UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

CARACTERIZAÇÃO DA ATIVAÇÃO DE
MÚSCULOS DO MEMBRO INFERIOR
EM EXERCÍCIOS DE EXTENSÃO DO QUADRIL

Ewertton de Souza Bezerra

SÃO PAULO
2006

CARACTERIZAÇÃO DA ATIVAÇÃO DE MÚSCULOS DO MEMBRO INFERIOR EM EXERCÍCIOS DE EXTENSÃO DO QUADRIL

EWERTTON DE SOUZA BEZERRA

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção de grau de Mestre em Educação Física.

ORIENTADOR: PROF. DR. JÚLIO CERCA SERRÃO

AGRADECIMENTOS

Inicialmente tenho certeza dever profundos agradecimentos e uma inestimável admiração e dedicação deste trabalho aos meus pais Eliazib Serrão Bezerra Filho e a Maria de Souza Bezerra por não terem deixado faltar nada durante todo o meu processo de desenvolvimento como pessoa. Ao meu filho Gabriel Zafino Bezerra, dedico com amor e admiração. Aos meus irmãos Euler e Evelline Bezerra, por nunca terem deixado de estar ao meu lado. Aos meus sobrinhos Cristian e Ashley, com carinho. Ao amigo e orientador Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão pela confiança, carinho e atenção durante todos esses anos, seus conhecimentos foram inestimáveis, assim como sua persistência em sempre ter acreditado, às vezes mais do que eu. A Érica Queiroz, as pessoas que encontramos durante o processo de nossas vidas são importantes sempre e você se tornou importante para o meu crescimento pessoal. Aos meus amigos-irmãos Tim, Wallynho, Wally, Bozza, Rui, Julio, Omar, Henrique e Guga por terem acolhido um desconhecido com as portas e corações abertos. Aos meus amigos-irmãos de laboratório que me acolheram e considero minha segunda família Roberto, Renato, Alexsandra, Allan, Claudia, Jaqueline, Fábio, Kátia, Ludgero, Yuji e Erica. Em especial a Germano e Fábio José, o primeiro pelo companheirismo, atenção e afeto fraternal durante todo esse tempo, sei que isso será eterno, nas horas boas e ruins e ao segundo pela dedicação em dispor sempre de um tempo para ajudar mesmo nas horas em que não podia, a essas ações chamam de consideração e respeito, saiba que estes sentimentos e muitos outros, tenho por vocês. A Káli Siqueira por sempre dispor de uma palavra de incentivo e ter me acolhido durante todas as intermináveis idas a São Paulo. A Sandro Barone pela ajuda inestimável durante todo o processo de construção da dissertação, pois sem essa ajuda a conclusão do trabalho não teria sido possível, a você minha eterna gratidão. A Luiz Mochizuki pela paciência em sempre ter respostas, mesmo que ela passasse a gerar uma nova pergunta, para os questionamentos feitos, a grandiosidade dos homens é reconhecida por eles nunca

terem resposta a tudo mas sim por gerarem novas perguntas, desta relação é que sai o crescimento intelectual. A Márcia de Sá amiga e companheira nas horas boas e difíceis. Ao Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio paciência é uma virtude de poucos homens, mas humildade é uma virtude de raros e grandes homens, obrigado pelos ensinamentos e oportunidades. Ao Prof. Dr. Valdir Barbanti, pela oportunidade, minha eterna gratidão. Ao Prof. Dr. Mauro Gonçalves pelas importantes sugestões na elaboração do procedimento experimental durante a banca de qualificação e pela oportunidade do estágio oferecido em seu laboratório. A minha amiga Renata Santos pela ajuda inestimável durante o ano de 2003. A Lourdes e Ilza, meu obrigado, pela atenção dada em todas as horas. Aos colegas do MINTER, Lúcio, Cíntia, Elani, Daurimar, Kemel, Mendonça, Ivan, Aluisio, Godoi, Andreza, Valmar, Gleudes e Virgínia, ao Prof. Doutor Almir Liberato e a Profa. Doutora Ártemis Soares pela colaboração no processo inicial. A Lucia, pela ajuda nas revisões metodológicas no processo final e Prof. Ana Abecassis pelas revisões gramaticais. Aos funcionários e acadêmicos da Escola de Educação Física e Esporte no período de 2003 a 2005, ao se está distante simples ações tornam-se grandes feitos. Ao Centro Universitário Nilton Lins e Centro Universitário do Norte, pela oportunidade de transmitir os conhecimentos adquiridos neste processo aos futuros profissionais de Educação Física e Fisioterapia.

"A dúvida é o sal do espírito, sem uma pitada de dúvida, todos os conhecimentos em breve apodreceriam"

Alain

SUMÁRIO

		Página
	LISTA DE TABELAS.....	vi
	LISTA DE FIGURAS.....	vii
	LISTA DE QUADROS.....	x
	LISTA DE ANEXOS.....	xi
	RESUMO.....	xii
	ABSTRACT.....	xiv
1	INTRODUÇÃO	1
2	OBJETIVO.....	2
3	REVISÃO DE LITERATURA	3
3.1	A biomecânica na análise do movimento	3
3.2	A Eletromiografia como técnica investigativa	6
3.2.1	Aspectos gerais.....	6
3.2.2	Características metodológicas	7
3.2.3	Tratamento do sinal EMG.....	10
3.2.4	Normalização do sinal EMG	12
3.3	A técnica de movimento nos exercícios de extensão do quadril	13
3.3.1	Aspectos gerais.....	13
3.3.2	Aspectos cinemáticos.....	15
3.3.3	Aspectos relacionados a atividade muscular.....	17
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	22
4.1	Amostra	22
4.2	Instrumentos e medição	23

4.2.1	Eletromiografia	23
		Página
4.2.2	Eletrogoniometria	24
4.3	Variáveis experimentais	25
4.4	Experimento piloto.....	27
4.5	Procedimento experimental.....	28
4.6	Tratamento matemático dos dados	30
4.7	Tratamento estatístico dos dados.....	31
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	32
5.1	Parâmetros relacionados à ativação temporal	32
5.2	Análise da intensidade na ação muscular	37
5.3	Tempo de ativação muscular	38
5.4	Coeficiente de variação.....	40
6	LIMITAÇÕES METODOLÓGICAS	41
6.1	Quanto ao procedimento para determinação dos músculos analisados.....	41
6.2	Quanto ao procedimento para a coleta dos dados.....	42
6.3	Quanto às limitações dos instrumentos de medidas	42
7	CONCLUSÃO.....	43
	REFERÊNCIAS	44

LISTA DE TABELAS

Página

TABELA 1–	Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis de caracterização do grupo experimental (n=7).....	22
TABELA 2–	Média e desvio padrão (DP) da intensidade muscular para os músculos bíceps femoral cabeça longa (BF), vasto lateral (VL), multifido lombar (ML), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) no levantamento terra (LT) e no levantamento terra com joelhos estendidos (LTJE) (n=7).....	37
TABELA 3–	Valores médios e desvio padrão (DP) do tempo de ativação (% do ciclo) do músculos, bíceps femoral cabeça longa (BF), vasto lateral (VL), multifido lombar (ML), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM), durante a realização dos movimentos levantamento terra (LT) e levantamento terra com joelhos estendidos (LTJE), (n=7).....	39
TABELA 4–	Valores do coeficiente de variação (CV) para o nível de intensidade muscular nos músculos bíceps femoral cabeça longa (BF), vasto lateral (VL), multifido lombar (ML), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM), durante a realização dos movimentos levantamento terra (LT) e levantamento terra com joelhos estendidos (LTJE), (n=7).	40
TABELA 5–	Valores do coeficiente de variação (C.V) o tempo de contração nos músculos bíceps femoral cabeça longa (BF), vasto lateral (VL), multifido lombar (ML), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM), durante a realização dos movimentos levantamento terra (LT) e levantamento terra com joelhos estendidos (LTJE), (n=7).	41

LISTA DE FIGURAS

Página

FIGURA 1-	Métodos de investigação da biomecânica (adaptado de AMADIO, 1989).	4
FIGURA 2-	Exemplo de eletrodos de agulha (a esquerda) e de superfície (a direita).	7
FIGURA 3-	Fases do movimento no exercício levantamento-terra (LT): (a) posição inicial, (b) posição intermediária e (c) posição final.....	14
FIGURA 4-	Fases do movimento no exercício levantamento-terra com os joelhos estendidos (LTJE): (a) posição inicial, (b) posição intermediária e (c) posição final.....	15
FIGURA 5-	Gráfico representativo para a velocidade da barra. FA, fase de aceleração; CC, região de contato com a coxa; RMF, região de máxima força e FD, fase de desaceleração (adaptado de ESCAMILLA, FRANCISCO & FLEISIG, 2000).	17
FIGURA 6-	Média da ativação muscular (I-EMG) para o músculo bíceps femoral para as ações concêntricas e excêntricas nos três exercícios estudados: mesa flexora (MF), levantamento terra com joelhos estendidos (LTJE) e agachamento (AG) (adaptado de WRIGHT, DELONG & GEHLSSEN, 1999).	18
FIGURA 7-	Média da ativação muscular (I-EMG) para o músculo semitendíneo nas ações concêntricas e excêntricas nos três exercícios estudados: mesa flexora (MF), levantamento terra com joelhos estendidos (LTJE) e agachamento (AG) (adaptado de WRIGHT, DELONG & GEHLSSEN, 1999).....	19

FIGURA 8– Média da atividade EMG normalizada pela contração máxima voluntária isométrica (CMVI), para as duas técnicas do levantamento terra (sumo e convencional) nos músculos: reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), isquiotibiais laterais (IL), isquiotibiais mediais (IM), gastrocnêmio medial (GM), gastrocnêmio lateral (GL), tibial anterior (TA) e paravertebrais L3 (PVL3) (ESCAMILLA et al., 2002).	20
FIGURA 9– RMS (média e desvio padrão) dos músculos gastrocnêmio lateral (GL), gastrocnêmio medial (GM) e sóleo (SOL), para o ângulo de 90°, 135° e 180° da articulação do joelho durante a flexão plantar (Adaptado de SIGNORILE et al., 2002).....	21
FIGURA 10- Localização do ponto motor do músculo com o gerador de pulsos elétricos OMNI PULSI-901 (QUARK).	24
FIGURA 11- Ilustração do eletrogoniômetro utilizado para determinar a variação angular do joelho.	25
FIGURA 12- Representação dos parâmetros adotados para a determinação do tempo de contração muscular.	26
FIGURA 13–Fluxograma do procedimento experimental que identifica as etapas, os métodos biomecânicos e as variáveis utilizadas para as análises dos movimentos propostos.....	30
FIGURA 14- Envoltório linear do bíceps femoral (BF) durante a realização do levantamento terra (a) e do levantamento terra com joelhos estendidos (b), (n=7)	33
FIGURA 15– Envoltório linear do vasto lateral (VL) durante a realização do levantamento terra (a) e do levantamento terra com joelhos estendidos (b), (n=7)	35

FIGURA 16- Envoltório linear do multifído lombar (ML) durante a realização do levantamento terra (a) e do levantamento terra com joelhos estendidos (b), (n=7)	35
FIGURA 17- Envoltório Linear do tibial anterior (TA) durante a realização do levantamento terra (a) e do levantamento terra com joelhos estendidos (b), (n=7)	36
FIGURA 18- Envoltório linear do gastrocnêmio medial (GM) durante a realização do levantamento terra (a) e do levantamento terra com joelhos estendidos (b), (n=7)	37
FIGURA 19- Média e D.P. (desvio padrão) dos músculos analisados (Bíceps femoral - BF, Vasto Lateral – VL, Multifído Lombar – ML, Tibial Anterior – TA e Gastrocnêmio Medial – GM), nos dois exercícios propostos (1 - Levantamento Terra e 2 – Levantamento Terra com os Joelhos Estendidos), (n=7).	38

LISTA DE QUADROS

Página

QUADRO 1- Parâmetros cinemáticos durante o levantamento terra, realizado a partir da técnica sumo e convencional (adaptado de ESCAMILLA, FRANCISCO & FLEISIG, 2000).	17
--	----

LISTA DE ANEXOS

Página

ANEXO I-	Questionário informativo.....	54
ANEXO II-	Consentimento informado em participação da pesquisa.....	55
ANEXO III-	Rotinas matemáticas de tratamento do sinal EMG.....	56

RESUMO

CARACTERIZAÇÃO DA ATIVAÇÃO DE MÚSCULOS SELECIONADOS DO MEMBRO INFERIOR EM EXERCÍCIOS DE EXTENSÃO DO QUADRIL

Autor: EWERTTON DE SOUZA BEZERRA

Orientador: PROF. DR. JÚLIO CERCA SERRÃO

Dentre os fatores relacionados ao treinamento, a escolha do exercício representa um dos aspectos menos abordados na literatura especializada. Ainda que seja determinante para a implementação do treinamento, tendo em vista que se trata do vetor a partir dos quais as adaptações neuro-musculares irão ocorrer, pouco se tem estudado acerca de suas características biomecânicas. O presente estudo objetivou caracterizar as ações de músculos do membro inferior durante a execução do levantamento terra no estilo convencional (LT) e na sua variação com os joelhos estendidos (LTJE). No protocolo proposto as variáveis relativas a atividade muscular foram registradas através de sistema de aquisição EMG 1000 (Lynx Inc). Para cada um dos músculos analisados - bíceps femoral (BF), vasto lateral (VL), multifido lombar (ML), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) - foram analisados parâmetros relativos ao nível de máxima ativação durante o movimento, ao padrão temporal de ativação e ao tempo de contração. Para o nível de máxima ativação durante o LT, o BF ($1,001 \pm 0,247$ U.A), VL ($1,283 \pm 0,339$ U.A), ($1,127 \pm 0,427$ U.A), TA ($1,040 \pm 0,188$ U.A), GM ($1,0385 \pm 0,120$ U.A) apresentaram variações discretas e não significativas ($p < 0,05$). quando comparados com o LTJE, onde o BF apresentou ($0,986 \pm 0,285$ U.A), o VL ($1,011 \pm 0,146$ U.A), ML ($1,060 \pm 0,205$ U.A), TA ($1,092 \pm 0,153$ U.A), GM ($1,083 \pm 0,163$ U.A). Comportamento semelhante foi verificado

para o tempo de contração. As ausências de diferenças significativas evidenciam que os dois movimentos não apresentam estruturas diferentes, pois o comportamento temporal, intensidade de ativação muscular e tempo de ativação são semelhantes, o que mostra efetividade na utilização destes como estratégia de implementação em programas de treinamento e de reabilitação física.

PALAVRAS-CHAVE: biomecânica, eletromiografia, levantamento terra, treinamento

ABSTRACT

SELECTED MUSCLES OF THE INFERIOR MEMBER
CHARACTERIZATION IN HIP EXTENSION EXERCISES

Author: EWERTTON DE SOUZA BEZERRA

Adviser: PROF. DR. JÚLIO CERCA SERRÃO

Among the factors related to the training, the exercise choice represents one of the aspects less boarded in specialized literature. Yet it is determinative for the training implementation and considering it attends the vector that from it the neuromuscular adaptations will occur, and its biomechanical characteristics have been little studied. The present study aimed at characterizing the actions of selected muscles of the inferior member during the execution of the deadlift in the conventional style (LT) and its variation with the extended knees (LTJE). In the proposed protocol the variants of EMG have been registered by the acquisition system EMG1000 (Lynx Inc). For each analized muscle – lateral hamstring (BF), lateral vastus (VL), multifidus lumbar (ML), anterior tibia (TA) and medial gastrocnemius (GM) – were analized parameters related to the maximum activation level during the movement, to activation time standard and to contraction time. For the maximum activation level during the LT, the BF ($1,001 \pm 0,247$ U.A), VL ($1,283 \pm 0,339$ U.A), ($1,127 \pm 0,427$ U.A), TA ($1,040 \pm 0,188$ U.A), GM ($1,0385 \pm 0,120$ U.A) have been presented discrete variations without significant differences ($p < 0,05$), when compared with the LTJE, where the BF presented ($0.986 \pm 0,285$ U.A), the VL ($1,011 \pm 0,146$ U.A), ML ($1,060 \pm 0,205$ U.A), TA ($1,092 \pm 0,153$ U.A), GM ($1,083 \pm 0,163$ U.A). The same result was verified for the contraction time. The absence of significant differences makes evident that both

movement didn't present different structures, therefore the activation time standard, the maximum muscular activation and contraction time were equal, what it shows effectiveness in the use of these as strategy of implementation in programs of training and physical rehabilitation.

KEYWORD: biomechanical, electromyography, deadlift, training.

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos anos diversas evidências experimentais têm apontado o treinamento de força como um fator determinante para o desempenho esportivo (KRAMER, RATANESS, FRY, MCBRIDE, KOZIRIS, BAUER, LYNCH & FLECK, 2000; LIOW & HOPKINS, 2003), para a condição de saúde (FORCHT & KOLTYN, 1999; GUY & MICHELI, 2001) e para a reabilitação física (AMBROSE, TAUNTON, MACINTYRE, MCCONKEY & KNAM, 2003; HOOPER, MORRISTEY, WENDYDRESCHSLER, MORRISSEY & KIING, 2001; TOUTOUNGI, LU, LEARDINI, CATANI & O'CONNOR, 2000).

A importância do treinamento de força tem motivado a realização de estudos que abordam aspectos relacionados às adaptações estruturais (HOPPELER & FLUCK, 2003; SHOEPE, STELZER, GARNER & WIDRICK, 2003), cardiorespiratórias (FARGARD, 2001; FISHER, 2001; FORJAZ, MATSUDAIRA, RODRIGUÊS, NUNES & NEGRÃO, 1998) e hormonais (DURAND, CASTRACANE, HOLLANDER, TRYNIECKI, BAMMAN, O'NEAL, HEBERT & KRAEMER, 2003; ELIAKIM, SCHEETT, NEWCOMB, MOHAN & COOPER, 2001) decorrentes do treinamento. Avanços também foram observados em parâmetros relacionados ao treinamento como a influência da intensidade da carga (KRAMER, STONE, O'BRYANT, CONLEY, JOHNSON, NIEMAN, HONEYCUTT & HOKE, 1997), do volume (CHESTNUT & DOCHERTY, 1999; WOLFE, LEFEMURA & COLE, 2004) e da periodização de treinamento (FLECK, 1999). Dentre os fatores relacionados ao treinamento, a escolha do exercício representa um dos aspectos menos abordados na literatura. Ainda que seja determinante para o sucesso do treinamento, tendo em vista que se trata do vetor a partir dos quais as adaptações ao treinamento ocorrem, pouco se tem estudado a cerca de suas características biomecânicas. A ausência destas informações torna-se fator limitante, à medida que impossibilita o entendimento acerca dos músculos acionados e da sobrecarga mecânica gerada.

Ainda que existam dados acerca de alguns dos mais populares exercícios como o agachamento (EARL, SCHMITZ & ARNOLD, 2001; ESCAMILLA, FLEISIG, ZHENG, BARRENTINE, WILK & ANDREWS, 1998; MORRISSY, HARMAN, FRYKMAN & HAN, 1998), o leg-press (ESCAMILLA, FLEISIG, ZHENG, LANDER,

BARRENTINE, ANDREWS, BERGEMANN & MOORMAN, 2001), a mesa extensora (GHORI, DONNE & LUCKWELL, 1995; ESCAMILLA, FLEISIG, ZHENG, BARRENTINE, WILK & ANDREWS, 1998) e flexora (ONISHI, YAGI, OYAMA, AKASAKA, IHASHI & HANDA, 2002), as puxadas na polia (SIGNORILE, ZINK & SZWED, 2002) e o supino (BARNETT, KIPPERS & TURNER, 1995; CLEMONS & AARON, 1997; GLASS & ARMSTRONG, 1997; MCCAWE & FRIDAY, 1994), pouco se conhece sobre outros, como aqueles que envolvem a extensão da articulação do quadril, como é o caso do levantamento terra e do levantamento terra com os joelhos estendidos. Esses são bastante utilizados por adeptos do levantamento básico, dos programas esportivos e de atividade física, que buscam através da sua prática fortalecer músculos da região posterior do membro inferior, como os isquiotibiais, glúteo máximo e gastrocnêmio (BOMPA, 1999, 2001; DANTAS, 1998).

Apesar da sua destacada popularidade é notória a escassez de estudos acerca do tema na literatura especializada. Para o levantamento terra pode-se destacar o interesse pela caracterização cinemática do movimento. Dentre os estudos que versam sobre este tema se destacam aqueles cujo objetivo é a comparação entre técnicas diferentes (ESCAMILLA, FRANCISCO & FLEISIG, 2000; MCGUIGAN & WILSON, 1996) e níveis diferentes de habilidade (BROWN & ABANI, 1985). Dados acerca da atividade muscular (ESCAMILLA, FRANCISCO, KAYES, SPEER & MOORMAN, 2002; WRIGHT, DELONG & GEHLSSEN, 1999) são escassos e poucos conclusivos. Para o levantamento terra com o joelho estendido a ausência de dados é ainda mais expressiva.

2 OBJETIVO

Caracterizar parâmetros relativos a ação muscular do bíceps femoral cabeça longa (BF), vasto lateral (VL), gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA) e multifido lombar (ML) durante a execução do levantamento terra (LT) e do levantamento terra com joelhos estendidos (LTJE).

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 A biomecânica na análise do movimento

A biomecânica é uma área da ciência que se preocupa em analisar as ações das forças internas e externas do movimento humano, utilizando para isso uma base de conhecimento derivada das ciências naturais com investigações baseadas no método científico e em métodos próprios de investigação (FIGURA 1), (AMADIO, 2000, 2002).

Dentre esses métodos, a Cinemetria consiste em um conjunto de métodos que busca medir as variáveis cinemáticas envolvidas na descrição do movimento, independente das forças que causam esse, nessas descrições inclui-se deslocamentos lineares e angulares, velocidade, aceleração, centro de gravidade e centro de rotação dos segmentos a partir da aquisição de imagens durante sua execução, como puderam verificar BROWN e ABANI (1985) que ao utilizar a cinemática para analisar as características de rendimento em adolescentes que realizaram o levantamento terra. Para esta análise foi utilizada uma câmera de vídeo de 16mm com frequência de 1000 Hz, colocada a 20m da plataforma de execução. Foram determinados dois subgrupos (“habilidosos” e “não habilidosos”). Durante o movimento foi observado que o ângulo do tronco diminui ($22,7 \pm 5,6^\circ$ e $25,2 \pm 10,0^\circ$) e o ângulo do joelho aumenta ($122, \pm 5,7^\circ$ e $110,8 \pm 8,2^\circ$), para os “habilidosos” e “não habilidosos”, respectivamente, durante a fase de saída da barra. Nesta mesma fase o ângulo da perna ($76,1 \pm 3,3^\circ$) e coxa ($133,5 \pm 4,2^\circ$) apresentam significativo aumento para o grupo habilidoso, o que não foi observado na fase da passagem pelo joelho. Os sujeitos “habilidosos” mostraram uma postura mais ereta no momento inicial do levantamento, ângulo do tronco ($22,7 \pm 5,6^\circ$) contra ($25,2 \pm 10^\circ$) do grupo de “não habilidosos”. Os resultados apresentados evidenciam que a técnica e o nível de experiência do indivíduo executante influencia nos ângulos desenvolvidos pelas articulações durante o movimento.

FIGURA 1- Métodos de investigação da biomecânica (adaptado de AMADIO, 1989).

Ainda na linha das análises cinemáticas GRABE e WIDULE (1988) utilizaram uma câmera de 16 mm posicionada no plano sagital dos indivíduos analisados com o propósito de identificar possíveis variações nas técnicas de arremesso do levantamento olímpico, dentre as diferentes classes de arremessadores. Essas classes foram determinadas de acordo com o nível de experiência (anos de prática) apresentado pelos levantadores. Para melhor entender o arremesso os autores dividiram em cinco subfases, como observado abaixo:

(a) 1ª e 2ª fase, denominada “squat” – caracterizada pelo início do meio agachamento (flexão da articulação do joelho próximo aos 90°) e finalizada com o ponto de menor velocidade da barra;

(b) 3ª fase, denominada “braking” – tem início quando a barra chega a sua menor velocidade e finaliza com a velocidade desta chegando a zero e com total flexão da articulação do joelho;

(c) 4ª fase, denominada “thrust” – tem início com a total flexão da articulação do joelho, sendo finalizada quando a barra alcança a máxima velocidade ascendente;

(d) 5ª fase, denominada “split” – está seria o encaminhamento da barra sobre a cabeça do levantador alcançando assim sua altura máxima, nesta hora as pernas encontram-se num afastamento ântero-posterior formando a base de suporte da barra.

Os autores puderam evidenciar que para todas as classes de arremessadores há diminuição do ângulo do joelho durante a primeira fase, assim como na quarta fase um aumento da força empregada na realização do movimento.

Outros tipos de variáveis enfocadas são as cinéticas, que em geral envolvem as forças responsáveis pelo movimento, incluindo tanto as forças internas, que acometem a ativação muscular, o ligamento ou a fricção sofrida nos músculos e nas articulações e que são matematicamente definidas, quanto às externas, como a força de reação do solo (FRS) e distribuição da pressão, que podem ser determinadas por instrumentos específicos como a plataforma de força e sistemas de aquisição da pressão durante o movimento, essas duas últimas técnicas estão inseridas no método conhecido como Dinamometria, que tem como seu principal foco interpretar as forças, a partir do efeito de sua ação, num aspecto estático ou dinâmico.

HAKKINEN (1987) observou com a plataforma de força a relação existente entre a força de reação do solo (FRS) e três posições adotadas para o levantamento de carga, tendo como diferença entre as posições a saída da carga: (A) carga levantada a partir do chão; (B) carga levantada de uma altura de 5cm do chão; (C) carga levantada a partir de um bloco que tinha como referência a linha do joelho. A FRS foi expressa pelo percentual da massa do levantador e da carga da barra que teve como valor registrado ($119,1 \pm 19$ Kg). Os resultados apresentaram variações entre as posições estudadas quando observada a finalização do movimento (extensão da articulação do quadril e do joelho), pois a força de reação do solo (FRS) mostrou um aumento significativo na posição C ($177 \pm 10\%$) do que nas outras duas posições A e B, que apresentaram valores de (166 ± 13 e $163 \pm 14\%$), respectivamente, embora as razões não tenham sido explicadas pelo autor.

A Eletromiografia é a técnica que registra o sinal primário descrito pelo sistema muscular quando este realiza contração e servi como um excelente indicador de estresse, de padrão de movimento e parâmetros de controle do sistema nervoso.

Assim como a Antropometria é a última técnica que vem a colaborar com a demais, pois se preocupa em determinar características do aparelho locomotor, como as dimensões das formas geométricas de segmentos corporais, distribuição de massa, braços de alavanca, posições articulares, podendo assim definir modelos antropométricos contendo parâmetros necessários para a construção de um modelo biomecânico da estrutura analisada. (AMADIO & DUARTE, 1996; WINTER, 1990).

O interesse que a influência na variação da técnica de levantamento possa causar nos indivíduos parece ser uma outra preocupação dos pesquisadores (DOLAN, KINGMA, LOOZE, VAN DIEEN, TOUSSAINT, BATEN & ADAMS, 2001; GRANATA, MARRAS & DAVIS, 1999; HSIANG, BROGMUS & COURTNEY, 1997) entenda-se técnica de levantamento como sendo o método utilizado para se realizar uma tarefa de levantamento, como a movimentação de uma carga de um nível a outro.

Durante a análise do movimento pode-se observar que a aplicação dos métodos inerentes à biomecânica, descritos acima, são realizados de forma a convergir informações obtidas através destes para que se tenha acesso a um melhor entendimento do movimento. Embora algumas relações inerentes ao levantamento sejam discutidas, poucas são as evidências que mostrem quais as influências sofridas pelos músculos devido à diferença na execução do movimento.

3.2 A Eletromiografia como técnica investigativa

3.2.1 Aspectos gerais

A junção do corpo celular e seus dendritos, os múltiplos braços do axônio e as fibras musculares que estes inervam dá-se o nome de unidade motora (UM). A condução elétrica realizada pelo axônio até o tecido muscular é conhecida como potencial de ação (PA). Para uma contração muscular são desencadeados pequenos potenciais de ação, que transmitem as fibras que inervam uma resposta para a realização do movimento. A técnica que capta a somatória desses PA é conhecida como eletromiografia (WINTER, 1979, 1990).

A eletromiografia pode ser compreendida como o registro ou captação dos

potenciais de ação que são disparados pelo sistema nervoso central (SNC) através do neurônio motor, proporcionando assim acesso aos mecanismos eletro-fisiológicos que estão envolvidos na contração muscular durante a realização do movimento. (DE LUCA, 1997; LUDIN, 1995; WINTER, 1991).

3.2.2 Características metodológicas

O sinal eletromiográfico quando da realização de movimentos que ocasionam contrações dinâmicas ou isométricas, pode ser captado por um eletrodo, esse é a conexão entre o tecido biológico e o receptor de pré-amplificação (HECKMAN, HOGG, WIESTER & NIEDERHAUSER, 1995). Por sua vez o tipo de eletrodo pode ser dividido em eletrodo de agulha e de superfície (FIGURA 2).

FIGURA 2- Exemplo de eletrodos de agulha (a esquerda) e de superfície (a direita).

O primeiro normalmente é requerido para a captação de músculos pequenos ou profundos. No entanto, o eletrodo de agulha muitas vezes está mais sujeito a *crosstalk* (que seria a captação do sinal EMG de um músculo vizinho aquele no qual se pretende captar) do que o eletrodo de superfície e por se tratar de agulha pode causar maior desconforto. Esse desconforto pode aumentar a tensão ou a espasticidade do músculo, por mais repetitivo que seja o processo há uma maior dificuldade de colocá-lo na mesma área de captação e necessita de um maior tempo de preparação (tanto por parte do voluntário, como por parte do indivíduo que irá aplicar) (WINTER, 1990,1991).

O eletrodo de superfície é utilizado para análise de músculos superficiais, possui maior reprodutibilidade, é de mais fácil aplicação e melhor quando da captação durante movimentos. Segundo HERMENS, FRERIKS, DISEELHORST-KLUG e RAU (2000), o eletrodo de superfície tem a configuração bipolar e o formato

circular como o mais utilizado. No entanto, os sinais captados por este tipo de eletrodo apresentam algumas influências conforme a área de captação, a orientação do eletrodo em relação às fibras do músculo analisado e a localização adotada por este, que podem alterar a amplitude do sinal (DE LUCA, 1997).

Apesar da grande variação nas dimensões do eletrodo observada por HERMENS et al. (2000), esse parece não ser um fator determinante, pois segundo OLIVEIRA, GONÇALVES e DENADAI (1995) não foram encontradas diferenças significativas entre eletrodos de áreas diferentes (5, 10 e 15 mm) e de tipos diferentes (*Beckman, Dantec e Hawlett Packard*). Quanto à orientação do eletrodo HERMENS et al. (2000) observaram que este deve ser paralelo às fibras do músculo a ser analisado.

Mas quanto à localização do eletrodo sobre o músculo que será captado a literatura mostra uma falta de consenso, pois HERMENS et al. (2000) observaram que há uma falta de padronização tanto na descrição da técnica adotada como na própria técnica utilizada, dentre as inúmeras descrições três parecem ser as mais descritas, a primeira é a que utiliza o centro ou a protuberância do ventre do músculo, a segunda considera qualquer lugar entre a zona de inervação e o tendão distal e a última considera o ponto motor. Essas três técnicas foram analisadas por ARAUJO, SÁ e AMADIO (1995) que puderam observar que para grandes grupos musculares, de fácil palpação e inserção em pequena área óssea, a técnica de colocação do eletrodo no ponto médio entre as inserções apresenta a vantagem de ser menos trabalhosa. Por outro lado, para músculos que não tenham uma relação de superficialidade grande com a pele e/ou difícil palpação, a técnica de colocação dos eletrodos no ponto motor é mais indicada, pois como a localização é feita por estímulo elétrico promove maior confiabilidade na aquisição do sinal EMG e uma menor chance de ocorrer *crosstalk*. De encontro com os achados anteriormente apresentados, HERMENS et al. (2000) não observaram consenso sobre a técnica mais adequada para a fixação do eletrodo durante um levantamento feito entre 144 artigos de sete revistas especializadas em publicações que utilizam o eletrodo de superfície.

A Sociedade Internacional de Eletromiografia e Cinesiologia (ISEK), seguindo as recomendações da SINEAM sugere que: devido à falta de consenso

sobre o formato do eletrodo que seja pelo menos claramente informado o tipo, fabricante e forma, assim como as dimensões do eletrodo não excedam 10 mm na direção das fibras musculares; que a distância entre os eletrodos, quando aplicado o eletrodo bipolar seja de 20 mm e quando da aplicação deste em músculos pequenos que essa distância não exceda um quarto do comprimento do músculo, evitando ainda o tendão e a placa motora; que o material utilizado na fabricação do eletrodo tenha uma baixa rejeição, baixa impedância e um comportamento estável com a pele, sendo recomendado então o eletrodo do tipo Ag/AgCl; que o local no qual será fixo o eletrodo seja feita uma tricotomia, posteriormente limpo com álcool e após a vaporização do álcool o local deve ser seco; o eletrodo deve ser posicionamento na metade da distância entre o final da placa motora e o tendão distal do músculo analisado; quanto ao local de fixação do eletrodo de referência (neutro), este irá depender do músculo que está sendo analisado, pois deve ser tecidos eletricamente inativos, normalmente são utilizadas as protuberâncias ósseas (HERMENS et al., 2000).

DE LUCA (1997) enfatiza três fatores a cerca da eletromiografia que podem ser considerados limitantes durante sua aplicação: O primeiro chamado de *fatores causativos*, que estão associados aos efeitos básicos e elementares durante a aquisição do sinal, sendo este subdividido em causativos extrínsecos que estão associados à estrutura e localização do eletrodo sobre a pele, como a área e forma de detecção do eletrodo de superfície; à distância entre o ponto motor e a junção miotendínea do músculo estudado e a localização do eletrodo no músculo estudado para que esse não sofra influência do músculo adjacente durante a aquisição do sinal. Causativos intrínsecos que estão associados às características fisiológicas, anatômicas e bioquímicas do músculo, como o número de unidades motoras (UMs) ativadas em particular o tempo de contração, o qual contribui para a amplitude de detecção do sinal; o tipo de fibra que compõem o músculo, o qual determina a mudança no pH do músculo durante o processo de contração; diâmetro da fibra, já que este influencia na amplitude e na velocidade de condução dos potenciais de ação que constituem o sinal; profundidade e localização das fibras ativadas dentro do músculo para o eletrodo de superfície, essa relação determina a captação da região e por consequência a características da amplitude e frequência de detecção do sinal;

a quantidade de tecido entre a superfície do músculo e o eletrodo.

O segundo de *fatores intermediários*, que estão associados a fenômenos físicos e fisiológicos que influenciam um ou mais fatores causativos, como influência do músculo vizinho (*crosstalk*), velocidade de condução do potencial de ação, entre outros e o terceiro de *fatores determinantes*, que estão diretamente associados às informações no sinal EMG e na força, como o número de unidades motoras ativadas; interação mecânica entre as fibras musculares; frequência de disparo das UMs; o número de UMs detectadas; amplitude, duração e tamanho do potencial de ação das UMs; entre outras.

3.2.3 Tratamento do sinal EMG

Uma vez que o sinal EMG tenha sido coletado, será necessário um processamento deste para que se possam fazer correlações com outro sinal fisiológico ou biomecânico (WINTER, 1990).

Por si só, a análise da atividade EMG através do sinal original (este seria aquele que não sofreu nenhum tipo de tratamento após a sua captação), não irá dispor de informações precisas para futuras análises, desta forma se faz necessário o tratamento matemático.

O primeiro tratamento sofrido pelo sinal EMG seria a retificação deste, segundo ARAUJO (1998) esta retificação pode ser feita através da retificação de meia-onda que é o processo no quais todos os valores negativos do sinal são eliminados do procedimento de análise ou da retificação de onda completa onde somente as magnitudes absolutas do sinal são consideradas, essa normalmente é preferida, já que preserva o sinal original.

Mesmo após ter sofrido o processo de retificação, o sinal pode continuar apresentando dois problemas para sua interpretação. O primeiro estaria ligado à manutenção de grandes frequências de interferência providas do sinal original e o segundo ao tamanho do ruído ambiente que ainda estaria inserido nesse sinal, impedindo assim uma melhor visualização deste.

Para solucionar estas limitações duas técnicas são propostas, a primeira estaria voltada para eliminar as altas frequências, onde para isso será usado um filtro

de passa-baixa, o que resultará num alisamento (*smoothing*) da curva adquirida. A segunda seria usada para a eliminação do ruído ambiente que ainda poderá estar inserido no sinal retificado, para resolver este problema desenvolveu-se uma técnica chamada *signal averagers*, o efeito dessa técnica seria de fazer que todas as alterações de voltagem que ocorram ao mesmo tempo após o estímulo sejam aumentadas, enquanto que as flutuações das voltagens que ocorrem randomicamente sejam reduzidas (ARAÚJO, 1998).

Essas técnicas têm como principal objetivo facilitar o acesso às informações do sinal captado, pois se sabe que por este ser baixo pode ocasionar uma interpretação errônea devido aos ruídos existentes.

Mesmo com essas técnicas, o sinal retificado em onda cheia é uma avaliação semiquantitativa da atividade muscular, servindo apenas como um bom indicador da mudança dos níveis de contrações musculares. Sua unidade de medida se mantém igual a do sinal original milivolt (mV), (WINTER, 1990).

Após a eliminação dos ruídos o contínuo processamento deste sinal se faz necessário, pois irá melhorar as estratégias para a interpretação deste. Sendo que o processamento adotado para o sinal EMG é de grande importância, pois irá facilitar a interpretação do comportamento da ativação muscular. Este processamento pode ser efetivado através de processos que serão abaixo descritos:

(a) integração do sinal EMG – este é desenvolvido sobre o sinal retificado e se refere à integração matemática dos registros EMG-tempo. A integração do sinal EMG seria equivalente ao cálculo da área sob o sinal retificado EMG-tempo. Esta integração seria aplicada apenas a sinais retificados e o seu valor tende a aumentar em função do tempo WINTER (1990, 1991).

(b) Raiz quadrada da média dos quadrados, o *Root Mean Square* (RMS) – corresponde ao valor do sinal contínuo capaz de conter a mesma quantidade de energia (BASMAJIAN, 1974) e é matematicamente definido como a raiz quadrada da média dos quadrados dos valores instantâneos do sinal.

O RMS como afirma DE LUCA (1997) e ARAÚJO (1998) é um bom indicador da magnitude do sinal, pois representa a potência desse, quando da realização de contrações voluntárias.

(c) Domínio da frequência do sinal – segundo ARAÚJO (1998), o espectro

de densidade da potência do sinal EMG pode ser obtido usando uma técnica chamada *Fast Fourier Transform*. Mas para a análise do espectro de densidade da potência do sinal EMG, a frequência média e mediana parecem ser os parâmetros mais importantes. A frequência média é definida como a soma dos primeiros momentos de frequência divididos pela área sob a curva potência-frequência (ARAÚJO, 1998).

A frequência mediana é definida com a frequência que divide o espectro de potência em duas áreas iguais, este processamento é preferido para situações onde se estuda a fadiga muscular, pois segundo DE LUCA (1997) a frequência mediana é menos sensível a ruídos, menos sensível a sinais descontínuos e na maioria dos casos mais sensível a processos bioquímicos e fisiológicos que ocorrem no interior do músculo durante a contração sustentada.

(d) Envoltório Linear – esse se dá pela filtragem do sinal retificado em onda cheia por um filtro passa baixa e pode ser descrito como o melhor movimento da média porque é capaz de acompanhar a tendência do sinal EMG, bem como quase que por completo acompanhar o tamanho da curva de tensão. Sua unidade de medida é reportada em milivolt (Mv). Esse procedimento tem sido um dos mais confiáveis para interpretar a atividade muscular, WINTER (1990).

3.2.4 Normalização do sinal EMG

Ainda no processo de tratamento do sinal obtido se faz necessário a normalização do sinal que é um processo matemático que permiti entender a variabilidade do sinal coletado quando comparadas diferentes execuções do mesmo indivíduo ou de indivíduos diferentes. O valor absoluto da intensidade do sinal EMG fornece pouca informação, principalmente quando os sinais são de indivíduos diferentes ou de um indivíduo em momentos diferentes. Para solucionar esta limitação, se faz necessário à normalização em amplitude das curvas EMG, para isso necessita-se normalizar os valores absolutos em função de um valor de referência de amplitude. Essa normalização permite a comparação dos valores EMG obtidos em condições diferentes e possibilitam estudos interindivíduos, pois normalmente para uma determinada tarefa motora, o que se compara são esforços musculares relativos

entre diferentes indivíduos. (DE LUCA, 1997; WINTER, 1991).

Segundo YANG e WINTER (1984) os mais utilizados procedimentos para obtenção de um valor de referência para a normalização são: (a) normalização pela média da curva total; (b) normalização pelo valor máximo da curva; (c) normalização pelo valor obtido numa contração voluntária máxima isométrica (CMVI). Alguns estudos verificaram a variabilidade desses procedimentos perante alguns aspectos, ARAUJO, DUARTE e AMADIO (1997, 2000) e ERVILHA, AMADIO e DUARTE, (1997) observaram que o coeficiente de variação (CV) é maior para a CMVI do que para os outros dois procedimentos, o primeiro comparou durante um movimento de contração isométrica e o segundo para um movimento de extensão da articulação do joelho. Estes resultados não suportam os achados de LEHMAN (2002) que observou não haver diferenças quando comparada a normalização do sinal EMG pelo percentual da contração voluntária máxima, percentual da contração voluntária submáxima e pela média percentual da contração voluntária submáxima em indivíduos que possuíam ou não dores nas costas. LEHAM e MCGILL (1999) observaram a diferença na interpretação do sinal quando no seu estado não normalizado e quando normalizado por uma CMVI e perceberam que há uma diferença que pode interferir na interpretação deste se utilizado o sinal não normalizado. Assim como, YANG e WINTER (1984) não observaram diferença entre as técnicas de normalização, já que todas reduziram a variabilidade existente entre os sujeitos, o que facilita a interpretação dos resultados. Desta forma pode-se perceber que qualquer um dos procedimentos acima citados mostra suprir essa necessidade, a opção pela CMVI justifica-se devido ser um parâmetro de comparação de mais fácil entendimento, por utilizar um valor de referência à parte do sinal gerado durante o movimento.

3.3 A técnica de movimento nos exercícios de extensão do quadril

3.3.1 Aspectos gerais

Há a necessidade de caracterizarem-se os dois movimentos que serão estudados neste trabalho, estes são cíclicos. O levantamento terra (LT) é um

movimento caracterizado pela extensão do joelho e do quadril, tendo seu início com o indivíduo posicionado com flexão do quadril e joelho e a barra sendo segurada a frente (a), este irá realizar inicialmente uma extensão do joelho e quadril (b, c) e finalizará com a flexão destes (a) (FIGURA 3). O levantamento terra com os joelhos estendidos (LTJE) é caracterizado pela flexão do quadril, já que os joelhos permanecem estendidos, o seu início se dá com a barra posicionada a frente do indivíduo (a), realizando em seguida a flexão do quadril com os joelhos estendidos (b, c) e sendo finalizada com total a extensão do quadril (a), permanecendo os joelhos estendidos (FIGURA 4) (BOMPA, 2001; WRIGHT, DELONG & GEHLSSEN, 1999).

FIGURA 3- Fases do movimento no exercício levantamento-terra (LT): (a) posição inicial, (b) posição intermediária e (c) posição final.

FIGURA 4- Fases do movimento no exercício levantamento-terra com os joelhos estendidos (LTJE): (a) posição inicial, (b) posição intermediária e (c) posição final.

A literatura enfocada não relata distinções entre levantamento terra e a sua variação com os joelhos estendidos, observando, portanto apenas as diferenças apresentadas entre as duas técnicas executadas durante o levantamento terra, o sumô e a convencional. A primeira é caracterizada por uma menor flexão do joelho, maior afastamento dos pés, e pelo posicionamento dos braços entre as pernas, enquanto na última utilizam uma maior flexão do joelho, com os braços posicionados ao lado das pernas.

3.3.2 Aspectos cinemáticos

Descrever o comportamento do movimento, independente das forças que causam esse, em relação a variáveis de deslocamentos lineares e angulares, que possibilite conhecimento da velocidade, aceleração, centro de gravidade e centro de rotação dos segmentos, partindo da aquisição de imagens, durante sua execução.

Nesta perspectiva MCGUIGAN e WILSON (1996) relataram através da cinemetria as diferenças entre o estilo sumô e o convencional. Sendo assim, o movimento foi dividido em três eventos: (a) saída da barra, (b) passagem pelo joelho

e (c) finalização do movimento. Os resultados apontam que o estilo convencional na fase de saída da barra faz com que a articulação do joelho permaneça significativamente mais flexionada ($10,2 \pm 5,3^\circ$) do que no estilo sumo ($6,3 \pm 2,6^\circ$). Quando observado o segundo momento de trajetória da barra, que corresponde a fase de passagem pelo joelho (b), o quadril assume um ângulo de ($77,2 \pm 9,2^\circ$) no estilo convencional e de ($66,7 \pm 4,5^\circ$) no sumo. Essa diferença entre os dois estilos continua sendo observada para o tronco, onde o estilo convencional ($16,6 \pm 7,4^\circ$) apresenta diferença significativa em relação ao observado no estilo sumô de ($24,5 \pm 8,4^\circ$). Os autores concluíram que a adoção do estilo sumo mantém o tronco mais ereto nesta fase do movimento.

Nesta mesma linha de análise ESCAMILLA, FRANCISCO e FLEISIG, (2000), estudaram levantadores durante uma competição. Quando observado o comportamento dos ângulos articulares foi verificado que o estilo sumo mantém o tronco mais reto ($33 \pm 11^\circ$) do que o estilo convencional ($24 \pm 10^\circ$) durante a fase de saída da barra, bem como o ângulo da coxa é mais horizontal ($145 \pm 9^\circ$) em relação ao convencional ($137 \pm 5^\circ$), foi observado também que a perna mantém uma posição mais vertical durante o sumô ($80 \pm 4^\circ$) quando contraposto com o convencional que é de ($76 \pm 5^\circ$). Em relação ao deslocamento da barra, a fase de passagem pelo joelho, onde a velocidade da barra é menor, o grupo do sumo apresenta aumento na flexão do joelho ($153 \pm 8^\circ$) e quadril ($106 \pm 8^\circ$), enquanto o grupo convencional apresenta um maior ângulo para a perna ($84 \pm 2^\circ$) e menor para a coxa ($110 \pm 5^\circ$).

Alguns eventos relacionados ao deslocamento da barra merecem destaque, esses podem ser mais bem observados no (QUADRO 1) e na (FIGURA 5). A média do 1º. pico de velocidade da barra é de 40-50% maior do que a média do 2º. pico de velocidade para os dois estilos. A fase de aceleração (FA) e a região de contato com a coxa (CC) correspondem a 16% e 27% , respectivamente do total do levantamento, essa é a diferença do grupo sumo que gasta 10% a mais de tempo na fase de aceleração do que o convencional. Interessante que aproximadamente 18% do total do tempo de levantamento é gasto na região de força máxima, enquanto de 35-38% do tempo restante é empregado na fase de desaceleração, para ambas as técnicas.

QUADRO 1- Parâmetros cinemáticos durante o levantamento terra, realizado a partir da técnica sumo e convencional (adaptado de ESCAMILLA, FRANCISCO & FLEISIG, 2000).

SUMO (média ± DP)				CONVENCIONAL (média ± DP)		
	Velocidade (m.s ⁻¹)	Tempo de ocorrência (% total de tempo)	Posição vertical da barra (% posição vertical barra)	Velocidade (m.s ⁻¹)	Tempo de ocorrência (% total de tempo)	Posição vertical da barra (%posição vertical barra)
1º. Pico velocidade da barra	0,205 ± 0,063	26,1 ±10,0**	32,5 ± 14,3	0,241± 0,094	16,1± 7.3**	26,0 ±14,0
Velocidad e mínima da barra	0,076 ± 0,560	46,5 ±14,9	56,4± 24,9	0,091± 0,084	43,3 ±12,2	61,6 ±19,1
2º. Pico de velocidade da barra	0,150 ± 0,087	65,0 ± 12,3	76,1 ±14,1	0,163 ±0,095	61,6 ±16,2	80,4± 11,3

FIGURA 5- Gráfico representativo para a velocidade da barra. FA, fase de aceleração; CC, região de contato com a coxa; RMF, região de máxima força e FD, fase de desaceleração (adaptado de ESCAMILLA, FRANCISCO & FLEISIG, 2000).

3.3.3 Aspectos relacionados a atividade muscular

Observando os dados fornecidos pela literatura, poucos estudos têm mostrado a preocupação de fazer a análise da ativação muscular durante os

movimentos do levantamento terra e da sua variação com joelhos estendidos.

WRIGHT, DELONG e GEHLSSEN (1999) evidenciaram num estudo que utilizou a EMG de superfície, a atividade dos mm. semitendíneo e bíceps femoral durante a realização da mesa flexora de joelho na horizontal (MF), do levantamento terra com os joelhos entendidos (LTJE) e do agachamento (AG). Os dados foram normalizados pelo pico da atividade eletromiográfica dos músculos analisados. A MF ($0,959 \pm 0,077 \mu V$) e o LTJE ($0,832 \pm 0,206 \mu V$) não apresentam diferença significativa na fase concêntrica do movimento para o mm. bíceps femoral (FIGURA 6), mas ambos foram maiores que o AG ($0,499 \pm 0,156 \mu V$) nesta mesma fase. A MF ($0,685 \pm 0,088 \mu V$) apresentou uma fase excêntrica significativamente maior do que a fase excêntrica do LTJE ($0,511 \pm 0,114 \mu V$) e do AG ($0,370 \pm 0,110 \mu V$). O músculo semitendíneo (FIGURA 7) mostra um comportamento bem parecido com o bíceps femoral, pois não foi observada diferença significativa na fase concêntrica entre a MF ($0,929 \pm 0,107 \mu V$) e o LTJE ($0,815 \pm 0,211 \mu V$) para este. Os achados do estudo evidenciam que a MF e o LTJE mostraram uma maior atividade para os músculos analisados do que o AG.

FIGURA 6- Média da ativação muscular (I-EMG) para o músculo bíceps femoral para as ações concêntricas e excêntricas nos três exercícios estudados: mesa flexora (MF), levantamento terra com joelhos estendidos (LTJE) e agachamento (AG) (adaptado de WRIGHT, DELONG & GEHLSSEN, 1999).

FIGURA 7- Média da ativação muscular (I-EMG) para o músculo semitendíneo nas ações concêntricas e excêntricas nos três exercícios estudados: mesa flexora (MF), levantamento terra com joelhos estendidos (LTJE) e agachamento (AG) (adaptado de WRIGHT, DELONG & GEHLSSEN, 1999).

ESCAMILLA et al. (2002) buscaram um enfoque diferente, pois foi comparada a ativação muscular no levantamento terra para as duas técnicas distintas deste (sumô e convencional). No estudo, os autores limitaram-se a analisar o movimento no intervalo de 0° a 90° na fase ascendente e descendente do joelho em 12 repetições máximas (RM) e normalizaram o sinal EMG pela contração voluntária máxima isométrica (CVMI). Constatou-se pequena, porém significativa diferença quando observados os valores da média do estilo sumô em relação ao estilo convencional (FIGURA 8). A maior atividade muscular do vasto lateral (48 ± 24 da CVMI) e do vasto medial (44 ± 27 da CVMI) apresentada no estilo sumô pode ser justificada com os resultados cinemáticos relatados em ESCAMILLA, FRANCISCO e FLEISIG (2000) e ESCAMILLA et al. (2002) que apontam o aumento do momento extensor durante a técnica sumô em relação a convencional. Em relação aos mm. bíceps femoral, semitendíneo e semimembranáceo não foram verificados diferenças significativas. O m. tibial anterior (18 ± 9 da CVMI) evidenciou um significativo aumento na fase final do movimento para o estilo sumô quando comparado com o estilo convencional (13 ± 8 da CVMI).

FIGURA 8– Média da atividade EMG normalizada pela contração máxima voluntária isométrica (CMVI), para as duas técnicas do levantamento terra (sumo e convencional) nos músculos: reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), isquiotibiais laterais (IL), isquiotibiais mediais (IM), gastrocnêmio medial (GM), gastrocnêmio lateral (GL), tibial anterior (TA) e paravertebrais L3 (PVL3) (ESCAMILLA et al., 2002).

Analisar movimentos semelhantes ou que envolvam os mesmos músculos que serão analisados pode vir a elucidar o comportamento muscular durante a realização dos dois movimentos que serão estudados.

SIGNORILE, APPLGATE, DUQUE, COLE e ZINK (2002) fizeram o uso da EMG de superfície e de um dinamômetro isocinético para verificar a relação existente na ativação dos músculos do tríceps sural (gastrocnêmio porção medial e lateral e sóleo) para diferentes ângulos do joelho (90°, 135° e 180°) durante o movimento de flexão plantar, sendo observada diferença significativa para o gastrocnêmio medial e sóleo durante a execução do ângulo de 180° em relação aos outros (FIGURA 9).

FIGURA 9– RMS (média e desvio padrão) dos músculos gastrocnêmio lateral (GL), gastrocnêmio medial (GM) e sóleo (SOL), para o ângulo de 90°, 135° e 180° da articulação do joelho durante a flexão plantar (Adaptado de SIGNORILE et al., 2002).

Estudos que observaram o comportamento muscular em relação ao ângulo de 90° da articulação do joelho, ângulo semelhante ao adotado durante a execução do levantamento terra conforme já visto, podem esclarecer quanto a relação entre o ângulo articular e o nível de atividade EMG apresentada pelos músculos aqui estudados.

EARL, SCHMITZ e ARNOLD (2001) observaram que o vasto medial e lateral apresentam valores de ($0,27 \pm 0,09 \mu V$ e $0,26 \pm 0,15 \mu V$), respectivamente, para o EMG normalizado pela CVMI e com isso não apresentam diferença significativa durante a execução do agachamento até a posição de 90° da articulação do joelho, sendo que os autores não observaram além do ângulo relatado.

BOYDEN, KINGMAN e DYSON (2000) constataram através do envoltório linear que o pico de ativação para o VL, VM e RF foi de ($1649,94 \pm 36,55 \mu V$, $1572 \pm 49,99 \mu V$ e $1551,83 \pm 44,36 \mu V$), respectivamente, durante a realização do agachamento.

ESCAMILLA et al. (1998) verificaram que o comportamento do VL, VM e RF têm relação com a mudança do ângulo exercido pela articulação do joelho, pois os três apresentaram valores para o pico de ativação de ($57 \pm 8\%$), ($58 \pm 10\%$) e ($52 \pm 14\%$) quando normalizado pela CVMI, para o ângulo de 90°. Sendo observadas diminuições da atividade EMG para estes músculos quando da diminuição do ângulo

dessa articulação.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Amostra

A amostra foi composta por sete voluntários, sendo que destes três já haviam participado do estudo piloto, engajados em rotinas de treinamento de força por um período mínimo e ininterrupto de dois anos, e que utilizavam em suas rotinas de treinamento o LT e LTJE. Os voluntários não apresentaram nenhuma lesão osteo-mio-articular que pudesse afetar a realização dos movimentos propostos. O instrumento utilizado para coletar estas informações é apresentado no ANEXO I.

Para a coleta das variáveis antropométricas massa corporal e estatura foi utilizada uma balança digital (Filizola) com precisão de 100g, que possuía um estadiômetro com escala de 0,1 cm. O diâmetro biacromial e bitrocantariano foram coletados com a utilização de um paquímetro antropométrico (Mitotuyo) ajustável de correções de 50 cm com precisão de 0,05 mm.

Após serem informados acerca dos objetivos e procedimentos metodológicos envolvidos no projeto, os voluntários assinaram um termo de consentimento concordando em participar do estudo, (ANEXO II).

Os procedimentos metodológicos empregados no estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

As variáveis antropométricas analisadas demonstram que o grupo apresenta características bastante homogêneas, o que pode vir a deixar mais coesos os resultados que serão apresentados, pois desta forma a caracterização do comportamento dos músculos tende a não sofrer mudanças de padrão devido a diferenças antropométricas (TABELA 1).

TABELA 1– Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis de caracterização do grupo experimental (n=7)

Variáveis	Média (Desvio Padrão)
-----------	-----------------------

Idade (anos)	26,71 (4,99)
Massa Corporal (kg)	88,42 (12,39)
Estatuta (cm)	177,71 (8,86)
Diâmetro Biacromial (cm)	42,44 (2,46)
Diâmetro Bitrocanteriano (cm)	44,54 (5,44)

4.2 Instrumentos e medição

4.2.1 Eletromiografia

O sinal eletromiográfico foi adquirido por intermédio do equipamento EMG1000 (*Lynx Inc.*), composto por um amplificador diferencial de dez canais centrais (com quatro canais auxiliares) para eletrodos ativos pré-amplificados. Tal equipamento possui faixas de entrada de $\pm 10\text{mV}$, com rejeição de sinais em modo comum $>100\text{dB}$ em 60 HZ. O EMG1000 ainda possui uma taxa de aquisição máxima de 4Khz por canal, com comunicação com computador PC utilizando rede ethernet.

Este ainda possui uma fonte de alimentação com entrada de 90 a 240V_{ac} ou 12V_{dc} . Além de conversor A/D modelo AC1160 de 16 canais, com 16 entradas digitais TTL e 16 saídas TTL, possuindo duas entradas de contador up/down. Este conversor será utilizado para a sincronização dos instrumentos durante a coleta (eletromiografo e eletrogoniometro).

Os eletrodos utilizados no presente estudo foram eletrodos ativos pré-amplificados, com ganho de 20, montados em uma estrutura de poliuretano com duas placas de prata posicionadas a 10mm de distância uma da outra. Tais eletrodos ainda possuem entrada diferencial com alta impedância, com passa banda de até 4KHz.

Os eletrodos foram colocados próximo do ponto motor dos músculos, que segundo HERMENS et al. (2000), é um dos três locais mais utilizados nos estudos que são realizados com EMG de superfície, sendo indicado pela ISEK (Sociedade Internacional de Eletromiografia e Cinesilogia), pois apresenta grande sensibilidade e permite que o ponto motor seja localizado através da estimulação elétrica.

A localização do ponto motor foi realizada por um gerador de pulsos elétricos OMNI PULSI-901 (QUARK) (FIGURA 10), com trens de pulso de 1 ms, em

freqüência tetanizante (20 a 80 Hz), cuja intensidade foi aumentada até que se atingisse o limiar de excitação do músculo.

FIGURA 10- Localização do ponto motor do músculo com o gerador de pulsos elétricos OMNI PULSI-901 (QUARK).

4.2.2 Eletrogoniometria

Para controlar a variação angular na articulação do joelho e determinar a fase do movimento, utilizou-se um eletrogoniômetro planar. o eletrogoniômetro utilizado (FIGURA 11) tem como transdutor um potenciômetro de rotação, construído a partir de duas hastes flexíveis, articuladas por um potenciômetro BOURNS (65345-001-502). O potenciômetro apresenta linearidade nominal de $\pm 0,5\%$ e resistência de $5k\Omega \pm 10\%$ e opera com um amplificador linear de sinais de duas entradas ($\pm 5V$ e $\pm 10V$) com duas saídas para um conversor analógico digital.

FIGURA 11- Ilustração do eletrogoniômetro utilizado para determinar a variação angular do joelho.

As hastes foram fixadas na coxa e perna do sujeito com bandagens elásticas, ficando o potenciômetro no centro da articulação do joelho. A partir da movimentação da articulação, e conseqüentemente das hastes, o potenciômetro altera sua tensão elétrica, que, em função de uma rotina de calibração prévia, permite a determinação da variação angular naquela articulação. A colocação das hastes na coxa foi guiada pelo epicôndilo lateral e o trocanter maior do fêmur, e na perna, pela cabeça da fíbula e do maléolo fibular.

4.3 Variáveis experimentais

Os músculos analisados durante o levantamento terra (LT) e o levantamento terra com os joelhos estendidos (LTJE) foram os multifidos (ML) na região lombar (L5), vasto lateral (VL), bíceps femoral cabeça longa (BF), gastrocnêmio medial (GM) e tibial anterior (TA). A escolha destes músculos justificam-se por serem superficiais e por cinesiologicamente estarem envolvidos na realização do movimento (BASMAJIAN, 1974; BOJADSEN, SILVA, RODRIGUES & AMADIO, 2000; NETTER, 2000).

Para cada um dos músculos foi analisado o padrão de ativação temporal, o nível de ativação muscular e o tempo de contração. Para a determinação do

padrão de ativação temporal foi utilizado o envoltório linear que foi traçado a partir dos resultados do sinal EMG de cada músculo após a normalização, esta foi feita pela média dos picos apresentados durante o ciclo do movimento em cada um dos dois movimentos analisados.

O nível de ativação muscular foi obtido através do cálculo do Root Mean Square (RMS) durante o movimento, este é calculado através da raiz quadrada da média dos quadrados dos valores instantâneos do sinal EMG (EQUAÇÃO 1), expressa abaixo, e representa o maior valor obtido durante o movimento.

$$RMS = \sqrt{M^2}$$

EQUAÇÃO 1 – Fórmula utilizada para obtenção do Root Mean Square (RMS), onde M representa a média do sinal retificado (adaptado de BASMAJIAN, 1974).

Para o tempo de contração, determinou-se o intervalo de tempo no qual a atividade muscular mantinha-se em um patamar superior a 50% do pico do sinal EMG. A FIGURA 12 ilustra os parâmetros utilizados para o cálculo desta variável, a linha escura determina o 50% da média e as setas indicam o período no qual o sinal ficou acima deste patamar.

FIGURA 12- Representação dos parâmetros adotados para a determinação do tempo de contração muscular.

4.4 Experimento piloto

Com o objetivo de avaliar o procedimento experimental proposto foi realizado um estudo piloto com três voluntários (29 ± 7 anos, $177,33 \pm 15,37$ cm, $89,33 \pm 16,01$ Kg).

O questionário aplicado, que fazia parte dos procedimentos prévios, foi ajustado para fornecer informações úteis para a composição dos parâmetros de inclusão da amostra. Este passou a incluir dados acerca da rotina de treinamento dos indivíduos e possíveis lesões anteriormente desenvolvidas, fatores estes determinantes para a participação do experimento.

O teste de carga voluntária máxima (C.V.M) foi ajustado a partir do método adotado por BROWN e WEIR, (2001), os ajustes foram realizados, pois o sugerido por estes autores mostrou-se de difícil aplicação conforme o procedimento sugerido, que é descrito desta forma: antes da realização do teste, o indivíduo irá realizar um aquecimento geral (ergômetro) que envolva os músculos que serão utilizados no movimento a ser medido. Após este aquecimento geral, um mais específico que envolverá 1 série de 8 repetições com aproximadamente 70% da carga máxima (CM) estimada para 1 RM. Na sequência uma outra série de 3 repetições com 90% da CM, sendo que na sequência será subestimada (baseada na sequência anterior) a carga para uma nova tentativa, sendo esta com uma única repetição, o valor alcançado será considerada a carga máxima do voluntário. O tempo de intervalo entre as tentativas não será menor que três e nem maior do que cinco minutos, pois este intervalo proporciona recuperação da reserva de substrato envolvida em contrações intensas, o ATP-CP (creatina fosfato), BOMPA (1999).

O teste de CVMI (contração voluntária máxima isométrica) mesmo sendo realizado de forma monoarticulada e com as modificações realizadas sobre o protocolo sugerido por BROWN e WEIR, (2001) não obteve êxito, pois a utilização dos sinais obtidos através do teste no processo de normalização do sinal EMG de cada músculos apresentaram valores acima do valor de referência, o que indica ausência de contração máxima isométrica, desta forma optou-se pela normalização do sinal pela média dos picos.

O experimento piloto facilitou quanto a escolha dos músculos a serem

analisados durante a coleta dos movimentos propostos, pois estes se mostraram envolvidos em ambos os movimentos.

Os instrumentos de medidas foram ajustados e sincronizados de forma a captarem os sinais emitidos pelos músculos que posteriormente seriam tratados e analisados.

Sendo assim, o procedimento experimental adotado é detalhado no item 4.5.

4.5 Procedimento experimental

Os indivíduos foram selecionados de forma voluntária, preenchendo um questionário destinado a levantar dados acerca da sua rotina de treinamento e dos seus antecedentes de lesão osteo-mio-articular. Após a constatação que os critérios de inclusão haviam sido cumpridos, o voluntário realizava o teste de carga voluntária máxima, através de procedimentos que foram modificados a partir das recomendações de BROWN et al, (2001).

Quando da aplicação do teste de CVM um breve aquecimento geral (movimento de livre escolha) era realizado. Ao final deste aquecimento era aplicada inicialmente uma carga aleatória, sendo esta o mais próximo possível da carga máxima. Este parâmetro foi obtido com o próprio voluntário sendo baseado nas suas cargas de treinamento. Caso não fosse obtido uma repetição máxima, acrescentava-se uma carga maior do que a anteriormente usada e era realizado uma nova repetição, se necessário uma terceira tentativa ocorreria, mas sendo esta a última. Este procedimento era adotado para os dois movimentos que foram analisados, sendo a ordem de execução destes durante o teste determinada por um sorteio. O tempo de intervalo entre cada tentativa durante a execução dos movimentos foi de no mínimo três e no máximo de cinco minutos.

Após a realização deste teste foram dadas 48 horas de intervalo para o dia de coleta do sinal EMG, este intervalo foi adotado devido aos achados de MATUSZAK, FRY, WEISS e IRELAND (2003), pois este verificou ser este o tempo mínimo para não interferência no desempenho quando da realização de teste de CVM durante movimentos que envolvem grandes grupos musculares.

No dia da coleta do sinal EMG foi realizado a localização do ponto motor, seguida de tricotomia do local. Os eletrodos foram posicionados no membro inferior direito, bem como, os que coletaram os sinais dos multifidos foram posicionados do lado direito da região lombar no tronco, seguindo a recomendações da Sociedade Internacional de Eletromiografia e Cinesiologia (HERMENS et al, 2000). O eletrogoniometro foi fixo no membro direito do voluntário tendo a articulação do joelho como referência. A coleta da variação angular e da atividade eletromiográfica foi realizada com uma frequência de amostragem de 1khz.

Durante a coleta dos dados, cada movimento foi realizado em três repetições que utilizaram 70% da CVM, sendo esse percentual escolhido por ser muito utilizado entre os praticantes de atividade física com pesos (ESCAMILLA et al., 1998; ONISHI et al., 2002). O intervalo entre a realização dos exercícios foi de 3 minutos.

À distância das mãos na pegada da barra e a distância entre os calcanhares foram ajustadas pelos diâmetros biacromial e bitrocanteriano, (HEYWARD & STOLARCZYK, 2000), respectivamente, servindo para padronizar o movimento dos indivíduos durante a execução das tentativas. O fluxograma que representa o procedimento experimental é apresentado na FIGURA 13.

FIGURA 13– Fluxograma do procedimento experimental que identifica as etapas, os métodos biomecânicos e as variáveis utilizadas para as análises dos movimentos propostos.

4.6 Tratamento matemático dos dados

O tratamento inicial do sinal original de cada músculo era feito com a filtragem deste utilizando um filtro passa-baixa de segunda ordem do tipo butterworth com 500Hz de frequência.

A partir deste procedimento era realizada a normalização do sinal EMG

pela média dos picos obtido para cada músculo nas três repetições feitas para o movimento executado.

Após esta normalização eram determinados os pontos de início e fim de cada uma das três repetições e posteriormente traçada a média destas, a partir deste etapa foi calculado o valor de intensidade da ativação muscular representado pelo RMS (Root Mean Square).

Em seguida, era calculado quanto tempo o valor da magnitude do sinal EMG permanecia acima de 50% da média do pico do sinal (valor este utilizado como referência para a normalização do sinal) durante o ciclo do movimento. Ainda foi calculado o coeficiente de variação (C.V) que é representado pela divisão do desvio padrão da variável pela sua própria média, para os valores da magnitude do sinal e do tempo de ativação. Por fim, era traçado o comportamento temporal do sinal durante o ciclo do movimento através do envoltório linear.

Para a normalização, cálculo da intensidade muscular (RMS), tempo de ativação muscular, coeficiente de variação (C.V) foi usada a rotina *EMGONIO1*, todas as rotinas específicas (ANEXO III) foram implementadas a partir do software MATLAB 6.0 (Mathworks Inc), bem como, para as implementações gráficas foi utilizado o software ORIGIN 6.0 (Microcal Software, Inc).

4.7 Tratamento estatístico dos dados

Os dados foram analisados em caráter descritivo, calculando-se média e desvio padrão para cada uma das variáveis experimentais. A verificação da distribuição normal dos dados foi aferida através do teste de Wilcoxon.

O teste *t* pareado para medidas repetidas foi utilizado para comparar o levantamento terra com o levantamento terra com os joelhos estendidos. O tratamento estatístico foi realizado através do software SPSS 10.0 for Windows (Real Stats, Real Easy).

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 Parâmetros relacionados à ativação temporal

Antes das análises acerca desta variável deve-se explicar para melhor entendimento que para o LT os primeiros 50% do ciclo do movimento representa a fase ascendente (extensão do joelho) e que os últimos 50% a fase descendente (flexão do joelho), já para o LTJE o 50% iniciais do ciclo do movimento representa a fase descendente (flexão do quadril) e os últimos 50% do ciclo a fase ascendente (extensão do quadril), conforme características do dois movimentos anteriormente descritas no item 3.3.1.

Desta forma, o envoltório linear para os músculos analisados expressou comportamentos diferentes para as distintas fases do movimento quando comparados os dois movimentos. A fase excêntrica notoriamente apresenta uma magnitude bem menor do que a fase concêntrica, situação esperada, pois estudos de BISHOP, TRIMBLE, BAUER e KAMINSKI (2000) e KAY, GIBSON, MITCHELL, LAMBERT e NOAKES (2000) demonstram que as magnitudes da atividade EMG entre as fases excêntrica e concêntrica dos movimentos, apresentam diferenças, essas diferenças são adaptações do sistema nervoso central (SNC) que envolvem uma quantidade menor de neurônios motores durante a realização da fase excêntrica quando comparada com a concêntrica.

O BF, durante o LT (FIGURA 14a) apresentou um pico de atividade muscular nos 20% iniciais do ciclo, momento este que corresponde ao movimento de extensão do joelho (fase ascendente). Nota-se que nos últimos 50% do ciclo que representa a fase descendente (flexão do joelho) uma diminuição da atividade do músculo, porém não necessariamente este fator pode ser atribuído a um menor envolvimento do músculo nesta fase. Esta fase representa a ação excêntrica que conforme anteriormente descrito é uma ação que envolve uma quantidade menor de neurônios motores e que por conseqüência uma geração menor de potenciais de ação.

O pico do sinal EMG observado para o BF durante a fase inicial do LT, pode ser justificado devido à ação que o mesmo exerce como auxiliar durante a

extensão da articulação do quadril. Estes achados são semelhantes aos apresentados por ESCAMILLA et al. (2002), para o movimento LT durante a execução de suas duas técnicas, a sumô e convencional.

Durante a realização do LTJE, o BF (FIGURA 14b) apresenta uma atividade muscular mais baixa entre 0 e 60% do ciclo do movimento, neste momento está sendo realizada a fase descendente, correspondente a fase de flexão da articulação do quadril. Na fase posterior (ascendente), entre 60 e 100% do ciclo do movimento, a atividade muscular é maior, podendo ser notado o pico de atividade principalmente nos últimos 20% do ciclo.

FIGURA 14- Envoltório linear do bíceps femoral (BF) durante a realização do levantamento terra (a) e do levantamento terra com joelhos estendidos (b). (n=7)

As modificações de comportamento do BF durante o LT e do LTJE relatam modificações ocorridas nas distintas fases do movimento (ascendente e descendente), estas podem ser atribuídas as modificações no movimento articular, pois sabe-se da participação direta deste músculos durante ações desenvolvidas pela articulação do quadril durante movimentos de extensão e flexão desta, aqui representados pela fase acima descritas.

O LT apresentou para o VL um pico de atividade durante os primeiros 20% do ciclo do movimento (FIGURA 15a) momento que representa o movimento de extensão da articulação do joelho (fase ascendente). Este achado vai ao encontro

dos de BOYDEN, KINGMAN e DYSON (2000), EARL, SCHMITZ e ARNOLD (2001) e ESCAMILLA et al. (1998, 2001) que relatam um maior nível de atividade para o VL no mesmo momento. As modificações quanto a ação muscular do VL durante o LT são notadas devido ao envolvimento deste durante a extensão da articulação do joelho (fase ascendente), pois este é movimento primário exercido pelo quadríceps.

Na fase descendente do LT (últimos 50% do ciclo), a intensidade do sinal EMG para o VL volta a apresentar aumento, mesmo que não seja maior do que o apresentado na fase ascendente. O aumento gradativo da atividade deste músculo seria justificado pela ação excêntrica do músculo durante a fase descendente devido a este estar contrapondo-se a ação da gravidade, achados semelhantes foram notados por ESCAMILLA et al. (1998, 2002).

O VL durante o LTJE (FIGURA 15b), apresenta uma atividade constante durante a fase descendente do movimento (0 a 60% do ciclo do movimento), porém apresenta um pico de atividade entre 60 e 80% do ciclo, na fase ascendente. Esta atividade ocorre em co-contração com o BF, que apresenta um pico durante a mesma fase (FIGURA 14b). Tal ação pode ser atribuída para a estabilização da articulação do joelho, porém estes achados carecem de maiores evidências experimentais.

O comportamento do ML durante o LT (FIGURA 16a) e o LTJE (FIGURA 16b) pode ser caracterizado como uma atividade constante, pois pouca modificação foi notada durante o ciclo do movimento. Resultados semelhantes foram observados por ESCAMILLA et al (2002), quando da comparação entre o levantamento terra no estilo sumô e convencional, pois apesar das diferenças cinemáticas ocasionadas devido a maior inclinação do tronco para o segundo estilo (ESCAMILLA, FRANCISCO & FLEISIG, 2000), modificações quanto a ação muscular não ocorreram, evidenciando que a ação estabilizadora desta musculatura parece não ser significativamente afetada pela técnica de movimento.

FIGURA 15– Envoltório linear do vasto lateral (VL) durante a realização do levantamento terra (a) e do levantamento terra com joelhos estendidos (b), (n=7)

FIGURA 16- Envoltório linear do multifído lombar (ML) durante a realização do levantamento terra (a) e do levantamento terra com joelhos estendidos (b), (n=7)

O TA apresenta atividade constante e de baixa intensidade para o LT (FIGURA 17a) durante o ciclo do movimento, tal comportamento pode ser justificado pela pouca amplitude desenvolvida pela técnica do LT (convencional) aqui analisada. Resultados semelhantes foram observados por ESCAMILLA et al (2002) quando da comparação da atividade deste mesmo grupo entre a técnica convencional e sumô

deste mesmo movimento, os autores apontam que na técnica convencional há uma atividade menor do que no sumô, esta diferença estaria ligado ao menor momento dorsiflexor do tornozelo na técnica convencional, (ESCAMILLA, FRANCISCO & FLEISIG, 2000).

Seguindo a mesma análise, as modificações observadas para o GM durante o LT mostram uma constância do sinal durante o ciclo do movimento, com uma pequena variação deste nos 20% iniciais do ciclo (FIGURA 18a), esta alteração pode ser justificada pelos relatos de ESCAMILLA, FRANCISCO e FLEISIG (2000) que notaram uma aumento do momento de flexão plantar durante a realização do LT no estilo convencional.

No entanto, as ações do TA e GM durante a realização do LTJE apresentam pouca variação dentro do ciclo do movimento, FIGURA 17b e 18b, respectivamente caracterizando assim uma intensidade constante que pode ser justificada pela pequena movimentação da articulação do tornozelo durante este movimento.

FIGURA 17- Envoltório Linear do tibial anterior (TA) durante a realização do levantamento terra (a) e do levantamento terra com joelhos estendidos (b), (n=7)

FIGURA 18- Envoltório linear do gastrocnêmio medial (GM) durante a realização do levantamento terra (a) e do levantamento terra com joelhos estendidos (b), (n=7)

5.2 Análise da intensidade na ação muscular

Não foram observadas diferenças significativas ($p < 0,05$) entre o LT e o LTJE, quando da comparação no nível de máxima ativação. No LT, a atividade do BF foi de $1,001 \pm 0,247$ U.A., assim como, o VL $1,283 \pm 0,339$ U.A., o ML $1,127 \pm 0,427$ U.A., o TA $1,040 \pm 0,188$ U.A. e o GM $1,0385 \pm 0,120$ U. Estes resultados apresentaram variações não significativas quando comparados com os do LTJE, onde o BF apresentou $0,986 \pm 0,285$ U.A., o VL $1,011 \pm 0,146$ U.A., ML $1,060 \pm 0,205$ U.A., TA $1,092 \pm 0,153$ U.A., GM $1,083 \pm 0,163$ U.A., (TABELA 2 e FIGURA 19).

TABELA 2- Médias e desvios padrão (DP) da intensidade muscular para os músculos bíceps femoral cabeça longa (BF), vasto lateral (VL), multifido lombar (ML), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) no levantamento terra (LT) e no levantamento terra com joelhos estendidos (LTJE) (n=7).

RMS (U.A.)	BF	VL	ML	TA	GM
LTJE	0,986(0,285)	1,011(0,146)	1,060(0,205)	1,092(0,153)	1,083(0,163)
LT	1,001(0,247)	1,283(0,339)	1,127(0,427)	1,040(0,188)	1,038(0,120)

FIGURA 19- Média e D.P. (desvio padrão) dos músculos analisados (Bíceps femoral - BF, Vasto Lateral – VL, Multifido Lombar – ML, Tibial Anterior – TA e Gastrocnêmio Medial – GM), nos dois exercícios propostos (1 - Levantamento Terra e 2 – Levantamento Terra com os Joelhos Estendidos), (n=7).

Resultados semelhantes quando da observação do LT no estilo convencional e sumô foram notados por ESCAMILA et al. (2002), durante a análise dos mesmos músculos, apesar das notórias diferenças no procedimento experimental.

Os resultados demonstram que a estrutura do movimento não é suficientemente diferente, realizando com isso modificações no padrão de atividade muscular, mas mesmo que os músculos não tenham apresentado diferenças entre os dois movimentos, pode-se apontar uma efetividade destes músculos quando da realização deste dois movimentos.

5.3 Tempo de ativação muscular

Para este parâmetro foi calculado o intervalo de tempo no qual a atividade muscular mantinha-se num patamar superior a 50% da média do pico do sinal EMG.

Os valores do tempo de contração entre o LT e o LTJE não apresentaram

diferenças estatísticas significativas ($p < 0,05$) para o BF $32 \pm 23,86\%$ e $31,08 \pm 23,86$, TA $40,43 \pm 35,16\%$ e $37,83 \pm 38,61$, VL ($43,42 \pm 18,85$ e $21,11 \pm 14,71\%$), ML ($10,53 \pm 5,83\%$ e $20,41 \pm 18,83$) e GM ($50,99 \pm 27,49\%$ e $29,8 \pm 16,63\%$), respectivamente para o LT e o LTJE, TABELA 3.

Pode ser notado que os elevados valores do desvio padrão relatam uma grande variação encontrada entre os sujeitos para cada um dos dois movimentos, processo este indicativo que a técnica individual é um fator preponderante de influência na manutenção do nível de atividade muscular durante a realização dos movimento, pois sendo assim, o padrão de manutenção do tempo de ativação pode ser influenciado pelo tempo de prática com os movimentos e característica biológica dos voluntários da amostra.

TABELA 3— Valores médios e desvios padrão (DP) do tempo de ativação (% do ciclo) do músculos, bíceps femoral cabeça longa (BF), vasto lateral (VL), multifido lombar (ML), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM), durante a realização dos movimentos levantamento terra (LT) e levantamento terra com joelhos estendidos (LTJE), (n=7).

	BF	VL	ML	TA	GM
LTJE	31,08%(23,86)	21,11%(14,71)	20,41%(18,83)	37,83%(38,61)	29,80%(16,63)
LT	32,00%(16,66)	43,42%(18,85)	10,53%(5,85)	40,43%(35,16)	50,99%(27,49)

A ausência de relatos na literatura quanto ao tempo de manutenção da ativação muscular em movimentos dinâmicos, faz com que inferências quanto à constatação de níveis adequados de manutenção do sinal, para cada músculo durante o ciclo do movimento que classificariam o envolvimento como alto ou baixo, sejam de difícil consideração.

Porém cabe uma análise individual para cada um dos músculos em ambos os movimentos, pode-se perceber que em média de 30% do tempo total do ciclo do movimento os valores para o BF foram mantidos acima de 50% do pico máximo atingido, mesmo comportamento pode ser notado para o TA e GM, podendo assim considerar que ambos os movimentos podem a vim causar adaptações neuro-musculares para este grupos musculares.

O VL apresenta períodos diferentes de manutenção do sinal entre o LT e o

LTJE, para o primeiro há uma manutenção em uma média de 40% do tempo total do ciclo, mas no segundo observa-se uma queda neste valor para 20% do tempo total do ciclo. Este comportamento pode estar ligado a maior amplitude alcançada pela articulação do joelho durante a realização do LT, condição que não ocorre no LTJE.

O ML apresenta maior média para a manutenção do sinal EMG durante realização do LTJE quando compara do com o LT, essa situação pode implicar em uma maior exigência deste grupo muscular quando da realização do primeiro movimento

5.4 Coeficiente de variação

O coeficiente de variação (CV) representa o nível de oscilação que o sinal EMG obteve durante todo o ciclo do movimento no LT e no LTJE. Estes podem ser observados na TABELA 4, para o nível de ativação muscular e na TABELA 5 para o tempo de ativação do sinal EMG.

Os níveis de variação apresentados durante o LT para a ativação muscular foram de 24,73% no BF, 26,48% no VL, 18,12% para o TA e 11,6% no GM. Não distante o LTJE apresentou valores de 28,88% no BF, 14,51% no VL, 14,08% para o TA e 15,12% no GM. Para os ML, O CV foi de 37,87% para o LT e de 19,37% para o LTJE.

Podendo assim, observar que durante a realização do LT e do LTJE há uma menor variabilidade dos padrões apresentado pelo nível de ativação, aqui representado pelo RMS, o que mostra consistência e pouca variação dos resultados, condição que aumenta a confiança e aplicação dos resultados coletados no presente estudo.

TABELA 4– Valores do coeficiente de variação (CV) para o nível de intensidade muscular nos músculos bíceps femoral cabeça longa (BF), vasto lateral (VL), multifido lombar (ML), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM), durante a realização dos movimentos levantamento terra (LT) e levantamento terra com joelhos estendidos (LTJE), (n=7).

	Nível de ativação do sinal EMG (RMS)				
	BF	VL	ML	TA	GM
LTJE	28,88%	14,51%	19,37%	14,08%	15,12%

LT	24,73%	26,48%	37,87%	18,12%	11,60%
----	--------	--------	--------	--------	--------

As variações apresentadas pelo CV durante o LT e LTJE para a variável tempo de contração mostram que quando relacionado a manutenção do sinal EMG durante o ciclo dos dois movimentos, o nível de variabilidade é maior do que quando observado o pico de contração (RMS).

Os maiores valores do C.V foram apresentados para o tempo de ativação do sinal EMG (TABELA 5), sendo de 52,06% no BF, 43,42% no VL, 86,97% para o TA, 53,91% no GM e 55,62% no ML quando da realização do LT. Tais valores também são altos para o LTJE, quando foram obtidos valores de 76,76% no BF, 69,68% no VL, 102,07% para o TA, 55,8% no GM e 88,49% no ML. Portanto, para esta variável observa-se expressiva variabilidade, condição que reforça a hipótese da influencia da interferência da técnica individual de movimento na manutenção da atividade muscular.

TABELA 5- Valores do coeficiente de variação (C.V) o tempo de contração nos músculos bíceps femoral cabeça longa (BF), vasto lateral (VL), multifido lombar (ML), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM), durante a realização dos movimentos levantamento terra (LT) e levantamento terra com joelhos estendidos (LTJE), (n=7).

	Tempo de ativação muscular				
	BF	VL	ML	TA	GM
LTJE	76,76%	69,68%	88,49%	102,07%	55,80%
LT	52,06%	43,42%	55,62%	86,97%	53,91%

6 LIMITAÇÕES METODOLÓGICAS

Os procedimentos experimentais implementados para este estudo condicionam limitações, ainda que limitações sejam características comuns de todos os procedimentos experimentais e normalmente inevitáveis, estes devem ser consideradas e discutidas com a finalidade de facilitar a interpretação dos dados.

6.1 Quanto ao procedimento para determinação do músculos analisados

Os movimentos analisados são caracterizados por envolverem articulações do membro inferior (quadril, joelho e tornozelo), desta forma os

músculos aqui analisados estão cinesiologicamente envolvidos diretamente nos movimentos realizados nestas articulações. Apesar de estudos (ESCAMILLA et al., 2002; WRIGHT, DELONG & GEHLSSEN, 1999) mostrarem envolvimento de outros músculos do membro inferior, nestes mesmos movimentos. A limitação de músculos foi condicionada pela característica do equipamento usado para a coleta que apresentava um número limitado de canais para a captação do sinal EMG. Porém uma análise mais ampla que venha a envolver os músculos que aqui não foram relatados poderá esclarecer comportamentos e proporcionar um maior entendimento dos dois movimentos.

6.2 Quanto ao procedimento para a coleta do dados

A coleta de dados foi realizada em um ambiente incomum aos voluntários. Dada as restrições impostas neste ambiente, pode-se ter condicionado algum tipo de alteração no padrão do movimento, para esta condição dá-se o nome de efeito retroativo. A utilização de eletrodos do eletromiografia e as hastes do eletrogoniômetro podem aumentar este efeito devido a ficarem presas ao sujeito durante a realização do movimento. Para minimizar este efeito, ofereceu-se a oportunidade de no dia da coleta os sujeitos pudessem realizar quantos movimentos necessários na fases de aquecimento (esta era realizada com todos os instrumentos já fixados no sujeito) para melhor adaptação e por consequência menor efeito retroativo.

6.3 Quanto as limitações dos instrumentos de medidas

O sistema de coleta do sinal EMG apresenta algumas limitações que podem vir influenciar nos resultados, desta forma pode-se destacar que a localização do eletrodo pode ser um fator limitante pois este tem uma área de captação pequena, que pode causar rápida saturação do eletrodo, ou ainda ter uma área de captação que não consiga abordar a área do músculo que foi ativada, o que pode ocasionar alteração na amplitude do sinal EMG. Além das influências que podem ser sofridas pelos músculos adjacentes ao analisado, a velocidade de

condução do potencial de ação, o número de unidades motoras ativadas, a frequência de disparo das UMs, o número destas que serão detectadas, além da duração e do tamanho do potencial de ação gerado são fatores que não podem ser controlados que causam alterações nas respostas durante as análises, dificultando a comparação dos dados.

7 CONCLUSÃO

O fato de não terem sido notadas modificações expressivas quanto ao comportamento temporal nos músculos analisados para os dois movimentos propostos, leva a caracterizar uma semelhança na ação dos músculos durante a fase ascendente e descendente. Exceção feita ao VL durante o LT, pois este apresentou um nível de atividade semelhante no início da fase ascendente e no final da fase descendente, comportamento que não foi observado durante a realização do LTJE, podendo caracterizar uma distinção na utilização destes movimentos para este músculo.

Da mesma forma a intensidade de ativação muscular não apresentou diferenças significativas para os músculos analisados entre os dois movimentos, o que vem a demonstrar que a estrutura do movimento não é suficientemente diferente para condicionar alterações no padrão de atividade muscular, sendo que nível de atividade foi bastante satisfatório, o que aponta uma efetividade destes músculos quando da realização destes dois movimentos.

O tempo de manutenção apresentado relata que a técnica individual é um fator preponderante de influência na manutenção do nível de atividade muscular durante a realização dos movimentos, podendo sofrer alterações conforme o tempo de prática que o indivíduo possua com os dois movimentos.

No entanto, novas pesquisas devem ser desenvolvidas levando em consideração o aumento da amostra experimental, comparação entre indivíduos praticantes e não praticantes dos movimentos propostos, mudança nas faixas etárias e implementação das análises cinemáticas.

REFERÊNCIAS

AMADIO, A.C. Fundamentos da biomecânica do esporte: considerações sobre a análise cinética e aspectos neuromusculares do movimento. 1989. Tese (Livre Docência) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.

_____. Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. In: AMADIO, A.C.; BARBANTI, V.J. (Orgs). A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo: Estação Liberdade, 2000, p. 45.

_____. Características metodológicas da biomecânica aplicada à análise do movimento humano. In: BARBANTI, V.J.; AMADIO, A.C.; BENTO, J.O.; MARQUES, J.A. Esporte e atividade física: interação entre rendimento e saúde. São Paulo: Manole, 2002, p. 27.

AMADIO, A.C.; DUARTE, M. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. São Paulo: EEFUEUSP, 1996, p. 22-54.

AMBROSE, T.L.; TAUNTON, J.E.; MACINTYRE, D.; MCCONKEY, J.; KNAM, K.M.; The effects of proprioceptive or strength training on the neuromuscular function of the ACL reconstructed knee: a randomized clinical trial. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, Copenhagen, v.13, p. 115-123, 2003.

ARAUJO, R.C. Utilização da eletromiografia na análise biomecânica do movimento humano. 1998. Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.

ARAÚJO, R.C.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Estudo da variabilidade do sinal eletromiográfico intra e inter-indivíduos durante contração isométrica. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., 1995, Campinas. Anais... São Paulo: SBB/UNICAMP, 1997, p. 128-34.

ARAUJO, R.C.; SÁ, M.R.; AMADIO, A.C. Estudo sobre as técnicas de colocação de eletrodos para eletromiografia de superfície em músculos do membro inferior. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., 1995, Brasília. Anais... Brasília: SBB/UnB, 1995, p. 244-5.

_____. On the inter- and intra-subject variability of the electromyographic signal in isometric contractions. Electromyography Clinical Neurophysiology, Louvain, v.40, n.4, p. 225-9, 2000.

BARNETT, C.; KIPPERS, V.; TURNER, P. Effect of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulders muscles. Journal of Strength and Conditioning Research, Champaign, v.9, n.4, p.222-227, 1995.

BASMAJIAN, J.V. Muscles alive: their functions revealed by eletroctromyografy. 3ed. Baltimore: Williams & Wilkins, p.71-75, 1974.

BISHOP, M.D.; TRIMBLE, M.H.; BAUER, J.A.; KAMINSKI, J.A. Differential control during maximal concentric and eccentric loading revealed by characteristics of the electromyogram. Journal of Electromyography and Kinesiology, New York, v.10, p. 399-405, 2000.

BOJADSEN, T.W.A; SILVA, E.S.; RODRIGUES, A.J.; AMADIO, A.C. Comparative study of Mn, Multifidi in lumbar and thoracic spine. Journal of Eletromyography and Kinesiology, New York, v. 10, p. 143-49, 2000.

BOMPA, T. O. A periodização no treinamento esportivo. Tradução Dayse Batista. São Paulo: Manole, 2001.

_____. Periodization: theory and methodology of training. 4. ed. Champaign: Human Kinetics, 1999.

BOYDEN, G.; KINGMAN, J.; DYSON, R. A comparison of quadriceps electromyographic activity with the position of the foot during the parallel squat. *Journal of Strength Conditioning Research*, Champaign, v. 14, n. 4, p. 379-382, 2000.

BROWN, W.E.; ABANI, K. Kinematics and kinetics of the deadlift in adolescent power lifters. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Madison, v. 17, n. 5, 1985.

BROWN L.E.; WEIR, J.P. Asep procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power, *JEOnline*, v. 4, n. 3, p. 1-21, 2001.

CHESTNUT, J.L.; DOCHERTY, D. The effects of 4 and 10 repetitions maximum weight-training protocols on neuromuscular adaptations in untrained men. *Journal of Strength Conditioning Research*, Champaign, v.13, n.4, p.353-359, 1999.

CLEMONS, J.M.; AARON, C. Effect of grip width on the myoelectric activity of the prime movers in the bench press. *Journal of Strength Conditioning Research*, Champaign, v.11, n.2, p.82-87, 1997.

DANTAS, E.H.M. A prática da preparação física. 4. ed. São Paulo: Phorte, 1998.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, Champaign, v. 13, p.135-163, 1997.

DOLAN, P.; KINGMA, I.; LOOZE, M.P.; VAN DIEEN, J.H.; TOUSSAINT, H.M.; BATEN, C.T.M.; ADAMS, M.A. An EMG technique for measuring spinal loading asymmetric lifting. *Clinical Biomechanics*, Bristol, Supplement 16, n.1, p.s17-s24, 2001.

DURAND, R. J.; CASTRACANE, V. D.; HOLLANDER, D. B.; TRYNIECKI, J. L.; BAMMAN, M. M.; O'NEAL, S.; HEBERT, E. P.; KRAEMER, R. R. Hormonal Responses from Concentric and Eccentric Muscle Contractions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Madison, v. 35, n. 6, p.937–943, 2003.

EARL, J.E.; SCHMITZ, R.J.; ARNOLD, B.L. Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, New York, v. 11, p.59-67, 2001.

ELIAKIM, A; SCHEETT, T.P; NEWCOMB, R; MOHAN, S; COOPER, D.M. Fitness, Training, and the Growth Hormone/Insulin-Like Growth Factor I Axis in Prepubertal Girls. *The Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism*, Springfield, v. 86, n. 6, p. 2797-2802, 2001.

ERVILHA, U.F.; AMADIO,A.C.; DUARTE,M. Estudo sobre o procedimento de normalização da intensidade do sinal EMG durante o movimento humano. In:CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., 1995, Campinas. Anais... São Paulo: SBB/UNICAMP, 1997.

ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G.S.; ZHENG, N.; BARRENTINE, S.W.; WILK, K.E.; ANDREWS, J.R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Madison, v. 30, n. 4, p. 556-569, 1998.

ESCAMILLA, R. F.; FLEISIG, G. S.; ZHENG, N.; LANDER, J. E.; BARRENTINE, S. W.; ANDREWS, J. R.; BERGEMANN, B. W.; MOORMAN, C. T. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Madison, v. 33, n. 9, p. 1552–1566, 2001.

ESCAMILLA, R.F.; FRANCISCO, A.C.; FLEISIG, G.S. A three dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional styles deadlifts. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Madison, v. 32, p.1265 –75, 2000.

ESCAMILLA, R.F.; FRANCISCO, A.C.; KAYES, A.V.; SPEER, K.P.; MOORMAN, C.T. An eletromyografic análisis of sumo and convencional style deadlifts. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Madison, v. 34, n.4, p.682-8, 2002.

FAGARD, R.H. Exercise characteristics and the blood pressure response to dynamic physical training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Madison, v.33, p.S484 -92, 2001.

FISHER M.M. The effect of resistance exercise on recovery blood pressure in normotensive and borderline hypertensive women. *Journal of Strength Conditioning Research*, Champaign, v.15, n.2, p.210-216, 2001.

FLECK, S.J. Periodized strength training: a critical review. *Journal of Strength Conditioning Research*, Champaign, v.13, n.1, p.82-89, 1999.

FOCHT B.C.; KOLTYN K.F. Influence of resistance exercise of different intensities on state anxiety and blood pressure. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Madison, v.31, p. 456-63, 1999.

FORJAZ, C.L.M.; MATSUDAIRA, Y.; RODRIGUÊS, F.B.; NUNES, N.; NEGRÃO, C.E. Post-exercise changes in blood pressure, heart rate and rate pressure product at different exercise intensities in normotensive humans. *Brazilian Journal Medicine Biological Research*, São Paulo, v.31, p.1247-55, 1998.

GHORI, G.M.V.; DONNE, B.; LUCKWELL, R.G. Relationship between torque and EMG activity of knee extension muscles during isokinetic concentric and eccentric actions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, New York, v. 5, n.2, p. 59-

67,1995.

GLASS, S.C.; ARMSTRONG, T. Electromyographical activity of the pectoralis muscle during incline and decline bench press. *Journal of Strength Conditioning Research*, Champaign, v.11, n.3, p.163-167, 1997.

GRABE, S.A.; WIDULE, C.J. Comparative biomechanics of the jerk in Olympic weightlifting. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, Washington, v. 59, n.1, p.1-8, 1988.

GRANATA, K.P.; MARRAS, W.S.; DAVIS, K.G. Variation in spinal load and trunk dynamics during repeated lifting exertions. *Clinical Biomechanics*, Bristol, v. 14, p 367-375, 1999.

GUY, J.A.; MICHELI, L.J. Strength training for children and adolescents. *Journal Academic Orthopedic Surgery*, v.9, p. 29-36, 2001.

HAKKINEN, K. A biomechanical analysis of various combinations of the snatch pull exercise. *Jyvaskyla:Teviot-Kimpfin*, 1987, p. 229-43.

HECKMAN, R.; HOGG, H.P.; WIESTER, T.H.; NIEDERHAUSER, U.B. Basic principles. In: LUDIN, H.P. *Electromyography*. Amsterdam :Elsevier, 1995. v.5, p. 79-99.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISEELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal Electromyography and Kinesiology*, New York, v. 10, p. 261-374, 2000.

HEYWARD, V.H.; STOLARCZYK, L.M. Avaliação da composição corporal aplicada. São Paulo: Manole, 2000, p. 81-2.

HOOPER, D.M.; MORRISTEY, M.C.; WENDYDRESCHSLER, P.T.; MORRISSEY, D.; KIING, J. Open and closed kinetic chain exercise in the early period after anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Medicine and Sports*, Greenwich, v. 29, n. 2, p.167-174, 2001.

HOPPELER, H.; FLUCK, M. Plasticity of skeletal muscle mitochondria: structure and function. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Madison, v. 35, n.1, p. 95–104, 2003.

HSIANG, S.M; BROGMUS, G.E; COURTNEY, T.K. Low back pain (LBP) and lifting technique – a review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Amsterdam, v.19, p 59-74, 1997.

KAY, D.; GIBSON, A.S.C.; MITCHELL, M.J.; LAMBERT, M.I; NOAKES, T.D. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, New York, v.10, p.425-431, 2000.

KRAMER, J.B.; STONE, M.H.; O'BRYANT, H.; CONLEY, M.S.; JOHNSON, R.; NIEMAN, D.C., HONEYCUTT, D.A.; HOKE, T.P. Effects of single versus multiple sets of weight training: impact of volume, intensity and variation. *Journal of Strength Conditioning Research*, Champaign, v.11, n.3, p.143-147, 1997.

KRAMER, W.J.; RATANESS, N.; FRY, A.C.; MCBRIDE, T.; KOZIRIS, L.P.; BAUER, J.A.; LYNCH, J.M.; FLECK, S.J. Influence of resistance training volume and periodization on physiological and performance adaptations in collegiate women tennis player. *The American Journal of Sports Medicine*, Greenwich, v.28, n. 5, p. 626-633, 2000.

LEHMAN, G.J. Clinical considerations in the use of surface electromyography: three experimental studies. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*,

Lombard, v. 25, n. 5, p.293-9, 2002.

LEHMAN, G.J.; MCGILL, S.M. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyographic: a proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, Lombard, v. 22, n. 7, p. 444-6, 1999.

LIOW, D. K.; HOPKINS, W. G. Velocity specificity of weight training for kayak sprint performance. *Medicine in Science and Sports in Exercise*, Madison, v. 35, n. 7, p. 1232–1237, 2003.

LUDIN, H.P. *Electromyography*. Amsterdam: Elsevier. 1995. v.5. p1-4.

MATUSZAK, M.E.; FRY, A.C.;WEISS, L.W.; IRELAND, T.R. Effect of Rest Interval Length on Repeated 1 Repetition Maximum Back Squats. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, Champaign, v.. 17, n. 4, p. 634–637. 2003

McCAW, S.T.; FRIDAY, J.T; A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press. *Journal of Strength Conditioning Research*, Champaign, v.8, n.4, p.259-264, 1994.

McGUIGAN, M.R.M.; WILSON, B.D. Biomechanical analysis of the deadlift. *Journal Strength Condition and Research*, Champaign, v.10, p. 250–5, 1996.

MORRISSY, M.C.; HARMAN, E.A.; FRYKMAN, P.; HAN, K.H. Early phase differential effects of slow and fast barbell squat training. *The American Journal of Sports Medicine*, Greenwich, v 26, N 2, p 221-231, 1998.

NETTER, F.H. *Atlas da anatomia humana*. Tradução J. Vinky e E. Ribeiro. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. p 160-66; 472-87.

OLIVEIRA, R.B.; GONÇALVES, M.; DENADAI, B,S. Analise dos registros eletromiográficos obtidos com diferentes tipos de eletrodo. In:CONGRESSO

BRASILIERO DE BIOMECÂNICA, 6., 1995, Brasília. Anais... Brasília: SBB/UnB, 1995. p 233-37.

ONISHI, H.; YAGI, R.; OYAMA, M.; AKASAKA, K.; IHASHI, K.; HANDA, Y. EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, New York, v.12, p. 399-406, 2002.

SIGNORILE, J.F.; APPELEGATE, B.; DUQUE, M.; COLE, N.; ZINK, A. Selective Recruitment of the triceps surae muscles with changes in knee angle. *Journal Strength Condition and Research*, Champaign, v. 16, n. 3, p. 433-439, 2002.

SIGNORILE, J.F.; ZINK, A.J.; SZWED, S.P. A Comparative Electromyographical Investigation of Muscle Utilization Patterns Using Various Hand Positions During the Lat Pull-down. *Journal Strength Condition and Research*, Champaign, v. 16, n.4, p. 539-546, 2002.

SHOEPE, T.C.; STELZER, J.E.; GARNER, D.P.; WIDRICK, J.J. Funcional adaptability of muscle fibers to long-term resistance exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Madison, v.35, n.6, p.944-951, 2003.

TOUTOUNGI, D.E.; LU, T.W.; LEARDINI, A.; CATANI, F.; O'CONNOR, J.J. Cruciate ligament forces in human knee during rehabilitation exercise. *Clinical Biomechanics*, Briston, v. 15, p. 176-187, 2000.

WILLIAMS, L.R.; WALMSLEY, A. Response timing and muscular coordination in fencing: a comparison of elite and novice fencers. *Journal Science and Medicine Sport*, Belconnen, v.3, n.4, p.460-75, 2000 .

WINTER, D.A. *Biomechanics of Human Movement*. New York: Wiley-Interscience, 1979. p 127-145.

_____. *Biomechanics and motor control movement of human movement*. 2nd.

ed. New York.:Wiley-Interscience, 1990. p. 196-206.

WRIGHT, G.A.; DELONG, T.H.; GEHLSSEN, G. Eletromyographic activity of the hamstrings during performance of the leg curl, stiff-leg deadlift and back squat movements. Journal Strength Condition and Research, Champaign, v. 13. n. 2, p.220-27.1999.

YANG, J.F; WINTER, D.A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. Chicago. v. 65, n. 9, p.517-21. 1984.

ANEXO I- Questionário informativo

Projeto de Pesquisa: Caracterização da Ativação de músculos do Membro Inferior em Exercícios de Extensão do Quadril

Escola de Educação Física e Esporte - USP

1 - Dados de Identificação:

Data da coleta: ____/____/____ Data de Nascimento: ____/____/____

Nome: _____

Telefone (contato): _____ e-mail: _____

Idade: _____ anos Sexo: M F

2 – Dados Antropométricos

Massa Corporal: _____ Kg Estatura _____ cm

Diâmetros biacromial _____ cm Diâmetros bitrocantariano _____ cm

3. Sobre a prática de atividade física

3.1 Há quanto tempo você pratica atividade física contínua envolvendo treinamento com pesos? 2 anos () 3 anos () mais de 3 anos ()

3.2 Você utiliza o levantamento terra ou levantamento terra com os joelhos estendidos “STIFF” na sua rotina de treino? não () sim () Qual? _____

Quantas vezes na semana? (1x) (2x) (3x) (4x) (5x) (6x) (7x)

3.3 Você incluiu nos últimos 6 meses pelo menos um dos exercícios citados anteriormente no seu programa de treinamento?

() não () sim. Qual? () levantamento terra () levantamento terra com os joelhos estendidos “STIFF” () ambos

4. Anamnese Ortopédica

4.1 Você foi recentemente submetido à:

() tratamento fisioterápico () intervenção cirúrgica

4.2 Em qual região do corpo e há quanto tempo? _____

4.3 Você já teve alguma fratura ou sente dores nos membros superiores?

() Ombro () Braço () Cotovelo () Ante-braço () Punho () Mão ()

Não

4.4 Você já teve alguma fratura ou sente dores nos membros inferiores?

() Coxa () Joelho () Perna () Tornozelo () Pé () Não

4.5 Tem ou teve algum problema ortopédico? _____

ANEXO II-Consentimento informado em participação da pesquisa.

Projeto de Pesquisa:

CARACTERIZAÇÃO DA ATIVAÇÃO DE MÚSCULOS DO MEMBRO
INFERIOR EM EXERCÍCIOS DE EXTENSÃO DO QUADRIL

Responsável: Prof. Dr. Julio Cerca Serrão

Pesquisador Gerente: Ewertton de Souza Bezerra

O presente projeto de pesquisa tem como propósito central determinar os aspectos da ativação muscular, a fim de verificar a eficiência dos músculos envolvidos nos movimentos analisados. Para tanto, propomos a caracterização do levantamento terra no estilo convencional e da sua variação com os joelhos estendidos. Os voluntários realizaram três repetições válidas para cada condição do experimento.

Destacamos ainda que todos os experimentos serão realizados de forma não invasiva, não existindo, portanto risco à sua integridade física. Como procedimento prévio à realização do experimento os voluntários serão submetidos a anamnese ortopédica.

Após o conhecimento dos experimentos, concordo em participar deste projeto de pesquisa, na condição de voluntário, permitindo a realização do protocolo descrito no experimento, e ainda com a possibilidade de desistência durante o procedimento.

RG: _____ Data: ____/____/____.

Assinatura do voluntário: _____

ANEXO III- Rotinas matemáticas de tratamento do sinal EMG.

Emgonio1

```
function 1(filename)
%verificar a intensidade de ativacao muscular atraves do RMS
%utilizando o envoltorio linear para localizar o pico de transicao
%da fase de maxima extensao e flexao da articulacao, verificando a media e dpadro do RMS.
%para cada fase do goniometro sera obtido um RMS e apos um valor de total do movimento.
%normalizado pela media do sinal EMG
%Ewertton Bezerra ewsbezerra@yahoo.com.br jul/2004.
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%filtrar o emg e o gonio
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
[filename,pathname]=uigetfile('*.');
data=load([pathname, filename]);
[b,a]=butter(2,10/(1000/2));
data(:,7)=filtfilt(b,a,data(:,7));
gonio=data(:,7);
gonio1=(90*gonio)/-3.2882;
[b,a]=butter(2,[20 400]/(1000/2));
emg=filtfilt(b,a,data(:,2:6));
emg=abs(emg);
[b,a]=butter(2,5/(1000/2));
emg=filtfilt(b,a,emg);
t=data(:,1);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%normalizar o sinal pela media
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
w1=mean(emg);
for i=1:5
    emg(:,i) = emg(:,i)/w1(i);
end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%localizar extremos
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
[datasel,nsel,extremos] = extreme([t gonio1 emg],2,'Selecione o inicio e fim do movimento:');
leg = {'Goniometro','bf','vl','erd','ta','gm'};
[x,y,ysd,cv1,cv2] = mcyclea(t,[gonio1 emg],extremos,2);
%save('c:\math\MATLAB6p5\work\Dados\sandroacfiltrado.txt','-ascii','-tabs')
rms1 = sqrt(mean(y(1:round(length(y)/2):).^2));
%calcula do rms da primeira fase

rms2 = sqrt(mean(y(round(length(y)/2):end,:).^2));
%calcula do rms da segunda fase

rms=sqrt(mean(y).^2);
emg_a=emg(:,1);
emg_b=emg(:,2);
emg_c=emg(:,3);
emg_d=emg(:,4);
emg_e=emg(:,5);

ger_a=1;
ger_b=1;
ger_c=1;
ger_d=1;
ger_e=1;

ex_menos=extremos(2,1)-extremos(1,1);
%maximoy=max(emg_a)
for r=1:length(emg_a)
    maximoy=max(emg_a);
    if(emg_a(r,1)>=(maximoy/2))
        ger_a=ger_a+1;
    end
end
for r=1:length(emg_b)
    maximoy=max(emg_b);
    if(emg_b(r,1)>=(maximoy/2))
```


ANEXO III- Rotinas matemáticas de tratamento do sinal EMG (cont.)

```

        ger_b=ger_b+1;
    end
end
for r=1:length(emg_c)
    maximoy=max(emg_c);
    if(emg_c(r,1)>=(maximoy/2))
        ger_c=ger_c+1;
    end
end
for r=1:length(emg_d)
    maximoy=max(emg_d);
    if(emg_d(r,1)>=(maximoy/2))
        ger_d=ger_d+1;
    end
end
for r=1:length(emg_e)
    maximoy=max(emg_e);
    if(emg_e(r,1)>=(maximoy/2))
        ger_e=ger_e+1;
    end
end
for i=1:6
    subplot(2,3,i)
    errorbar(x,y(:,i),ysd(:,i))
    xlim([0 100])
    legend(char(leg(i)),0)
    title(['RMS1 = ' num2str(rms1(i)) 'RMS2 = ' num2str(rms2(i)) 'RMS = ' num2str(rms(i))])
    legend(char(leg(i)),0)
    ytodos(:,1+2*(i-1))=y(:,i);
    ytodos(:,2+2*(i-1))=ysd(:,i);
end

% file_b=['c:\math\MATLAB6p5\work\Dados\germanodadosst.txt'];
% save(file_b,'ytodos','-ascii');
porcentagem1=(ger_a*100)/ex_menos
porcentagem2=(ger_b*100)/ex_menos
porcentagem3=(ger_c*100)/ex_menos
porcentagem4=(ger_d*100)/ex_menos
porcentagem5=(ger_e*100)/ex_menos
ger_a;
ger_b;

Extreme
function [datasel,nsel,ext] = extreme(data,colref,name)
%EXTREME allows the selection of portions of the data.
% [datasel,nsel] = extreme(data,colref,name)
% DATA is the entire data (the first column is a time column).
% COLREF is an optional value of the reference column to be used to select
% the data.
% NAME is an optional value to add a string as title in the plot.
% If more than one selection was performed, DATASEL is a structure array,
% where each element of DATASEL refers to each selection in DATA.
% NSEL is the number of selections.
% EXT is the indices for the extremes.

% Version 3 - Matlab5.3&SPtoolbox@MSWIN9X&NT.
% Marcos Duarte mduarte@usp.br 1996-2000

if nargin == 1, colref = 1, name = 'Selection'; end
if nargin == 2, name = 'Selection'; end
if size(data,1) == 1, data=data.'; end

tmp = data;
if min(size(data))==1
    t = (1:length(data)).';
else
    t = data(:,1);

```

ANEXO III- Rotinas matemáticas de tratamento do sinal EMG (cont.)

```

end
data = data(:,colref);

screen = get(0,'screensize');
position = [1 .05*screen(4) screen(3) .85*screen(4)];
hf = figure('color',[0 0 0],'position',position);
k = 0;
plot(t,data,'y');
set(gca,'color',[0 0 0],'xcolor',[1 1 1],'ycolor',[1 1 1],'box','on')
title([name ' ': Click the initial point # 1 and press any key'],'color','w')
hold on
j = 1; state = 0;
h = []; h2 = []; h3 = []; h4 = [];
x = zeros(100,1)*NaN; y = zeros(100,1)*NaN; button = 1;
while button % add 'l' button == 3' to use the right mouse button as the ENTER key
    [xi,yi,button] = ginput(1);
    if ~isempty(button) & button == 27 %escape key (reset option)
        hold off
        plot(t,data,'y');
        set(gca,'color',[0 0 0],'xcolor',[1 1 1],'ycolor',[1 1 1],'box','on')
        title([name ' ': Click the initial point # 1 and press any key'],'color','w')
        hold on
        j = 1; state = 0; h = []; h2 = []; h3 = []; h4 = [];
        x = zeros(100,1)*NaN; y = zeros(100,1)*NaN; button = 1;
    elseif ~isempty(button) & button <= 3 % change to 1 or 2 to use the right mouse button to confirm the selection
        x(j) = xi;
        y(j) = yi;
        delete(h)
        delete(h4)
        if rem(j,2) == 0
            h = plot(x(j),y(j),'w<');
            %h4 = text(1.015*x(j),1.015*y(j),num2str(j),'color','w');
            delete(h2)
            h2 = text(0.05,0.90,[num2str(j) ' (' num2str(x(j)) ') ' num2str(y(j)) ')'],'units','normalized','color','w');
        else
            h = plot(x(j),y(j),'w>');
            %h4 = text(1.015*x(j),1.015*y(j),num2str(j),'color','w');
            delete(h3); delete(h2); h2 = [];
            h3 = text(0.05,0.95,[num2str(j) ' (' num2str(x(j)) ') ' num2str(y(j)) ')'],'units','normalized','color','w');
        end
        state = 1;
    elseif state
        h = []; h4 = [];
        j = j+1; state = 0;
        if rem(j,2) == 0
            title([name ' ': Click the end point # ' num2str(j/2) ' and press any key (or ENTER to finalize the
selection)'],'color','w')
        else
            title([name ' ': Click the initial point # ' num2str((j+1)/2) ' and press any key'],'color','w')
        end
    end
end
hold off
close(hf)
if isnan(x)
    x = [t(1); t(end)];
    j = 2;
end
if rem(length(x),2)
    x = [x; t(end)];
end
for i = 2:2:j
    tmp2 = find(t < x(i-1)); xi(i/2) = tmp2(end);
    tmp2 = find(t > x(i)); xf(i/2) = tmp2(1);
    dataset{i/2} = tmp(xi(i/2):xf(i/2),:);
end
nset = i/2;
if nset == 1

```

ANEXO III- Rotinas matemáticas de tratamento do sinal EMG (cont.)

```

dataset = dataset{1};
end
ext = sort([xi xf]).';
Mcycle
function [x,yj,ysd,cv1,cv2] = mcycle(x,y,ext,step)
% MCYCLE calculates the mean cycle of a periodic time series
% [x,y,ysd,cv1,cv2] = mcycle(x,y,ext,step)
% The extremities of the cycle are given in EXT
% The time base is normalized from 0 to 100% and interpolated with a STEP interval (typically STEP is 1 or 2)
% Outputs:
% X is a vector from 0 to 100 with a STEP step; Y and YSD are the mean and SD of the cycle;
% CV1 and CV2 are two different coefficients of variation (cv1 = mean(ysd)/mean(y); cv2 = mean(ysd)/(max(y)-min(y)))

% Marcos Duarte mduarte@usp.br 31oct2003

for j=1:size(y,2)
    for i = 1:length(ext)-1
        t = linspace(x(ext(i)),x(ext(i+1)),100/step+1)';
        yi(:,i) = interp1(x,y(:,j),t,'linear');
    end
    yj(:,j) = mean(yi,2);
    ysd(:,j) = std(yi,0,2);
    cv1(:,j) = mean(ysd)/mean(yj);
    cv2(:,j) = mean(ysd)/(max(yj)-min(yj));
end
x = linspace(0,100,100/step+1)';

```