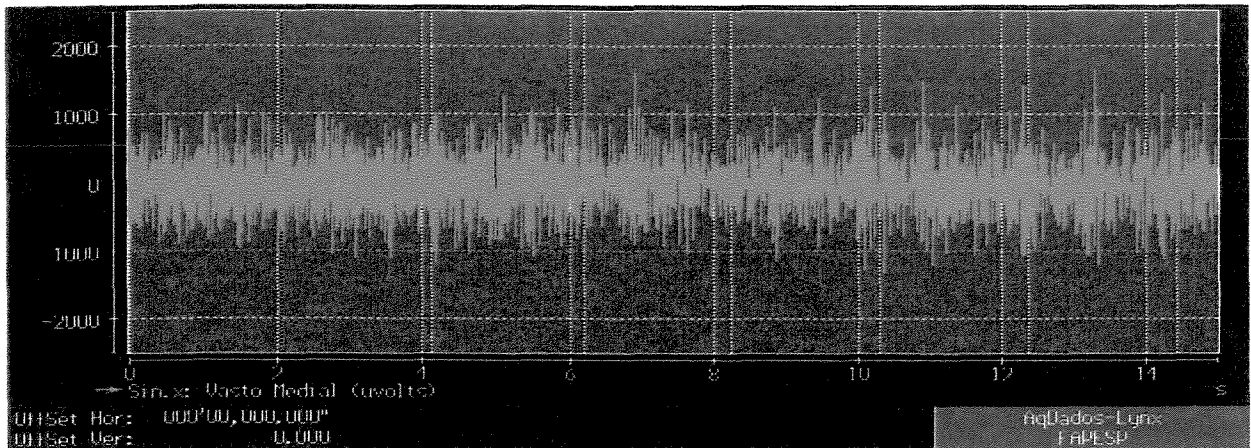


Figura 20 – Registro eletromiográfico referente ao Músculo Vasto Medial. Máxima Contração Voluntária Isométrica (MCVI-2).

5.4 QUADRICEPS FEMORAL

Embora a literatura seja evidente e clara ao salientar as diferenças existentes relacionadas à produção de força entre contrações isométricas e isotônicas (dinâmica), Acierno, Baratta e Solomonow (1995) indicam para o emprego da máxima contração isométrica, ou de algum valor considerado como máximo, para a normalização dos dados.

No presente estudo, ao tecer comparação entre os três músculos, verifica-se que o valor em RMS do músculo Reto Femoral na MCVI-1 foi menor do que os valores encontrados nos músculos Vasto Lateral e Vasto Medial para a mesma condição. Ao analisar os movimentos dinâmicos, nota-se que, na primeira série de movimentos, os valores foram maiores para o Reto Femoral, seguido do Vasto Medial e do Vasto Lateral. A partir da segunda série e na MCVI-2, os valores do Reto Femoral foram menores que os dos outros músculos.

A musculatura esquelética possui, em sua formação, uma diversidade de fatores de ordem morfológica e funcional que podem interferir ou influenciar o comportamento de um determinado grupo muscular. Segundo Pezarat (2003), pode-se citar a mecânica muscular, a arquitetura e a constituição das fibras musculares, dentre outros.

Após a ativação do músculo pelo sistema nervoso, existem alguns fatores que influenciam o seu comportamento durante o exercício, como por exemplo, a arquitetura muscular, o tipo de fibra predominante, o comprimento do músculo, bem como suas ações.

Os músculos com fibras mais curtas e com área de seção transversa maior são especializados em produzir atividades de força, enquanto os músculos com fibras longas são para trabalhos de velocidade. Assim, o grupo quadríceps que contém miofibrilas mais curtas está adaptado para desenvolver força (BARATTA, SOLOMONOW e ZHOU, 1998; LIEBER e BODINE-FOWLER, 1993).

Nesse sentido, é importante citar que os músculos superficiais do Quadríceps Femoral, Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial, os músculos estudados neste trabalho, possuem uma composição diferenciada das fibras musculares (WICKIEWICZ et al., 1983). Por isso espera-se obter respostas eletromiográficas diferenciadas de tais músculos no processo de fadiga muscular.

A diferença na composição das fibras musculares também influi no comportamento do músculo. O Reto Femoral apresenta maior quantidade de fibras do tipo II que o Vasto Lateral e o Vasto Medial, tornando-o assim mais susceptível à fadiga (JENEKENS, TOMLINSSON e WALTON, 1971; JOHNSON et al. 1973; WICKIEWICZ et al., 1983).

Segundo Fitts (1994), o nível de aptidão física está entre os fatores que podem influenciar o processo de fadiga muscular, pois o treinamento causa adaptações metabólicas que permitem ao organismo maior tolerância diante de esforço físico.

O Reto Femoral é um músculo biarticular, enquanto os Vastos são monoarticulares. Hamill e Knutzen (1999) relatam que o Reto Femoral não contribui significativamente para força de extensão do joelho, sem que haja posição favorável da articulação do quadril, pois sua ação como extensor do joelho fica limitada com flexão simultânea do quadril. Com o quadril em extensão, ocorre o alongamento do músculo, facilitando sua ação na extensão do joelho.

Nesse sentido, Jacobs, Jan e Schenau (1992), relatam que os músculos monoarticulares apresentam a função de geração de força, enquanto os músculos biarticulares possuem propriedades funcionais de produção de força e controle de direção de movimento. Pezarat-Correia (2003) complementa que os músculos biarticulares ainda têm a responsabilidade de transmitir forças propulsivas até a extremidade.

Segundo Enoka (2000), a velocidade de contração do Reto Femoral, durante a flexão do quadril e extensão do joelho simultaneamente, é menor que dos Vastos Medial e Lateral. Essa menor velocidade dos músculos biarticulares sobre os uniarticulares reflete em maior relação força X velocidade. Isso os torna capazes de exercer força proporcionalmente maior na máxima isométrica.

Um outro fator que pode explicar os diferentes comportamentos entre os músculos é a arquitetura muscular. Enquanto o Reto Femoral é um músculo fusiforme, os Vastos são peniformes. Os músculos peniformes têm uma vantagem sobre os fusiformes no que se refere à quantidade de fibra muscular por área de secção transversa fisiológica. Eles apresentam uma área de secção transversa fisiológica maior que os músculos fusiformes, ou seja, possui maior número de fibras musculares por área (WEINECK, 1991).

Para Pellegrinotti (1995), o músculo Reto Femoral exerce uma ação maior nos primeiros graus de extensão do joelho em comparação com os Vastos. Em estudo de Eloranta (1989), durante tensões isométricas na posição sentada, a maior força registrada para o Reto Femoral ocorreu entre 120° e 165°.

O músculo Vasto Medial foi o que evidenciou maior valor RMS na MCVI-1. Esse valor diminuiu no início das séries dinâmicas de movimento, apresentando valores crescentes até a MCVI-2. O músculo Vasto Lateral revelou a mesma tendência nos valores.

O Vasto Medial foi o músculo que demonstrou maior valor percentual na comparação da MCVI-2 para a MCVI-1. Isso talvez possa estar ligado à recuperação mais rápida que a dos outros dois músculos.

Quando comparados os músculos Vasto Lateral e Vasto Medial, o primeiro possui maior quantidade de fibra do tipo II, proporcionando ao segundo músculo maior resistência à fadiga (GRABINER, KOH e MILLER, 1991).

Analisando os sinais eletromiográficos, verificou-se maior atividade eletromiográfica dos músculos Vasto Lateral e Vasto Medial que do músculo Reto Femoral. Resultados diferentes são demonstrados por Bosco, Viitasalo (1982), onde os autores observaram maior atividade eletromiográfica para os músculos Reto Femoral e Vasto Medial do que para o Vasto Lateral, durante a realização de salto em profundidade.

Neste trabalho, pôde-se verificar que os três músculos analisados apresentaram valores percentuais crescentes da primeira a quarta série de movimentos. Também os valores da MCVI-2 foram maiores que os da quarta série para todos os músculos.

Os resultados do presente estudo corroboram os de Silva e Gonçalves (2003). Em seus estudos, eles também constataram um aumento crescente na amplitude do sinal eletromiográfico. Segundo Lippold et al. (1960), Wittekopf et al. (1975), Myashita et al. (1981), DeVries (1982) e Cristensen et al. (1995), citados por Silva e Gonçalves (2003), esse aumento, corresponde ao processo de fadiga muscular localizada.

A literatura tem mostrado resultados contraditórios quando da utilização da amplitude para analisar a fadiga muscular. Há estudos que apontam para o aumento, outros para a diminuição e ainda alguns para a manutenção do padrão de amplitude do sinal em condições de fadiga.

Vollestad (1997) evidenciou um aumento gradativo na amplitude do sinal eletromiográfico em esforços de intensidade submáxima. Wretling, Henriksson-Larsen e Gerdle (1997) verificaram ligeiro aumento dos potenciais de ação dos músculos Vasto Medial, Vasto Lateral e Reto Femoral, do início do exercício até a sétima repetição, e a manutenção do padrão de ativação até o final do experimento. Ebenbichler et al. (1998) desenvolveram um estudo seguindo um protocolo de contrações isométricas com cargas de 30, 50 e 70% até a exaustão. Nas intensidades de 30 e 50 % constatou-se um pequeno aumento da amplitude dos sinais eletromiográficos; com 70% da MCV houve aumento apenas dos músculos Vasto Lateral e Vasto Medial, enquanto no Reto Femoral houve redução. Kouzaki, Shinohara e Fukunaga (1999) observaram queda nos sinais eletromiográficos dos três músculos, sendo a queda do Reto Femoral foi mais acentuada.

As mudanças da frequência e intensidade do sinal eletromiográfico são dependentes de diversos fatores, como níveis de força de contração, tempo e velocidade de contração, tipo de eletrodo utilizado, espessura do tecido subcutâneo (Gonçalves, 2000), amplitude do movimento realizado (ENOKA, 2000). Para Bompa (2002), um aspecto que tem influência particular e que deve ser considerado é o nível de treinabilidade do sujeito avaliado e a especificidade do treinamento. No caso da amostra deste estudo, os voluntários são jogadores de futebol e, portanto, possuem a musculatura da coxa adaptada a trabalhos com sobrecarga e exaustivamente exigida.

Para Foss e Keteyian (2000), um músculo, ou grupo muscular, pode fadigar-se em virtude da falha de qualquer um ou de todos os diferentes mecanismos neuromusculares que participam da contração muscular. Como exemplo, cita a ausência de contração voluntária de um músculo, a qual poderia ser devido à falha do nervo motor que inerva as fibras musculares, à junção neuromuscular em retransmitir os impulsos nervosos, ao próprio mecanismo contrátil em gerar força e ao sistema nervoso central em iniciar e retransmitir os impulsos nervosos ao músculo.

De Luca (1997) salienta alguns fatores que influenciam o sinal eletromiográfico, dividindo-os em extrínsecos e intrínsecos. Os fatores extrínsecos estão associados ao tipo e à localização do eletrodo, à superfície cutânea e ao tecido adiposo. Os fatores intrínsecos dizem respeito aos aspectos anatômicos, fisiológicos e bioquímicos do músculo estudado. Eles não podem ser controlados durante o experimento, diferentemente dos aspectos extrínsecos.

6 CONCLUSÕES

De acordo com as condições experimentais e da amostra constituída para este estudo, podemos as expressar as seguintes conclusões:

1. Os músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial apresentaram potenciais de ação diferenciados em todas as fases do experimento;
2. O músculo Reto Femoral apresentou sinais eletromiográficos de amplitude menor que os músculos Vasto Lateral e Vasto Medial, principalmente nas fases finais do experimento, o que pode ser considerado como um possível sintoma de fadiga muscular;
3. O músculo Vasto Lateral foi o que apresentou maior valor RMS, seguido pelo Vasto Medial e pelo Reto Femoral. Os valores percentuais se mostraram crescentes da primeira à quarta série de movimentos, sendo o valor da MCVI-2 maior que os valores das séries, porém menor que o valor encontrado na MCVI-1;
4. O músculo Vasto Medial foi o que possivelmente apresentou uma recuperação mais rápida, levando em consideração ter sido o músculo que apresentou maior valor percentual em RMS na MCVI-2;
5. Na MCVI-2 os valores do Reto Femoral e do Vasto Lateral não foram estatisticamente significantes em relação às séries.

Os potenciais de ação registrados tendem a sugerir que os músculos entraram em processo de fadiga a partir da terceira série de movimento. No entanto, somente a análise do espectro da frequência permitiria tal afirmação. Entretanto, não foi possível realizar a análise espectral, tendo em vista as condições laboratoriais momentâneas.

Um fator claramente observável nesse estudo foi a queda do desempenho dos atletas durante a realização das séries e a dificuldade em realizar as últimas contrações (movimentos) das séries finais. Tendo em vista a pausa entre a terceira e a quarta série os sujeitos conseguiram iniciar a quarta série de movimentos, porém não conseguiram chegar ao término do tempo previsto.

Entendemos, que novos estudos, com populações diferentes, poderão comprovar, ou não a tendência de recuperação mais rápida do Vasto Medial em relação ao outros dois músculos estudados, bem como a apresentação primária da fadiga do músculo Reto Femoral em relação ao Vasto Lateral e Vasto Medial. Tais resultados podem estar diretamente ligados a constituição de

fibras musculares nos músculos, pois como relatado na literatura, as fibras de contração rápida apresentam sintomas de fadiga antes que as fibras de contração lenta. No caso deste experimento, como demonstrado, o músculo Reto Femoral apresenta em sua constituição predominância de fibras de contração rápida, diferentemente dos músculos Vasto Lateral e Vasto Medial.

Conforme descrito por Basmajian e De Luca (1985), os sinais eletromiográficos têm comportamento diferenciado em função da faixa etária, do gênero, da treinabilidade e também da metodologia aplicada. Nessa linha de raciocínio, De Luca (1997) relata que o diâmetro da fibra muscular, o local de colocação dos eletrodos, a impedância do conjunto pele/eletrodos, o recrutamento e a frequência de disparo das unidades motoras, os artefatos de movimentos, entre outros interferem no sinal eletromiográfico.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ACIERNO, S. P.; BARATTA, R. V.; SOLOMONOW, M. **A practical guide to electromyography: for biomechanics.** Louisiana State University. New Orlean. U. S. A. s/d.

ALLEN, D. G.; KABBARA, A. A.; WESTERBLAD, H. Muscle fatigue: the role of intracellular calcium store. **Canadian Journal Applied of Physiology**, v. 27, n.1, p. 83-96, 2002.

BADILLO, J. J. G.; AYESTARÁN, E. G. **Fundamentos do treinamento de força. Aplicação ao alto rendimento esportivo.** 2 ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2001. 284 p.

BAECHLE, T. R.; EARLE, R. W. **Essentials of strength training and conditioning.** 2ed. Human Kinetiscs, 2000.

BANKOFF, A. D. P.; MASSARA, G.; MORAES, A. C.; FERRAREZI, M. P. S.; LOPES, M. B.; SALVE, M. G. C. Estudo dos picos de freqüência dos músculos Vasto Lateral, Vasto Medial oblíquo e Reto Femoral, em movimentos de flexão e extensão total do joelho em atletas de levantamento de peso: um estudo eletromiográfico. **Revista da Associação dos Professores de Educação Física de Londrina**, v.13, n.1, p.18-28, 1998.

BANKOFF, A. D. P.; MORAES, A. C.; PELLEGRINOTTI, I. L.; GALDI, E. H. G. Study of the explosive strength of the rectus femoris muscle using electromyography. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 40, p. 351-356, 2000.

BARATTA, R. V.; SOLOMONOW, M.; ZHOU, B. H. Frequency domain-based models of skeletal muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 8, n.2, p. 79-91, 1998.

BASMAJIAN, J. V. **Eletrofisiologia de la accion muscular.** Buenos Aires: Panamericana, 1976.

BASMAJIAN, J. V.; De LUCA, C. J. **Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography.** 5 ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. 555p.

BATES, B. T.; OSTERNING, L. R.; JAMES, S. L. Fatigue effects in running. **Journal Motor Behavior**, n. 9, p. 203-07, 1977.

BIGLAND-RITCHIE, B.; JONES, D. A.; HOSKING, G. P.; EDWARDS, R. N. T. Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. **Clinical and Science Molecular and Medicine**, v. 54, p. 607-614, 1978.

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

BIGLAND-RITCHIE, B.; JOHANSSON, R.; LIPPOLD, O. C. J.; WOODS, J. J. Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. **Journal of Neurophysiology**, v. 50, n. 1, p. 313-25, 1983.

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

BOMPA, T. O. **A periodização no treinamento esportivo**. São Paulo: Manole, 2001. 257 p.

BOMPA. **Periodização**. Teoria e Metodologia do Treinamento. 4 ed.. São Paulo: Phorte Editora, 2002. 423 p.

BOSCO, C.; VIITASALO, J. K. Potentiation of myoelectrical activity of human muscles in vertical jumps. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 22, p. 549-562, 1982.

BULL, M. L.; FREITAS, V.; VITTI, M.; ROSA, G. J. Electromyographic validation of the trapezius and serratus anterior muscles in rowing exercises with middle and closed grip. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 43 (1), p. 4-8, 2003. ABSTRACT

CABRI, J.; DEPROFT, W.; DEFOUR, W.; CLARYS. Influence of strength training on soccer players. **Science & Football**, v. 4, p. 17-21, 1991.

CORREA, J. C.; NEGRAO FILHO, R. F.; BERZIN, F.; VEIGA, M. C. Electromyographic analysis of the extending muscles of the knee during functional activities. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 42 (1), p. 45-50, 2002.

CRUZ, C. F.; BANKOFF, A. D. Electromyography in cycling: difference between-clipless pedal and toe clip pedal. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 41 (1), p. 247-52, 2001.

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

DAVIS, M.; FITTS, R. **Manual de Pesquisa das Diretrizes do ACSM para os testes de esforços e sua prescrição**. 4 ed. American College of Sports Medicine. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003 p. 185.

DOURIS, P. C. The effect of isokinetics exercise in the relationship between blood lactate and muscle fatigüe. **Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy**. N. 17, p. 31-35, 1993.

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.256-262, 1998.

ELDER, G. C. B.; BRADBURY, K.; ROBERTS, R. Variability of fiber type distributions within human muscles. **Journal Applied of Physiology**. v. 53, n. 6, p. 1473-1480, 1982.

ELORANTA, V. Coordination of the thigh muscle in static leg extension. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 29, p. 227-233, 1989.

ELORANTA, V. Comparison of static muscle coordination in two movements models. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 34, p.165-169, 1994.

ENOKA, R.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal Applied of Physiology**, v. 72, n. 5, p. 1631-1648, 1992.

ENOKA, R. M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000. 450p.

ERICSON, M. O.; NISELL, R.; ARBORELIUS, U. P.; EKHOLM, J. Muscular activity during ergometer cycling. **Scandinavica Journal Rehabilitation Medicine**, v. 17, n. 2, p. 53-62, 1985.

FITTS, R. H. Cellular Mechanisms of Muscle Fatigue. **Physiological Reviews**, v. 74, p. 49-83, 1994.

FOSS, M. L.; KETEYIAN, S. J. **Bases fisiológicas do exercício e do esporte**. 6ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 560 p.

FOX, E. L.; BOWERS, R. W.; FOSS, M. L. **Bases fisiológicas da Educação Física e dos desportos**, 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991. 518 p.

FRANCISCHETTI, A. C.; BANKOFF, A. D. P. Trabalho sedentário: um problema para a saúde do trabalhador – estudo eletromiográfico dos músculos reto anterior da coxa e bíceps femural (porção longa). Campinas, 1989. **(Mestrado)**.

FREEDMAN, A. D.; RIEMAN, B. L.; MYERS, J. B.; FERRIS, C. M.; LEPHART, S. M. The effect of fatigue induced Quadriceps strenght deficits on knee flexion patterns during landing tasks. **Official Publication of the National Athletic Trainers Journal of Athletic Training**, v. 36, n. 2, v. 31 (S), 2001.

GARDNER, E.; GRAY, D. J.; O'RAHILLY, R. **Anatomia**, 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988. 815 p.

GIBSON, H.; EDWARDS, R.H.T. Muscular exercise and fatigue. **Sports Medicine**, v. 2, p. 120-132, 1985.

GONÇALVES, M. Limiar de fadiga eletromiográfica. In: DENADAI, B. S. **Avaliação aeróbia: Determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo**. Rio Claro: Motriz, 2000, p. 131-154.

GOSS, C. M. **Gray: Anatomia**. 29 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988. 1147 p.

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 Orthopaedics Research**, v.9, n.3, p. 391-397, 1991.

HAKKINEN, K. E.; KOMI, P. Electromyographic changes during strength training and detraining. **Medicine and Science Sports and Exercise**, v. 5, p. 455-480, 1983.

HAKKINEN, K. Neuromuscular response male and female athletes. Two-success session strength training in one day. **Journal of Sport Medicine and Physical Fitness**, v. 32, p. 3, p. 234-241, 1992.

HAKKINEN, K. Neuromuscular fatigue and recovery in male and female athletes during heavy exercise. **International Journal Sport Medicine**, v. 14, p. 53-59, 1993.

HALL, S. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993, p. 116.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**, 1ª ed., São Paulo: Manole, 1999. 532 p.

HAMLIN, M. J.; QUIGLEY, B. M. Quadriceps concentric and eccentric exercise 2: Differences in muscle in muscle strength, fatigue and activity in eccentrically-exercised sore and non-sore muscles. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 4, s. (1), p. 104-115, 2001.

HARRIS, R. T.; DUDLEY, G. A. Factors limiting force during slow, shortening actions of the Quadriceps femoris muscle group in vivo. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 152, p. 63-71, 1994.

HICKS, A. L.; KENT-BRAUN, J.; DITOR, D. S. Six differences in human skeletal muscle fatigue. **Exercise Sports Science Review**, v. 29, n. 3, p. 109-112, 2001.

HOUTZ, S.; FISCHER, F. J. An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. **Journal of Bone Surgery**, v.41 A, n. 1, p. 123-133, 1959.

JACOBS, R., JAN, G., SCHENAU, V. I. Control of an external force in leg extension in humans. **Journal of Physiology**, n. 457, p. 611-626, 1992.

JENNEKENS, F. G. I.; TOMLINSON, B. E.; WALTON, J. N. Data on distribution of fiber types in five human limb muscle. An autopsy study. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 14, p. 245-257, 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, p. 111-29, 1973.

JORGE, M.; HULL, M. L. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. **The Journal of Biomechanics**, v. 19, p. 683-694, 1986.

KAMO, M.; MORIMOTO, S. Discharge properties of human motor units during sustained contraction at low-level force. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, p. 255-261, 2001.

KELLIS, E.; KELLIS, S.; GERODIMOS, V. Reliability of isokinetic concentric and eccentric strength in circumpubertal soccer players. **Pediatric Exercises Science**, n. 11, p. 218-28, 1999.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E.; KENDALL, P. P. G. **Músculos, provas e funções**, 4ed., São Paulo: Manole, 1995. 453 p.

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.

LEE, S. C. K.; BECKER, C. N.; STUART, A.; BINDER-MACLEOD. Activation of human Quadriceps femoris muscle during dynamic contractions: effects of load on fatigue. **Journal Applied of Physiology**, v. 89, p. 926-936, 2000.

LEIS, A. A.; TRAPANI, V. C. **Atlas of Electromyography**. New York: Oxford, 2000, p. 171-174.

LIEBER, R. L.; BODINE-FOWLER, S. C. Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation. **Physical Therapy**, n. 73, v. 12, p. 844-56, 1993.

LINDEMAN, E.; SPAANS, F.; REULEN, J. P. H.; LEFFERS, P.; DRUKKER, J. Surface EMG of proximal leg muscles in neuromuscular patients and in healthy controls. Relations to force and fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9. p. 299-307, 1999.

LIPPOLD, O. C. J. The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. **Journal of Physiology**, London n. 117, v. 4, p. 492-99, 1952.

LOHMAN, T. G.; ROCHE, A. F.; MARTORELL, R. **Anthropometric standardization reference manual**. Champaign Human Kinetics, 1988. p. 1-8, 40-54.

MacINTYRE, D. L.; SLAWNYCH, M. P.; REID, W. D.; MCKENZIE, D. C. Fatigue of the knee extensor muscles following eccentric exercise. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 38, p. 3-9, 1998.

McCOMAS, A. **Skeletal Muscle. Form and Function**. Human Kinetic, 1996, p.229-245.

McCULLY, K. K.; AUTHIER, B.; OLIVE, J.; CLARK III, B. J. Muscle fatigue: the role of metabolism. **Canadian Journal Applied of Physiology**, v. 27, n. 1, p. 70-82, 2002.

MACDOUGALL, J. D.; WARD, G. R.; SALE, D. G.; SUTTON, J. R. Biochemical adaptations of human skeletal muscle to heavy resistance training and immobilization. **Journal Applied Physiology**, n. 43, p. 700-703, 1977.

McGINNIS, P. M. **Biomechanics of Sport and Exercise**. Champaign: Human Kinetics, 1999. p. 260-77.

MERTON, P. A. Voluntary strength and fatigue. **Journal of Physiology**, v. 128, p.553-64, 1954.

MIYASHITA, M.; KANEHISA, H.; NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold. **Journal of Sports and Medicine**, v. 21 (3), p. 209-215, 1981.

MOORE, K. L. **Anatomia Orientada para a Clínica**, 3ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992. 831 p.

MORAES, A. C.; BANKOFF A. D.; PELLEGINOTTI, L. L.; MOREIRA, Z. W.; GALDI, E. H. Electromyography analysis of the recus abdominis and external oblique muscles of children 8 to 10 years old. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 35 (7), p. 425-30, 1995.

MORAES, A. C.; BANKOFF, A. D. Electromyography response of the iliocostalis lumborum muscle during flexion, extension and rotation movements of the trunk in orthostatic and seated position. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 43 (4), p. 241-9, 2003.

MORAES, A. C.; BANKOFF, A. D.; OKANO, A. H.; SIMÕES, E. C.; RODRIGUES, C. E. B. Análise eletromiográfica do músculo reto femoral durante a execução de movimentos do joelho na mesa romana. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v.11, n. 2, p. 19-23, 2003.

MORITANI, T.; NAGATA, A.; MURO, M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.14 (3), p.198-202, 1982.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Basis Biomechanics of the Musculoskeletal System**. 3ed. Lippicott Williams & Wilkins, 2001, p. 162-67.

PARNIANPOUR, M.; NORDIN, M.; KAHANOVITZ, N. The triaxial coupling torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements of the motor output and movement patterns. *Spine*, v. 13, n.9, p. 67-75, 1988.

PELLEGRINOTTI, I. L. Classificação de performance física através do perfil eletromiográfico dos músculos reto da coxa, Vasto Lateral e Vasto Medial de mulheres treinadas e não treinadas. (Doutorado). Instituto de Biociências - UNESP, Botucatu-São Paulo, 1995.

PELLEGRINOTTI, I. L.; VITTI, M.; GONÇALVES, M. Perfil eletromiográfico dos músculos reto da coxa, vasto lateral e vasto medial de mulheres treinadas e não treinadas. *Revista Paranaense de Educação Física*, v. 1, n. 2, p. 40-48, 2000.

PEZARAT-CORREIA, P. *Anatomofisiologia*. Tomo II. Função neuromuscular. Lisboa: F-MH/UTL Edições. 2003, 196.p

PLATONOV, V. N.; BULATOVA, M. M. *A preparação física*. Rio de Janeiro: Sprint, 2003. 388 p.

PORTNOY, H.; MORIN, F. Electromyographic study of postural muscles in various positions and movements. *American Journal of Physiology*, v. 186, p. 122-126, 1956.

POWERS, S. K.; HOWLEY, E. T. *Fisiologia do Exercício*. Teoria e aplicação ao Condicionamento e ao Desempenho, São Paulo: Manole 2000, 526 p.

RASCH, P. J.; BURKE, R. *Cinesiologia e Anatomia Aplicada*. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977, 571 p.

SALE, D. G. Neural adaptation to strength training. In: KOMI, P. V. *Strength and power in sport*. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1982, p. 249-265.

SEGER, J. Y.; THORSTENSSON, A. Muscle strength and myoelectric activity in prepubertal and adult males and females. *European Journal Applied Physiology*, n. 69, p. 81-7, 1994.

SEGER, J. Y.; THORSTENSSON, A. Muscles strength and electromyogram in boys and girl followed through puberty. **European Journal Applied Physiology**, n. 81, p. 54-61, 2000.

SHEPHARD, R.L. Chronic Fatigue Syndrome. **Sports Medicine**, v. 31, n. 3, p. 164-197, 2001.

SILVA, S. R. D.; GONÇALVES, M. Comparação de protocolos para verificação da fadiga muscular pela eletromiografia de superfície. **Motriz**, v.9, n.1, p.41-46, 2003.

STEFANIDIS, P.; VAMVAKOUDIS, S.; PATIKAS, D.; BASSA, H. KOTZAMANIDIS, C.; GIANNAKOS, A. Electromyographical examination of human muscle fatigue of maximal intensity: two different approaches. **Journal of Human Movements Studies**, v. 40, p. 1-10, 2001.

STERNER, R. L.; ARMSTRONG, C. V. A force and electromyographical analysis of a function fatigue. Official Publication of the National Athletic Trainers. **Journal of Athletic Training**, v. 36, n. 2, v. 31 (S), 2001.

STROJNIK, V.; KOMI, P. V. Fatigue after submaximal intensive stretch-shortening cycle exercise. **Medicine Science in Sport & Exercise**, v. 32, n. 7, 1317-1319, 2000.

TATA, J. A.; PEAT, M.; GRAHAME, R. E.; QUANBURY, A . O. The normal peak of electromyographic activity of the Quadriceps femoris muscle in the satir cycle. **Anatomischer Anzeiger**, v. 153, p. 175-188, 1980.

TASSI, N.; FILHO, J. G.; GONÇALVES, M.; VITTI, M.; KROOL, L. B. Electromyographic evaluation of the rectus femoris muscle during exercise performed on the leg press. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 38, p. 223-239, 1998.

TEPPERMAN, P.S.; MAZLIAH, J.; NAUMANN, S. DELMORE, T. Effect of ankle position on isometric quadriceps strengthening. **American Journal of Physical Medicine**, v. 65, n. 2, p. 69-74, 1986.

TESCH, P.; SJODON, B.; THORSTENSSON, A.; KARLSSON, E. Muscle fatigue and its relation to lactate accumulation and LDH activity in man. **Acta Physiologica Scandinavica**, n. 103, p. 413-20, 1978.

THORSTENSSON, A.; KARLSSON, E. Fatiguability and fibre composition of human skeletal muscle. **Acta Physiologica Scandinavica**, n. 98, p. 318-22, 1976.

VERKOSHANSKI, Y. V. **Treinamento Desportivo. Teoria e Metodologia**. Porto Alegre: Artmed, 2001, 215p.

VIITASALO, J. T.; KOMI, P. V. Interrelationships of EMG signal characteristics at different levels of muscle tension and during fatigue. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 18 (3-4), p. 167-178, 1978.

VOLLESTAD, N. K. Measurement of human muscle fatigue. **Journal of Neuroscience Methods**, v.74, n.2, p.219-227, 1997.

WARWICH, R.; WILLIAMS, P. L. **Gray: Anatomia**, 35 ed., Rio de Janeiro: GuanabaraKoogan, 1979, 535 p.

WEINECK, J. **Anatomia aplicada ao esporte**, 3ed., São Paulo: Manole, 1990. 210 p.

WEINECK, J. **Biologia do Esporte**. São Paulo: Manole, 1991. p. 442.

WEINECK, J. **Futebol Total: O treinamento físico no futebol**. São Paulo: Phorte, 2000. 555 p.

WHEATHEY, M. D.; JAHNKE, W. D. Eletromyographic study of the superficial thigh and hip muscles in normal individuals. **Archive of Physiology and Medicine**, v. 32, p. 508-515, 1951.

WICKIEWICZ, T. L.; ROY, R. R.; POWELL, P. L.; EDGERTON, V. R. Muscle architecture of the lower limb. **Clinical Orthopaedics**, n.179, p.275-283, 1983.

WIRHED, R. **Atlas de Anatomia do Movimento**. São Paulo: Manole, 1986. 137 p.

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.483-490, 1997.

WOLEDGE, R. C. Possible effects of fatigue on muscle efficiency. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.162, p. 267-273, 1988.

ANEXO 1

CONSENTIMENTO FORMAL

PROJETO DE PESQUISA: Comportamento da ativação dos músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial durante a realização do movimento de extensão do joelho.

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

PÓS-GRADUANDA: *Prof^a. Elaine Cristina Simões*

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 estudar o comportamento dos músculos Reto Femoral, Vasto Medial e Vasto Lateral durante a realização de exercícios em Mesa Romana com a utilização de sobrecargas.

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 teste de carga máxima. 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, 12 de Maio de 2003.

Sr. voluntário

Elaine Cristina Simões

Prof. Dr. Antonio Carlos de Moraes

ANEXO 2

RMS

O RMS (root mean square) é o valor que corresponde à quantidade de sinal contínuo capaz de conter a mesma quantidade de energia. Matematicamente é definido como a raiz quadrada da média dos quadrados dos valores instantâneos do sinal:

$$\text{Valor(RMS)} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T [x(t)]^2 dt}$$

Onde :

$x(t)$ sinal variante no tempo

T – período de duração