



**FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
MESTRADO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

**COMPARAÇÃO DA FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA E ATIVIDADE
MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES EM DIFERENTES POSIÇÕES
ARTICULARES DE TORNOZELO E JOELHO NA MESA FLEXORA**

Roberto Aparecido Magalhães

Piracicaba

2017

**COMPARAÇÃO DA FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA E ATIVIDADE
MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES EM DIFERENTES POSIÇÕES
ARTICULARES DE TORNOZELO E JOELHO NA MESA FLEXORA**

Roberto Aparecido Magalhães

Orientador: Dr. Paulo Henrique Marchetti

Dissertação apresentada a
Banca examinadora do
Programa de Pós-graduação
em Educação Física da
UNIMEP, como exigência para
obtenção do título de Mestre em
Ciências do Movimento
Humano.

Piracicaba

2017

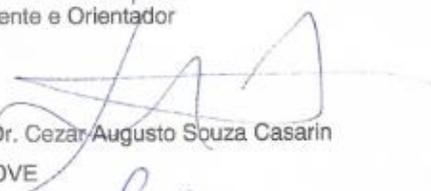
**AVALIAÇÃO DA FORÇA MÁXIMA E ATIVIDADE MUSCULAR DE MEMBROS
INFERIORES EM DIFERENTES POSIÇÕES ARTICULARES DE TORNOZELO E
JOELHO NA MESA FLEXORA EM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA MÁXIMA**

ROBERTO APARECIDO MAGALHÃES

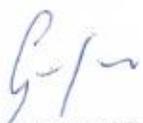
Dissertação de Mestrado defendida e aprovada em 20 de junho de 2017, pela Banca Examinadora constituída pelos Professores:



Prof. Dr. Paulo Henrique Marchetti - UNIMEP
Presidente e Orientador



Prof. Dr. Cezar Augusto Souza Casarin
UNINOVE



Prof. Dr. Guanís de Barros Vilela Junior
UNIMEP

AGRADECIMENTOS

Agradecer primeiramente a Deus por me propiciar condições de alcançar mais esta meta em minha vida. Acredito que as adversidades encontradas no caminho nos tornam cada vez mais fortes, confiantes e humildes. Agradeço também por colocar em meu caminho pessoas maravilhosas.

Aos meus pais Iomar Aparecido Magalhães e Francisca Ana Magalhães que nunca mediram esforços para minha formação e apesar de todas dificuldades, nunca me deixaram faltar amor, carinho, compreensão, são minha base sólida, meus exemplos de humildade, caráter e dignidade.

Ao meu irmão Rogério Aparecido Magalhães que sempre esteve ao meu lado, sempre acreditando, sempre me apoiando, um exemplo que vai sempre me nortear.

A minha filha Camila Michele Magalhães que é meu combustível, meu motivo de continuar a lutar, mesmo nos momentos mais difíceis, sempre torcendo, acreditando e se emocionando a cada conquista.

Agradeço a Gisele Magalhães, que acreditou em meu potencial, mesmo em momentos que nem eu acreditava que fosse capaz. Teve uma grande importância no início do processo.

Aos funcionários da UNIMEP pela dedicação, atenção e cordialidade a qual sempre fui tratado.

Aos professores do mestrado (Drs. Charles, Guanis, Rozangela, Delaine, Rute, Marcelo, Ídico, Thiago), muito obrigado pela contribuição de todos.

Aos meus amigos/irmãos do grupo de pesquisa: Willy Andrade Gomes, Josinaldo Jarbas da Silva, Enrico Gori Soares, Gustavo Zorzi, Fabio Siconeto, Marcelo Masstoshi, Silvio Pecoraro e Mauro Guiselini, muito obrigado pela acolhida, por todo conhecimento que vocês me proporcionaram, são extensão da minha família.

E, em especial, ao meu orientador, Prof. Dr. Paulo Henrique Marchetti, sem ele a realização desse sonho não seria possível, sempre motivando, cobrando, mas principalmente sempre dando suporte em todos os momentos. Agradeço a Deus por ter colocado o Senhor em minha vida, muito obrigado

pela atenção, dedicação, amizade. Um exemplo de humildade, caráter, dignidade e sempre deixando claro que é possível alcançar nossos objetivos sem precisar passar por cima de ninguém, que é possível conquistar tudo com trabalho, estudo, dedicação. Tenho uma profunda admiração por sua pessoa e trabalho. Muito obrigado por toda sua contribuição para nossa área.

"O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES - Brasil".

EPÍGRAFE

"O ignorante afirma, o sábio duvida, o sensato reflete."

(Aristóteles)

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi comparar a força isométrica máxima e atividade muscular de membros inferiores em diferentes posições articulares de tornozelo e joelho no aparelho mesa flexora em sujeitos treinados. O protocolo experimental consistiu na realização de três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) de 5 segundos por 15 segundos de descanso para cada condição experimental, os sujeitos foram avaliados em quatro condições experimentais: (a) flexão de joelhos a 90° com extensão de tornozelo (E90); (b) flexão de joelhos a 90° com flexão completa de tornozelo (F90); (c) extensão completa de joelhos com flexão total de tornozelo (F0); (d) extensão completa de joelhos com extensão completa de tornozelo (E0). As condições experimentais foram aleatorizadas, conduzidas pelo mesmo avaliador e um intervalo de 2 minutos foi dado entre as condições. O entendimento dos efeitos destas variações no desempenho podem fornecer informações importantes para a adequada prescrição do programa de treinamento de força. Sendo assim, o presente estudo possui grande aplicação prática visto que o melhor entendimento dos efeitos na atividade mioelétrica e a capacidade de produção de força durante a realização da flexão de joelhos na mesa flexora, poderá nortear a prescrição do programa de condicionamento físico bem como a reabilitação. Como principais resultados, observou-se maior pico de força em zero graus de flexão do joelho independentemente da posição do tornozelo. As alterações do ângulo de flexão do joelho e tornozelo não influenciaram a atividade mioelétrica da cabeça longa do bíceps femoral. Foi verificada maior atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral na condição com o joelho e tornozelo estendido. O sóleo apresentou maior atividade em flexão do joelho a 90° e tornozelo estendido. Portanto, conclui-se que a execução do exercício de flexão de joelho, utilizando o equipamento mesa flexora, parece ser mais eficaz quando realizado com o tornozelo em máxima extensão.

Palavras-Chave: eletromiografia; força; cinesiologia; isquiotibiais

ABSTRACT

The objective of the present study was to compare maximal isometric strength and lower limb muscle activity in different ankle and knee joint positions in the prone curl apparatus in trained subjects. The experimental protocol consisted of three maximal voluntary isometric contractions (MVIC) of 5 seconds per 15 seconds rest for each experimental condition, these subjects were evaluated in four experimental conditions: (a) knee flexion at 90° with ankle extension (E90); (b) knee flexion at 90° with complete ankle flexion (F90); (c) complete knee extension with total ankle flexion (F0); (d) complete knee extension with complete ankle extension (E0). Experimental conditions were randomized, conducted by the same evaluator, and a 2 minute interval was given between conditions. Understanding the effects of these variations on performance may provide important information for proper prescription of the strength training program. Therefore, the present study has great practical application since the better understanding of the effects on the myoelectric activity and the capacity of force production during knee flexion at the prone curl can guide the prescription of the physical conditioning program as well as the rehabilitation. As main results, we observed a higher peak of force at zero degrees of knee flexion regardless of the ankle position. Changes in knee and ankle flexion angle did not influence the myoelectric activity of the long head of the femoral biceps. Greater myoelectric activity of the lateral gastrocnemius was verified in the condition with the knee and extended ankle. The soleus muscles showed greater activity in knee flexion at 90° and extended ankle. Therefore, it is concluded that the execution of the knee flexion exercise, using the prone curl equipment, seems to be more effective when performed with the ankle at maximum extension.

Keywords: electromyography; strength; Kinesiology; hamstring

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Aquecimento geral na bicicleta estacionária.....	20
Figura 2. Posicionamento do sujeito no equipamento mesa flexora.....	21
Figura 3. Posicionamento do MI: (a) flexão de joelhos a 90° com extensão de tornozelo (E90); (b) flexão de joelhos a 90° com flexão completa de tornozelo (F90); (c) extensão completa de joelhos com flexão total de tornozelo (F0); (d) extensão completa de joelhos com extensão completa de tornozelo (E0).....	22
Figura 4. Posicionamento dos eletrodos nos músculos bíceps femoral, gastrocnêmio lateral e sóleo.....;	23
Figura 5. Posicionamento da célula de carga no equipamento.....	24
Figura 6. Média e desvio padrão do pico de força isométrica máxima na mesa flexora nas diferentes condições experimentais.....	26
Figura 7. Média e desvio padrão da atividade muscular de bíceps femoral na mesa flexora nas diferentes condições experimentais.....	27
Figura 8. Média e desvio padrão da atividade muscular do gastrocnêmio lateral na mesa flexora nas diferentes condições experimentais.....	28
Figura 9. Média e desvio padrão da atividade muscular do sóleo na mesa flexora nas diferentes condições experimentais.....	29

LISTA DE ABREVIATURAS

RM - Teste de carga máxima

ANOVA - Análise da variância

BFC - Bíceps femoral cabeça curta

BFL - Bíceps femoral cabeça longa

CCI - Coeficiente de correlação intraclasse

CVMI - Contração voluntária máxima isométrica

EMG - Eletromiografia

FIM - Força isométrica máxima

GL - Gastrocnêmio lateral

IEMG - Eletromiografia integrada

RMS - Root-mean square

sEMG - Eletromiografia superficial

SL - Sóleo

SM - Semimembranoso

ST - Semitendinoso

d - Tamanho do efeito

LISTA DE SÍMBOLOS

cm - Centímetros

Hz - Hertz

kg – Quilogramas

kgf – Quilograma força

m - Metros

N - Newtons

P – Significância

< - Menor

> - Maior

$\Delta\%$ - Delta percentual

° - Graus

% - Percentual

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 Cinesiologia do exercício mesa flexora	13
2.1.1 Complexo articular do joelho	13
2.1.2 Complexo articular do tornozelo	14
2.2 Efeito do posicionamento de membro inferior na produção de força e ação muscular	15
3 OBJETIVO	17
3.1. Objetivo Geral:	17
3.2. Objetivos Específicos:.....	17
3.3. Hipóteses	18
4 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA	18
5 MATERIAIS E MÉTODOS	19
5.1 Participantes.....	19
5.2 Procedimentos	20
5.5 Análise dos dados	24
5.6 Análise estatística	25
6 RESULTADOS.....	25
8 CONCLUSÃO	33
9 APLICAÇÃO PRÁTICA	33
REFERÊNCIAS.....	33

1 INTRODUÇÃO

Atualmente o treinamento de força vem sendo utilizado para diversos objetivos, sejam estes estéticos, atléticos, terapêuticos ou recreacionais. Dentre os exercícios comumente utilizados visando o desenvolvimento dos músculos flexores de joelhos (isquiotibiais) destaca-se o equipamento mesa flexora (Schaefer and Ries 2010). Os isquiotibiais formam um grupamento muscular, composto por quatro músculos, semitendinoso (ST), semimembranoso (SM) e bíceps femoral cabeças longa (BFL) e curta (BFC) que podem ser classificados em isquiotibiais medial (ST e SM) e isquiotibiais lateral (BF longa e BF curta). Podem ser ativados a partir de uma flexão voluntária do joelho ou de uma extensão voluntária do quadril (Onishi, Yagi et al. 2002; Kellis, Galanis et al. 2009; Schoenfeld, Contreras et al. 2015).

Os músculos que compõem esse grupamento muscular possuem diferentes massas, volumes, ângulos de penação, áreas de secção transversa fisiológica e comprimentos das fibras musculares, que promovem funções específicas para cada músculo que podem ser associadas de acordo com a atividade realizada como resistir às forças de cisalhamento anterior promovidas pelo complexo muscular do quadríceps sobre a tibia (Onishi, Yagi et al. 2002). Além disso, o ângulo articular utilizado durante a realização de diferentes tipos de exercícios pode alterar a ativação muscular devido à relação comprimento-tensão, definido como comprimento ótimo no qual as fibras musculares podem gerar sua força máxima (Worrell, Karst et al. 2001; Brown 2008), para que as unidades motoras sejam recrutadas em sua totalidade, as mesmas devem estar na posição de comprimento ótimo.

Os músculos que compõem os isquiotibiais poderiam alcançar esta posição, na curva comprimento-tensão, em angulações diferentes de flexão de joelho (Schaefer and Ries 2010). Para os isquiotibiais, a relação comprimento-tensão considerada ótima ocorre quando a região proximal está mais alongada, promovendo uma vantagem muscular em sua extremidade distal para flexão do joelho (Oliver and Dougherty 2009).

Dessa forma, as variações de posicionamento da articulação do tornozelo podem alterar a relação comprimento-tensão e como consequência o padrão de ativação muscular durante a flexão de joelhos no equipamento mesa

flexora. O entendimento dos efeitos destas variações no desempenho podem fornecer informações importantes para a adequada prescrição do programa de treinamento de força. Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi comparar a força máxima isométrica e atividade muscular dos isquiotibiais e dos flexores plantares de tornozelo em diferentes posições articulares de tornozelo e joelho no equipamento mesa flexora.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A presente revisão teve uma característica sistemática com exceção de algumas publicações relevantes para o trabalho e, contou com fatores de inclusão e exclusão de artigos e obras como: data de publicação, qualidade das revistas e/ou jornais e descritores relacionados ao tema da mesma. Para a construção da mesma foram utilizados como base de pesquisas os indexadores: SCIELO, BIREME, PUBMED, Portal de Periódicos Capes e Google Acadêmico. Além da biblioteca da Instituição proponente da presente pesquisa.

2.1 Cinesiologia do exercício mesa flexora

Diversos músculos participam da flexão de joelho. Desta forma, foi realizada uma descrição mais detalhada sobre suas características anatômicas, cinesiológicas e funcionais.

2.1.1 Complexo articular do joelho

O complexo articular do joelho ou articulação tibiofemoral é responsável pelo movimento de flexão/extensão e rotação medial e lateral que podem ocorrer durante a flexão (Hall 2015). A articulação patelofemoral fornece vantagem mecânica na extensão de joelho (Floyd 2011). Os ligamentos do joelho tem como principal função a estabilização estática, enquanto que os músculos assumem a função de estabilidade dinâmica (Thompson and Floyd 2002). Os músculos isquiotibiais são multiarticulares, sendo responsáveis pela extensão de quadril e flexão de joelho, sendo composto por quatro músculos, semitendinoso (ST), semimembranoso (SM) e bíceps femoral cabeças longa (BFL) e curta (BFC) que podem ser classificados em isquiotibiais medial (ST e

SM) e isquiotibiais lateral (BF longa e BF curta) (Schoenfeld, Contreras et al. 2015).

O músculo semitendinoso se origina na tuberosidade isquiática, sendo innervada pelo nervo isquiático, sendo inserido na superfície anteromedial da tíbia, logo abaixo do côndilo (Floyd 2011; Oatis 2014; Hall 2015).

O músculo semimembranoso se origina na tuberosidade isquiática, sendo innervada pelo nervo isquiático, sendo inserido na superfície posteromedial do côndilo medial da tíbia (Floyd 2011; Oatis 2014; Hall 2015).

As duas porções do músculo bíceps femoral se denominam longa e curta. A porção longa se origina na tuberosidade isquiática juntamente com o semitendinoso e a porção curta na linha áspera e no septo intermuscular lateral. As duas cabeças, também são innervadas pelo nervo isquiático, cada cabeça com uma ramificação, e se unem no terço inferior da coxa, e seu tendão de inserção terminal cruza a face pósterolateral da articulação do joelho para se inserir predominantemente na cabeça da fíbula, com pequena ligação com o côndilo lateral da tíbia (Thompson and Floyd 2002).

Os isquiotibiais apresentam baixa ativação muscular durante o agachamento, produzindo até metade de sua ativação quando comparado ao stiff ou o equipamento mesa flexora (Wright, DeLong et al. 1999; Ebben and Leight 2000; Schoenfeld 2010).

2.1.2 Complexo articular do tornozelo

O complexo articular do tornozelo é composta pelas articulações tibiofibular e tibiotalar, responsáveis pelos movimentos de extensão, flexão (Marchetti, Calheiros Neto et al. 2007; Floyd 2011; Oatis 2014). A inserção de origem do gastrocnêmio se dá pelas porções medial e lateral, a porção medial logo acima do côndilo femoral medial e a porção lateral do côndilo femoral lateral (Floyd 2011). A junção das duas cabeças forma a massa muscular que dá origem a um tendão que recebe a inserção terminal do músculo sóleo e sua face profunda se insere na extremidade posterior do calcâneo (tendão do calcâneo) (Floyd 2011). O sóleo, outra parte do tríceps sural, se origina da parte superior da fíbula. É amplamente coberto pelo gastrocnêmio, porém na porção inferior à perna é mais largo que o tendão deste músculo, sendo então visível em qualquer lado dele (Chiu and Burkhardt 2011).

As fibras musculares do sóleo se inserem na parte anterior do tendão calcâneo, mas à medida que o tendão se aproxima do osso calcâneo ele é torcido lateralmente de modo que a região associada ao gastrocnêmio se insere lateralmente, enquanto que a parte pertencente ao sóleo se insere predominantemente medialmente. Cada porção do gastrocnêmio recebe um ramo do nervo tibial (Thompson and Floyd 2002; Chiu and Burkhardt 2011). O sóleo recebe um ramo do nervo tibial na sua face superficial e geralmente um segundo ramo do tibial (Chiu and Burkhardt 2011).

Considerando as características funcionais do tríceps sural, existem evidências que mostram maior ativação do sóleo em relação ao gastrocnêmio quando a flexão plantar é realizada com os joelhos flexionados (Schoenfeld 2010).

2.2 Efeito do posicionamento de membro inferior na produção de força e ação muscular

Durante a execução da flexão de joelhos no equipamento mesa flexora, diferentes estratégias de posicionamento de joelho e tornozelo podem ser utilizadas. No entanto, variações no posicionamento da articulação do tornozelo podem alterar o padrão de ativação muscular durante a flexão de joelhos (mesa flexora). O entendimento destas variações técnicas pode fornecer informações importantes para a adequada prescrição do exercício no equipamento mesa flexora.

O equipamento mesa flexora tem como objetivo exigir a ativação dos músculos isquiotibiais (McAllister, Hammond et al. 2014; Schoenfeld, Contreras et al. 2015); tal exercício é muito utilizado para o fortalecimento dos músculos isquiotibiais (Schaefer and Ries 2010).

Schaefer e Ries (2010) compararam o efeito da flexão de joelhos realizadas na cadeira e na mesa flexora na atividade mioelétrica dos flexores de joelho (bíceps femoral e semitendíneo). Participaram do estudo 09 sujeitos do gênero masculino, treinados em força. Foram realizadas 5 repetições com carga de 60% de 1 RM (dinâmica) em decúbito ventral e com o quadril em 0°. Os resultados mostram que um aumento da amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos bíceps femoral e semitendinoso, apresentando diferença significativa do músculo bíceps femoral na mesa flexora quando comparado à

cadeira flexora. Concluindo que, treinamentos com objetivo de maior ativação muscular de isquiotibiais, são mais eficientes quando realizados no equipamento mesa flexora .

Assim como a angulação do quadril influencia no trabalho dos isquiotibiais, a afirmativa se faz presente ao analisar diferentes angulações de joelho no referido grupamento muscular, onde o músculo bíceps femoral tem uma participação efetiva no início da flexão de joelho (Onishi, Yagi et al. 2002).

Onishi et al. (2002) compararam o efeito de diferentes angulações da articulação do joelho durante a contração voluntária máxima (CVMI) na ativação muscular dos isquiotibiais através da eletromiografia de superfície. Participaram do estudo 10 sujeitos do sexo masculino, treinados em força. Foram avaliados os músculos ST, SM, BFC e BFL, os sujeitos foram posicionados e fixados no equipamento mesa flexora. Foram realizados 4 CVMI de flexão de joelho por 5 segundos a 60 e 90° de flexão de joelhos e 2 movimentos máximos de flexão de joelho no aparelho isocinético de 0 à 120° de flexão de joelho, com velocidade angular de 30°/s. Os resultados mostraram que o torque no joelho a 60° foi significativamente menor do que a 90° durante a condição isométrica máxima. A EMG do ST e SM a 60° foi significativamente menor do que a 90° de flexão durante a condição isométrica máxima (ST e SM). A EMG do BF cabeça longa a 60° foi significativamente maior do que a 90° de flexão. Não houve diferença significativa no sinal EMG de BF cabeça curta, quando comparado entre os ângulos de flexão de joelho de 60° e 90°. Concluindo que a atividade EMG nos músculos isquiotibiais, variam de acordo com as diferentes angulações de joelho durante a máxima flexão.

No teste isocinético, nos estágios iniciais da flexão de joelho, os sinais de ST, SM e BF cabeça curta são baixos, tendo um aumento gradual de acordo com a angulação do joelho, porém o sinal de BF cabeça longa se mostrou contrário, pois o mesmo é fortemente ativado no início do movimento, sendo sua atividade diminuída com o aumento da angulação de joelho. O pico médio de torque isocinético foi de $124,0 \pm 20,1\%$, que ocorreu entre 15 e 30 ° de flexão do joelho, e depois diminuiu significativamente à medida que o ângulo do joelho aumentou. Os sIEMGs dos quatro músculos do tendão dos quadris durante a máxima flexão isocinética do joelho variaram com alterações no ângulo do joelho. Os sIEMGs de ST, SM e BF curtos aumentaram

significativamente à medida que o ângulo de flexão do joelho aumentou de 0 para 105 ° ($p < 0,05$). Os sIEMGs máximos foram $112,1 \pm 10,6\%$ em ST, $107,0 \pm 5,5\%$ em SM e $102,2 \pm 4,1\%$ em BF curto no ângulo do joelho entre 90 e 105 °. Por outro lado, o sIEMG máximo de BF longo foi de $130,9 \pm 9,1\%$, que ocorreu entre 15 e 30 ° do ângulo do joelho, e então sIEMG diminuiu significativamente quando o ângulo do joelho aumentou de 30 a 120 °.

É possível observar um aumento no pico de atividade nos isquiotibiais, com o joelho entre 10° e 30° (Worrell, Karst et al. 2001; Onishi, Yagi et al. 2002), porém ao analisar o bíceps femoral (cabeça curta), o mesmo apresenta seu pico de atividade entre 90° e 105° (Schaefer and Ries 2010).

O músculo tríceps sural mostrou um padrão de atividade eletromiográfica diferente durante a flexão plantar de forma isocinética, quando analisados em diferentes velocidades angulares e ângulo do joelho sob a contração submáxima (Onishi, Yagi et al. 2002).

O equipamento mesa flexora realizado com os pés em adução ou abdução, não apresentaram mudança significativa nos músculos isquiotibiais (Lynn and Costigan 2009).

3 OBJETIVO

3.1. Objetivo Geral:

Comparar a força máxima isométrica e atividade muscular de membros inferiores em diferentes posições articulares de tornozelo e joelho no equipamento mesa flexora.

3.2. Objetivos Específicos:

Comparar a produção de força máxima isométrica dos flexores de joelhos em dois diferentes ângulos articulares de joelho a 0 e 90° e em máxima flexão e extensão de tornozelos.

Comparar a atividade mioelétrica de bíceps femoral, gastrocnêmio lateral e sóleo durante a máxima flexão isométrica de joelhos em dois diferentes ângulos articulares de joelho a 0 e 90° e em máxima flexão e extensão de tornozelos.

3.3. Hipóteses

A produção de força máxima isométrica dos flexores de joelhos será maior no ângulo articular de joelho de 90° e em máxima flexão de tornozelos.

A atividade mioelétrica de bíceps femoral e gastrocnêmio lateral será maior durante a máxima flexão isométrica de joelho em ângulo articular de joelho a 0° e em máxima flexão de tornozelo. O sóleo não apresenta alteração na atividade muscular.

4 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA

Apesar do grande número de pesquisas que investigaram os efeitos de diferentes exercícios de força e suas variações para os mais diversos fins (de terapêuticos ao alto rendimento), são escassos estudos que tenham investigado os efeitos da realização do exercício flexão de joelhos em diferentes ângulos articulares e em diferentes posições de tornozelo na produção de força máxima e atividade mioelétrica.

Além disso, o presente estudo possui possibilidade de aplicação prática visto que o melhor entendimento dos efeitos na atividade mioelétrica e a capacidade de produção de força durante a realização da flexão de joelhos na mesa flexora, e poderá nortear a prescrição do programa de condicionamento físico bem como a reabilitação.

Poucos exercícios, como cadeira flexora, mesa flexora e stiff, são utilizados para o desenvolvimento do complexo muscular dos isquiotibiais quando comparado a variedade de exercícios utilizados para o desenvolvimento do complexo muscular antagonista (quadríceps femoral), sendo válido ressaltar que a relação de torque concêntrico entre isquiotibiais/quadríceps tende a ser de aproximadamente 60% a 76% em adultos saudáveis, outro ponto que deve ser levado em consideração é quanto aos movimentos básicos relacionados ao cotidiano (andar, correr, saltar, subir e descer escadas), onde os quadríceps femoral são mais solicitados, quando comparados aos isquiotibiais, acentuando a necessidade de estratégias para minimizar tal desequilíbrio. Dessa forma, é possível que os resultados do presente estudo possa fornecer opções de variações de execução do exercício realizado no equipamento mesa flexora.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

Trata-se de um estudo transversal, prospectivo (Gallin and Ognibene 2012), que foi realizado no laboratório de Biodinâmica do Movimento Humano da Universidade Metodista de Piracicaba.

5.1 Participantes

Foi selecionado um grupo de 15 sujeitos do sexo masculino, com idade $27,2 \pm 6,42$ anos, estatura $178,8 \pm 5,72$ cm, massa corporal total $86,8 \pm 12,51$ kg, treinados em força há pelo menos um ano. Para a realização do cálculo da amostra foi realizado um estudo piloto com cinco indivíduos, onde assumimos a seguinte hipótese bicaudal: valor de alfa (probabilidade de erro tipo I) de 5%; valor de beta: (probabilidade de erro tipo II) de 10%. A metodologia proposta foi formulada respeitando resoluções n.º 466, de 12 de dezembro de 2012, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF, sendo a identidade de todos os voluntários mantida em total sigilo.

Todos os sujeitos foram informados dos procedimentos experimentais por meio de uma reunião prévia. Nesta ocasião, foram ilustrados de forma clara e detalhada os objetivos, a metodologia, os benefícios relacionados ao estudo e os possíveis riscos envolvidos na pesquisa. Em seguida, os sujeitos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE, Anexo I), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Metodista de Piracicaba – UNIMEP (#08/2015).

Os critérios de exclusão adotados foram: (i) não possuir lesões musculoesqueléticas, ligamentares ou osteomioarticulares em ambos os membros inferiores, que foram avaliados por meio de um questionamento oral; (ii) realizar a tarefa dentro do padrão pré-determinado; (iii) não possuir cirurgia prévia no membro inferior e ou tronco. Os critérios de inclusão foram: (i) realizar o treinamento de força para membros inferiores a pelo menos 1 ano de forma interrupta.

5.2 Procedimentos

Os sujeitos se apresentaram no laboratório em sessão única e foram orientados a se abster de qualquer rotina de treinamento por no mínimo 72 horas antes da avaliação. Inicialmente, o membro inferior dominante foi determinado através do questionamento oral sobre a preferência em chutar uma bola (Maulder and Cronin 2005). Foram mensurados os seguintes dados antropométricos: massa corporal total e estatura, seguido de um questionamento oral quanto ao tempo de prática no treinamento em força.

Então, o sujeito realizou cinco minutos de aquecimento em uma bicicleta ergométrica (Righetto, modelo R-510V, Brasil) com carga entre 75 e 100 watts à 70 rotações por minuto (Figura 1).



Figura 1. Aquecimento na bicicleta estacionária.

Em seguida, o sujeito foi posicionado na mesa flexora (modelo tradicional, marca Tonuz) em decúbito ventral, com o quadril flexionado a 15° e joelhos alinhados ao eixo de giro do equipamento. Então, o sujeito foi fixado na mesa flexora por meio de um cinto sobre a região do quadril, restringindo assim qualquer movimento do quadril durante a realização do protocolo experimental (Figura 2). Após a fixação e instrumentação do sujeito foi realizada uma breve familiarização que consistiu na realização de cinco contrações isométricas

submáximas (50% da contração isométrica máxima imaginável) apenas com o membro inferior dominante. Então, o protocolo experimental foi realizado.



Figura 2. Posicionamento do sujeito durante o protocolo experimental no equipamento mesa flexora.

O protocolo experimental consistiu na realização de três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) de 5 segundos por 15 segundos de descanso para cada condição experimental: (a) flexão de joelhos a 90° com extensão de tornozelo (E90); (b) flexão de joelhos a 90° com flexão completa de tornozelo (F90); (c) extensão completa de joelhos com flexão total de tornozelo (F0); (d) extensão completa de joelhos com extensão completa de tornozelo (E0) (Figura 3). As condições experimentais foram aleatorizadas e conduzidas pelo mesmo avaliador. Caso o sujeito não mantivesse a posição de tornozelo a tentativa seria excluída. Um intervalo de 2 minutos foi respeitado entre condições.

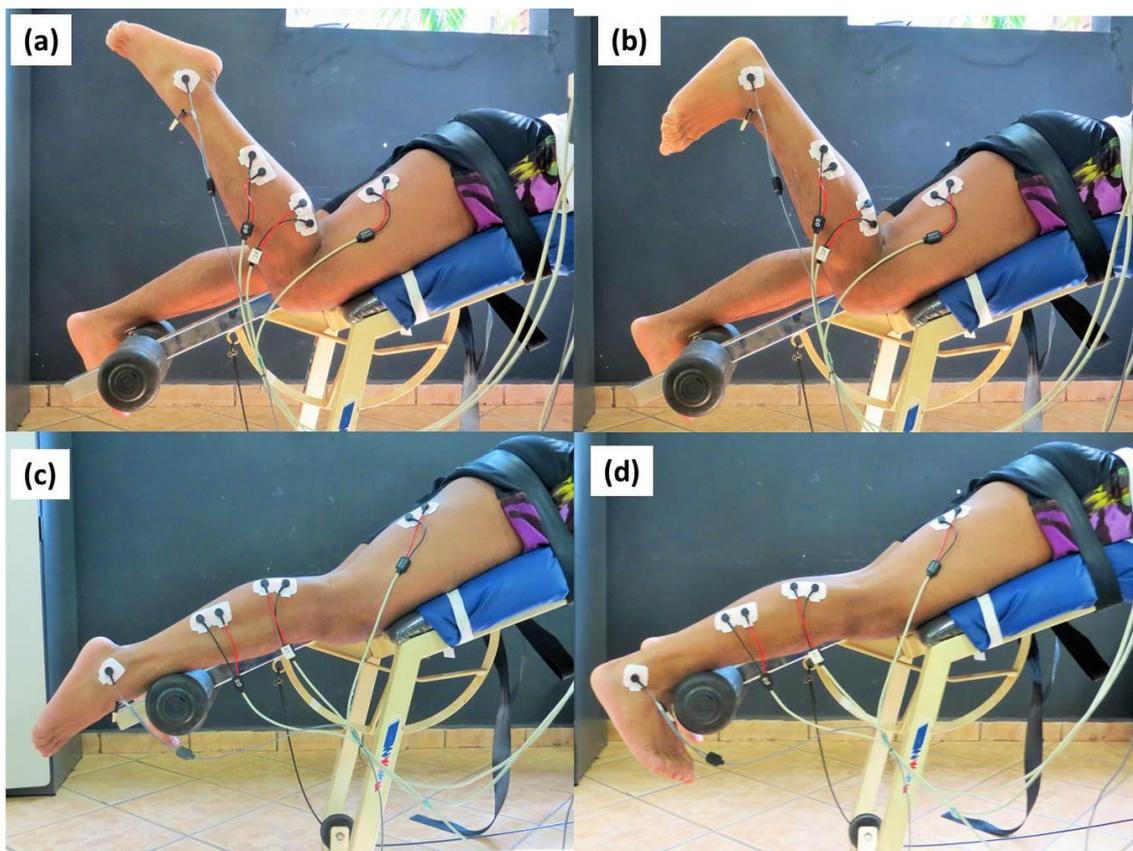


Figura 3. Posicionamento do MI: (a) flexão de joelhos a 90° com extensão de tornozelo (E90); (b) flexão de joelhos a 90° com flexão completa de tornozelo (F90); (c) extensão completa de joelhos com flexão total de tornozelo (F0); (d) extensão completa de joelhos com extensão completa de tornozelo (E0).

A força isométrica máxima (FIM) foi mensurada através de um dinamômetro e a atividade muscular do bíceps femoral, gastrocnêmio lateral (GL) e sóleo (SO) foram mensuradas através da eletromiografia de superfície (sEMG) apenas para o membro dominante. Os dados de FIM e sEMG foram sincronizados através de um *software* (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil).

MEDIDAS

Eletromiografia Superficial (sEMG): Para a coleta dos dados de sEMG foi utilizado um eletromiógrafo de seis canais (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil) apenas no membro dominante. O sinal eletromiográfico foi amplificado em 600x à uma frequência de aquisição de 2000 Hz. Foram utilizados pares de eletrodos ativos de superfície, auto-adesivos, Ag/AgCl com

1cm de diâmetro, com espaçamento de 2 cm de centro a centro entre os eletrodos, associados a gel condutor, sendo colocados sobre os músculos bíceps femoral, gastrocnêmio lateral e sóleo. A localização específica dos eletrodos foi norteada segundo as recomendações do SENIAM (*Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles*) (Hermens, Freriks et al. 2000). Para o músculo bíceps femoral (BF) sendo posicionado a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia; o gastrocnêmio lateral (GL) sendo posicionado a 1/3 da linha entre a cabeça da fíbula e o calcâneo; o sóleo (SL) sendo posicionado no 2/3 da linha entre o côndilo medial do fêmur e o maléolo medial.

O eletrodo de referência foi fixado no maléolo lateral do membro dominante de cada sujeito. Para a colocação dos eletrodos os pelos da região foram removidos e uma leve abrasão foi realizada na pele para remoção das células mortas e redução da impedância elétrica (De Luca 1997; De Luca 2006; Marchetti and Duarte 2011) (Figura 4).



Figura 4. Posicionamento dos eletrodos nos músculos bíceps femoral, gastrocnêmio lateral, sóleo.

Teste de força isométrica máxima (FIM): O teste de força isométrica máxima de flexão de joelho em todas as condições experimentais foi realizado apenas no membro inferior dominante através de um dinamômetro de tração/compressão (carga máxima de 200 kgf, EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil). O dinamômetro foi amplificado em 600x, à uma frequência de aquisição de 2000 Hz. A célula de carga foi disposta conectada ao cabo do equipamento como mostra a figura 5. O teste de FIM consistiu na realização de três tentativas de 5 segundos e 15 segundos de intervalo entre tentativas. A FIM foi realizada na mesa flexora que possibilita o isolamento do movimento de flexão de joelhos (Ebben, Feldmann et al. 2009), além de manter a resistência externa aplicada sempre de forma perpendicular à tíbia (Davies, Heiderscheit et al. 2002).



Figura 5. Posicionamento da célula de carga no equipamento mesa flexora.

5.5 Análise dos dados

Todos os dados de força e sEMG foram sincronizados e processados através de uma rotina escrita no *software* Matlab (*Mathworks Inc., USA*).

Os dados da FIM, para cada condição experimental, foram filtrados por um filtro *Butterworth* de quarta ordem, passa-baixa de 10Hz e atraso de fase

zero, e então o maior valor das três tentativas foi definido como o pico de força.

Para a análise do sEMG foram considerados apenas os três primeiros segundos após o início da contração determinada pela curva de força. O processamento do sinal sEMG seguiu a seguinte ordem: filtragem utilizando um filtro *Butterworth* de quarta ordem, passa banda entre 20-400 Hz, e atraso de fase zero, então os dados sEMG foram processados por uma *root-mean square (RMS EMG)* janelada a 200 ms, e então, o RMS EMG foi integrado (IEMG).

5.6 Análise estatística

A normalidade e homogeneidade das variâncias foram verificadas utilizando o teste de *Shapiro-Wilk* e de *Levene*, respectivamente. Foi utilizada uma ANOVA de medidas repetidas para verificar as diferenças entre as condições: joelho em 90° com tornozelo em extensão, joelho em 90° com tornozelo em flexão, joelho estendido com tornozelo em extensão e joelho estendido com tornozelo em flexão. Um *post hoc* de *bonferroni* foi utilizado para verificar a existência de possíveis diferenças significantes entre as médias de cada variável dependente. A confiabilidade das variáveis dependentes foram determinadas utilizando o coeficiente de correlação intra-classe (CCI) seguindo os seguintes critérios: < 0,4 pobre; 0,4 - 0,75 satisfatório; ≥ 0,75 excelente (Rosner 2010). O cálculo do tamanho do efeito (*d*) foi realizado através da fórmula de Cohen e os resultados se basearam nos seguintes critérios: <0,35 efeito trivial; 0,35-0,80 pequeno efeito; 0,80-1,50 efeito moderado; e >1,50 grande efeito, para sujeitos treinados recreacionalmente baseado em Rhea (2004). Significância de 5% foi utilizada para todos os testes estatísticos, através do *software* SPSS versão 21.0.

6 RESULTADOS

Para a FIM foi verificada diferença significativa entre as condições experimentais: F90 x E90 ($P=0,031$, $d=0,68$, $\Delta\%= 17,3\%$); F90 x F0 ($P<0,001$,

$d=3,09$, $\Delta\%= 48,1$); F90 x E0 ($P<0,001$, $d=1,61$, $\Delta\%= 48,3$); E90 x E0 ($P<0,001$, $d=2,22$, $\Delta\%= 35,5$); E90 x F0 ($P<0,001$, $d=4,08$, $\Delta\%= 57,1$) (Figura 6).

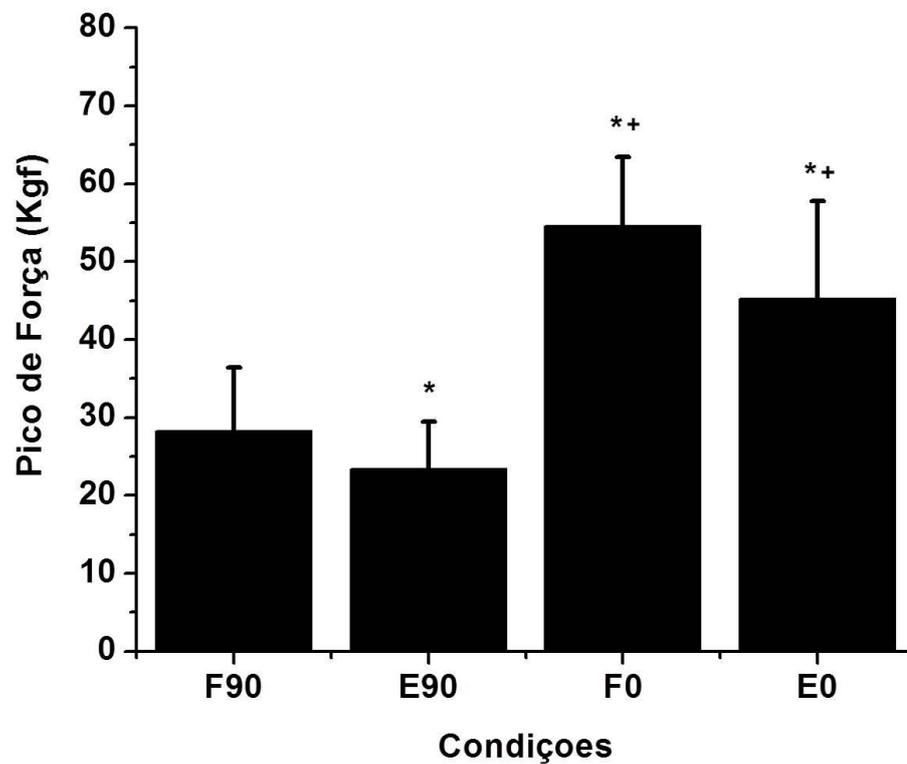


Figura 6. Média e desvio padrão do pico de força isométrica máxima na mesa flexora nas diferentes condições experimentais. *Diferença significativa com F90 ($P>0,05$). +Diferença significativa com E90 ($P>0,05$).

Não foi verificada diferença significativa para a ativação muscular (IEMG) do bíceps femoral entre as diferentes condições experimentais (Figura 7).

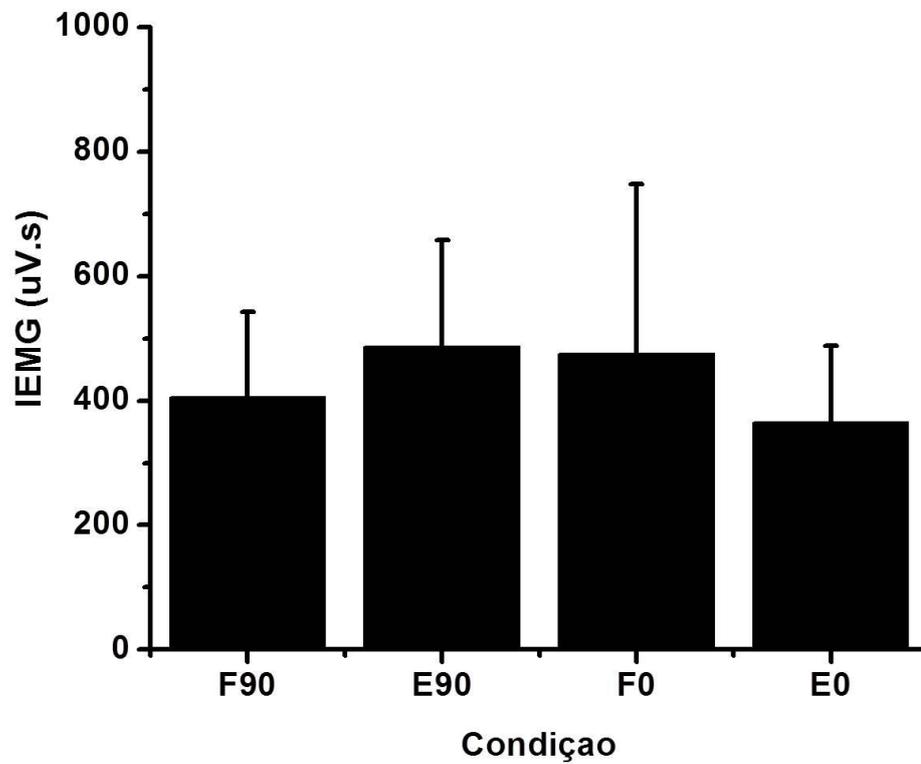


Figura 7. Média e desvio padrão da atividade muscular de bíceps femoral na mesa flexora nas diferentes condições experimentais.

Foi observada diferença significativa para a ativação muscular do gastrocnêmio lateral entre as seguintes condições experimentais: E90 x F0 ($P=0,005$, $d=1,48$, $\Delta\%= 55,8$); e E0 x F0 ($P=0,002$, $d=0,97$, $\Delta\%= 44,1$) (Figura 8).

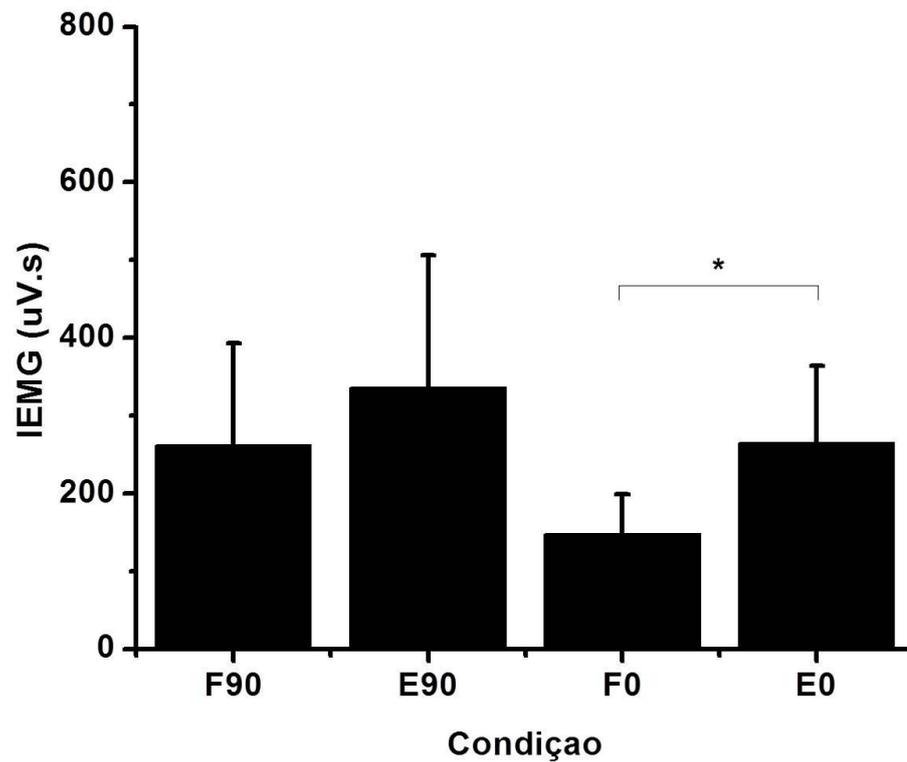


Figura 8. Média e desvio padrão da atividade muscular do gastrocnêmio lateral na mesa flexora nas diferentes condições experimentais. *diferença significativa, $P<0,05$.

Para a ativação muscular do sóleo foram observadas diferenças significantes entre as condições: E90 x F90 ($P=0,002$, $d=1,30$, $\Delta\%=44,1$), E90 x F0 ($P<0,001$, $d=0,16$, $\Delta\%=8,6$), e E90 x E0 ($P=0,036$, $d=0,82$, $\Delta\%=30,2$) (Figura 9).

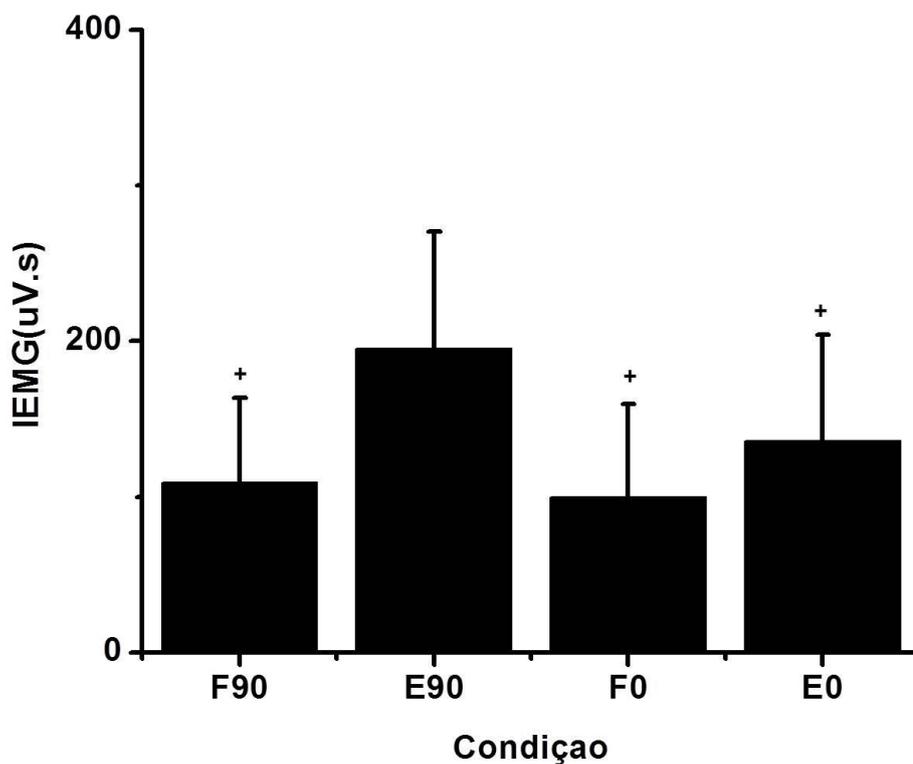


Figura 9. Média e desvio padrão da atividade muscular do sóleo na mesa flexora nas diferentes condições experimentais. +diferença significativa com E90.

7 DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi comparar a capacidade de produção de força isométrica máxima e a atividade mioelétrica do bíceps femoral, gastrocnêmio lateral e sóleo em dois ângulos de flexão do joelho (0° e 90°) associados a extensão e flexão do tornozelo. Como principais resultados, observou-se maior pico de força em zero graus quando comparado a 90° de flexão de joelhos independente da posição do tornozelo. Quando comparada a posição de tornozelo a 90° de flexão do joelho foi verificado maior pico de força com o tornozelo em posição flexionada do que em posição estendida. No entanto, apesar do ângulo articular influenciar na capacidade de produção de força, não foram verificadas alterações significantes para a ativação mioelétrica da cabeça longa do bíceps femoral nas diferentes condições experimentais. . Em contrapartida, a realização da flexão de joelhos (0°) associada à extensão do tornozelo aumentou a atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral, quando comparado a condição com tornozelo flexionado. Por fim, o sóleo apresentou maior atividade mioelétrica em flexão do joelho a 90° e tornozelo estendido quando comparado as demais condições.

Desta forma, os resultados do presente estudo mostram maior capacidade de produção de força isométrica máxima dos flexores de joelho a 0° quando comparado a 90° , independente da posição do tornozelo, estando este em extensão ($\sim 35,5\%$) ou em flexão ($48,1\%$), não corroborando com a hipótese inicial do trabalho, ao qual se esperava uma maior produção de força isométrica máxima dos flexores de joelho a 90° e tornozelo em máxima flexão de tornozelo. Os achados do presente estudo podem ser explicados em decorrência das modificações da relação torque-ângulo da articulação do joelho. Onishi et al., (2002) verificaram maior capacidade de produção de torque dos flexores de joelho entre os ângulos articulares de 15° e 30° de flexão. Adicionalmente, Worrel et al., (2001) compararam a capacidade de produção de força dos flexores de joelho em 0° , 30° , 60° , 90° de flexão. Os resultados mostram que os maiores valores encontrados para força pico ocorreram a 30° e os menores valores a 90° de flexão de joelho. Desta forma, os resultados do presente estudo sustentam a idéia que maiores níveis de força e torque são produzidos em menores ângulos de flexão do joelho.

Quanto ao efeito da posição articular do tornozelo foi verificado maior pico de força com os joelhos a 90° em flexão de tornozelo (17,3%), enquanto que, para a condição de joelho a 0°, não foi verificado efeito da posição do tornozelo. Tais resultados não corroboram a hipótese inicial do trabalho, ao qual se esperava uma maior pico de força com os joelho a 0° e tornozelo em máxima flexão de tornozelo. A alteração da relação comprimento-tensão do músculo gastrocnêmio pode ser apontada como principal responsável pelos resultados obtidos. Em flexão do tornozelo e extensão do joelho, o músculo gastrocnêmio encontra-se em sua máxima posição de afastamento entre origem e inserção enquanto que em extensão de tornozelo e flexão do joelho o mesmo músculo encontra-se em máximo encurtamento. As duas demais condições representam um posicionamento das fibras intermediário do gastrocnêmio. Em estudo realizado por Signorile et al., (2002) os autores compararam a extensão de tornozelo em três diferentes angulações (90°, 45° e 0°). Os resultados mostram que para o músculo gastrocnêmio a mudança do posicionamento angular de joelho não afetam o pico de força, enquanto que para o músculo sóleo sua ação é mais eficaz quando o posicionamento articular de joelhos se encontra em 90°.

A alteração da posição do joelho e tornozelo não alterou a atividade mioelétrica do bíceps femoral. Possivelmente, o resultado verificado se deve ao fato da maior ativação do músculo bíceps femoral ocorrer em um posicionamento angular intermediário entre as condições verificadas no presente estudo, não corroborando com a hipótese inicial do trabalho, ao qual se esperava uma maior pico de força do bíceps femoral com o joelho a 0° e tornozelo em máxima flexão de tornozelo. Worrel et al., (2001) compararam a atividade mioelétrica dos músculos isquiotibiais com o posicionamento angular do quadril em 0° e o joelho em diferentes posicionamentos angulares (0°, 30°, 60° e 90°). Os resultados mostram menor atividade mioelétrica em 0° e 90° e os maiores valores a 30° e 60° de flexão de joelho. Adicionalmente, Onishi et al (2002) utilizando EMG intramuscular compararam o efeito do ângulo articular do joelho na capacidade de ativação muscular do bíceps femoral nos ângulos de 60° e 90°. Os resultados mostram que os maiores valores encontrados para ativação muscular de BF ocorreram a 60° e os menores valores a 90° de flexão de joelho.

Foi verificada maior atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral a 0° de flexão do joelho com extensão de tornozelo quando comparado a mesma posição de joelho em flexão de tornozelo (44,1%). Entretanto, a posição do tornozelo não alterou a atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral a 90° de flexão. Assim, não corroborando com a hipótese inicial do trabalho, ao qual se esperava um maior pico de força de gastrocnêmio lateral com o joelho a 0° e tornozelo em máxima flexão de tornozelo, o resultado verificado sugere que ação combinada de flexionar o joelho e estender tornozelo aumentou a atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral. Os resultados do presente estudo assemelham-se daqueles encontrados por Signorile et al., (2002) que não verificaram diferença na atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral em 90°, 45 e 0° de flexão do joelho. Entretanto os autores orientaram os sujeitos a realizarem a flexão do joelho com o tornozelo em extensão, portanto, comparações entre os resultados de Signorile et al., (2002) e o presente estudo utilizando a flexão do tornozelo podem ser consideradas meramente especulativas. Adicionalmente, não foram encontrados estudos comparando os diferentes posicionamentos de tornozelo (flexão e extensão) em diferentes posicionamentos angulares de joelho.

Foi verificada maior atividade mioelétrica do sóleo a 90° de flexão do joelho com extensão de tornozelo quando comparado a mesma posição de joelho em flexão de tornozelo (44,1%). Entretanto, a posição do tornozelo não alterou a atividade mioelétrica do sóleo a 0° de flexão do joelho. Porém, quando comparado a atividade mioelétrica com o joelho em 0 e 90°, permanecendo com o tornozelo em extensão em ambos posicionamentos angulares de joelho, verificou-se maior atividade mioelétrica quando o joelho está em 90° de flexão. O resultado sugere que ação combinada de flexionar o joelho e estender tornozelo aumentou a atividade mioelétrica do sóleo, não corroborando com a hipótese inicial do trabalho, ao qual se esperava que não houvesse alteração na atividade muscular do sóleo nas diferentes condições. Os resultados do presente estudo não assemelham-se daqueles encontrados por Signorile et al., (2002) que não verificaram aumento na atividade mioelétrica do sóleo em 90° de flexão do joelho. Entretanto os autores orientaram os sujeitos a realizarem a flexão do joelho com o tornozelo em extensão.

8 CONCLUSÃO

A capacidade de produção de força isométrica máxima dos flexores de joelho bem como a atividade mioelétrica dos músculos bíceps femoral (cabeça longa), gastrocnêmio lateral e sóleo são afetados pela posição articular de joelho e do tornozelo durante contrações voluntárias máximas isométricas dos flexores de joelho na mesa flexora.

9 APLICAÇÃO PRÁTICA

A execução do exercício de flexão de joelho, utilizando o equipamento mesa flexora parece ser mais eficaz quando realizado com o tornozelo em máxima extensão.

Quando o objetivo do treinamento for aumentar a capacidade de produção de força isométrica máxima dos flexores de joelhos, recomenda-se a utilização do ângulo a 0 grau de flexão de joelho, independente da posição do tornozelo.

Quando o objetivo for maximizar a ativação mioelétrica de gastrocnêmio lateral, recomenda-se a utilização do ângulo a 0° de flexão do joelho com extensão máxima de tornozelo.

Quando o objetivo for maximizar a ativação mioelétrica de sóleo, recomenda-se a utilização do ângulo a 90° de flexão do joelho com extensão máxima de tornozelo.

REFERENCIAS

- Brown, L. E. (2008). Treinamento de força. Barueri, Manole.
- Chiu, L. Z. F. and E. Burkhardt (2011). "A teaching progression for squatting exercises." Journal of strenght and conditioning research **32**(2): 46-54.
- Davies, G. J., B. C. Heiderscheit, et al. (2002). Reabilitação em cadeia cinética aberta e fechada. Reabilitação dos ligamentos do joelho. T. S. Ellenbecker. Barueri, Manole.
- De Luca, C. J. (1997). "The use of surface electromyography in biomechanics." Journal of Applies Biomechanics **13**(2): 135-163.
- De Luca, C. J. (2006). Electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. Boston, MA., John Wiley Publisher. **1**: 98-109.
- Ebben, W. P., C. R. Feldmann, et al. (2009). "Muscle activation during lower body resistance training." International Journal of Sports Medicine **30**: 1-8.
- Ebben, W. P. and D. H. Leight (2000). "The role of back squat as a hamstring training stimulus." Journal Strength Condiotional Research **22**(5): 15-17.
- Floyd, R. T. (2011). Manual de Cinesiologia Estrutural. Barueri.
- Gallin, J. and F. Ognibene (2012). Principles and Practice of Clinical Research. Amsterdam, Academic Press.
- Hall, S. J. (2015). Biomecânica básica. Barueri.
- Hermens, H. J., B. Freriks, et al. (2000). "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures." Journal of Electromyography and Kinesiology **10**(5): 361-374.
- Kellis, E., N. Galanis, et al. (2009). "Validity of architectural properties of the hamstring muscles: correlation of ultrasound findings with cadaveric dissection." Journal of Biomechanics **42**(15): 2549-2554.
- Lynn, S. K. and P. A. Costigan (2009). "Changes in the medial-lateral hamstring activation ratio with foot rotation during lower limb exercise." Journal of Electromyography and Kinesiology **19**(3): 197-205.
- Marchetti, P. H., R. B. Calheiros Neto, et al. (2007). Biomecânica Aplicada: Uma abordagem para o treinamento de força. São Paulo.
- Marchetti, P. H. and M. Duarte (2011). "Eletromiografia: uma breve revisão sobre os procedimentos de aquisição do sinal." Terapia Manual **9**(44): 548-553.

- Maulder, P. and J. Cronin (2005). "Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability." Physical Therapy in Sport **6**(2): 74-82.
- McAllister, M. J., K. G. Hammond, et al. (2014). "Muscle activation during various hamstring exercises." Journal of strength and conditioning research **28**(6): 1573-1580.
- Oatis, C. A. (2014). Cinesiologia: a mecânica e a patomecânica do movimento humano. Barueri.
- Oliver, G. D. and C. P. Dougherty (2009). "Comparison of hamstring and gluteus muscles electromyographic activity while performing the razor curl vs. the traditional prone hamstring curl." Journal of strength and conditioning research **23**(8): 2250-2255.
- Onishi, H., R. Yagi, et al. (2002). "EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion." Journal of Electromyography and Kinesiology **12**(5): 399-406.
- Rhea, M. R. (2004). "Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size." J Strength Cond Res **18**(4): 918-920.
- Rosner, B. (2010). Fundamentals of Biostatistics., Cengage Learning.
- Schaefer, D. R. C. and L. G. K. Ries (2010). "Análise eletromiográfica dos músculos posteriores da coxa na cadeira e mesa flexora." Revista da Educação Física **21**(4): 617-624.
- Schoenfeld, B. J. (2010). "Kinematic, kinect and EMG patterns during downward squatting." Journal Strength Conditional Research **24**(12).
- Schoenfeld, B. J., B. Contreras, et al. (2015). "Regional differences in muscle activation during hamstrings exercise." Journal of strength and conditioning research **29**(1): 159-164.
- Signorile, J. F., B. Applegate, et al. (2002). "Selective recruitment of the triceps surae muscles with changes in knee angle." Journal of strength and conditioning research **16**(3): 433-439.
- Thompson, C. W. and R. T. Floyd (2002). Manual de cinesiologia estrutural. São Paulo, Manole.
- Worrell, T. W., G. Karst, et al. (2001). "Influence of joint position on electromyographic and torque generation during maximal voluntary isometric contractions of the hamstrings and gluteus maximus muscles." Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy **31**(12): 730-740.
- Wright, G. A., T. H. DeLong, et al. (1999). "Electromyographic activity of the hamstrings during performance of the leg curl, stiff-leg deadlift, and back

squat movements." Journal Strength Conditional Research **13**(2): 15-17.