

Universidade Federal Do Rio Grande Do Sul

Escola De Educação Física

Juan Nicolás Silvero Germano

**NÍVEL DE ATIVAÇÃO MUSCULAR EM DIFERENTES EXERCÍCIOS DE FORÇA
PARA MEMBROS INFERIORES**

Porto Alegre

2014

Universidade Federal Do Rio Grande Do Sul

Escola De Educação Física

Juan Nicolás Silvero Germano

**NÍVEL DE ATIVAÇÃO MUSCULAR EM DIFERENTES EXERCÍCIOS DE FORÇA
PARA MEMBROS INFERIORES**

Trabalho de Conclusão de curso
apresentado à Escola de Educação Física
da Universidade Federal do Rio Grande
do Sul como pré-requisito para a
conclusão do curso de Bacharelado em
Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Porto Alegre

2014

Juan Nicolás Silvero Germano

**NÍVEL DE ATIVAÇÃO MUSCULAR EM DIFERENTES EXERCÍCIOS DE FORÇA
PARA MEMBROS INFERIORES**

Conceito Final:

Aprovado em _____ de _____ de _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____ - UFRGS

Orientador: Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Dedicatória

Dedico este trabalho à Elisa, Lídia e Clarissa, as mulheres mais importantes da minha vida.

Agradecimentos

Agradeço à minha mãe Elisa e minha tia Pety que é minha segunda mãe por todo apoio dado a mim para que eu pudesse chegar até este momento e principalmente depois da ida de meu pai Pio para um lugar melhor sem sofrimento.

Agradeço a todos os amigos que colaboraram para a realização deste trabalho, concordando em ficarem horas e dias à disposição.

Agradeço também ao professor Ronei Silveira Pinto pela oportunidade dada a mim de juntar-me ao Grupo de Pesquisa de Treinamento de Força (GPTF), pois foi uma experiência muito rica para minha formação acadêmica. Assim como agradeço a todos os colegas do grupo que de alguma forma me ajudaram sempre tanto para a realização deste trabalho quanto no dia-a-dia na universidade.

Agradeço imensamente também a todos os amigos que foram me visitar no hospital, que me ligaram, ou que só mandaram mensagem para saber como eu estava. O descobrimento de uma doença sem cura como a Esclerose Múltipla realmente foi choque para mim, porém com certeza o carinho de todos, ajudou a passar aquela semana turbulenta e agonizante um pouco mais rápido.

E finalmente não posso deixar de agradecer à Clarissa. Minha inspiração para que eu fosse atrás de meus sonhos e tivesse coragem de planejar e construir nossos projetos juntos.

Obrigado a todos por tudo!

“Há que se tentar sempre ser o melhor, mas nunca se achar o melhor.”

Juan Manuel Fangio

RESUMO

O preparo de um programa de treinamento de força depende de inúmeras variáveis. Dentre elas vale salientar a que consiste na seleção dos exercícios, uma vez que diferentes exercícios devem gerar diferentes demandas. Sendo assim, determinar a influência de diferentes exercícios na ativação muscular parece muito importante para a seleção dos exercícios que formarão um programa de treinamento de força. Assim, o objetivo deste estudo foi comparar a ativação do reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), semitendíneo (ST) e glúteo máximo (GM) em exercícios de força para os membros inferiores. Para isso, homens treinados foram avaliados quanto à ativação do sinal eletromiográfico (EMG) desses músculos nos exercícios: meio-agachamento no multiforça com os pés à frente e com os pés na linha da barra, *hack machine* com os pés à frente e com os pés na linha dos ombros, *leg press* 45° alto e baixo, *leg press* horizontal alto e baixo, flexão de joelho sentado e em decúbito ventral e extensão de joelho. Os sinais EMGs foram normalizados segundo sua ativação (em valores RMS) obtida em contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) e a carga de cada exercício foi relativa a 12 repetições máximas. Os dados foram apresentados de forma descritiva (média e desvio padrão) sem utilização de estatística inferencial, visto que o 'n' amostral não foi substancial. Os resultados obtidos mostraram que a maior ativação de RF, VL e VM foi na execução de extensão de joelho (63% \pm 22, 75% \pm 24 e 81% \pm 20 respectivamente). Para BF e ST a maior ativação foi no exercício de flexão de joelho em decúbito ventral (75% \pm 19 e 76% \pm 25) respectivamente. O exercício que mais ativou glúteo máximo foi o meio-agachamento com os pés na linha da barra (61% \pm 42). Não houve constatação de fadiga muscular após a realização do protocolo de exercícios através da diferença nos valores de CIVM's. A diferença dos exercícios monoarticulares para os poliarticulares foi pequena para os músculos do quadríceps. Mas para os músculos isquiotibiais a ativação foi maior nos monoarticulares, com uma diferença de mais de 50% em relação aos poliarticulares, mostrando que é fundamental a inserção destes exercícios em uma rotina de treinamento de força para a manutenção do equilíbrio articular. Além disso, a relativa alta variabilidade dos resultados pode mostrar que diferentes indivíduos possuem diferentes estratégias neuromusculares.

ABSTRACT

The preparation of a program of strength training depends on many variables. Among them is worth pointing out that the selection of exercises, since different exercises should generate different demands. Thus, to determine the influence of different exercises on muscle activation seems very important for the selection of exercises that form a program of strength training. The objective of this study was to compare the activation of the rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), biceps femoris (BF), semitendinosus (ST) and gluteus maximus (GM) strength exercises for the lower limbs. For this, trained men were evaluated for activation of the electromyographic signal (EMG) of these muscles in the exercises: half squat in multiservice with feet forward and with feet on the line of the bar, hack machine with feet forward and with feet at the shoulders, leg press 45 high and low, high and low pressure leg horizontal, knee flexion in sitting and prone and knee extension. The EMG signals were normalized according to their activation (RMS values) obtained in maximum voluntary isometric contractions (MVIC) and the load of each exercise was related to 12 repetitions maximum. Data were presented descriptively (mean and standard deviation) without the use of inferential statistics, since the sample 'n' was not substantial. The results showed that the greater activation of RF, VL and VM was running in knee extension ($63 \pm 22\%$, $75\% \pm 24$ and $81 \pm 20\%$ respectively). For the BF and ST activation was greater in the exercise of knee flexion in the prone position ($75\% \pm 19$ and $76 \pm 25\%$) respectively. The exercise enabled more gluteus maximus was the half-squat with your feet on the line of the bar ($61\% \pm 42$). There was no finding of muscle fatigue after completion of the exercise protocol by the difference in the values of MVIC's. Unlike the single-joint exercises for polyarticular was small for the quadriceps muscles. But for the hamstring muscle activation was higher in single-joint, with a difference of over 50% compared to polyarticular, showing that it is essential to insert these exercises into a routine of strength training to maintain balance articulate. Furthermore, the relatively high variability of the results may show that different individuals possess different neuromuscular strategies.

Sumário

1. Introdução	11
1.1. Objetivo Geral	13
1.2. Objetivos Específicos	14
2. Revisão de Literatura	15
2.1. Treino de Força	15
2.2. Eletromiografia	16
3. Materiais e Métodos	20
3.1. Amostra	20
3.1.1. Características da Amostra	20
3.1.2. Critérios de Inclusão.....	20
3.1.3. Critérios de Exclusão.....	20
3.2. Procedimentos Éticos.....	20
3.3. Delineamento do Estudo e Variáveis	20
3.4. Instrumentos.....	21
3.5. Procedimentos Metodológicos	22
3.5.1. Protocolo dos Exercícios de Força	22
3.5.1.1. <i>Leg Press</i> 45°	22
3.5.1.2. <i>Leg Press</i> Horizontal	23
3.5.1.3. Hack Machine.....	24
3.5.1.4. Meio-Agachamento guiado.....	25
3.5.1.5. Extensora	26
3.5.1.6. Cadeira Flexora.....	26
3.5.1.7. Mesa Flexora.....	27
3.5.2. Protocolos de Coleta e Avaliação.....	28
3.5.3. Desenho Experimental	28
3.5.4. Teste de 12 Repetições Máximas (12RM's).....	29
3.5.5. Eletromiografia	29
3.5.6. Contrações Isométricas Voluntárias Máximas.....	30
4. Resultados	33
4.1. Músculos do Quadríceps Femoral.....	33
4.2. Músculos Isquiotibiais.....	34
4.3. Glúteo Máximo	36

4.4. Fadiga Acumulada	36
5. Discussão.....	37
6. Conclusão	40
Referências	41
ANEXOS	46

1. Introdução

O treino de força tem sido uma das formas mais populares de treino, quer no âmbito desportivo quer na realização da atividade física como meio de promoção da saúde (FLECK e KRAEMER, 2006).

O planeamento do processo de treino de força requer a análise inicial das necessidades e objetivos individuais a serem alcançados, bem como a observação criteriosa das condições de treino (local, condições de segurança, acesso, horários disponíveis, etc.). Após a observação destes detalhes, segundo Fleck e Kraemer (2006), alguns aspectos técnicos comuns necessitam ser estrategicamente discutidos, entre os quais:

- Análise das condições físicas dos sujeitos submetidos ao treino, bem como dos possíveis riscos associados à utilização de alguns dos equipamentos disponíveis;
- Definição clara dos objetivos e necessidades musculares: força, hipertrofia e resistência muscular localizada (RML), potência, flexibilidade, composição corporal, equilíbrio muscular, etc.;
- Definição da principal fonte de energia a ser treinada (aeróbia ou anaeróbia);
- Determinação das articulações, grupos musculares e tipos de ações musculares prioritárias;
- Escolha do tipo de equipamentos utilizados: pesos livres, máquinas, elásticos, bolas medicinais, bem como o exame biomecânico dos mesmos: tipo de resistência – constante ou variável.
- Análise das regiões mais susceptíveis à lesão.

Definidas estas questões, e com o intuito de melhor delinear o programa individualizado de treino, três princípios devem orientar a sua elaboração:

- Princípio da sobrecarga progressiva, ou seja, ter atenção no incremento gradual da intensidade do treino, sendo assim evitada a estagnação das adaptações previstas (Fleck e Kraemer, 2006; Kraemer e Ratamess, 2005);
- Princípio da especificidade, ou seja, o treino deve estar estritamente relacionado às variáveis a serem incrementadas. Os grupos

musculares, a amplitude de movimento, o padrão e a velocidade de execução devem estar de acordo com o gesto desportivo ou condição motora a ser otimizada (Izquierdo e col., 2002; Morrissey e col., 1998);

- Princípio da variabilidade dos estímulos, ou seja, os exercícios devem ser modificados periodicamente para evitar a estagnação das adaptações neuromusculares, fisiológicas e morfológicas decorrentes do treino. Alterações sistemáticas na rotina de treino (p.ex., combinação de vários sistemas e técnicas) promovidas no decorrer dos ciclos de treino parecem influenciar efetivamente a continuidade dos ganhos na força, potência e até mesmo incrementar as alterações na composição corporal (Kraemer e col., 2000; Marx e col., 2001; Willoughby, 1993).

Do ponto de vista metodológico, a organização do processo de treino e, mais especificamente das sessões de treino, deve ter como referência as variáveis que mais afetam os resultados obtidos com o treino, denominadas variáveis agudas do programa. Fleck e Kraemer (2006), a partir da análise estatística de vários estudos relacionados ao treino de força, definiu cinco variáveis como sendo as que mais afetam os resultados obtidos com o treino, ou seja, quando manipuladas isoladamente ou em conjunto, resultam em respostas fisiológicas específicas e determinam objetivamente as adaptações produzidas. Mais recentemente, estas variáveis têm sido corroboradas por outros autores (Baechle e Groves, 1998; Baechle e Earle, 2000; Fleck e Kraemer, 2006; Fry, 2004; Kraemer e Häkkinen, 2002; Kraemer e Ratamess, 2004). De acordo com estes autores, a manipulação destas variáveis possibilita a organização adequada das sessões de treino e é indispensável para o efetivo controle da evolução dos ciclos de treino. As seguintes variáveis são referidas como principais: seleção dos exercícios, ordem dos exercícios, organização das séries, período de recuperação entre os exercícios, sobrecarga (intensidade).

Relativamente à seleção dos exercícios, a consideração mais importante diz respeito à escolha do tipo de exercício: multi-articulares ou primários e mono-articulares ou secundários. Os primeiros (primários) envolvem várias articulações e requerem, pela sua própria natureza, uma maior coordenação neuromuscular; são mais funcionais e implicam num período inicial mais longo de aprendizagem,

denominada fase neural (Chilibeck e col., 1998; Rutherford e Jones, 1986; Sale, 1988). Os exercícios *leg press* e supino plano são exemplos deste tipo de exercício. Os exercícios secundários requerem a participação de apenas uma articulação e, ao contrário dos anteriores, apresentam menor complexidade neuromuscular e demandam menor período de adaptação neural. Os exercícios extensão do joelho e flexão do cotovelo são representantes clássicos deste tipo de exercício. Ambos os tipos de exercício incrementam a força e a hipertrofia dos músculos treinados, porém os primários são mais produtivos no incremento da potência de gestos desportivos específicos, seguramente pela maior semelhança sinérgica (Kraemer e Ratamess, 2004). Além disso, os exercícios primários apresentam maiores demanda metabólica (Ballor e col., 1987), sendo neste sentido mais indicado para sujeitos que têm como objetivos principais o aumento do dispêndio energético e a perda de peso, além de provocarem respostas hormonais agudas mais intensas, sobretudo da testosterona e hormônio do crescimento (Kraemer e Ratamess, 2003). Então, os exercícios primários, por envolverem uma maior área muscular, têm um impacto mais significativo a nível neuromuscular, metabólico e hormonal, o que lhes atribui maior eficiência nos incrementos da resistência muscular localizada e da massa livre de gordura.

Sendo assim, de acordo com as considerações acima referidas, parece razoável afirmar que há a necessidade de que seja claramente definida a participação muscular, bem como do nível com que esta ocorre nos diferentes exercícios utilizados no treino de força. Tal perspectiva auxiliaria na elaboração do processo de treino, quer na diferenciação e seleção dos exercícios quer no cumprimento da especificidade entre tipo de treino e resultados projetados, podendo constituir-se numa importante ferramenta relativa à metodologia de treino de força. A participação muscular absoluta e relativa em exercícios de força ainda tem sido pouco explorada na literatura, quer para sujeitos iniciantes quer para atletas.

1.1. Objetivo Geral

Avaliar a participação muscular relativa através da EMG de superfície, dos principais músculos superficiais da coxa e da região glútea ativados nos exercícios de força mono e poliarticulares relativos aos membros inferiores.

1.2. Objetivos Específicos

- Avaliar o nível de ativação muscular das diferentes partes do quadríceps femoral (reto femoral, vasto medial e vasto lateral), do bíceps femoral, semitendíneo e do glúteo máximo nos exercícios *leg press* 45° e horizontal, *hack machine*, meio-agachamento, extensão do joelho e flexão do joelho sentado e em decúbito ventral;
- A partir da avaliação do nível de ativação de cada um dos músculos avaliados, os exercícios de força serão classificados em ordem crescente de ativação relativamente a cada músculo;
- Comparar a participação muscular relativa nos exercícios mono e poliarticulares.

2. Revisão de Literatura

2.1. Treino de Força

O treino de força (TF) é amplamente reportado na literatura como intervenção efetiva no aumento da força muscular (HUMPHRIES e col., 2000; IZQUIERDO e col., 2001; VINCENT & BRAITH, 2002; RYAN e col., 2004), ativação muscular (HÄKKINEN & HÄKKINEN, 1995; HÄKKINEN e col., 1996; 1998 e 2001a) e massa muscular (HÄKKINEN e col., 1996 e 1998; KRAEMER e col., 1999; IZQUIERDO e col., 2001b).

Como recurso ergogênico mecânico, o treino de força é utilizado por fisiculturistas, levantadores de peso, levantadores de peso olímpicos e indivíduos envolvidos em uma grande variedade de desportos competitivos, e há algum tempo, vem aumentando sua popularidade entre a população que tem como objetivo a melhora da estética, o aumento da força e a aptidão física (LAMBERT e FLYNN, 2002). Entre os métodos de treino de força, o *bodybuilding training* (treino específico para fisiculturistas) é o mais popular entre os praticantes de exercícios de força em academias e centros de treino.

Outros tipos de exercícios como corridas em active, componente excêntrica, e pliometria também são considerados como treino de força. Estudos demonstraram que o treino de força induz a hipertrofia das fibras do tipo I e II, além disso, gera pouco ou nenhum aumento das atividades enzimáticas associadas à fonte de energia ATP-CP e da fonte de energia da glicólise anaeróbia (FLECK e KRAEMER, 2006). POEHLMAN e MELBY, *apud* ROMANZINI, e col., (2001), afirmam que vários estudos encontrados na literatura demonstram que o treino de força é a melhor forma de estimulação para o desenvolvimento da massa muscular, visto que recentes evidências sugerem que um longo período de treino com exercício de força pode ser eficaz para o controle do peso, composição corporal e tolerância à dor muscular tardia (RADÁK e col. (1999; TRICOLI, 2001). Esses incrementos na força estão relacionados tanto a mudanças no padrão da ativação muscular (avaliados através do sinal eletromiográfico - EMG), (HÄKKINEN & HÄKKINEN, 1995; HÄKKINEN e col., 1996; 1998 e 2001; CANNON e col., 2007), como mudanças da

área de secção transversa do músculo, (KRAEMER e col., 1995; HÄKKINEN e col., 2001; SUETTA e col., 2004; CANNON e col., 2007).

No estudo realizado por Häkkinen e Häkkinen (1995) homens (M) e mulheres (F) de meia-idade (M50 e F50) e idosos (M70 e F70) treinaram 12 semanas com intensidades entre 30 e 80 % da força máxima. Além do torque muscular do quadríceps, esses indivíduos tiveram avaliada a amplitude do sinal eletromiográfico (EMG) dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral, como indicador da ativação muscular. A força muscular aumentou significativamente após as 12 semanas em todos os grupos (2834 ± 452 vs. 3941 ± 772 em M50; 2627 ± 725 vs. 3488 ± 1017 em F50; 2591 ± 736 vs. 3075 ± 845 em M70; e, 1816 ± 427 vs. 2483 ± 408 em F70), sem diferenças significativas entre os grupos no percentual de aumento. Também foram observados aumentos significativos em todos os grupos no sinal EMG dos músculos treinados, principalmente nas primeiras quatro a oito semanas. Nesse estudo, foi observado aumento significativo na área de secção transversa do quadríceps femoral, bem como na força máxima relativa à área muscular em todos os grupos após 12 semanas, sugerindo que adaptações neurais e morfológicas foram responsáveis pelo aumento na força muscular.

2.2. Eletromiografia

A EMG tem sido utilizada como um recurso relacionado a intervenções clínicas, bem como no controle das adaptações decorrentes do treino físico, sobretudo de força muscular. O aumento da ativação muscular ocorrido após a realização de um programa de treino de força parece ter sido avaliado pela primeira vez em 1957, pelos investigadores Friedebold e colaboradores (*apud* Komi, 1986), os quais utilizaram como recurso técnico a EMG de superfície.

Posteriormente, vários estudos da mesma natureza foram realizados por outros investigadores, sobretudo a partir das décadas de 70 e 80. A EMG, enquanto técnica, consiste na recolha, processamento e posterior quantificação da atividade elétrica desenvolvida num músculo a partir da estimulação voluntária ou involuntária de um conjunto de unidades motoras (UMs) específicas (Soderberg e Knutson, 2000). O registro EMG, obtido com eletrodos de superfície ou de profundidade colocados sobre músculos individuais, permite observar o possível aumento do

número de Ums ativadas (análise do sinal no domínio do tempo), bem como da frequência de ativação destas UMs (análise do sinal no domínio da frequência de ativação) ocorridos numa condição isométrica ou dinâmica (Gabriel e col., 2006) e resultantes, por exemplo, da realização de um programa de treino da força. Neste caso, o sinal EMG é normalmente recolhido em condição máxima de produção de força, antes e após a execução de um programa de treino específico, sendo menos frequente a sua recolha com a mesma carga externa nestes dois momentos.

A utilização da EMG de superfície tem sido preferida em virtude de ser de fácil execução, não ser uma técnica invasiva e permitir a recolha do potencial elétrico de músculos específicos (originado do potencial de ação das células musculares ativadas). No entanto, em estudos longitudinais, duas importantes limitações estão associadas ao uso desta técnica, e que consistem em estar restrita a músculos superficiais e necessitar que o sinal seja obtido no mesmo local do músculo avaliado nos diferentes momentos em que é recolhido, o que é normalmente controlado em muitos dos estudos desta natureza através da marcação (tatuagem) na pele dos pontos de colocação dos eletrodos (Colson e col., 1999; Häkkinen e col., 1988; Häkkinen e Komi, 1983; Häkkinen e col., 1985; Häkkinen e col., 2001; Hortobágyi e col., 1997; Rabita e col., 2000) ou utilização de “mapas” de posicionamento destes pontos (Ferri e col., 2003; Narici e col., 1989). Relativamente a recolha do sinal EMG em músculos de grande e variada penação e que, conseqüentemente, apresentam fibras musculares de comprimento reduzido (por exemplo, o músculo quadríceps femoral), torna-se necessário grande rigor no controle dos pontos em que são colocados os eletrodos, evitando-se assim a recolha do sinal EMG oriundo de diferentes UMs e respectivas fibras musculares em momentos distintos da investigação (Lieber e Fridén, 2000). Na mesma linha de raciocínio e argumentação, tem sido apresentado na literatura que em diferentes pontos de um mesmo músculo submetido à determinada sobrecarga externa, entre os quais o tríceps sural, pode-se observar distintos níveis de ativação muscular (Kinugasa e col., 2005), o que parece ocorrer em função da distância relativa do ponto motor.

A qualidade e quantidade das adaptações apresentadas por diferentes músculos agonistas em determinados movimentos não é normalmente uniforme ao longo do processo de treino, o que torna necessário que a comparação entre os sinais EMG pré e pós-treino seja realizada somente entre músculos individuais ou através do somatório dos sinais EMG dos músculos agonistas do movimento

avaliado. Outra particularidade inerente à utilização desta técnica é que a monitorização de alguns músculos agonistas não explica a adaptação neural genérica produzida pelo treino, mas apenas parcial e limitada às UMs estimuladas por determinado(s) ponto(s) motor(es) daqueles músculos avaliados, o que certamente não reduz a eficácia da técnica. Então, os músculos esqueléticos parecem responder de diferentes maneiras aos estímulos de treino. Rabita e colaboradores (2000) avaliaram as alterações no padrão do sinal EMG após 4 semanas de treino isométrico dos extensores do joelho, apesar de ter ocorrido um incremento significativo (~38%) na contração máxima voluntária (MVC), não foi observado um incremento correspondente no sinal EMG do conjunto dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL) e vasto medial (VM), sendo, no entanto, observada uma ativação significativamente maior do músculo RF e uma importante variabilidade do sinal EMG do músculo vasto intermédio (VI) após o período de treino. Portanto, baseado nestes resultados e devido à variabilidade do padrão do sinal EMG observada em grande parte dos estudos desta natureza, os autores sugerem que a utilização da EMG para a avaliação das alterações neurais seja realizada a partir da análise individual dos sinais EMG, bem como sejam comparados os sinais isoladamente e do conjunto dos músculos (somatório dos sinais). Contrastando com os resultados deste estudo, sobretudo com o fato do músculo RF ter sido o músculo que melhor representou as alterações neurais produzidas pelo treino. Alkner e colaboradores (2000) sugerem que o VL constitui-se no músculo mais representativo do quadríceps femoral quando se trata da quantificação das alterações neurais produzidas pelo treino de força, principalmente por apresentar menor variabilidade intra-individual do sinal EMG.

Ainda no que se refere às modificações no sinal EMG dos diferentes músculos que compõem o quadríceps femoral após a realização de um programa de treino da força, a especificidade do treino apresenta-se como um fator importante a ser considerado, uma vez que estes músculos são ativados de maneira diferente nos exercícios de cadeia cinética aberta (extensão do joelho) e fechada (agachamento e *leg press*). A semelhança entre os testes de força em que o sinal EMG é recolhido e o tipo de exercício utilizado no treino, denominada especificidade e amplamente discutida na literatura, pode constituir-se num fator determinante das alterações observadas. Escamila e colaboradores (1998) observaram que nos exercícios de cadeia cinética fechada envolvendo o referido músculo, as porções

vasto medial e vasto lateral são mais ativados, em 20 e 5%, respectivamente, do que no exercício de extensão do joelho. Por outro lado, o reto femoral é significativamente mais ativado na extensão do joelho (45%) do que nos exercícios de cadeia cinética fechada. Estes resultados, parcialmente encontrados por outros autores (Akima e col., 1999; Signorile e col., 1994), reforçam o princípio da especificidade do treino muscular e sublinham a necessidade de que a análise das alterações dos sinais EMG dos diferentes músculos que compõem o quadríceps femoral seja sempre associada e dependente do tipo de exercício realizado durante o protocolo de treino.

Finalmente, a variabilidade dos resultados apresentados na literatura referentes aos estudos longitudinais em que a EMG foi utilizada, deve-se, entre outros fatores, aos grupos musculares avaliados, à composição percentual dos diferentes tipos de fibras, à especificidade da avaliação e as características do programa de treino realizado.

Portanto, considerando o fato de que a EMG de superfície constitui-se num método eficaz e frequentemente utilizado na avaliação da função muscular em exercícios específicos e que através desta técnica pode-se melhor compreender a participação relativa dos diferentes grupos musculares ativados, parece aceitável a proposta de investigar a participação muscular nos diferentes exercícios de força, quer mono quer multi-articulares. Sendo assim, o objetivo da presente investigação é avaliar, através da EMG de superfície, a participação relativa dos principais músculos superficiais que compõem as regiões da coxa e quadril ativados nos exercícios de força relativos aos membros inferiores.

3. Materiais e Métodos

3.1. Amostra

3.1.1. Características da Amostra

A amostra foi voluntária e composta por 13 sujeitos do sexo masculino, sendo que apenas 9 puderam completar todos os protocolos de teste e avaliação, com idade média $24,7 \pm 2,77$, peso médio de $72,5 \text{ kg} \pm 8,25$, altura média de $1,71\text{m} \pm 0,07$ e gordura corporal de $15,2\% \pm 0,04$. Todos eram praticantes de treinamento de força com experiência mínima de 1 ano e saudáveis.

3.1.2. Critérios de Inclusão

Os critérios de inclusão adotados foram:

- Indivíduos do sexo masculino com idades entre 18 e 30 anos;
- Saudáveis, sem limitações físicas ou problemas musculoesqueléticos que impossibilitassem fazer os exercícios de força;
- Com experiência mínima de 1 ano em treinamento de força.

3.1.3. Critérios de Exclusão

Os critérios de exclusão foram:

- Sujeitos que não fossem capazes e concluir o protocolo de exercício;
- Sujeitos que se ausentassem em algum dia de avaliação.

3.2. Procedimentos Éticos

Os sujeitos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO A) atendendo as Normas para Realização de Pesquisa em Seres Humanos. O projeto que se refere a este trabalho foi aprovado pelo comitê de ética da UFRGS (número: 2008012).

3.3. Delineamento do Estudo e Variáveis

Este estudo é do tipo quase experimental e tem objetivo de Avaliar a participação muscular relativa através da EMG de superfície, dos principais músculos superficiais da coxa e da região glútea ativados nos exercícios de força mono e poliarticulares relativos aos membros inferiores.

Variáveis independentes:

- Exercícios de força *Leg Press 45°* e Horizontal, *Hack Machine*, Meio-agachamento guiado, extensora, cadeira e mesa flexora.

Variáveis dependentes:

- Nível de Ativação muscular dos músculos do quadríceps femoral, bíceps femoral, semitendíno e glúteo máximo, avaliado pela amplitude do sinal eletromiográfico (valores *Root Mean Square* – RMS) nos diferentes exercícios de força.

3.4. Instrumentos

Foram utilizados para a realização deste estudo:

- *Leg Press 45°*: Können Gym (China);
- *Leg Press Horizontal*: Können Gym (China);
- *Hack Machine*: Können Gym (China);
- *Smith Machine*: Können Gym (China);
- Extensora: Können Gym (China);
- Cadeira Flexora: Können Gym (China);
- Mesa Flexora: Können Gym (China);
- Anilhas: Können Gym (China);
- Cadeira Dinamométrica Flexo/Extensora: CEFISE (Nova Odessa, SP, Brasil);
- Notebook: Acer (Manaus, Brasil);
- Eletromiógrafo: Miotec (Porto Alegre, RS, Brasil);
- Eletrogoniômetro: Miotec (Porto Alegre, RS, Brasil);
- Trena antropométrica: Cescorf (Porto Alegre, RS, Brasil);
- Plicômetro: Cescorf (Porto Alegre, RS, Brasil);
- Goniômetro: CARCI (São Paulo, SP, Brasil);
- Caneta dermatográfica.

- Metrônomo eletrônico: Metronome Beats 2.2

3.5. Procedimentos Metodológicos

Os valores de CIVM para flexores e extensores de joelho, e extensão de quadril foram coletados antes e após a realização do protocolo dos exercícios de força para controlar o possível efeito da fadiga.

3.5.1. Protocolo dos Exercícios de Força

Para todos os exercícios foi estabelecido o protocolo de 12 repetições máximas com a carga previamente estabelecida para tal, com tempo de execução de 2 segundos para a fase excêntrica e 2 segundos para fase concêntrica, controladas pelo metrônomo eletrônico. Foi adotado um intervalo de 5 minutos entre cada exercício e a ordem dos exercícios foi realizada por ordem randômica para minimizar o efeito da fadiga acumulada durante o protocolo de coleta.

3.5.1.1. *Leg Press 45°*

A variação das posições baixo e alto estão ilustradas pelas figuras 1 e 2. Para a realização deste exercício com apoio alto, o calcanhar do sujeito deveria estar na mesma linha do joelho. Para o apoio baixo o calcanhar deveria estar na linha do quadril. Ambas as posições eram aferidas na posição inicial do aparelho com os pesos travados. A fase inicial era excêntrica já que o avaliado era orientado a soltar a carga e estender totalmente os joelhos.



Figura 1 – *Leg Press 45° Baixo*



Figura 2 – *Leg Press 45° Alto*

3.5.1.2. *Leg Press Horizontal*

A variação das posições alto e baixo estão ilustradas pelas figuras 3 e 4. O sujeito deslocava o banco antes de iniciar as repetições para iniciar com a fase excêntrica e se igualar aos outros exercícios multiarticulares.

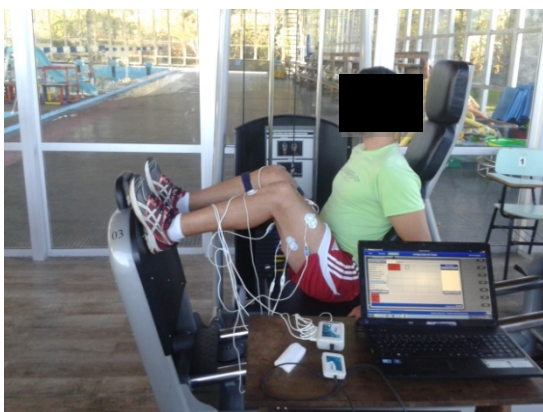


Figura 3 – *Leg Press Horizontal Alto*



Figura 4 – *Leg Press Horizontal Baixo*

3.5.1.3. Hack Machine

As variações das posições baixo e alto estão ilustradas pelas figuras 5 e 6. Para a realização do exercício com o apoio baixo o sujeito era orientado a apoiar os calcanhares o mais próximo do fim da plataforma, pois esta não permitia que os calcanhares ficassem na linha do quadril. No apoio alto, os maléolos laterais deveriam ficar alinhados com a linha dos côndilos laterais.



Figura 5 – *Hack Machine Baixo*



Figura 6 – *Hack Machine* Alto

3.5.1.4. Meio-Agachamento guiado

Da mesma forma que os outros exercícios multiarticulares o exercício tinha início na fase excêntrica. O sujeito deslocava a barra e tirava do apoio de segurança girando a barra. A variação das posições alto e baixo estão ilustradas pelas figuras 6 e 7.



Figura 7 – Meio-Agachamento Vertical (Alto)

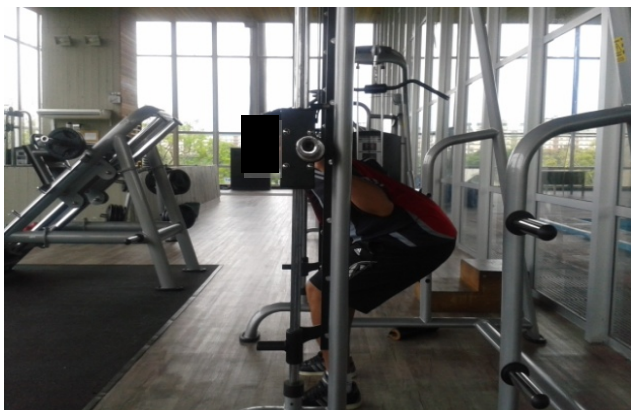


Figura 8- Meio-Agachamento Horizontal (Baixo)

3.5.1.5. Extensora

A fase inicial era concêntrica e o joelho deveria estar alinhado com o eixo de rotação do braço de apoio. Ilustração na figura 9.



Figura 9 - Extensora

3.5.1.6. Cadeira Flexora

Além do joelho estar alinhado com o eixo de rotação do braço de apoio, o sujeito deveria realizar o movimento completo em todas as repetições estendendo

completamente os joelhos e flexionando até o ponto estabelecido pelo avaliador. Figura 10.



Figura 10 - Cadeira Flexora

3.5.1.7. Mesa Flexora

Antes de iniciar o movimento o sujeito deveria tirar a folga do aparelho. A distância do apoio móvel era controlada para que ficasse igual em todos os sujeitos. O ponto máximo de flexão do joelho era controlado pelo avaliador. Figura 11.



Figura 11 - Mesa Flexora

3.5.2. Protocolos de Coleta e Avaliação

Os indivíduos que fizeram parte da amostra deste estudo tiveram que comparecer à Escola e Educação Física (EsEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) em diferentes dias para coleta de dados, conforme descrição a seguir:

Dia 1: apresentação dos objetivos e detalhes metodológicos do estudo e, posteriormente, assinatura do Termo de Consentimento Informado, livre e esclarecido.

Dia 2: realização das medidas antropométricas (ANEXO C). Familiarização dos movimentos para realização da fase concêntrica e excêntrica em 2 segundos cada. E familiarização do teste de CIVM. Realização do teste de 12 RM's em cada um dos exercícios de força analisados. A carga relativa a 12 RM's foi definida por tentativa e erro.

Dia 3: Randomização da ordem em que os exercícios serão executados. Preparação e colocação dos eletrodos. Realização da CIVM pré-teste. Realização do protocolo de exercícios para MI's. Realização da CIVM pós-teste.

3.5.3. Desenho Experimental

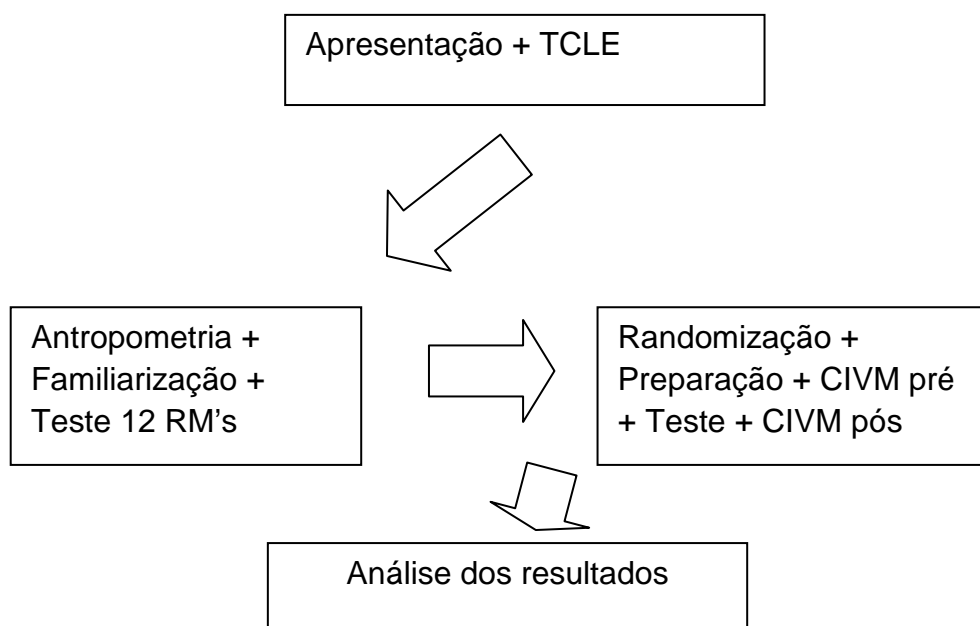


Figura 12 - Esquema do Desenho Experimental

3.5.4. Teste de 12 Repetições Máximas (12RM's)

Foi determinada a carga relativa para 12 RM's através do método de tentativa e erro. Como os sujeitos eram já treinados, não foram necessárias mais do que 2 tentativas em muitos dos casos ou até mesmo na primeira tentativa. A condição para que fosse considerada a última repetição era que se atingisse a falha concêntrica na tentativa da realização da 13ª repetição do movimento e que o tempo de 2 segundos para cada fase fosse respeitado. Além disso, amplitude de movimento também deveria ser feita totalmente.

3.5.5. Eletromiografia

O sinal EMG em cada exercício de força foi coletado com uma sobrecarga equivalente a 12 RM's, avaliada conforme descrição anterior. O intervalo de coleta do sinal EMG entre os exercícios foi de, no mínimo, 5 minutos, sendo a ordem dos exercícios previamente randomizada.

Para a colocação dos eletrodos, foi feita a depilação da pele e abrasão com algodão e álcool. Esse procedimento foi realizado para retirar as células mortas e diminuir a impedância da pele. A seguir, os eletrodos foram posicionados no ventre dos músculos que foram avaliados, conforme proposto por (Leis e Trapani, 2000). Para tal, foram utilizados eletrodos de superfície, com 10 mm de raio, pré-amplificados da marca *Tyco Healthcare*, Mini Medi-Trace 100, Kendall Medtrace. A distância intereletrodos foi de 20 mm do centro do eletrodo que é fixada pelo pré-amplificador. O eletrodo terra foi posicionado em uma protuberância óssea, próxima ao local de aquisição do sinal. Além disso, a pele foi marcada com caneta dermatográfica a fim de certificar o mesmo posicionamento dos eletrodos ao longo da coleta (Häkkinen e Komi, 1983). As marcas foram refeitas ao final de cada coleta. Para a aquisição dos dados eletromiográficos foi utilizado um eletromiógrafo Miotool 800 Wireless, da marca MIOTEC - Equipamentos Biomédicos. O equipamento é composto por um sistema de 8 canais, 2000 Hz por canal. Neste sistema, a energia é fornecida por baterias. Os dados são transmitidos via USB a um microcomputador via porta USB.

O sinal captado pelo eletromiógrafo foi coletado pelo sistema já referido e armazenado no *software* MiotecSuite 1.0, para posterior análise no próprio software. Primeiramente, foram retirados os ganhos do sinal nos arquivos brutos, e então realizada a filtragem digital do sinal utilizando-se filtros do tipo Passa-banda Butterworth, de 5ª ordem, com frequência de corte entre 20 e 500 Hz e remove picos automáticos. As curvas do sinal correspondente às contrações voluntárias máximas (tempo de 5 s), após terem passado pelos procedimentos de filtragem descritos acima, foram recortadas durante o platô da curva de força, durante um período de aproximadamente 1 segundo, para a obtenção do valor RMS. O maior valor RMS obtido nas CVMs realizadas em diferentes posições articulares (em cada músculo/articulação) foi utilizado para normalizar os dados obtidos nos diferentes exercícios.

Relativamente ao tratamento do sinal EMG obtido nos diferentes exercícios dinâmicos, esses foram utilizados também em valor RMS e, para a definição do nível de ativação muscular, foi considerada a média da 2ª à 6ª repetição do protocolo de 12 RMs em cada exercício com o objetivo de diminuir o desvio padrão. Posteriormente, com objetivo de classificação do nível de ativação muscular de cada músculo analisado nos diferentes exercícios de força, esses valores foram expressos em percentual do sinal EMG obtido na CVM (% CVM), para a posterior análise estatística quando o projeto estiver terminado (Kalmar e Cafarelli, 2006). Para esta classificação foram usados somente os valores das fases concêntricas recortadas por sistema de janelas com auxílio de visualização do início e fim das fases concêntricas e excêntricas do gráfico gerado pelo eletrogoniômetro.

3.5.6. Contrações Isométricas Voluntárias Máximas

A contração voluntária máxima (CVM), obtida em condições isométricas, foi realizada em diferentes posições articulares, nas quais os músculos investigados atuam como motores primários, seguindo classificação proposta por Rasch e Burke (1977). Na articulação do quadril, para a avaliação da ativação dos músculos glúteo máximo foi avaliada a extensão do quadril no ângulo articular de 45°. Na articulação do joelho, foram avaliadas a extensão e flexão do joelho, ambas em 60°. Cada CVM

foi realizada durante um período de 5 s (De Luca, 1997), sendo que os sinais EMG coletados nas diferentes posições articulares foram posteriormente utilizados para a normalização do sinal obtido durante a execução das 12 RMs de cada exercício de força avaliado. Durante a realização das CIVMs, além do sinal EMG, foi obtida a curva de força durante o período de 5 segundos, com a utilização de uma célula de carga acoplada às placas externas do equipamento. Deste período de 5 segundos, foi utilizado o valor RMS somente durante um período de 1 segundo em que a força apresentou um comportamento constante, evitando-se assim o efeito do impulso imprimido na fase inicial do teste (Kalmar e Cafarelli, 2006).

As coletas das CIVM's estão ilustradas nas figuras 13, 14 e 15.



Figura 13- CIVM de Extensores de Joelho

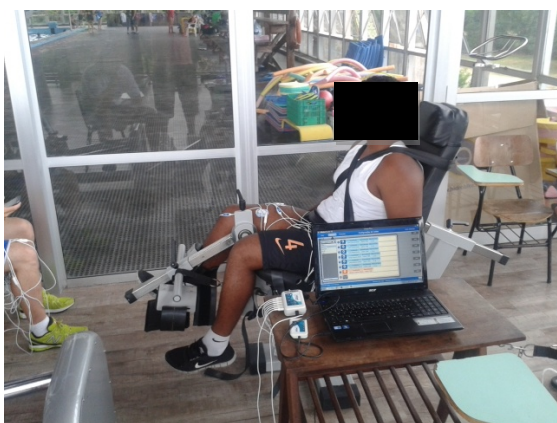


Figura 14 - CIVM de Flexores de Joelho



Figura 15 - CIVM de Glúteo Máximo

4. Resultados

4.1. Músculos do Quadríceps Femoral

Os resultados da ativação para os músculos que compõem o quadríceps femoral se encontram nas figuras 12, 13 e 14. O exercício monoarticular Extensora mostrou os maiores valores, sendo que Reto Femoral o nível foi $63\% \pm 22$, Vasto Lateral $75\% \pm 24$ e Vasto Medial $81\% \pm 20$. Para os exercícios poliarticulares a diferença ficou em torno de 15 % a 41%. Porém entre os exercícios poliarticulares não houve muito diferença mesmo alterando a posição dos pés.

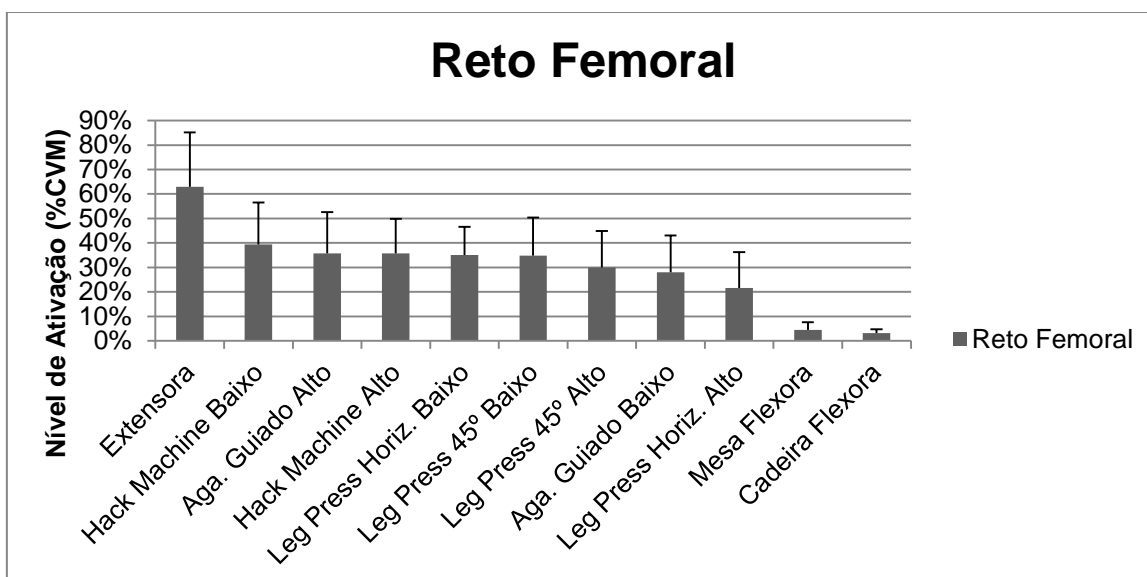


Figura 16 – Nível de ativação do músculo Reto Femoral

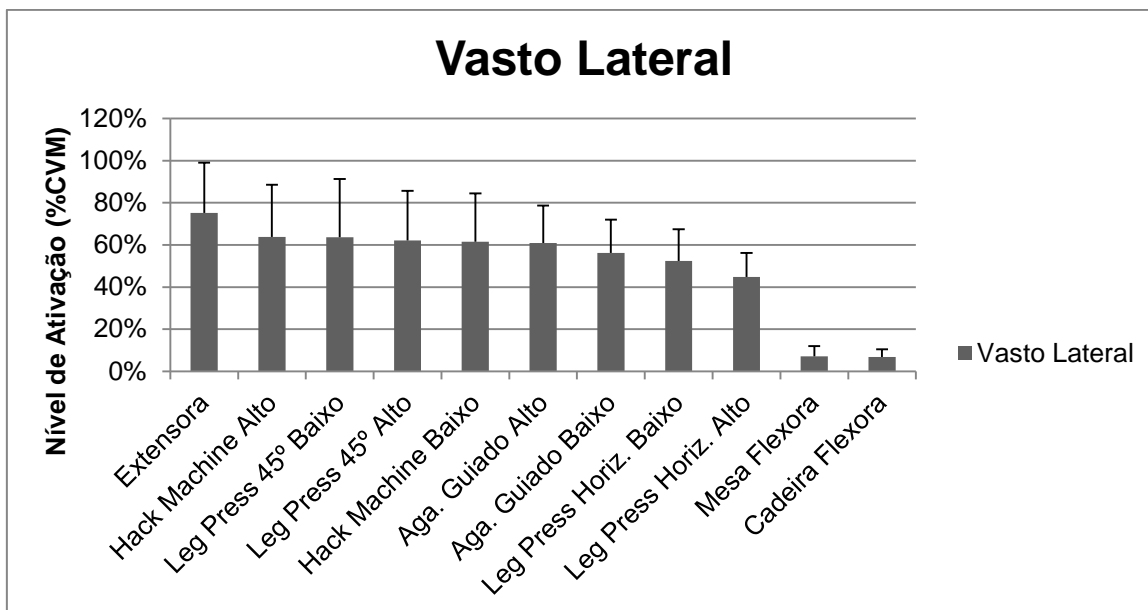


Figura 17 - Nível de ativação do Vasto Lateral

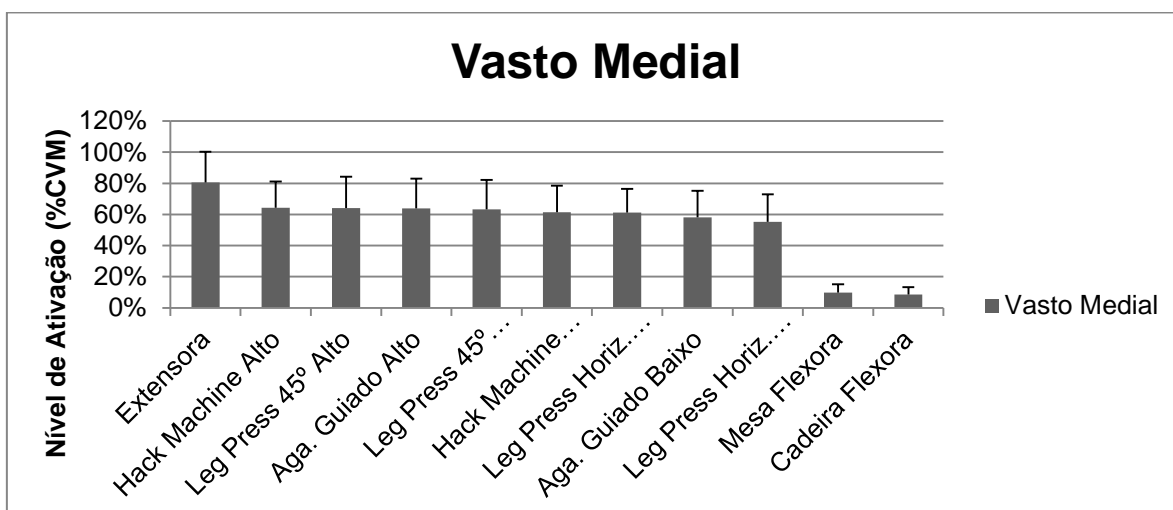


Figura 18 - Nível de ativação do Vasto Medial

4.2. Músculos Isquiotibiais

Os resultados se encontram nas figuras 15 e 16. Para Bíceps Femoral os exercícios que mais ativaram e que mostraram grande diferença em relação aos

outros foram Mesa Flexora ($475\% \pm 19$) e Cadeira Flexora ($59\% \pm 22$). Sendo que a diferença para o terceiro exercício por classificação foi na ordem de 51%.

Para Semitendíneo também houve o mesmo comportamento. Mesa Flexora ($76\% \pm 25$) e Cadeira Flexora ($65\% \pm 26$). Sendo que a diferença para o terceiro exercício também foi de 51%.

Uma surpresa foi que mesmo alterando a posição do apoio dos pés nos exercícios poliarticulares, não houve muita alteração na ativação de EMG destes músculos. Com uma diferença de não mais 3% para ambos os músculos.

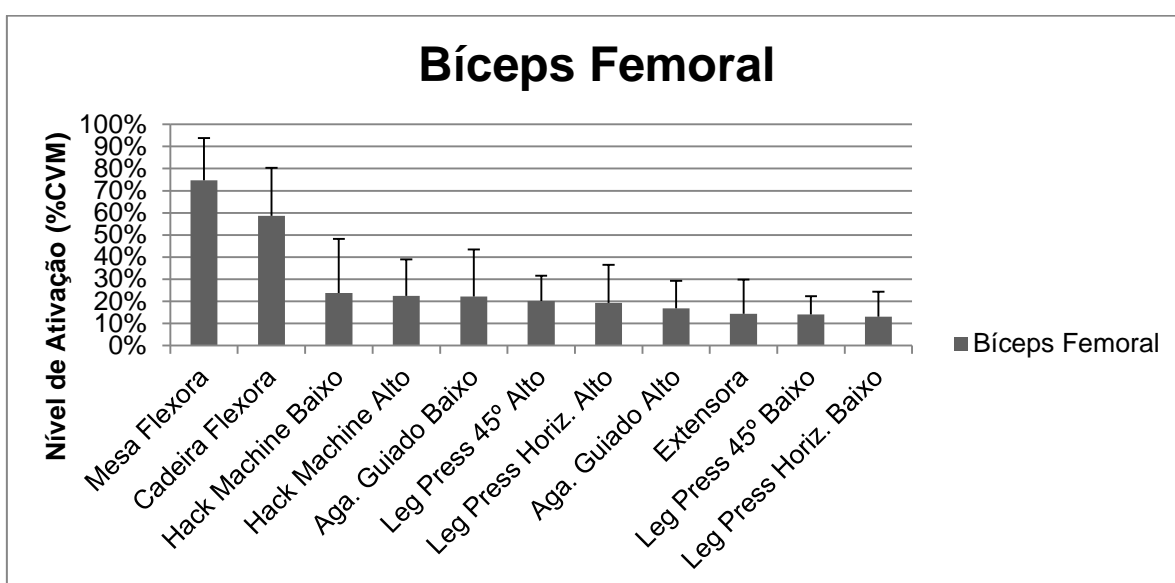


Figura 19 - Nível de Ativação do Bíceps Femoral

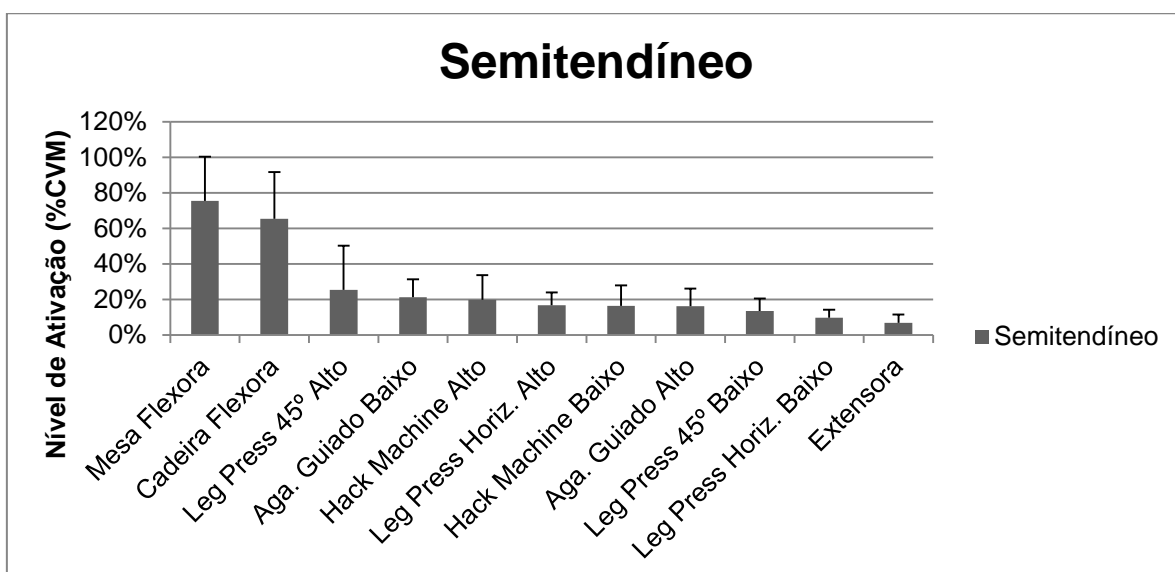


Figura 20 - Nível de ativação do Semitendíneo

4.3. Glúteo Máximo

Os resultados se encontram na figura 17. Como não era surpresa a maior ativação de glúteo máximo foi no exercício Meio-Agachamento guiado com o apoio na linha da barra ($61\% \pm 42$) seguido logo pelo Meio-agachamento com apoio na frente ($50\% \pm 27$) e *hack machine* com apoio na frente ($49\% \pm 19$).

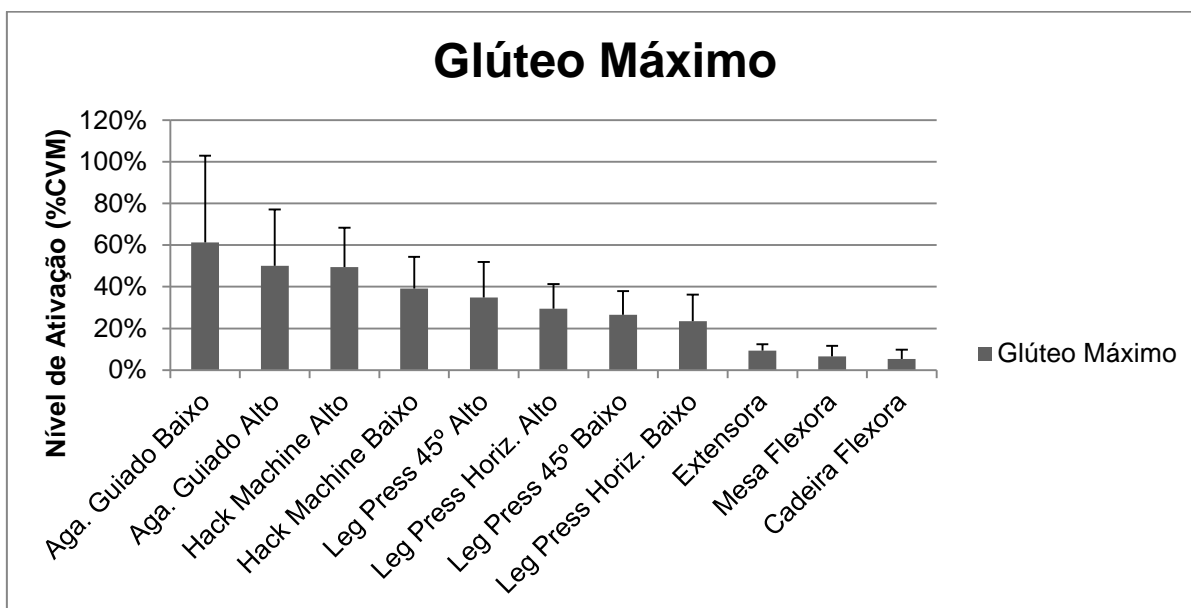


Figura 21 - Nível de ativação do Glúteo Máximo

4.4. Fadiga Acumulada

Para verificar se ao final da realização do protocolo de exercícios os sujeitos não se encontravam fadigados, ocasionando em uma possível interferência nos valores de ativação muscular dos últimos exercícios executados, os sujeitos fizeram uma coleta CIVM para todas as articulações testadas. Para RF a diferença média foi de $+3\% \pm 2$. Para VM a diferença foi de $-5\% \pm 0,8$. Para VL a diferença foi de $-9\% \pm 5$. Para BF encontrou-se diferença de $+2\% \pm 2$. Em ST diferença de $+3\% \pm 2$. E para GM a diferença de $12\% \pm 6$.

Os resultados mostram que mesmo após a realização do teste de exercícios não houve o efeito da fadiga acumulada, já que em alguns casos o valor médio da diferença de CIVM foi maior na pós em relação à pré.

5. Discussão

De acordo com os resultados encontrados no presente estudo é possível especular que os exercícios monoarticulares para isquiotibiais são os que apresentam uma possível diferença significativa em relação aos exercícios multiarticulares, mesmo aqueles em que a posição do pé geraria uma maior tendência de extensão de quadril ativando mais bíceps femoral que é um importante extensor (LIMA e PINTO, 2007).

Para os extensores de joelho o exercício monoarticular de extensão do joelho se mostrou como maior ativador destes músculos, porém diferente do caso de isquiotibiais, a diferença quando realizada a análise estatística talvez não mostre uma diferença significativa.

Para glúteo máximo o exercício meio-agachamento com os pés apoiados na linha da barra mostrou uma ativação de 50 % em relação à CIVM. Porém o desvio padrão se mostrou muito alto.

Lamentavelmente a variabilidade dos resultados se mostrou relativamente alta para todos os resultados. O fator fadiga acumulada pode ser descartado, pois a ordem dos exercícios foi randomizada e além da coleta das CIVM's iniciais para utilização na relativização dos dados, foi realizada uma coleta de CIIVM ao final de cada coleta. E os valores de diferença encontrados não mostraram um valor percentual médio suficiente para apontar a possível fadiga como um fator interferente. Vale ressaltar que os sujeitos eram treinados e muitos chegam a realizar 3 a 4 séries por sessão de treinamento, e para o protocolo de teste apenas uma série era realizada para cada exercício e sua variação de apoio dos pés. Também foi controlado o tempo de intervalo entre cada realização dos testes, que foi de no mínimo 5 minutos. O que é considerado pela literatura como um tempo de intervalo suficiente para a completa recuperação das reservas de Creatina Quinase e Cálcio intramuscular.

A amplitude de movimento também foi controlada, porém para alguns exercícios não era possível adaptar e estabelecer os limitantes do movimento.

O sinal eletromiográfico utilizado para a realização da classificação dos exercícios foi somente das primeiras repetições, evitando assim que o desvio padrão das repetições influenciasse na média. Já que as últimas repetições apresentam uma amplitude de sinal muito maior do que as iniciais. E para mesmos exercícios, os músculos envolvidos apresentam um comportamento diferente. Além disto, somente o sinal da fase concêntrica de cada repetição foi utilizado, também visando diminuir o desvio padrão.

Além desses cuidados, a realização da coleta da CIVM no mesmo dia da coleta da ativação eletromiográfica dos exercícios, contribuiria para que não houvesse uma grande variabilidade na média das ativações. Além disso, esta medida reduz os custos, pois menos eletrodos são necessários para a realização do estudo. Os sujeitos que tiveram que dividir os dias de coleta, foram descartados deste estudo.

Porém dois fatores podem ser os principais responsáveis pela grande variabilidade dos resultados encontrados:

- O tempo de execução de cada fase do movimento;
- Diferentes alturas dos sujeitos;
- Tamanho das plataformas dos aparelhos.

Todos os sujeitos sentiram certo incômodo ou estranheza ao ter que realizados exercícios respeitando o tempo de 2 segundos para cada fase. Por durante a realização do teste de 12 RM's se aproveitou para fazer a familiarização do movimento controlado. Ao perguntar aos sujeitos como eles realizavam os exercícios em sua rotina de treino, a grande maioria respondia que fazia a fase concêntrica muito mais rapidamente e fase excêntrica mais lentamente. Principalmente nos exercícios monoarticulares.

A altura dos sujeitos variou de 1,67m até 1,84m. Isso acarreta em diferentes tamanhos de MI's para cada sujeito. E os aparelhos utilizados para o estudo apresentavam limitações nos ajustes dos bancos de apoio, braços de apoio e dimensão das plataformas aonde os pés iam apoiados. No *Leg Press 45°* , por exemplo, a plataforma para os sujeitos mais altos se mostrava estreita para a variação do apoio do pé mais alto e mais baixo. Pois para que o pé ficasse na Linha

do joelho os pés tinham que ficar apoiados para fora da plataforma. E para o apoio na Linha do quadril os pés não variavam muito a distância em relação ao apoio alto. Por outro lado para os sujeitos menores a plataforma se mostrava suficiente, gerando um torque resistente flexor de joelho e extensor de quadril maior, mas o apoio do banco não permitia uma posição confortável e que não ocasionasse no deslocamento da lombar do assento.

Além disso, estes fatores podem ter contribuído para que não houvesse grande alteração nos valores de EMG alterando a posição dos pés, pois esperava-se que com o apoio alto a ativação de isquiotibiais fosse bem maior do que em relação ao apoio baixo.

Com relação ao Glúteo Maximo, a grande variabilidade pode ter se dado ao fato de que ele não é um músculo comumente treinado por homens, o que pode ter causado diferentes respostas.

De qualquer forma ainda não tomamos conhecimento de algum estudo que abrangesse tantos músculos e tantos exercícios.

O estudo irá seguir para a realização da análise estatística, coleta de mais sujeitos e correção destas limitações para tentar diminuir ao máximo a variabilidade.

No que se referem à coordenação neuromuscular (FLECK & KRAEMER, 2006), os exercícios multiarticulares devem ser priorizados nas fases iniciais de uma periodização de treino de força, visando maiores ganhos neurais. Porém, é considerado que estes exercícios poderiam gerar menores ganhos hipertróficos quando comparados com exercícios monoarticulares. Porém os exercícios multiarticulares são mais funcionais e logo, mais favoráveis para atividades de rotina diária. Entretanto, como visto no presente estudo os músculos do quadríceps são constantemente ativados, tanto nos exercícios multi e monoarticulares, assim é de extrema importância que os exercícios monoarticulares de flexão de joelho sejam incluídos na periodização de sujeitos iniciantes no treinamento de força para que não seja gerado um desequilíbrio na articulação do joelho acarretando em lesões. Assim como na rotina de treino de atletas e sujeitos já praticantes do treinamento de força.

6. Conclusão

A discussão dos resultados deste estudo baseia-se em especulações de acordo com o que foi observado nos diferentes exercícios e respectivas variações da posição dos pés. Devido ao fato do n amostral ter sido pequeno e a análise estatística não ter sido feita, as conclusões definitivas deste estudo serão divulgadas após a finalização do projeto. Entretanto, considerando o comportamento apresentado pelas variáveis analisadas, fica fácil observar que os exercícios monoarticulares para flexores de joelho parecem ser fundamentais na inclusão em um planejamento de uma rotina de treinamento de força, pois a ativação de bíceps femoral e semitendíneo se mostrou muito maior nos exercícios de flexão de joelho tanto na mesa flexora, quanto na cadeira flexora. Já que nos exercícios multiarticulares, mesmo alterando a posição dos pés para que haja uma maior tendência de flexão de quadril e conseqüentemente maior ativação dos isquiotibiais, não mostraram valores de ativação próximos aos valores dos monoarticulares. Já para os extensores de quadril não parece haver uma diferença muito grande dos exercícios poliarticulares para os monoarticulares, apesar dos exercícios monoarticulares também mostrarem uma maior ativação destes músculos.

Referências

- 1) AKIMA, H.; TAKAHASHI, H.; KUNO, S.; MASUDA, K.; MASUDA, T.; SHIMOJO, H.; ANNO, I.; ITAI, Y.; KATSUTA, S. Early phase adaptations of muscle use and strength to isokinetic training. ***Medicine and Science in Sports and Exercise***. (1999), Vol. 31, No. 4, pp. 588-594.
- 2) ALKNER, B. A.; TESCH, P. A. and BERG H. E. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. ***Medicine and Science in Sports and Exercise***. (2000), Vol. 32, No. 2, pp. 459-463.
- 3) BAECHLE, T. R.; EARLE, R. W. ***Essential of strength training and conditioning***. 2. ed. Champaign: Human Kinetics, (2000).
- 4) BAECHLE, T.R.; GROVE, B. R. ***Treino de força: passos para o sucesso***. Porto Alegre. Artmed, (2000).
- 5) BALLOR, D. L.; BECQUE, M. D.; KATCH, V. L. Metabolic responses during hydraulic resistance exercise. ***Medicine and Science in Sports and Exercise***. (1987), Vol. 19, No. 4, pp. 363-370.
- 6) CANNON, J.; KAY, D.; TARPENNING, K.M.; MARINO, F.E. Comparative effects of resistance training on peak isometric torque, muscle hypertrophy, voluntary activation and surface EMG between young and elderly women. ***Clinical Physiology and Functional Imaging***. (2007), Vol. 27, pp. 91-100.
- 7) CASSADY, S. L.; NIELSEN, D. H. Cardiorespiratory responses of healthy subjects to calisthenics performed on land versus in water. ***Physical Therapy***. (1992), Vol. 72, pp. 532-538.
- 8) CHILIBECK, P.D.; CALDE, A. W.; SALE, D. G.; WEBBER, C. E. A comparison of strength and muscle mass increases during resistance training in young women. ***European Journal Applied Physiology***. (1998), Vol. 77, pp. 170-175.
- 9) COLSON, S.; POUSSON, M.; MARTIN, A.; HOECKE J. V. Isokinetic elbow flexion and co activation following eccentric training. ***Journal of Electromyography and Kinesiology***. (1999), Vol. 9, pp. 13–20.
- 10) DE LUCA, C. J. The use of electromyography in biomechanics. ***Journal Applied Biomechanics***. (1997), Vol. 13, pp. 135–163.
- 11) ESCAMILA, R.F.; FLEISIG, G.S.; ZHENG, N.; BARRENTINE, S.W.; ANDREWS, J.R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain open kinetic chain exercise. ***Medicine and Science in Sports and Exercise***. (1998), Vol. 30, No. 2, pp. 556–559.
- 12) FERRI, A.; SCLAGLIONI, G.; POUSSON, M.; CAPODAGLIO, P.; HOECKE J. V.; NARICI, M. V. Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. ***Acta Physiologica***

Scandinavica. (2003), Vol. 177, No. 1, pp. 69-78.

- 13) FLECK, J.F.; KRAEMER, W.J. **Fundamentos do Treino de Força Muscular**, 2ª ed. Porto Alegre. ArtMed, (2006).
- 14) FRY, A. C. The Role of Resistance Exercise Intensity on Muscle Fibre Adaptations. **Sports Medicine.** (2004), Vol. 34, No. 10, pp. 663-679.
- 15) GABRIEL, D. A.; KAMEN, G.; FROST, G. Neural Adaptations to Resistive Exercise: Mechanisms and Recommendations for Training Practices. Review Article. **Sports Medicine.** (2006), Vol. 36, No. 2, pp. 133-149.
- 16) HÄKKINEN, K.; HAKKINEN, A. Neuromuscular adaptations during intensive strength training in middle-aged and elderly males and females. **Electromyography and Clinical Neurophysiology.** (1995), Vol. 35, pp. 137–147.
- 17) HÄKKINEN, K.; KALLINEN, M.; LINNAMO, V.; PASTINEN, U.M.; NEWTON, R.U.; KRAEMER, W.J. Neuromuscular adaptations during bilateral versus unilateral strength training in middle-aged and elderly men and women. **Acta Physiologica Scandinavica.** (1996), Vol. 158, pp. 77–88.
- 18) HAKKINEN, K.; KOMI, P.V. Electromyography changes during strength training and detraining. **Medicine and Science in Sports and Exercise.** (1983), Vol. 15, No. 6, pp. 455 – 460.
- 19) HÄKKINEN, K.; KRAEMER, W.J.; NEWTON, R.U.; ALEN, M. Changes in electromyography activity, muscle fiber and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. **Acta Physiologica Scandinavica.** (2001a), Vol. 171, pp. 51-62.
- 20) HAKKINEN, K.; NEWTON, R.U.; GORDON, S.; McCORNICK, M.; VOLEK, J.; NINDL, B.; GOTSHALK, L.; CAMPBELL, W.; EVANS W.J.; HAKKINEN, A.; HUMPHRIES, B.; KRAEMER, W.J. Changes in muscle morphology, electromyographic activity and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. **Journal of Gerontology Biological and Medical Sciences.** (1998), Vol. 53, pp. 415–423.
- 21) HÄKKINEN, K., PAKARINEN, A., ALEN, M., KAUKANEN, H., KOMI, P.V. Neuromuscular and hormonal adaptations in athletes to strength training in two years. **Journal Applied Physiology.** (1988), Vol. 65, pp. 2406-2412.
- 22) HAKKINEN, K.; PARAKINEN, A.; KRAEMER, W. J.; HAKKINEN, A.; VALKEINEN, H.; ALEN, M. Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women. **Journal Applied Physiology.** (2001b), Vol. 91, pp. 569–580.
- 23) HEYWARD, V. H.; STOLARCZYK, L. M. **Avaliação da composição corporal aplicada.** São Paulo. Manole, (2000).
- 24) HUMPHRIES, B.; NEWTON, R. U.; BRONKS, R.; MARSHALL, S.; MCBRIDE,

- J.; MCBRIDE, T. T.; HÄKKINEN, K.; KRAEMER, W. J.; HUMPHRIES, N. Effect of exercise intensity on bone density, strength, and calcium turnover in older women. ***Medicine and Science in Sports and Exercise***. (2000), Vol. 32, No. 6, pp. 1043-1050.
- 25) IZQUIERDO, M.; HÄKKINEN, K.; IBAÑEZ, J.; GARRUES, M.; ANTÓN, A.; ZÚNIGA, A.; LARRIÓN, J. L.; GOROSTIAGA, E. M. Effects of strength training on muscle power and serum hormones in middle-aged and older men. ***Journal Applied Physiology***. (2001), Vol. 90, pp. 1497-1507.
- 26) IZQUIERDO, M. J.; IBAÑEZ, J. J.; GONZÁLEZ-BADILLO; GOROSTIAGA, E. M. Effects of creatine supplementation on muscle power, endurance, and sprint performance. ***Medicine and Science in Sports and Exercise***. (2002), Vol. 34, No.2, pp. 332-343.
- 27) JACKSON, A.S.; POLLOCK, M.L. Generalized equations for predicting body density of men. ***British Journal of Nutrition***. (1978), Vol. 40, pp. 497–504.
- 28) KALMAR, J.M.; CAFARELLI, E. Central excitability does not limit post fatigue voluntary activation of quadriceps femoris. ***Journal Applied Physiology***. (2006), Vol. 100, pp. 1757–1764.
- 29) KINUGASA, S.; YOSHINAGA, J. ***Fiber-optic differential displacement measurement based on three cascaded interferometers***. 17th International Conference on Optical Fibre Sensors, Marc Voet, Reinhardt Willsch, Wolfgang Ecke, Julian Jones, Brian Culshaw, Editors, May (2005), Vol. 5855, pp. 631-634.
- 30) KOMI, P. V. Training of muscle strength and power: interaction of neuromotonic, hypertrophy and mechanical factors. ***International Journal Sports Medicine***. (1986), Vol. 7, pp. 10–15.
- 31) KOMI, P. V. ***The stretch-shortening cycle and human power output***. Champaign: Human Kinetics, (1983).
- 32) KRAEMER, W. J.; HÄKKINEN, K.; NEWTON, R. U.; NINDL, B. C.; VOLEK, J. S.; MCCORMICK, M.; GOTSHALK, L. A.; GORDON, S. E.; FLECK, S. J.; CAMPBELL, W. W.; PUTUKIAN, M.; EVANS, W. J. Effects of resistance training on hormonal response patterns in younger vs. older men. ***Journal Applied Physiology***. (1999), Vol. 87, pp. 982-992.
- 33) KRAEMER, W. J.; K. HAKKINEN, N. T.; TRIPLETT-MCBRIDE, A. C.; FRY, L. P.; KOZIRIS, N. A.; RATAMESS, J. E.; BAUER, J. S.; VOLEK, T.; McCONNELL, R. U.; NEWTON, S. E.; GORDON, D.; CUMMINGS, J.; HAUTH, F.; PULLO, J. M.; LYNCH, S.A.; MAZZETTI,; KNUTTGEN, H. G. Physiological Changes with Periodized Resistance Training in Women Tennis Players. ***Medicine and Science in Sports and Exercise***. (2003), Vol. 35, No. 1, pp. 157–168.
- 34) KRAEMER, W. J.; PATTON, J. F.; GORDON, S. E.; HARMAN, E. A.; DESCHENES, M. R.; REYNOLDS, K.; NEWTON, R. U.; TRIPPLET, N. T.; DZIADOS, J. E. Compatibility of high-intensity strength and endurance training on

hormonal and skeletal muscle adaptations. *Journal Applied of Physiology*. (1995), Vol. 78, No. 3, pp. 976–989.

35) KRAEMER, W. J.; RATAMESS, N. A. Hormonal responses and adaptations to resistance exercise and training. *Sports Medicine*. (2005), Vol. 35, No. 4, pp. 339-361.

36) KRAEMER, W. J.; N. A. RATAMESS; A. C. FRY, et al. Influence of resistance training volume and periodization on physiological and performance adaptations in collegiate women tennis players. *American Journal Sports Medicine*. (2000), Vol. 28, pp. 626-633.

37) LAMBERT, C. P.; FLYNN, M. Fatigue during high-intensity intermittent exercise: application to bodybuilding. *Sports Medicine*. (2002), Vol. 32, No. 8, pp. 511-522.

38) LEIS, A. A.; TRAPANI, V. C. *Atlas of electromyography*. Oxford, NY, Oxford University Press, (2000).

39) LIEBER, R. L., FRIDÉN, J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*. (2000), Vol. 23, No. 11, pp. 1647-1666.

40) LIMA, S. C.; PINTO, S. R. *Cinesiologia e Musculação*. Porto alegre. Artmed, (2007).

41) MARX, J. O.; N. A. RATAMESS; B. C. NINDL, et al. Low-volume circuit versus high-volume periodized resistance training in women. *Medicine and Science in Sports Exercise*. (2001), Vol. 33, pp. 635-643.

42) McDONAGH, M. J. N.; DAVIES, C. T. M. Adaptative responses of mammalian skeletal muscle the exercise with high loads. *European Journal of Applied physiology*, (1984), Vol. 52, pp. 139–155.

43) MORRISSEY, M. C.; E. A. HARMAN; P. N. FRYKMAN; K. H. HAN. Early phase differential effects of slow and fast barbell squat training. *American Journal Sports Medicine*. (1998), Vol. 26, pp. 221-230.

44) NARICI M.; VROI, G. S.; LANDONI, L.; MINETTI A. E.; CERRETELLI, P. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. *European Journal Applied Physiology*. (1989), Vol. 59, pp. 310-319.

45) RABITA, G.; PÉROT, C.; LENSEL-CORBEIL, G. Differential effect of knee extension isometric training on the different muscles of the quadriceps femoris in humans. *European Journal Applied Physiology*. (2000), Vol. 83, pp. 531–538.

46) RADÁK, Z. J.; PUCSOK, S.; MECSEKI, T.; CSONT, AND P. FERDINANDY. Muscle soreness-induced reduction in force generation is accompanied by increased nitric oxide content in DNA damage in human skeletal muscle. *Free Radical Biology and Medicine*. (1999), Vol. 26, pp. 1059-1063.

- 47) RASCH, P. J.; BURKE, R. K. **Cinesiologia e anatomia aplicada: a ciência do movimento humano**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 5ª edição, (1977).
- 48) ROMANZINI, MARCELO; PAPST, RAFAEL R.; PORTO, DENÍLSON B.; ZUCAS, SÉRGIO M.; BURINI, ROBERTO C.; CYRINO, EDILSON S. Efeito do treino com pesos e do controle nutricional sobre indicadores da composição corporal. **Motriz**, Rio Claro. (2001), Vol. 7, No.1, pp. 121-160.
- 49) RYAN, A. S.; IVEY, F. M.; HURLUBUT, D. E.; MARTEL, G. F.; LEMMER, J. T.; SORKIN, J. D.; METTER, E. J.; FLEG, J. T.; HURLEY, B. F. Regional bone mineral density after resistive training in young and older men and women. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**. (2004), Vol. 14, pp. 16-23.
- 50) RUTHERFORD, O. M.; JONES, D. A. The role of learning and coordination in strength training. **European Journal Applied Physiology**. (1986), Vol. 55, pp. 100-105.
- 51) SALE, D. G. Neural adaptation to resistance training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. (1988), Vol. 20, pp. S135-S145.
- 52) SIGNORILE, J. F.; WEBER, B.; ROLL, B.; CARUSO, J. F.; LOWENSTEYN, I.; PERRY, A. C. An electromyographical comparison of the squat and knee extension exercises. **Journal of Strength and Conditioning Research**. (1994), Vol. 8, pp. 178–183.
- 53) SILVA, E. M.; CADORE, L. C.; AMBROSINI, A. B.; BRENTANO, M. A.; KRUEL, L. F. M. Análise da reprodutibilidade do sinal eletromiográfico durante contrações musculares isométricas máximas e submáximas dos extensores do joelho. **Livro de Resumos do XV Salão de iniciação científica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul**, Porto Alegre, (2003).
- 54) SODERBERG, G. L., KNUTSON, L. N., A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. **Physical Therapy**. May (2000), Vol. 80, No. 5.
- 55) SUETTA C.; AAGAARD, P.; ROSTED, A.; JAKOBSEN, A. K.; DUUS, B.; KJAER, M.; MAGNUSSON, S. P. Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. **Journal Applied Physiology**. (2004), Vol. 97, pp. 1954-1961
- 56) TRICOLI, W. Mecanismos envolvidos na etiologia da dor muscular tardia. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**. (2001), Vol. 9, No. 2, pp. 39-44.
- 57) VINCENT, K. R.; BRAITH, R. W. Resistance and bone turnover in elderly men and women. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. (2002), Vol. 34, No. 1, pp. 17-22.

ANEXOS

ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____, portador do documento de identidade número _____, concordo voluntariamente em participar do estudo "NÍVEL DE ATIVAÇÃO MUSCULAR EM DIFERENTES EXERCÍCIOS DE FORÇA PARA OS MEMBROS INFERIORES". Aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS (CEP/UFRGS), nº 2008012. Declaro estar ciente de que o estudo será desenvolvido pelo Professor Ronei Silveira Pinto, do Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, que tem como objetivo avaliar o nível de participação muscular em diferentes exercícios de força. Estou ciente de que as informações obtidas no decorrer desta investigação serão utilizadas na publicação de artigos científicos sobre o tema, e que todas as informações utilizadas deverão manter o sigilo dos indivíduos avaliados.

* Compreendo que serei solicitado a:

1. Fazer-me medidas corporais;
2. Dispor-me à preparação da pele, que inclui os seguintes procedimentos: depilação, abrasão e limpeza com álcool nas regiões onde serão colocados os eletrodos;
3. Dispor-me à fixação de eletrodos de superfície na região anterior e posterior da coxa, bem como na região glútea;
4. Realizar testes de contração voluntária máxima (CVM) para a flexão e extensão do joelho, bem como extensão do quadril;
5. Realizar testes de 12 RMs nos exercícios de flexão e extensão do joelho, *leg press 45* e horizontal, agachamento e *hack machine* com carga compatível a esta intensidade de esforço.

* Eu entendo que serei orientado que minha participação nesse estudo e conseqüentemente à melhora de conhecimentos sobre respostas do sinal EMG em exercícios de força.

* Eu entendo que Ronei Silveira Pinto e/ou bolsistas irão responder qualquer dúvida que eu tenha em qualquer momento relativo a estes procedimentos;

* Eu entendo que todos os dados relativos a minha pessoa irão ficar confidenciais e disponíveis apenas sob minha solicitação escrita. Além disso, eu entendo que no momento da publicação, não irá ser feita associação entre os dados publicados e a minha pessoa;

* Eu entendo que não há compensação monetária pela minha participação nesse estudo;

* Eu entendo que no surgimento de uma lesão física resultante diretamente de minha participação, não será providenciada nenhuma compensação financeira. Eu entendo que não terá nenhum médico ou desfibrilador presente durante os testes. Apesar disso, estará disponível no laboratório uma linha telefônica para a Assistência Médica de Emergência (3331-0212).

* Eu entendo que eu posso fazer contato com o orientador do projeto Professor Doutor Ronei Silveira Pinto, ou qualquer bolsista ou assistente, para quaisquer problemas referentes a minha participação no estudo ou se eu sentir que há uma violação nos meus direitos.

Porto Alegre, _____ de _____ de _____.

Participante:

Assinatura do sujeito (participante): _____

Assinatura do pesquisador: _____

ANEXO B – TABELA DE CARGAS

Nome: _____ Data: _____

Ordem	Exercício	Carga 1	Carga 2
	Leg Horizontal Alto		
	Leg Horizontal Baixo		
	Leg 45 Alto		
	Leg 45 Baixo		
	Agachamento Horizontal		
	Agachamento Vertical		
	Hack Machine Alto		
	Hack Machine Baixo		
	Extensora		
	Flexora Sentado		
	Flexora Deitado		

ANEXO C – FICHA DE ANTROPOMETRIA**COMPOSIÇÃO CORPORAL**

Nome: _____

Estatura: _____ Peso: _____

%MCM: _____

%GC: _____

Protocolo de Guedes

Protocolo de Pollock

Dobras cutâneas:

Local	1ª medida	2ª medida	3ª medida	Média
Tríceps				
Suprailíaca				
Abdominal				
Subscapular				
Peitoral				
Axilar Média				
Coxa				