

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESEFID

Alexandre Mousquer Lima

COMPARAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DA FLEXÃO DE JOELHOS NA MÁQUINA  
E NO SLIDE

Porto Alegre  
2017

Alexandre Mousquer Lima

COMPARAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DA FLEXÃO DE JOELHOS NA MÁQUINA  
E NO SLIDE

Trabalho de conclusão de curso apresentado como requisito parcial para a obtenção de título de licenciado em Educação Física pela Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Orientador: Ronei Silveira Pinto

Porto Alegre

2017

## RESUMO

Na área do treinamento físico, um tema bastante abordado é a prevenção de lesões no esporte. Nesse sentido, diversas metodologias de treinamento prescrevem seus programas baseados na ideia de equilibrar a força entre os músculos agonistas e antagonistas. Isto ocorre tanto na área da saúde (prevenção e reabilitação de lesões) quanto no treinamento esportivo (melhora do desempenho). Exercícios realizados com o próprio peso corporal podem ser uma alternativa para fortalecer uma musculatura específica, pois muitas vezes não é possível ter acesso à máquinas. Assim, alguns treinadores propõem que sejam utilizados exercícios que possuam uma ação sinérgica complexa, em que diversos músculos participam do movimento. Nessa lógica, o objetivo deste trabalho é obter dados, através da eletromiografia de superfície (EMG), sobre o nível de ativação muscular em dois exercícios de flexão de joelhos (na máquina flexora e no aparelho slide) e, assim, compará-los.

## ABSTRACT

In the physical training area, injuries preventing is frequently addressed. Hence, several training methods prescribe their programs based on the idea of balancing the strength between agonist and antagonist muscles. It is broadly used for health enhancement (prevention and rehabilitation) as well for sports training (performance improvement). Also, exercises using body weight can be a good tool for that, because sometimes it is not possible to have access to machines that are used to strength a specific muscle. Therefore, some coaches recommend exercises that present a complex synergic action, in which several muscles participate in the movement. In this way, this work aimed to obtain data, trough surface electromyography (EMG), about the level of muscle activations in two exercises of knee flexion (knee flexor machine and body slide) and then, compare the variations.

## LISTAS DE FIGURAS

Figura 1 – Flexão Máquina.....	17
Figura 2 – Flexão Slide.....	18
Figura 3 – CIVM Posterior.....	19
Figura 4 – CIVM Panturrilha .....	19
Figura 5 – Eletrodos Posterior .....	20
Figura 6 – Eletrodos Panturrilha.....	21

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – 10RM individual.....	23
---------------------------------	----

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Sujeito 1.....	23
Gráfico 2 – Sujeito 2.....	24
Gráfico 3 – Sujeito 3.....	24

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

10RM – Dez repetições máximas

CVM – Contração voluntária máxima

CIVM – Contração isométrica voluntária máxima

EMG – Eletromiografia; eletromiográfico

RMS – Root Mean Square



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>10</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>11</b>
2.1 CONTEXTO.....	11
2.2 DISTENSÃO MUSCULAR.....	11
2.3 DESEQUILÍBRIOS DE FORÇA.....	12
2.4 ANATOMIA E FUNÇÕES.....	12
2.5 EXERCÍCIOS.....	13
2.6 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE – EMG .....	14
<b>3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS .....</b>	<b>16</b>
3.1 POPULAÇÃO .....	16
3.2 AMOSTRA.....	16
3.3 VARIÁVEIS.....	16
3.3.1 VARIÁVEIS INDEPENDENTES .....	16
3.3.2 VARIÁVEIS DEPENDENTES .....	16
3.4 PROTOCOLOS .....	17
3.4.1 DESCRIÇÃO DOS EXERCÍCIOS .....	17
3.4.2 COMPOSIÇÃO CORPORAL.....	18
3.4.2 CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA (CVM) .....	18
3.4.3 TESTES MÁXIMO (10RM).....	19
3.4.4 COLETA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO (EMG).....	20
3.4.5 TRATAMENTO DO SINAL EMG .....	21
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	22
<b>4. RESULTADOS .....</b>	<b>23</b>
<b>5. DISCUSSÃO .....</b>	<b>26</b>
<b>6. LIMITAÇÕES .....</b>	<b>28</b>
<b>7. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>29</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Impulsionado pela evolução tecnológica e o compartilhamento do conhecimento nos últimos anos, o treinamento funcional surge com uma proposta de promover um desenvolvimento atlético de maneira mais global. Se, antes, o principal foco no treinamento se dava através da utilização de máquinas guiadas, agora ele dá espaço à exercícios livres, que podem ser trabalhados, em muitos casos, com o próprio peso corporal dos indivíduos.

De acordo com Hui Liu et al. (2012) uma das lesões mais comum em esportes que envolvem corrida é a distensão da musculatura isquiotibial. Esta lesão é definida como “dor atrás da coxa” e normalmente ela é diagnosticada por exames clínicos, ultrassom ou ressonância magnética. Dentre os fatores de risco que deixariam esses sujeitos expostos à essa lesão está o desequilíbrio muscular da força entre o quadríceps e os isquiotibiais (Gabbe et al., 2006; Croisier et al., 2002; Sugiura et al., 2008). Nessa lógica, exercícios que fortaleçam os isquiotibiais devem ser amplamente utilizados para que o risco de ocorrer esse tipo de lesão seja diminuído.

Um dos exercícios tradicionais mais utilizados para essa função é o de flexão de joelhos na máquina flexora de joelhos. Contudo, devido ao seu alto custo muitas pessoas não têm acesso a esse tipo de exercício, fazendo-se de extrema importância que outras alternativas sejam propostas para que se consiga alcançar os mesmos resultados. Nesse sentido, a flexão de joelhos no aparelho “Slide” pode ser considerada uma alternativa para fortalecimento dessa musculatura.

Portanto, o objetivo desse estudo é comparar a ativação eletromiográfica dos músculos bíceps femoral, semitendinoso, gastrocnêmico lateral e gastrocnêmico medial nesses dois exercícios e observar se a execução no aparelho “Slide” pode ser uma alternativa para o fortalecimento dessa musculatura, seja para o aumento da performance seja para a reabilitação.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 CONTEXTO

O papel social do Educador Físico vem sofrendo profundas mudanças nas últimas quatro décadas. Desde sua original função como professor de educação física escolar e técnico desportivo nos anos 1970; passando pela revolução científica iniciada a partir de 1980, quando as pessoas começaram a frequentar as academias regularmente; até chegar nos anos 2000, onde a evolução tecnológica e o compartilhamento do conhecimento em diversas mídias impulsionou novas metodologias de treinamento.

Assim, o treinamento funcional surge como uma alternativa para promover o desenvolvimento atlético sustentável. Nessa perspectiva, o treinamento não se limita apenas aos domínios da força, da flexibilidade e do condicionamento cardiovascular, mas também enfoca os fundamentos de agilidade, equilíbrio e coordenação como base para o desenvolvimento de um aperfeiçoado repertório motor (Liebenson, 2014).

Portanto, trabalhar com uma metodologia que, geralmente não utiliza máquinas que guiam o movimento, requer do profissional um vasto conhecimento teórico e prático dos mais variados exercícios. Pois, para manter os atletas e alunos livres de lesões ou disfunções neste tipo de treinamento, devemos assegurar que os padrões fundamentais de cada movimento estejam dominados, para depois progredir para exercícios mais complexos ou com sobrecargas maiores.

### 2.2 DISTENSÃO MUSCULAR

A distensão muscular dos isquiotibiais ocorre em atletas dos mais variados esportes onde existe a necessidade de utilizar movimentos explosivos de aceleração e de chutes. Podemos incluir nesta lista, por exemplo, o futebol, o rugby e o futebol americano.

Nesse sentido, Arnason et al. (2008) relatou que o estiramento muscular da posterior da coxa representava 11% de todas lesões em jogadores profissionais de futebol da Inglaterra, 13% da Noruega e 16% na Islândia. Já Woods et al. (2002; 2004) observou que essa lesão representou 11% do total de lesões durante a pré-temporada e 12% durante os jogos de atletas de futebol Ingleses. O equivalente a um total de 13,116 dias e 2029 partidas perdidas, com um média de 90 dias e 15 partidas perdidas por cada lesão.

No rugby esses números também são altos e foram pesquisados por Brooks et al. (2006), que observaram uma incidência de 0.27 a cada 1000 horas de treino e 5.6 a cada 1000

horas de jogo. Enquanto Verral et al. (2001) reportou que 30% dos atletas de dois clubes da Austrália relataram dor na posterior da coxa durante uma temporada.

Muito comum também em jogadores de futebol americano, a média deste tipo de lesão em um período de 10 anos em jogadores da *National Football League* (NFL) representou 13% de todas as lesões dos jogadores da liga, de acordo com Elliott et al. (2011).

### 2.3 DESEQUILÍBRIOS DE FORÇA

Um dos fatores de risco modificáveis para a distensão muscular dos isquiotibiais, descritos na literatura, é o desequilíbrio de força entre a musculatura do quadríceps e dos isquiotibiais. Nesse sentido, segundo Rosene (2001), uma relação saudável de força entre essas musculaturas (isquiotibiais/quadríceps) é de 50% a 80%, dando a entender que geralmente os isquiotibiais costumam ser mais fracos que o quadríceps. Isso pode ser explicado, em parte, pois o quadríceps tem uma maior massa e é mais usado em atividades diárias.

Outro estudo feito por Jaiyesimi et al. (2005), observou que mulheres tendem a ter uma proporção de força menor quando comparadas aos homens. Enquanto isso, mulheres atletas parecem ter essa proporção ainda menor quando comparadas às mulheres destreinadas, devido à essa grande dominância de força pela musculatura do quadríceps. Além disso, os autores sugerem que a idade não parece ter impacto sobre essa proporção pois a força diminui igualmente nessas musculaturas com o passar dos anos.

Croisier et al. (2008) conduziu uma pesquisa com jogadores de futebol e encontrou que aqueles jogadores que tinham um desequilíbrio de força entre o quadríceps e os isquiotibiais significativo antes do início da temporada tinham maior risco de ter um estiramento muscular quando comparados com jogadores que tiveram este problema corrigido antes de começar a temporada ou atletas que não tinham nenhum desequilíbrio.

Outro autor, Yeung et al. (2009), descreve o teste de força em aparelho isocinético, que compara a força do quadríceps com a dos isquiotibiais, como sendo a melhor referência para prever distensões nos isquiotibiais. Enquanto Asklin et al. (2003) e Petersen et al. (2011), após realizarem uma intervenção com treinamento específico para força excêntrica dos isquiotibiais reduziram de forma significativa essas lesões em jogadores de futebol.

### 2.4 ANATOMIA E FUNÇÕES

A parte superior das pernas é composta, em parte, por dois grupos musculares opostos, o quadríceps e os isquiotibiais. Juntos eles movem o joelho e o quadril, além de ajudar na sua estabilização.

Localizados na parte posterior da coxa, o grupo muscular dos isquiotibiais é formado pelo bíceps femoral (cabeça longa e curta), semitendíneo e semimembranoso. A cabeça longa do bíceps femoral tem sua origem na tuberosidade isquiática e no ligamento sacro-tuberoso enquanto a cabeça curta origina-se no lábio lateral da linha áspera. Ambos têm sua inserção distal na cabeça da fíbula e no côndilo lateral da tíbia. Suas ações são de extensão do quadril (cabeça longa), flexão do joelho e rotação lateral do joelho (Drake, Vogl e Mitchell, 2009).

O músculo semitendíneo, origina-se na tuberosidade isquiática e tem sua inserção na superfície medial da tuberosidade da tíbia. Suas ações envolvem a extensão do quadril, flexão e rotação medial do joelho. Já o músculo semimembranoso, origina-se na tuberosidade isquiática e insere-se no côndilo medial da tíbia, realizando as mesmas ações do semitendíneo (Drake, Vogl e Mitchell, 2009).

Ainda na parte posterior da perna, existem dois músculos menores que auxiliam na flexão do joelho. O gastrocnêmico medial origina-se no côndilo medial do fêmur e insere-se no calcâneo. Enquanto o gastrocnêmico lateral origina-se no côndilo lateral e insere-se, também, no calcâneo. Além da flexão do joelho, ambos realizam flexão plantar do tornozelo (Drake, Vogl e Mitchell, 2009).

## 2.5 EXERCÍCIOS

Diante desse quadro, exercícios que enfatizem o desenvolvimento da força dos isquiotibiais são de extrema relevância para que essa proporção saudável de força entre as musculaturas seja mantida e, conseqüentemente, o risco de lesões seja diminuído, tanto para homens quanto para mulheres.

A flexão de joelhos nórdica é um exercício pesquisado e utilizado em atletas para promover o desenvolvimento da força dos isquiotibiais (Mjolsnes et al. 2004; Petersen et al. 2011). Entretanto, os autores ressaltam que, devido ao nível de dificuldade, esse exercício não deveria ser indicado para iniciantes pois ele poderia proporcionar posições lesivas caso seja mal executado.

Nessa lógica, o treinador Boyle (2015) propõe uma progressão para estes exercícios de maneira a respeitar o nível de coordenação e força dos sujeitos, para que se evolua até realizar os exercícios de maior dificuldade técnica de maneira segura e com muita atenção à execução.

Estes exercícios e progressões visam trabalhar a força da posterior da coxa sem a necessidade de máquinas criadas especificamente para isso (como a máquina flexora de joelhos, encontrada em academias tradicionais). Dentre eles, podemos destacar a ponte, o *hip thrust*, o levantamento terra e o stiff. Vale ressaltar ainda, que dentro de todos estes exercícios, existem diversas variações que podem ser realizadas em base uni ou bipodal e com ou sem sobrecarga, por exemplo.

Nesse sentido, um exercício que tem o objetivo de fortalecer os isquiotibiais, mas ainda não foi abordado na literatura científica, é a flexão de joelhos no aparelho slide. Ele pode ser considerado uma variação do exercício ponte, destacado acima. É realizado com o sujeito próximo do aparelho deslizante, deitado em decúbito dorsal, com o quadril elevado do chão (posição de ponte). Os glúteos deverão atuar de forma isométrica para estender o quadril, enquanto os músculos posteriores da perna vão fazer o trabalho de estender e flexionar os joelhos (sem tocar o quadril no chão).

O autor ainda defende que esse tipo de exercício possui uma maior transferência para os demais movimentos corporais. Além de fortalecer o corpo de maneira global, respeitando a função de cada região. Pois, nesse caso, ao realizar o exercício o sujeito deve usar os isquiotibiais como sinergistas para a extensão do quadril, por exemplo.

## 2.6 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

A eletromiografia de superfície tem sido classicamente utilizada para estimar a ativação neural enviada da medula espinhal ao músculo associando sua amplitude ao número de potenciais de ação descarregados por uma população de neurônios motores (Farina et al., 2010). Enoka et al., 2000, Basmajian e De Luca, 1985 a definem como uma técnica que estuda a função do músculo estriado por meio de análise do sinal mio elétrico captado durante o repouso ou durante a contração muscular registrando variações de voltagem produzidas pela membrana das fibras musculares sendo estas as somas de todos os sinais mio elétricos de uma determinada região, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais. Para Basmajian (1981) essa técnica é um valioso método diagnóstico e investigativo por ser possível ver o que o músculo realmente faz em qualquer instante durante diversos movimentos e posturas, além de revelar a inter-relação e coordenação dos músculos.

É importante reconhecer que existem limitações na utilização da técnica de eletromiografia de superfície, pois apesar de valiosa em algumas aplicações, a amplitude da superfície EMG é apenas um indicador grosseiro do impulso neural ao músculo e não detecta pequenas flutuações na atividade da unidade motora ou ajustes durante as contrações fatigantes (Farina et al., 2010). Algumas destas limitações podem ser classificadas em intrínsecas ou extrínsecas. As relações extrínsecas passam por controlar alguns fatores externos, os quais podem interferir na captação do sinal, como, por exemplo, a iluminação, sons, temperatura do local, posicionamentos dos eletrodos e preparação da pele. Já entre os fatores intrínsecos, aqueles que não se podem controlar, estão as características das unidades motoras, temperatura corporal, quantidade de gordura subcutânea e o *crosstalk*, que são interferências por captação da atividade de outros músculos próximos aos eletrodos (Caterisano et al. 2002; Correa, Costa e Pinto, 2012). Desta forma, apesar de suas limitações intrínsecas, reduzir interferências por fatores externos, torna a EMG de superfície uma valiosa técnica para avaliação da intensidade muscular em diferentes exercícios, pois um aumento da atividade mio elétrica pode ser um indicativo da tentativa do sistema nervoso produzir mais força muscular, ou compensar perdas de força relacionadas à fadiga.

### 3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

A seguir são apresentados os procedimentos metodológicos adotados para a realização do presente estudo.

#### 3.1 POPULAÇÃO

A população do estudo foi composta por 3 homens de faixa etária entre 22 e 26 anos, com experiência de aproximadamente 3 anos de treinamento com esse tipo de exercícios. Nenhum destes sujeitos relataram problemas cardiovasculares, neuromusculares ou metabólicos que pudessem influenciar a realização dos exercícios.

#### 3.2 AMOSTRA

A amostra foi selecionada por conveniência. Cada indivíduo foi informado sobre os procedimentos metodológicos através da leitura de um termo de consentimento, que foi assinado individualmente. O presente estudo faz parte de um projeto maior envolvendo a ativação muscular de diversos exercícios de força e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, número 33650.

#### 3.3 VARIÁVEIS

As variáveis da pesquisa são apresentadas a seguir.

##### 3.3.1 Variáveis independentes

Como variáveis independentes, foram considerados dois exercícios diferentes de flexão de joelhos: Flexão Máquina e Flexão Slide

##### 3.3.2 Variáveis dependentes

Como variável dependente, tem-se o nível de ativação muscular em cada músculo avaliado (bíceps femoral; semitendíneo; gastrocnêmio medial; gastrocnêmio lateral),



considerado pela amplitude média do sinal eletromiográfico (valores Root Mean Square – RMS) obtido nos diferentes exercícios.

### 3.4 PROTOCOLOS

Os indivíduos que compuseram a amostra desse estudo compareceram à Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (ESEFID) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) em diferentes dias de coletas de dados. No primeiro dia, foi feita a exposição dos detalhes do estudo e a assinatura do Termo de Consentimento Informado. Em um segundo momento, foi realizada a mensuração das características antropométricas e a investigação do maior sinal RMS (maior ativação muscular) obtido no platô da força externa de uma contração isométrica voluntário máxima (CVM). Para isso, foram realizadas duas CVMs para os isquiotibiais e gastrocnêmicos que serviram para normalizar os sinais obtidos nos diferentes exercícios investigados. Por fim, se obtém a contribuição de cada músculo investigado em cada exercício utilizado, através dos valores relativos à máxima ativação previamente calculada através da CVM.

#### 3.4.1 Descrição dos exercícios

Foram executados dois exercícios de flexão de joelhos:

Exercício 1: Flexão de joelhos em decúbito ventral na máquina flexora. O sujeito inicia em decúbito ventral na cadeira da máquina flexora de joelhos com os joelhos estendidos a 0° e deve realizar o movimento de flexão de joelhos até os joelhos flexionarem a 100°. A figura 1 ilustra esse exercício.

**Figura 1**



Fonte: autor (2017)

Exercício 2: Flexão de joelhos no aparelho slide. Em posição de decúbito dorsal, o sujeito deve flexionar os joelhos a 60° e posicionar seus calcanhares em cima do aparelho slide. Após, ele deverá elevar a sua pelve até que o seu quadril esteja estendido e seus joelhos em 90° de flexão, permanecendo na posição denominada “ponte”. Agora, a parte principal do exercício, será realizar sucessivas extensões e flexões de joelho. Os pés devem manter-se afastados na largura do quadril. A figura 2 ilustra esse exercício.

**Figura 2**



Fonte: autor (2017)

### 3.4.2 Composição corporal

Inicialmente, cada indivíduo teve a sua massa corporal e a sua estatura mensurada. Após isso, o local das dobras cutâneas selecionadas foi marcado de acordo com o posicionamento proposto por Heyward e Stolarczyk (2000). Foram mensuradas as dobras tricípital, peitoral, subescapular, supra íliaca e, principalmente, a dobra abdominal, que deveria apresentar valores relativamente baixos. As dobras foram medidas em forma de circuito, totalizando, no máximo, três medidas de cada dobra cutânea. Utilizou-se para isso um adipômetro *Langue*. Posteriormente, a densidade corporal foi estimada através do protocolo proposto por Jackson & Pollock (1978), e o percentual de gordura foi estimado através da fórmula de Siri (1961 apud HEYWARD; STOLARCZYK, 2000).

### 3.4.2 Contração voluntária máxima (CVM)

A contração voluntária máxima (CVM) dos músculos investigados foi coletada com os indivíduos em postura estável para cada movimento exigido. Para os músculos bíceps femoral e semitendíneo foi realizada uma flexão de joelhos sentado em um dinamômetro isométrico da marca CEFISE com os joelhos posicionados a 60° de flexão (figura 3).

**Figura 3**

Fonte: autor (2017)

Para o gastrocnêmio medial e gastrocnêmio lateral foi realizado uma flexão plantar, com o pé posicionado em 10° de flexão plantar, na máquina com resistência manual (figura 4).

**Figura 4**

Fonte: autor (2017)

Cada CVM foi realizada por um período de 4 segundos (De Luca, 1997). Esses dados foram utilizados para a normalização da amplitude do sinal eletromiográfico coletado nos exercícios.

### 3.4.3 Testes máximo (10RM)

Inicialmente, os sujeitos fizeram um aquecimento articular e, posteriormente, foi determinada a carga correspondente a 10 repetições máximas (10RM) dos sujeitos no exercício Flexão Máquina e Flexão Slide. O teste foi conduzido por tentativa e erro,

realizando no máximo cinco tentativas por sessão para evitar a influência da fadiga no teste, para posterior aquisição e relativização do sinal nessa intensidade. O intervalo entre cada tentativa foi de cinco minutos. Simultaneamente à execução do teste, foi coletado o sinal EMG.

A velocidade dos movimentos foi controlada por um metrônomo, que determinava o tempo de 2 segundos na fase excêntrica e 2 segundos na fase concêntrica. Além disso, o controle da amplitude do movimento padronizado para flexão dos joelhos para Flexão Máquina foi de 0-100°, enquanto para a Flexão Slide foi de 0-90°.

#### 3.4.4 Coleta do sinal eletromiográfico (EMG)

Para a colocação dos eletrodos que possibilitam a aquisição do sinal, foi feita a depilação da pele e abrasão com algodão e álcool. Esse procedimento teve como objetivo retirar as células mortas e diminuir a impedância da pele. A seguir, os eletrodos foram posicionados no ventre dos músculos que seriam avaliados.

Para captar o sinal dos músculos bíceps femoral, os eletrodos foram posicionados longitudinalmente a direção das fibras e aproximadamente a 50% da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia. Para captar o sinal dos músculos semitendíneo, os eletrodos foram posicionados longitudinalmente a direção das fibras e aproximadamente a 50% da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial da tíbia ([www.seniam.org](http://www.seniam.org)).

**Figura 5**



Fonte: autor (2017)

Já para o músculo gastrocnêmio medial, foi escolhido a porção mais proeminente do músculo. Enquanto para o gastrocnêmio lateral, foi colocado a 1/3 da distância entre a cabeça da fíbula e o calcâneo ([www.seniam.org](http://www.seniam.org)).

**Figura 6**



Fonte: autor (2017)

A distância intereletrodos foi de 30 mm do centro do eletrodo, fixada pelo pré-amplificador. O nível de resistência entre os eletrodos foi medido e controlado antes de cada sessão com um multímetro digital, devendo manter-se abaixo de 3000 Ohms. O eletrodo terra foi posicionado na tuberosidade da tíbia.

Para a aquisição dos dados eletromiográficos, foi utilizado um eletromiógrafo Miotool 400, da marca Miotec Equipamentos Biomédicos. O equipamento é composto por um sistema de quatro canais, com 2000 Hz por canal, com energia fornecida por um sistema de baterias. Os dados são transmitidos em conexão a um microcomputador via porta USB. Foram utilizados eletrodos de superfície, com 15 mm de raio, pré-amplificados com configuração bipolar da marca Tyco Healthcare, Mini Medi-Trace 100, Kendall Medtrace.

#### 3.4.5 Tratamento do sinal EMG

O sinal captado pelo eletromiógrafo foi gravado em um microcomputador, no software Miograph, para posterior análise no software Miograph. Primeiramente, foram retirados os ganhos do sinal nos arquivos brutos e, então, quando necessário, foi realizada a filtragem

digital do sinal utilizando-se filtros do tipo passa-banda Butterworth, de quinta ordem, com frequência de corte entre 20 e 450 Hz, removendo picos automáticos.

As curvas do sinal correspondente às contrações voluntárias máximas (tempo de 4 s), após terem passado pelos procedimentos de filtragem descritos acima, foram recortadas durante o platô da curva de força para a obtenção do valor RMS. Os valores RMS obtidos da CVM de cada músculo foram utilizados para normalizar os dados das diferentes situações experimentais.

Com relação ao tratamento do sinal EMG obtido nos diferentes exercícios, esses foram calculados em valor de média RMS: 8 repetições em cada um dos exercícios, realizando cinco tentativas para cada, sendo descartadas tanto a primeira quanto a última tentativa. Os recortes do sinal nas diferentes fases do movimento foram feitos através de uma câmera de vídeo sincronizada com o sinal elétrico. Posteriormente, com objetivo de classificação do nível de ativação muscular de cada músculo analisado nos diferentes exercícios, esses valores serão expressos em percentual do sinal EMG obtido na CVM (% CVM) para a posterior comparações quantitativas.

### 3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi realizada uma análise estatística descritiva e os dados foram expressos em média, com apoio do software Excel, versão mais atual disponível.

#### 4. RESULTADOS

Os três sujeitos participantes da pesquisa apresentaram uma média de idade (24 +- 1,2 anos), massa (72 +- 2,2 kg), estatura (1,77 +- 0,04 m), percentual de gordura (12,3% +- 4,2) com experiência de mais de três anos com treinamento de força e nenhum histórico de lesão prejudicial para a execução dos exercícios. Foram obtidos os valores de 10RM dos dois exercícios avaliados para cada sujeito, como mostra abaixo a Tabela 1:

Tabela 1 – 10RM Individual

10 RM	Slide	Máquina
Suj. 1	14kg	46kg
Suj. 2	10kg	43kg
Suj. 3	0kg	41kg

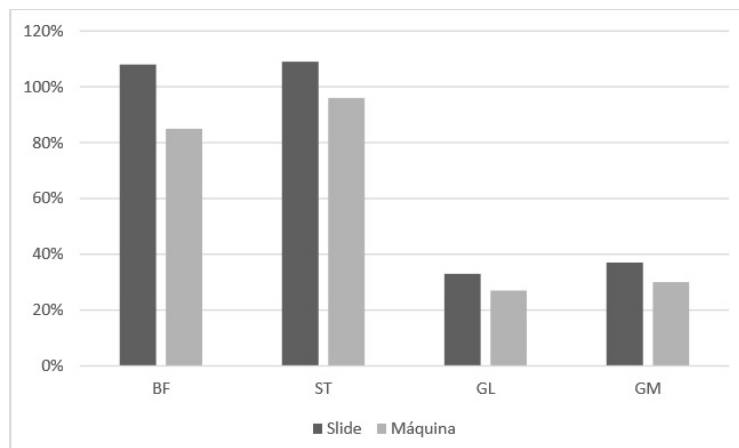
RM – Repetições máximas

Fonte: autor (2017)

Na tabela 1, podemos observar que a flexão slide apresenta valores de carga externa muito inferiores aos da máquina. Isso ocorre, pois, este exercício utiliza o próprio peso corporal do sujeito como a sua principal resistência. Vale ressaltar ainda que os sujeitos 1 e 2 tiveram que utilizar caneleiras de peso (que foram posicionados sobre o quadril) para atingir a intensidade de 10RM.

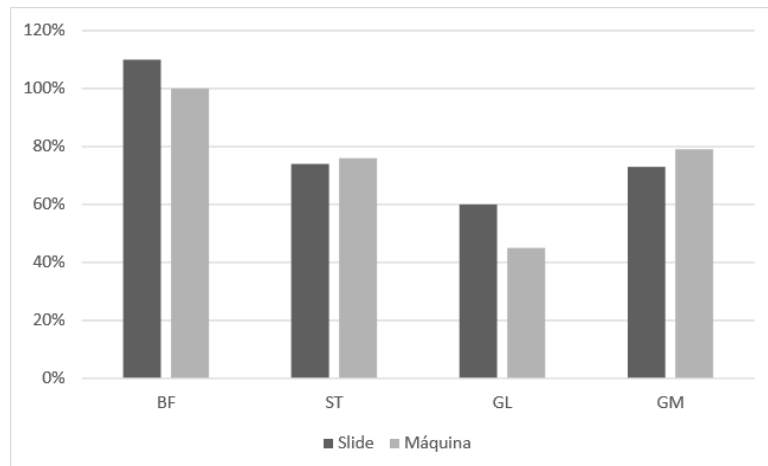
A partir da análise individual de cada sujeito, o presente estudo apresentou como padrão uma ativação semelhante para os músculos registrados quando comparados as duas variações de exercícios. Esse padrão demonstra que os músculos em questão, participam efetivamente na execução destes exercícios, independentemente da variação utilizada. Infelizmente, ainda não há registros na literatura científica que possam corroborar ou contestar estes achados.

Gráfico 1 – Nível de ativação muscular do sujeito 1



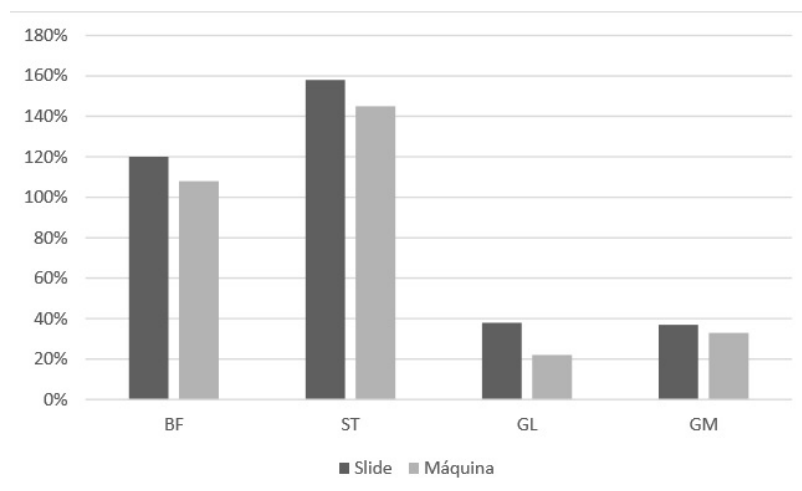
Fonte: autor (2017)

Gráfico 2 – Nível de ativação muscular do sujeito 2



Fonte: autor (2017)

Gráfico 3 – Nível de ativação muscular do sujeito 3



Após calculada a média do sinal RMS para 8 repetições, esses valores foram expressos em percentual do sinal EMG obtido nas CVM. BF – bíceps femoral; ST – semitendíneo; GL – gastrocnêmio lateral; GM – gastrocnêmio medial

Como mostram os gráficos 1, 2 e 3, analisando o comportamento da musculatura durante a execução dos exercícios, as ativações elétricas apresentaram um comportamento semelhante. Nos 3 sujeitos, a ativação do músculo bíceps femoral e gastrocnêmio lateral foi



maior para o exercício slide. Para o músculo gastrocnêmio medial e semitendíneo, a ativação foi maior nos sujeitos 1 e 3. Enquanto isso, somente na tabela 2, podemos ver uma atividade eletromiográfica dos músculos semitendíneo e gastrocnêmio medial maior no exercício flexão máquina.

Podemos perceber ainda uma ativação muito maior dos músculos bíceps femoral e semitendíneo para os sujeitos 1 e 3, nas duas situações. Este comportamento já era esperado, visto que estes músculos são considerados os flexores primários do joelho, enquanto os gastrocnêmios são considerados secundários (Lima e Pinto, 2009). Para o sujeito 2, entretanto, o gráfico apresenta níveis de ativação semelhantes para os músculos semitendíneo e gastrocnêmio medial.

Para uma melhor compreensão dos movimentos, foi feita uma análise cinesiológica de cada variação, com o objetivo de identificar a principal função de cada músculo e as diferentes tendências durante as fases dos exercícios. Tais análises serão apresentadas a seguir.

## 5. DISCUSSÃO

A ponte é um eficiente exercício usado para reforçar a musculatura lombar e extensora do quadril enquanto trabalha a estabilidade do tronco durante uma posição estática ou dinâmica (Escamilla et al., 2010), além de desenvolver um maior controle motor da região lombo-pélvica (McGill et al., 2003).

No entanto, muitas variações podem ser usadas a partir dessa posição inicial, para aumentar a intensidade e complexidade do exercício. Alguns pesquisadores avaliaram, por exemplo, as mudanças na atividade eletromiográfica quando os sujeitos adicionavam exercícios de membros superiores nesta posição (Kim et al., 2013; Son et al., 2015). Enquanto Jang et al. (2013) reportou uma maior ativação dos músculos extensores do quadril, adutores e abdominais durante o exercício de ponte realizado com uma resistência entre os joelhos.

Nessa lógica, a variação do exercício ponte utilizada neste estudo foi a realização da flexão e extensão dos joelhos no aparelho Slide.

Agindo sobre a articulação dos joelhos, tanto na flexão slide quanto na flexão máquina, temos a atuação como motor primário dos isquiotibiais. Na flexão slide, à medida que os joelhos começam a estender, podemos observar um aumento da exigência desse músculo. Quanto mais próximo do fim dessa extensão dos joelhos, maior é a utilização da força excêntrica dos isquiotibiais. Para retornar à posição inicial de ponte, os isquiotibiais devem contrair concêntrica para flexionar os joelhos. Temos, nesse sentido, uma resistência externa que aumenta progressivamente à medida que os joelhos estendem e encontram seu ponto máximo com o isquiotibiais alongados.

Enquanto isso, na máquina flexora, temos uma resistência externa constante atuando sobre o músculo dos sujeitos. Embora, as relações entre a ativação eletromiográfica dos isquiotibiais sofram variações de acordo com o grau de flexão do joelho, assim como observado por Onishi et al. (2002) em um dinamômetro isocinético.

Agindo sobre a articulação do quadril, a exigência é diferente entre os exercícios. Na flexão slide, o glúteo máximo (principal extensor do quadril) tem um papel essencial e deve atuar durante todo o exercício. A contração isométrica deste músculo tem o objetivo de posicionar o quadril em extensão de aproximadamente 10°, visto que o sujeito não deve apoiar o quadril no chão, a medida que os joelhos estendem.

Logo, podemos classificar a flexão slide como biarticular, trabalhando, nesse sentido, uma maior quantidade de musculaturas de maneira simultânea. Já a flexão máquina é considerada um exercício isolado, pois envolve somente as musculaturas que movimentam a articulação do joelho, e é classificada como um exercício monoarticular.

Atuando sinergicamente com o glúteo máximo para estender o quadril temos os isquiotibiais. Segundo o autor Boyle (2015), um dos maiores erros na preparação física de atletas e de pacientes com distensão muscular, é fortalecer os isquiotibiais somente na sua função de flexores do joelho. Visto que, na grande maioria das atividades motoras, os isquiotibiais devem atuar sinergicamente, como auxiliares do glúteo máximo, para estender o quadril.

Outro aspecto muito relevante para considerar a complexidade da flexão slide, diz respeito à ativação dos músculos estabilizadores da coluna. Pois, visando manter o alinhamento da coluna, tanto os flexores quanto os extensores do tronco devem agir de maneira conjunta (McGill, 2003). Dentre esses músculos, podemos citar o reto abdominal; obliquo interno; obliquo externo na região antero-lateral; e multifido e eretor da espinha na região posterior (Czaprowski et al., 2014).

Por fim, outro detalhe importante que diferencia estes dois exercícios, diz respeito sobre a posição dos tornozelos durante a execução. Na flexão slide, os sujeitos devem manter invariavelmente seus tornozelos em flexão dorsal, somente tocando os calcanhares no chão. Provocando assim, um maior alongamento dos gastrocnemios e facilitando sua produção de força devido a maior participação do tecido conjuntivo (Lima e Pinto, 2009). Enquanto na flexão máquina, os sujeitos têm a possibilidade de manter os tornozelos em uma posição neutra ou de flexão dorsal ou de flexão plantar.

## 6. LIMITAÇÕES

Para dar continuidade a este estudo, as atividades eletromiográficas de um número maior de sujeitos devem ser avaliadas. Visto que, não é possível realizar uma análise inferencial dos resultados nessa situação. Além disso, existem outros músculos que também participam do movimento (glúteo máximo, entre outros) e poderiam ser avaliados.

## 7. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Diversos autores citam a importância destes exercícios para diminuir o desequilíbrio de força muscular entre o quadríceps e os isquiotibiais (Gabbe et al., 2006; Croisier et al., 2002; Sugiura et al., 2008) e, assim, atuar de maneira positiva para a prevenção de lesões, para um aumento no desempenho e para a reabilitação de atletas.

A partir dos padrões encontrados nos três casos analisados, os resultados apresentaram dados que possibilitaram algumas análises e reflexões sobre como o corpo funciona durante a execução dos exercícios e as diferenças entre cada um deles. Assim como nas suposições práticas sobre a flexão de joelhos no slide, foi evidenciado uma grande ativação dos músculos bíceps femoral e semitendíneo para a execução do exercício de flexão de joelhos no slide. Parecendo, nesse sentido, ser uma alternativa viável para fortalecimento dos músculos isquiotibiais.

Diante das conclusões encontradas, este estudo pode colaborar com uma visão maior sobre a cinesiologia complexa deste tipo de exercício e possibilitar um conhecimento teórico capaz de embasar diversas aplicações práticas. Visto que este tipo de abordagem, a qual utiliza o peso do corpo como resistência externa e o mínimo de materiais, está cada vez mais sendo aplicada no contexto da preparação física. Além disso, reconhecer suas aplicações e limitações é de extrema importância para uma prática segura e eficaz.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Liu H, Garrett WE, Moorman CT, Yu B. **Injury rate, mechanism, and risk factors of hamstring strain injuries in sports: A review of the literature.** Journal of Sport and Health Science. 2012 Sep 30;1(2):92-101.
- Gabbe BJ, Bennell KL, Finch CF, Wajswelner H, Orchard JW. **Predictors of hamstring injury at the elite level of Australian football.** Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2006 Feb 1;16(1):7-13.
- Croisier JL, Forthomme B, Namurois MH, Vanderthommen M, Crielaard JM. **Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders.** The American journal of sports medicine. 2002 Feb;30(2):199-203.
- Sugiura Y, Saito T, Sakuraba K, Sakuma K, Suzuki E. **Strength deficits identified with concentric action of the hip extensors and eccentric action of the hamstrings predispose to hamstring injury in elite sprinters.** Journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2008 Aug;38(8):457-64.
- Liebenson C. **Functional training handbook.** Lippincott Williams & Wilkins; 2014 Jun 25
- Arnason A, Andersen TE, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. **Prevention of hamstring strains in elite soccer: an intervention study.** Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2008 Feb 1;18(1):40-8.
- Woods C, Hawkins RD, Maltby S, Hulse M, Thomas A, Hodson A. **The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football—analysis of hamstring injuries.** British journal of sports medicine. 2004 Feb 1;38(1):36-41.
- Woods C, Hawkins R, Hulse M, Hodson A. **The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football—analysis of preseason injuries.** British journal of sports medicine. 2002 Dec 1;36(6):436-41.
- Brooks JH, Fuller CW, Kemp SP, Reddin DB. **Incidence, risk, and prevention of hamstring muscle injuries in professional rugby union.** The American journal of sports medicine. 2006 Aug;34(8):1297-306.
- Verrall GM, Slavotinek JP, Barnes PG, Fon GT, Spriggins AJ. **Clinical risk factors for hamstring muscle strain injury: a prospective study with correlation of injury by magnetic resonance imaging.** British Journal of Sports Medicine. 2001 Dec 1;35(6):435-9.
- Elliott MC, Zarins B, Powell JW, Kenyon CD. **Hamstring muscle strains in professional football players: a 10-year review.** The American journal of sports medicine. 2011 Apr;39(4):843-50.
- Rosene JM, Fogarty TD, Mahaffey BL. **Isokinetic hamstrings: quadriceps ratios in intercollegiate athletes.** Journal of athletic training. 2001 Oct;36(4):378.

Jayiesimi , Adeoluwa. **Hamstring and quadriceps strenght ratio: effect of age and gender.** Nigeria: Journal of the Nigeria Society of Physiotherapy, vol. 15 n.2, 2005.

Croisier JL, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret JM. **Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study.** The American journal of sports medicine. 2008 Aug;36(8):1469-75.

Yeung SS, Suen AM, Yeung EW. **A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor.** British journal of sports medicine. 2009 Aug 1;43(8):589-94.

Askling C, Karlsson J, Thorstensson A. **Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload.** Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2003 Aug 1;13(4):244-50.

Petersen J, Thorborg K, Nielsen MB, Budtz-Jørgensen E, Hölmich P. **Preventive effect of eccentric training on acute hamstring injuries in men's soccer: a cluster-randomized controlled trial.** The American journal of sports medicine. 2011 Nov;39(11):2296-303.

Drake R, Vogl AW, Mitchell AW. **Gray's Anatomy for Students E-Book.** Elsevier Health Sciences; 2009 Apr 4.

Mjøl̄snes R, Arnason A, Raastad T, Bahr R. **A 10 - week randomized trial comparing eccentric vs. concentric hamstring strength training in well - trained soccer players.** Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2004 Oct 1;14(5):311-7.

Boyle, M. **Avanços no treinamento funcional.** Porto Alegre: Artmed, 2015.

Roger M., Enoka R. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia** São Paulo: Manole, 2000.

Basmajian JV, De Luca CJ. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography.** Williams & Wilkins; 1985.

Basmajian JV. **Biofeedback in rehabilitation: a review of principles and practices.** Archives of physical medicine and rehabilitation. 1981 Oct;62(10):469-75.

Farina D, Holobar A, Merletti R, Enoka RM. **Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram.** Clinical neurophysiology. 2010 Oct 31;121(10):1616-23.

Caterisano A, Moss RE, Pellingier TK, Woodruff K, Lewis VC, Booth W, Khadra T. **The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles.** The Journal of Strength & Conditioning Research. 2002 Aug 1;16(3):428-32.

Correa CS, Pinto RS. **Utilização de diferentes técnicas para o controle do posicionamento dos eletrodos de superfície na coleta do sinal eletromiográfico.** Acta Brasileira do Movimento Humano. 2012 Jun 11;2(2):5-13.

Heyward, V. H.; Stolarczyk, L. M. **Avaliação da composição corporal aplicada: fundamentos da composição corporal.** São Paulo: Manole, 2000.

Jackson, A.; Pollock, M. L. **Generalized equations for predicting body density of men.** *Journal of Nutrition*, Philadelphia, v. 40, n. 3, p. 497-504, 1978.

The SENIAM project (**Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles**) [www.seniam.org](http://www.seniam.org) (acessado em 13.09.2017).

Lima CS, Pinto RS. **Cinesiologia e musculação.** Artmed Editora; 2009.

Escamilla RF, Lewis C, Bell D, Bramblett G, Daffron J, Lambert S, Pecson A, Imamura R, Paulos L, Andrews JR. **Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises.** *Journal of orthopaedic & sports physical therapy.* 2010 May;40(5):265-76.

McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. **Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine.** *Journal of electromyography and kinesiology.* 2003 Aug 31;13(4):353-9.

Czaprowski D, Afeltowicz A, Gębicka A, Pawłowska P, Kędra A, Barrios C, Hadała M. **Abdominal muscle EMG-activity during bridge exercises on stable and unstable surfaces.** *Physical Therapy in Sport.* 2014 Aug 31;15(3):162-8.

Son HH. **Trunk Muscle Activation during Bridge Exercise with Various Shoulder Supporting Surfaces.** *J Korean Soc Phys Med.* 2015 Aug 31;10(10):299-304.

Kim MJ, Oh DW, Park HJ. **Integrating arm movement into bridge exercise: effect on EMG activity of selected trunk muscles.** *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2013 Oct 31;23(5):1119-23.

Jang EM, Kim MH, Oh JS. **Effects of a bridging exercise with hip adduction on the EMG activities of the abdominal and hip extensor muscles in females.** *Journal of physical therapy science.* 2013;25(9):1147-9.

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.* 2002 Oct 31;12(5):399-406.