

UNINOVE – UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

JÔNATAS BEZERRA DE AZEVEDO

**Análise das bandas de frequência do sinal eletromiográfico durante o treinamento
de resistência com carga baixa e alta: Ensaio clínico randomizado, cego.**

SÃO PAULO

2021

JÔNATAS BEZERRA DE AZEVEDO

Análise das bandas de frequência do sinal eletromiográfico durante o treinamento de resistência com carga baixa e alta: Ensaio clínico randomizado, cego.

Projeto de pesquisa a ser apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação, na Linha de Pesquisa *Processo de Avaliação e Intervenção Terapêutica das Disfunções dos Sistemas Neuromuscular*.

Orientador: Prof. Dr. Fabiano Politti

SÃO PAULO
2021

Azevedo, Jônatas Bezerra de.

Análise das bandas de frequência do sinal eletromiográfico durante o treinamento de resistência com carga baixa e alta: ensaio clínico randomizado, cego. / Jônatas Bezerra de Azevedo. 2021.

69 f.

Tese (Doutorado) - Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, 2021.

Orientador (a): Prof. Dr. Fabiano Politti.

1. Eletromiografia. 2. Banda de frequência. 3. Músculo bíceps braquial.
4. Treinamento. 5. Hipertrofia.

São Paulo, 17 de dezembro de 2021.

TERMO DE APROVAÇÃO

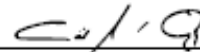
Aluno (a): JONATAS BEZERRA DE AZEVEDO

Título da Tese: "Análise das Bandas de Frequência do Sinal Eletromiográfico Durante o Treinamento de Resistência com Carga Baixa e Alta: Ensaio Clínico Randomizado, Cego"

Presidente: PROF. DR. FABIANO POLITTI



Membro: PROF. DR. CID ANDRÉ FIDELIS DE PAULA GOMES



Membro: PROF. DR. DANILO SALES BOCALINI



Uma vida sem desafios não vale a pena ser vivida

Sócrates, (470 a.C.-399 a.C.)

Agradeço à CAPES (CAPES: Process nº88882.366770/2019-01) pela concessão de Bolsa que permitiu a realização da presente pesquisa.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Nove de Julho pelas oportunidades e respeito aos alunos.

Ao Prof. Dr. João Carlos Ferrari Correa, diretor do Programa de Pós-Graduação da Universidade Nove de Julho, pela seriedade, respeito e dedicação com que conduz o Programa.

A CAPES pelo incentivo e financiamento, possibilitando maior dedicação e empenho a pesquisa.

Agradeço a minha mãe por me motivar e apoiar nos momentos difíceis

Em especial meu orientador, Professor Dr. Fabiano Politti, por toda a paciência e empenho com que sempre me orientou neste trabalho. Tenho certeza que lembrarei de seus conselhos, não só como um excelente pesquisador, mas também como um ser humano digno de respeito, não pelo que tem, mas sim pelo que é. Obrigado por me corrigir quando necessário.

RESUMO

Introdução: O uso da frequência do sinal eletromiográfico (EMG) tem sido usada como uma ferramenta eficaz para explorar a estratégia de controle motor do movimento. Dessa forma, a banda de frequência do sinal EMG pode revelar informações fisiológicas relevantes sobre a atividade muscular por ser uma medida que permite separar o espectro da frequência do sinal em diversas bandas, ou seja, diversos valores. **Objetivo estudo 1:** Verificar o comportamento da BF do sinal EMG em diferentes níveis de força. **Objetivo estudo 2:** Verificar o comportamento das bandas de frequência do sinal eletromiográfico durante o treinamento de resistência com carga baixa versus alta. **Métodos:** Esse foi um estudo prospectivo randomizado, cego, constituído por 16 indivíduos saudáveis sedentários com idade entre 20 e 40 anos. Cada participante realizou um protocolo de treino diferente para cada músculo bíceps braquial (BB) definidos previamente por sorteio ou seja: treino A: com 40% da carga máxima e treino B com 70% da carga máxima. O desfecho primário do estudo foram as diferentes bandas de frequência do sinal eletromiográfico (EMG) pós treinamento resistido. Os desfechos secundários foram força e hipertrofia muscular. Os sinais EMG do músculo bíceps braquial, foram coletados em 4 diferentes níveis de força (20, 40, 60 e 80 % da CVM [contração voluntária máxima]), pré e pós um programa de treinamento para hipertrofia. A Transformada Rápida de Fourier (FFT) calculada com janela Hamming (50% de sobreposição), 1024 pontos foi utilizada para analisar o sinal EMG. O espectro da potência do sinal foi dividido em seis faixas de bandas sendo: 5-13, 13-30, 30-60, 60-100, 100-200 Hz e 200-300Hz. **Resultados estudo 1:** após comparação da potência das diferentes BF, somente os níveis de força de 20% e 80% da CVM influenciaram as faixas de frequência compreendidas entre de 5-13 Hz e 200 -300 Hz. **Resultados Estudo 2:** A análise multivariada demonstrou diferenças significativas para as interações Treinamento vs BF ($F=104.63$; $P<0.0001$; $\eta^2=0.41$), Treinamento vs Grupos vs BF ($F=3.34$; $P=0.005$; $\eta^2=0.02$). **Conclusões:** Somente os níveis de força de 20% e 80% da CVM influenciaram as bandas de frequência de 5-13 Hz e 200 - 300 Hz. O treinamento resistido com cargas de 40 e 70 % de 1RM do músculo BB, aumentam a potência das bandas de frequência entre 13-30 Hz enquanto que nas bandas de 60-100 Hz e 100-200 Hz a potência diminuiu. **Palavras-chave:** Eletromiografia, banda de frequência, músculo bíceps braquial, treinamento, hipertrofia.

ABSTRACT

Introduction: The use of the electromyographic signal frequency (EMG) has been used as an effective tool to explore the movement motor control strategy. Thus, the frequency band of the EMG signal can reveal relevant physiological information about muscle activity, as it is a measure that allows separating the frequency spectrum of the signal into different bands, that is, different values. Study objective 1: To verify the behavior of the BF of the EMG signal at different strength levels. Study objective 2: To verify the behavior of the frequency bands of the electromyographic signal during resistance training with low versus high load. Methods: This was a prospective randomized, blinded, study consisting of 16 healthy sedentary individuals aged between 20 and 40 years. Each participant obtained a different training protocol for each biceps brachii muscle (BB) defined by drawing lots, ie: training A: with 40% of the maximum load and training B with 70% of the maximum load. The primary outcome of the study was the different frequency bands of the electromyographic (EMG) signal after resistance training. Secondary outcomes were muscle strength and hypertrophy. The EMG signals from the biceps brachii muscle were collected during 4 different strength levels (20, 40, 60 and 80% of MVC [maximum voluntary contraction]) before and after a training program for hypertrophy. Fast Fourier Transform (FFT) defined with Hamming window (50% overlap), 1024 points was used to analyze the EMG signal. The signal power spectrum was divided into six bands: 5-13, 13-30, 30-60, 60-100, 100-200 Hz and 200-300Hz. Results Study 1: After comparing the power of the different LF, only the strength levels of 20% and 80% of the CVM were linked as frequency ranges between 5-13 Hz and 200 -300 Hz. Results Study 2: A multivariate analysis on the significant differences for the Training vs BF ($F= 104.63$; $P < 0.0001$; $\text{Eta} = 0.41$), Training vs Groups vs BF interactions ($F= 3.34$; $P = 0.005$; $\text{Eta}= 0.02$). Conclusions: Only strength levels of 20% and 80% of CVM influenced the frequency bands of 5-13 Hz and 200 - 300 Hz. Resistance training with loads of 40 and 70% of 1RM of the BB muscle increased power in the frequency bands between 13-30 Hz while in the 60-100 Hz and 100-200 Hz bands the power decreased.

Keywords: Electromyography, frequency band, biceps brachii muscle, training, hypertrophy.

Lista de figuras

Figura 1 – Fluxograma do estudo

Figura 2 – Linha do tempo de fluxo de coleta de dados

Figura 3 – Espectro do sinal EMG

LISTA DE ABREVIATURAS

EMG – Eletromiógrafo
BF – Frequência de Banda
BB – Bíceps Braquial
FFT – Transformata Rápida de Fourier
CVM – Contração Voluntaria Máxima
RM – Repetição Máxima
VTT – Volume Total de Treino
AST – Area de Secção Transversa
USG – Ultrassonografia
MPF – Potencia Media
FM – Frequência Media
MDF – Frequência Mediana
IMC – Índice de Massa Corporal
RD – Rosca Direta
STT – Scott
CIVM – Contração Isométrica Máxima

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
1.1 HIPERTROFIA	14
1.2 AVALIAÇÃO DA HIPERTROFIA	15
ULTRASSONOGRRAFIA (USG)	15
CIRCUNFERÊNCIA	16
ELETROMIOGRAFIA	16
2. JUSTIFICATIVA	18
3. OBJETIVOS	18
3.1 GERAL	18
3.2 ESPECÍFICOS	18
3.3 HIPÓTESE	19
HIPÓTESE NULA – H ₀	19
HIPÓTESE ALTERNATIVA – H ₁	19
4.2 LOCAL DA REALIZAÇÃO DO ESTUDO	19
4.3 ASPECTOS ÉTICOS	20
4.4 MEDIDAS DE DESFECHO	20
4.5 ESTRUTURAÇÃO DA AMOSTRA	20
EXCLUSÃO	21
4.7 INSTRUMENTOS DE MEDIDA E AVALIAÇÕES	21
ANÁLISE ANTROPOMÉTRICA	21
ULTRASSONOGRRAFIA	22
REPETIÇÃO MÁXIMA (RM) E RESISTÊNCIA	24
FAMILIARIZAÇÃO DOS PROCEDIMENTOS	25
COLETA DE DADOS	26
ETAPA 1.....	26
ETAPA 2.....	28
ETAPA 3.....	29
PROCESSAMENTO DOS SINAIS EMG	29
ANÁLISE ESTATÍSTICA	30
5. RESULTADOS	31
ARTIGO 1:	31
RESUMO	32
INTRODUÇÃO	33
MÉTODOS	35
PARTICIPANTES	35
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE	35

PROCEDIMENTOS	36
PROCESSAMENTO DOS SINAIS EMG	36
ANÁLISE ESTATÍSTICA	37
RESULTADOS	37
DISCUSSÃO	38
CONCLUSÕES.....	40
AGRADECIMENTOS.....	40
CONFLITO DE INTERESSE.....	40
<u>ARTIGO 2</u>	<u>41</u>
RESUMO.....	42
1. INTRODUÇÃO	43
2. MÉTODOS	45
2.1 PARTICIPANTES.....	45
2.2 RANDOMIZAÇÃO.....	46
2.3 MEDIDAS DE AVALIAÇÃO.....	47
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE	47
ULTRASSONOGRAFIA	48
CIRCUMETRIA	48
2.4 PROCEDIMENTOS	48
2.5 PROCESSAMENTO DOS SINAIS EMG	51
2.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	52
3. RESULTADOS	52
ELETROMIOGRAFIA	54
4. DISCUSSÃO.....	56
CONCLUSÕES.....	59
AGRADECIMENTOS.....	60
CONFLITO DE INTERESSE.....	60
CONCLUSÕES FINAIS	60
CONCLUSÕES FINAIS	60
REFERENCIAS	61

1. INTRODUÇÃO

1.1 Hipertrofia

Atualmente muitas pessoas buscam o treinamento resistido por ser um tipo de intervenção que pode proporcionar o aumento do diâmetro da fibra muscular, em um processo esse conhecido como hipertrofia (1).

Em indivíduos iniciantes, a hipertrofia é quase imperceptível durante o início dos treinos resistidos, porém algumas observações já foram previamente descritas em estudos anteriores como modificações no sistema nervoso e aumento de força muscular decorrentes de adaptações neurais como sincronismo e recrutamento da coordenação intermuscular e intramuscular, diminuição da coativação muscular (2–9). Entretanto, a hipertrofia é primeiramente observada nas extremidades superiores quando comparadas as extremidades inferiores após alguns meses de treino (9,10).

Durante a hipertrofia elementos responsáveis pela contração muscular aumentam e a matriz extracelular se expande para agregar no crescimento (11) sendo que a hipertrofia contrátil pode acontecer reunindo sarcômeros em série ou em paralelo (12) Grande parte da hipertrofia decorrente dos exercícios subsequentes aos programas de treinamento resistido resultam de um aumento de sarcômeros e miofibrilas (13,14)

A musculatura esquelética quando perturbada por um estímulo de sobrecarga, causa alterações nas miofibrilas e na matriz extracelular relacionada. Quando isso ocorre, uma série de eventos miogênicos é desencadeado e que em última análise, leva a um aumento no tamanho e nas quantidades das proteínas contráteis miofibrilares tais como: a actina, miosina e no número total de sarcômeros, que por sua vez, aumentam o diâmetro das fibras individuais e que resulta em um crescimento na área da seção muscular (15). Porém, torna-se progressivamente mais difícil aumentar a massa muscular magra à medida que se ganha experiência de treinamento, aumentando assim a importância do projeto de rotina adequado e uso de equipamentos específicos (12).

Diversas variáveis podem ser manipuladas para que se possa otimizar os resultados de um programa de treino. Em estudo anterior já foi retratado que as variáveis da carga de treinamento são construídas a partir do volume, frequência, densidade, intensidade e duração (16). Em geral, o volume é uma extensão da quantidade total de movimentos repetitivos realizado em um determinado exercício, sessão ou período de tempo de treinamento (6). Porém o volume total de treino (VTT), é calculado pelo número de repetições realizadas multiplicado pela carga ao termino da

sessão de treino, carga essa definida a partir dos percentuais calculados através do teste de repetição máxima (RM), sendo previamente definido a intensidade, intervalos de recuperação, tipo de ação, velocidade de execução e ordem dos exercícios (17–23).

Contudo, uma sessão de treinamento com uma tendência a maiores volumes podem ser mais benéficos para ganhos de resistência muscular, força e hipertrofia (24) enquanto que, em treinando com cargas baixas até a falha muscular pode auxiliar no recrutamento de todo os espectro de unidade motoras (lentas e rápidas) (26).

Em geral, a intensidade pode ser compreendida como o grau de força exigida por um exercício (25). Na musculação propriamente dita e no Treinamento de força, a intensidade tem relação direta com a quantidade de peso a serem utilizados nos exercícios. (26–28). A intensidade em um exercício de força, é estimada conforme o número de RM e peso estipulado em um exercício selecionado. O número de RM é uma forma de verificar o quão intenso está sendo o exercício e correlaciona-lo em porcentagem, sendo assim, um indivíduo que faz 1 RM está usando 100% de sua força em um determinado exercício e padrão de movimento (6,16).

Um conhecimento prévio se faz necessário para elaboração de um programa de treino em relação à intensidade a ser adotada para cada tipo de exercício ou grupamento muscular. Por esse motivo tem-se sugerido uma prescrição a partir de uma zona-alvo de treinamento. Se a intenção do treinador for manter o número de repetições do seu aluno entre 8 – 12 RM, terá que ajustar o peso de forma que o aluno não consiga fazer menos que 8 ou mais que 12, e todas as vezes que for ultrapassado o número de 12 RM, dar-se a entender que o indivíduo se adaptou ao treinamento e é imprescindível um novo ajuste do treino ajustando suas variáveis (29).

1.2 Avaliação da hipertrofia

Ultrassonografia (USG)

A determinação das dimensões musculares ou variáveis morfológicas tais como: percentual dos diferentes tipos de fibras musculares (30) a área de secção transversa (31) (AST), o volume (32), bem como a espessura muscular (33) podem ser realizadas por diversos métodos, como por exemplo: Biópsia muscular, ressonância magnética e a tomografia computadorizada. Porém o custo para a utilização desses métodos acaba se tornando muito alto e assim limitando o uso em muitos estudos. No entanto, um método que tem se mostrado valido (34–36) para a determinação dessas medidas é a

ultrassonografia (USG) com baixo custo e maior inocuidade, uma vez que não expõe o avaliado à radiação, como ocorre com a tomografia e a ressonância magnética. É comum o uso da USG como um método confiável para medidas de espessuras musculares entre as interfaces com o osso e com o tecido adiposo (37–39).

Circunferência

Entre os indicadores antropométricos, está a perimetria, onde utiliza-se frequentemente a tabela de circunferência para medir a composição corporal pois requer fita métrica como um equipamento para a avaliação (40). A medida de circunferência tem protocolos específicos para cada membro do corpo (41) e grupo de pessoas (42) e quando usada antes e depois em diferentes tipos de treinamento de força, relaciona em cm os aumentos significativos (43,44), corrigindo pelo valor da camada de gordura com o uso da equação $CMB (cm^2) = PB (cm) - [\pi \times DCT (cm)]$ (45).

Eletromiografia

O sinal EMG, é um sinal que mensura na musculatura as atividades bioelétricas. Através da excitação das membranas musculares, esse sinal é obtido gerando uma pequena tensão (sinal elétrico) que pode ser adquirido por meio de eletrodos implantados (eletromiografia invasiva) ou através de eletrodos fixados na superfície da pele (Eletromiografia não invasiva, sEMG) (46).

Normalmente os sinais de EMG são utilizados em estudos com a finalidade de avaliar: o grau e a duração de uma atividade muscular, ocorrência de fadiga muscular através de exercícios dinâmicos e estáticos, alteração da composição das unidades motoras resultante de programas de treinamento muscular, lesões ou doenças, padrões de movimentos, dentre outras (47–51). Como método que verifica a fadiga muscular, ela é avaliada baseando-se nos parâmetros do sinal EMG determinando a amplitude de sinal (domínio de tempo) e frequência (potência média [MPF]; frequência média [FM] frequência mediana [MDF]) (52–56), métodos esse chamados de parâmetros globais. Seus valores normalmente refletem eventos musculares como por exemplo a fadiga (57), porém variações na distribuição de frequências do espectro de potência do sinal EMG também são modificadas por variações no nível de força (58–61), recrutamento de novas unidades motoras não fadigadas (62,63), proporção de fibras musculares (64), comprimento muscular (58) e tipo de musculo (fásico ou tônico) (65).

Em geral, a MDF e a FM são parâmetros da função do espectro de densidade de potência que podem ser utilizados de uma forma simples para o fornecimento das medidas úteis do espectro de frequências EMG. Entretanto a MDF é mais utilizada uma vez que é menos afetado por ruído aleatório, preferencialmente nos casos onde há ruídos localizados na banda de frequência do espectro de potência EMG (66). Também é possível a utilização da MDF como marcador para discernir as estratégias de controle de recrutamento adotadas por diversos músculos durante diferentes níveis de força (67). Entretanto, a MDF é uma medida global do espectro de densidade de potência restrito a um único valor de frequência do espectro de frequências EMG. Deste modo, estudos tem demonstrado que informações fisiologicamente pertinentes das alterações no espectro de potência podem ser reveladas através da análise da banda de frequência do sinal EMG (68–72). Sendo assim a utilização da EMG para análises de banda de frequência pode proporcionar uma investigação para que se consiga obter informações mais pontuais sobre as contribuições geradas pelas bandas de frequências específicas do sinal.

Em geral, as bandas de frequência do sinal EMG podem revelar informações específicas sobre as características das fibras musculares durante a execução de uma tarefa. Por exemplo, bandas de frequências ente 10 a 20 Hz, são atribuídas à atividade das fibras de contração lenta enquanto que 30 a 50 Hz fibras de contração rápida e 55 a 100 Hz fibras intermediárias (73).

Estudos anteriores, tem sugerido bandas específicas para diferentes tipos de análises. Cardozo et al 2011 (68) em seu estudo descreve a banda de 20-50 Hz sendo o mais indicado para a análise da taxa de fadiga muscular em relação ao MDF nos músculos das costas. Já Ferrari et al (69) indica a faixa de 45-96 Hz para diagnosticar a síndrome da dor femoropatelar, utilizando em seu estudo os músculos vasto lateral e os músculos vasto medial. Ambos os estudos acima sugerem que o aumento no diâmetro da fibra muscular induzido por exercícios pode refletir em bandas específicas de frequência do sinal eletromiográfico tendo em vista que até o presente momento não se tem como mensurar a hipertrofia através da EMG.

Banda de 30-60 Hz é frequentemente associada ao ritmo de Piper (74–76) e à intensidade da ativação voluntária do músculo dos centros superiores (77) Assim, contém informações fisiológicas significativas (71,78–80) .

Para análises da contração muscular a potência das bandas de frequência de 100 Hz podem ser de maior interesse clínico uma vez que essas frequências refletem a

modulação do pool de neurônios motores e não está associada à forma do potencial de ação (71,79,80) Especificamente, algumas dessas bandas (13-30 e 30-60 Hz) já foram associadas a mudanças no esforço voluntário (77) Além disso, também já foi sugerido que impulsos corticais específicos pode ter alguma tipo de relevância sobre as bandas de 5 a 100 Hz (81)

2. JUSTIFICATIVA

Vários estudos já demonstraram que a banda de frequência do sinal EMG é mais sensível às mudanças em relação à fadiga muscular (14), idade (10), nível de força (9), tremor (15), porém, nenhum estudo foi encontrado considerando que a hipertrofia muscular induzida por treinamento dos músculos estriados esqueléticos também podem refletir em mudanças nas bandas de frequência do sinal EMG.

Esse conhecimento, poderá contribuir para um melhor monitoramento sobre os efeitos do treinamento muscular em relação às alterações morfofisiológicas na fibra muscular assim como sua relação com força e volume muscular, além de também proporcionar um melhor entendimento sobre o comportamento neuromuscular pós hipertrofia muscular.

3. OBJETIVOS

3.1 Geral

Verificar o comportamento do diâmetro da fibra muscular e das bandas de frequência do sinal eletromiográfico em relação a um programa de exercício de força e resistência.

3.2 Específicos

- i) Verificar se a hipertrofia muscular proporciona alteração em bandas de frequência compreendidas entre 5-30, 31-60, 61-100 e 101-200 Hz do sinal EMG;
- ii) Analisar a força de contração muscular por meio de célula de carga pré e pós 10 semanas de treinamento para hipertrofia muscular;

- iii) Analisar thickness (espessura) muscular pós 10 semanas de treinamento para hipertrofia muscular;
- iv) Analisar e comparar força e resistência muscular através de teste de resistência e de Repetição Máxima (RM) pós 10 semanas de treinamento para hipertrofia muscular.

3.3 Hipótese

O desenvolvimento do presente estudo ocorreu a partir da elaboração seguinte pergunta: o aumento no diâmetro da fibra muscular induzidos por exercícios reflete nas bandas de frequência do sinal eletromiográfico?

A reflexão e discussão a partir de estudos anteriores e conhecimentos prévios sobre o tema possibilitou a elaboração das seguintes hipóteses:

Hipótese nula – H0

O aumento no diâmetro da fibra muscular induzidos por exercícios não reflete nas bandas de frequência do sinal eletromiográfico.

Hipótese alternativa – H1

O aumento no diâmetro da fibra muscular induzidos por exercícios reflete nas bandas de frequência do sinal eletromiográfico.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Desenho do estudo

Ensaio clínico, randomizado cego, com tempo de duração de 14 semanas entre a primeira e a última avaliação.

4.2 Local da realização do estudo

O estudo foi desenvolvido, analisado e processado no Núcleo de Apoio a Pesquisa em Análise do Movimento (NAPAM) da Universidade Nove de Julho, unidade Vila Maria, situada na Rua Profa. Maria Jose Barone Fernandez no 300, Vila Maria, São Paulo.

4.3 Aspectos Éticos

O presente estudo foi enviado ao Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da Universidade Nove de Julho de acordo com o Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE) nº 39075514.7.1001.5511. O mesmo foi analisado e aprovado conforme parecer nº 907.242.

A participação efetiva no estudo ocorreu somente após os voluntários tomarem conhecimento dos objetivos e dos procedimentos da pesquisa a partir de leitura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e receberem as instruções verbais necessárias. Aos participantes foram solicitados o preenchimento e assinatura do TCLE (Anexo I), conforme as Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa envolvendo Seres Humanos, presentes na resolução no 466/12 do Conselho Nacional de Saúde (CNS).

4.4 Medidas de desfecho

O desfecho primário do estudo consiste na análise do comportamento de diferentes bandas de frequência do sinal eletromiográfico pós treinamento de força e resistência em diferentes bandas de frequência do sinal EMG.

O desfecho secundário consiste no efeito pós treinamento de força e resistência e no volume do músculo verificado por ultra-som.

4.5 Estruturação da amostra

A amostra foi por conveniência, composta por 16 por indivíduos de ambos os sexos, com idade entre 20 e 40 anos. Cada participante realizou um protocolo de treino diferente para cada músculo bíceps braquial (BB) definidos previamente por sorteio ou seja: Treino A- com 40% da carga máxima, Treino B- com 70% da carga máxima.

Os voluntários foram recrutados a partir de convites verbais realizados em salas de aula dos cursos de graduação e em academias, todos os indivíduos recrutados se enquadraram nos critérios de inclusão descritos a seguir.

4.6 Critérios de elegibilidade

Inclusão

Homens e mulheres entre 20 e 40 anos, fisicamente independentes e insuficientemente ativos de acordo com o questionário internacional de atividade física, não praticantes de treinamento de força na modalidade musculação por no mínimo 12 meses, estudantes do curso de educação física na cidade de São Paulo.

Exclusão

Indivíduos com doenças respiratórias (asma, DPOC), doenças metabólicas, com histórico de cirurgias de membros superiores ou qualquer tipo de desordem articular e/ou musculoesquelética que pudesse comprometer a execução do protocolo do estudo. Também foram excluídos os indivíduos que faziam utilização contínua de algum tipo de medicamento, uso de suplementação alimentar hiperproteica, suplementação de creatina ou usuários de esteroides anabolizantes. Indivíduos que tiveram duas ou mais faltas e/ou não cumpriram com os dias e horários dos treinos e que não conseguiram realizar as avaliações pré conforme o protocolo escolhido pelo pesquisador também foi excluído.

4.7 Instrumentos de medida e avaliações

Análise antropométrica

A mensuração da massa corporal e da altura dos participantes foi realizada a partir da utilização de uma balança mecânica FilizolaR modelo 31 (Industrias Filizola S.A., SP, Brasil), com limite máximo de carga até 150 quilogramas (Kg) e precisão de 0,1 Kg para a medida de massa, e limite máximo de até 2 metros (m) com precisão de 0,01 m para a estatura. O Índice de massa corporal (IMC) foi calculado através da equação Kg/m^2 (massa / estatura \times estatura).

A mensuração da espessura das dobras cutâneas foi realizada por meio de um plicometro (Cescorf R). A composição corporal dos indivíduos foi determinada a partir da utilização do protocolo de Pollock 1978 (82) composta pela obtenção dos valores em 7 pontos específicos (subescapular, axilar media, tríceps; coxa; supra íliaca; abdome e peitoral), todas localizadas no hemisfério direito do corpo para evitar erros de coleta.

As medidas de circunferência foram realizadas por meio de uma trena antropométrica com fita em fibra de vidro, maleável e inelástica (WisoR, modelo T87), com precisão de 0,1 centímetro (cm) e comprimento máximo de 2 metros. As circunferências dos membros superiores foram utilizadas para a estimativa da

muscularidade, a partir de uma correção pelo valor da camada de gordura e aplicação da equação de Gurney; Jelliffe, 1973 (45) : Circunferência corrigida = circunferência em cm - (π x dobra cutânea em cm) Todas as avaliações antropométricas foram realizadas pelo mesmo avaliador antes da realização de qualquer tipo de exercício (Martins et al., 2016) (83).

O perímetro dos braços foi mensurado no mesmo ponto demarcado para as avaliações do ultrassom, nos dois membros à 60% da distância entre o acrômio e o epicôndilo dos braços, iniciando com o membro direito e subsequente o esquerdo, cada braço formou um ângulo de 90 graus durante a medição, usando uma fita métrica inelástica foi contornado o braço de forma que a fita ficasse aderida à pele, mas não pressionasse os tecidos moles. A mensuração foi realizada de duas maneiras: 1) O indivíduo em pé com o músculo bíceps braquial relaxado; 2) O indivíduo em pé com o músculo bíceps braquial contraído.

Foi registrado qual braço era dominante de cada indivíduo, porém estudo anteriores demonstrou que os marcadores de dano muscular indireto não são significativamente diferentes entre os braços dominante e não dominante (84,85)

Ultrassonografia

As imagens de ultrassonografia (USG) foram adquiridas por um dispositivo Vinno G50 (VINNO Technology, Suzhou, China Co., Ltd) equipado com uma sonda linear que trabalha na faixa de frequências de 7,3 a 14 MHz. Essas imagens foram reamostradas a uma densidade padrão de 16 pixels / mm, assim, a resolução axial foi igual a 0,0625 mm. A sonda linear foi posicionada sobre a pele perpendicularmente ao tecido avaliado, com um gel condutor hidrossolúvel, promovendo a redução dos efeitos de interferência da superfície dérmica. A espessura muscular do bíceps braquial foi mensurada nos dois membros à 60% da distância entre o acrômio e o epicôndilo dos braços. Para a avaliação, os sujeitos ficaram posicionados em pé com os braços relaxados ao longo do corpo.

Eletromiografia de superfície

Os sinais EMG de superfície foram coletados por um sistema de aquisição com 8 canais (EMG System do Brasil Ltda®), composto por eletrodos ativos bipolares com ganho de amplificação de 20 vezes, filtro analógico passa banda de 1 a 500 Hz e modo

comum de rejeição de 120 dB, com frequência de amostragem de 2 kHz, digitalizados por placa de conversão A/D (analógico-digital) com 16 bits de resolução.

Para a captação dos sinais EMG, foram utilizados eletrodos descartáveis de superfície auto-adesivos circulares de prata cloreto de prata (Ag/AgCl), com diâmetro de 10 mm (MedicalTrace®), posicionados com distância inter-eletrodos centro a centro de 20 mm sobre o ponto médio entre origem do bíceps braquial cabeça lateral (tubérculo supraglenoidal) e a inserção a tuberosidade radial (86).

Força

A aquisição da força do músculo bíceps braquial foi realizada por uma célula de carga (EMG System do Brasil Ltda®), conectada ao mesmo sistema de aquisição com 8 canais (EMG System do Brasil Ltda®).

4.8 Randomização

A aleatorização dos participantes em relação aos Treinos A (40% da RM) e o Treino B (70% da RM) foi realizada utilizando envelopes opacos.

Fizeram parte desse estudo 3 (três) diferentes avaliadores (fisioterapeutas, profissionais de Educação Física e alunos de iniciação científica matriculados no curso de graduação em Educação Física) para cada parte do estudo;

- I. Avaliador 1: responsável pela triagem, alocação dos voluntários em relação aos grupos e que, não participou das coletas de dados durante os testes;
- II. Avaliador 2: responsável pela execução dos testes, coleta dos dados bioquímicos, psicofisiológicos e cego em relação aos grupos;
- III. Avaliador 3: responsável pela coleta dos dados de Força, EMG, Ultrassom cego em relação aos grupos;
- IV. Avaliador 3: responsável pela análise e processamento dos dados, sendo esse também cego em relação aos grupos.

Por se tratar de um ensaio clínico randomizado que busca maior transparência e qualidade na pesquisa, nesse estudo foram seguidas as recomendações CONSORT como indicado na Figura 1.

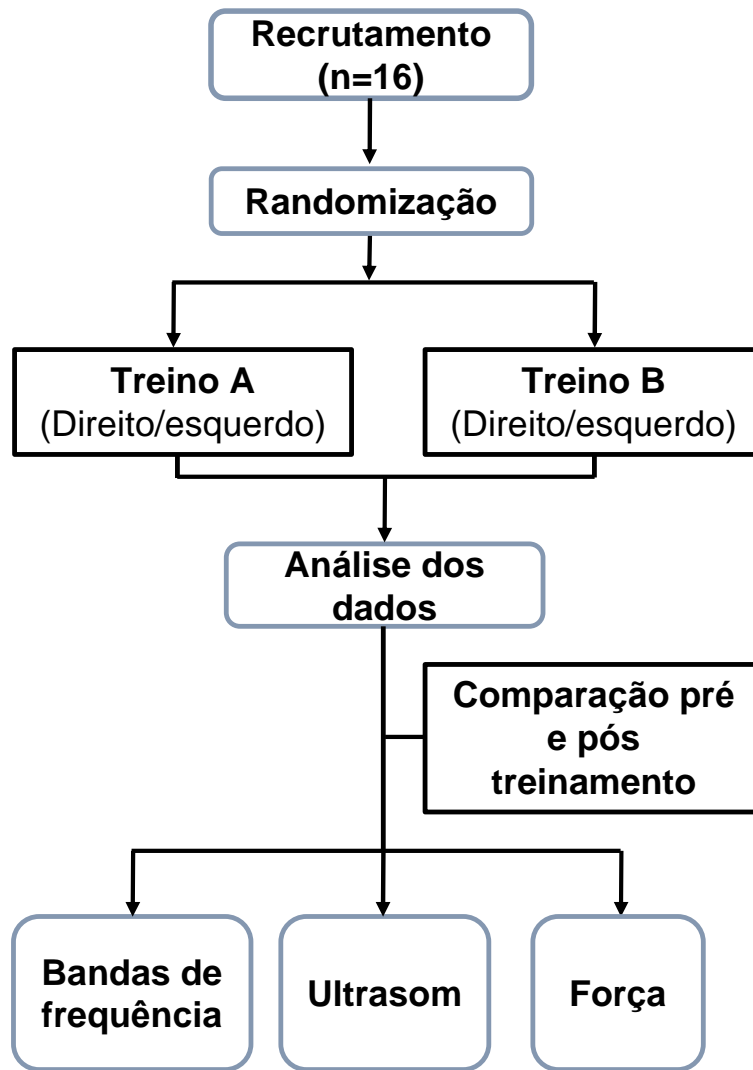


Figura 1. Fluxograma do estudo.

4.9 Protocolo de exercícios

Repetição máxima (RM) e resistência

A carga de trabalho para o programa de treinamento foi determinada a partir do teste de 1RM (87) para o exercício de flexão de cotovelo. Os testes foram aplicados de forma unilateral com o membro direito e esquerdo segundo a randomização, com objetivo de manter o equilíbrio entre os protocolos de treinamento. Todos participantes foram instruídos a realizar os exercícios movendo os pesos com uma média de 1 segundo na fase concêntrica e levando 2 - 3 segundos para completar a fase excêntrica.

A velocidade de contração foi controlada por um metrônomo digital e supervisionada por um profissional de educação física com experiência de 5 anos em treinamento físico. Para o ajuste da carga foi utilizada a percepção subjetiva de esforço

(PSE) proposto por Borg (1982), que se refere a uma escala de Borg modificada classificada de 0 a 10. O limite máximo será de 5 tentativas (29) respeitando o intervalo de 5 minutos (24,87,88) entre elas. Após 72 horas será realizado o teste de resistência com 40% de 1 RM (89), os indivíduos foram orientados a realizar o teste até a falha concêntrica. Após 10 semanas de treinamento foi repetido os testes em ambos os membros.

Familiarização dos procedimentos

Os voluntários selecionados para participação no experimento foram submetidos a quatro sessões de familiarização com o ambiente, equipamento e procedimentos adotados, divididos em duas semanas antes da coleta efetiva dos dados. Nesse momento, os voluntários foram instruídos sobre a realização da tarefa e posicionados sobre o protocolo de treino. A regulagem e adequação do equipamento para a realização do exercício scott de acordo com as proporções corporais de cada participante foram registradas para utilização nas coletas subsequentes.

As sessões de familiarização consistiram-se na execução do treino semelhante ao protocolo experimental efetivo, porém com volume e intensidade reduzidas de 40% e 70% para 30% e 60% respectivamente. O protocolo de familiarização foi iniciado pela randomização do protocolo de treino juntamente com a randomização do membro que utilizou o respectivo protocolo. Do protocolo de familiarização até o término do estudo, foram randomizados a cada sessão de treino os exercícios rosca direta (RD) e scott (STT) aos quais os voluntários iniciaram.

Os exercícios foram realizados com uma cadência de 1:2-3 (um segundo para fase concêntrica e dois segundos para a fase excêntrica). Durante as etapas de execução do protocolo de familiarização, os participantes foram questionados sobre as dificuldades encontradas e orientados pelos pesquisadores sobre a forma correta de execução. Os pesquisadores realizaram avaliações simultânea do participante através de observação do seu desempenho e, somente após o consenso dos mesmos, o participante foi considerado apto para a execução do protocolo efetivo de coleta de dados. Este período de familiarização foi incluído para diminuir o risco de lesões, pois a maioria dos treinamentos com pesos ocorrem lesões durante as primeiras duas semanas de treinamento (90).

Coleta de dados

Todos os participantes foram orientados a utilizar shorts, camiseta e tênis para a prática de atividade física. Para colocação dos eletrodos de EMG, foi realizada tricotomia previa do local seguido de limpeza e abrasão da pele com algodão e álcool 70%. A sequência cronológica deste estudo consistiu em testes de linha de base, intervenção de treinamento, testes e avaliações de uma semana no período de 12 semanas. O estudo foi dividido em etapas para facilitar o entendimento (Figura 2).

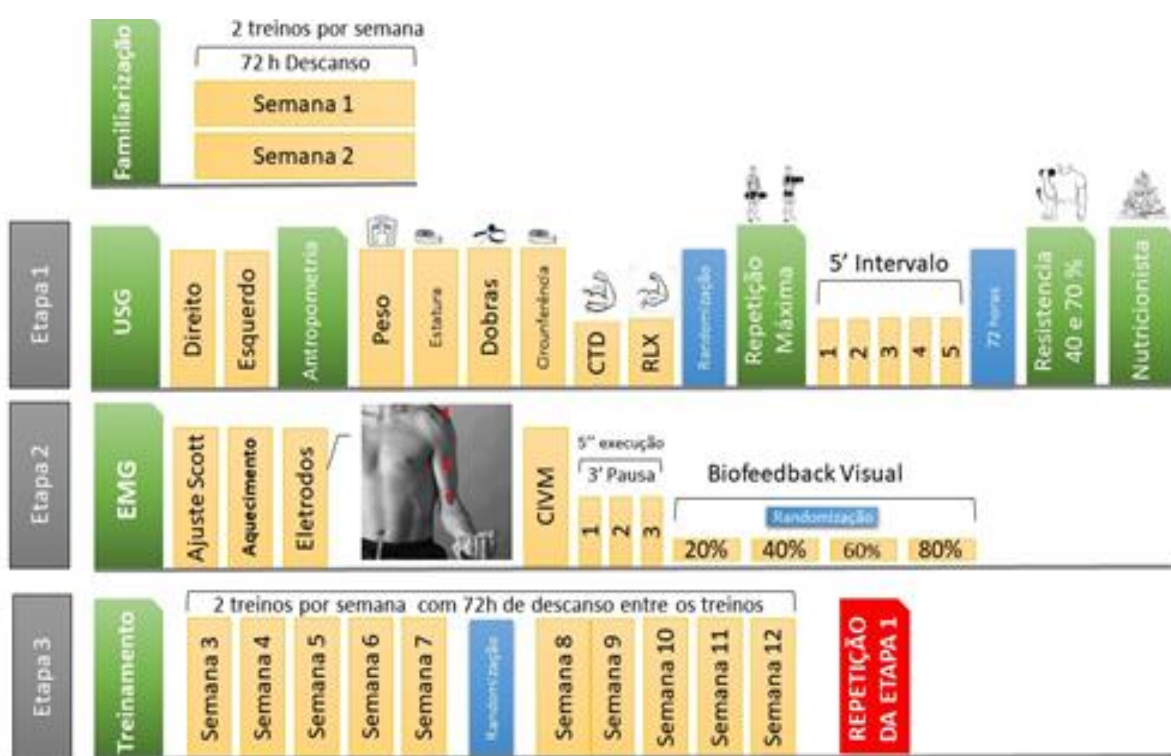


Figura 2. Linha do tempo de fluxo de coleta de dados

Etapa 1

Os participantes realizaram o exame de imagens realizado na sala de musculação da Universidade Nove de Julho acompanhados de um único técnico especializado. A sonda linear utilizada foi posicionada sobre a pele perpendicularmente ao tecido avaliado, com um gel condutor hidrossolúvel, promovendo a redução dos efeitos de interferência da superfície dérmica. A espessura muscular do bíceps braquial será mensurada nos dois membros à 60% da distância entre o acrômio e o epicôndilo dos braços (91,92). Para a avaliação, os sujeitos se posicionaram em pé com os braços relaxados ao longo do corpo.

Após a realização do exame de imagem por USG foi realizada a mensuração da massa corporal e da estatura dos participantes, em seguida a espessura das dobras cutâneas que foi realizada por meio de um plicometro (Cescorf R). A composição corporal dos indivíduos foi determinada a partir da utilização do protocolo de Pollock 1978 (82) composta pela obtenção dos valores em 7 pontos específicos citados acima, todos localizados no hemisfério direito do corpo para evitar erros de coleta.

As medidas de circunferências foram realizadas por meio de uma trena antropométrica com fita em fibra de vidro, maleável e inelástica. As circunferências dos membros superiores foram utilizadas para a estimativa da muscularidade, a partir de uma correção pelo valor da camada de gordura e aplicação da equação de Gurney; Jelliffe, 1973 (45) Todas as avaliações antropométricas foram realizadas pelo mesmo avaliador antes da realização de qualquer tipo de exercício (83).

O perímetro dos braços foi mensurado no mesmo ponto demarcado para as avaliações da USG, nos dois membros à 60% da distância entre o acrômio e o epicôndilo dos braços, iniciando com o membro direito e subsequente o esquerdo, cada braço formou um ângulo de 90 graus durante a medição, usando uma fita métrica inelástica foi contornado o braço de forma que a fita ficasse aderida à pele, sem que pressionasse os tecidos moles. A mensuração foi executada de duas maneiras: a) O indivíduo em pé com o musculo bíceps braquial relaxado; b) O indivíduo em pé com o musculo bíceps braquial contraído.

Subsequente a antropometria, foi realizada a primeira randomização para a escolha do membro que iria iniciar o teste de 1RM (87) e assim alternar os membros a cada início de sessão de treino ou avaliação para que não ocorresse de iniciar um treino com o mesmo braço que iniciou na sessão anterior, afim de diminuir qualquer tipo de viés. Antes do início do teste, os indivíduos fizeram um aquecimento específico prévio para evitar o risco de lesões. O teste foi aplicado de forma unilateral com o membro direito e esquerdo (conforme randomização) na posição ereta utilizando o exercício de rosca direta unilateral com a mesma cadência já descrita. Para o ajuste da carga foi utilizada a PSE (Borg modificada). O limite máximo foi de 5 tentativas respeitando o intervalo de 5 minutos entre elas, em seguida os voluntários foram orientados e liberados.

Após 72 horas foi realizado o teste de resistência com 40% de 1 RM, utilizou-se previamente o mesmo aquecimento da etapa 1 para que os indivíduos realizassem o teste, o posicionamento foi individualmente ajustado de modo que cada um ficasse

confortável para a realização da tarefa (esse posicionamento foi anotado para que se repetisse ao término do estudo). O teste constituiu-se em realizar o movimento de flexão e extensão do cotovelo no exercício rosca direta até a falha concêntrica com a velocidade de execução já descrita acima. Após os testes todos os voluntários receberam uma tabela nutricional feita por uma nutricionista, para que os participantes do estudo pudessem ter uma orientação em suas refeições.

Etapa 2

Na segunda semana os indivíduos retornaram ao laboratório para coleta de sinais eletromiográficos, onde o membro de início será o contralateral do utilizado no teste anterior.

Para a captação dos sinais EMG, foram utilizados eletrodos descartáveis de superfície auto-adesivos circulares de prata cloreto de prata (Ag/AgCl), posicionados com distância inter-eletrodos centro a centro de 20 mm sobre os músculos Bíceps Braquial na linha entre o acrômio medial e o côvado da fossa a 1/3 do côvado da fossa em ambos os braços, de acordo com as recomendações do SENIAN (HERMES et al 2000) (86)

Antes do posicionamento dos eletrodos para coleta do sinal EMG, um breve aquecimento específico foi realizado. Posteriormente os sujeitos foram posicionados no banco Scott previamente ajustado individualmente, a célula de carga foi ajustada em um eixo perpendicular ao solo para que a flexão de cotovelo se tornasse fixa em um ângulo de 90° demarcado com um goniômetro. O teste constituiu-se em 3 repetições com uma CIVM de 5 segundos e com um intervalo de 3 minutos entre elas, para cada membro (93).

Os voluntários utilizaram a randomização do membro realizada em testes anteriores para o início das avaliações. Em seguida um breve aquecimento específico foi realizado, posteriormente os sujeitos foram posicionados no banco Scott previamente ajustado individualmente, a célula de carga será ajustada em um eixo perpendicular ao solo para que a flexão de cotovelo se torne fixa em um ângulo de 90° demarcado com um goniômetro. O teste constituiu-se em 3 repetições com uma contração isométrica máxima (CIVM) de 5 segundos cada e com um intervalo de 3 minutos entre elas, para cada membro.

Após a CVM foi randomizado as tarefas de contração estática de 20%, 40%, 60% e 80% do CVM, mantendo o nível de força o mais constante possível por 20

segundos, combinando uma linha-alvo em um monitor de computador posicionado em frente ao participante. Sendo executados três contrações isométricas sustentada submáxima dos Flexores do cotovelo.

Etapa 3

O regime de treinamento de 12 semanas consistiu-se em um total de 24 sessões de treino sendo que 4 sessões equivalentes as 2 semanas iniciais foram para a familiarização, assim divididas em dois dias de treinamento não consecutivos por semana (94) com intervalo mínimo entre as sessões de 72 horas.

Todos treinaram em duplas, e todas as sessões foram supervisionadas diretamente por um profissional de educação física com experiência na área de personal trainer a mais de 5 anos, sendo que o máximo de voluntários permitido para cada supervisor foram dois. O programa incorporou os seguintes exercícios: Rosca direta e rosca scott, sendo realizados com 4 series até a falha intercalados por intervalos de recuperação de 3 minutos (93) para os protocolos de 40 e 70 % de 1RM (89) e durante todo tempo os voluntários receberam um incentivo verbal como estímulo. Os testes de 1RM e de resistência foram aplicados após 5 semanas do início efetivo do treino, afim de ajustar a intensidade do treinamento. Todos os participantes completaram as 10 sessões de treinamento.

Após o período de 10 semanas de treinamento, foi repetido as etapas 1 e 2 para as avaliações pós.

Processamento dos Sinais EMG

A análise no domínio da frequência do sinal de EMG geralmente envolve a transformação dos dados de série tempo para o domínio da frequência por meio de Transformada Rápida de Fourier (FFT). Assim, o sinal EMG foi analisado utilizando a Transformada Rápida de Fourier (FFT) calculado com janela Hamming (50% de sobreposição), 1028 pontos e resolução de 0,122 Hz.. Para comparações estatísticas, os dados de frequência do sinal EMG foram divididos em bandas de frequência 5–13, 13–30, 30–60, 60–100, 100–200 e 200–300 Hz como previamente sugerido em estudos anteriores(70) (Figura 3). Todo o processamento do sinal EMG será realizado em rotinas específicas desenvolvidas no software Matlab (Matworks, versão 16.0).

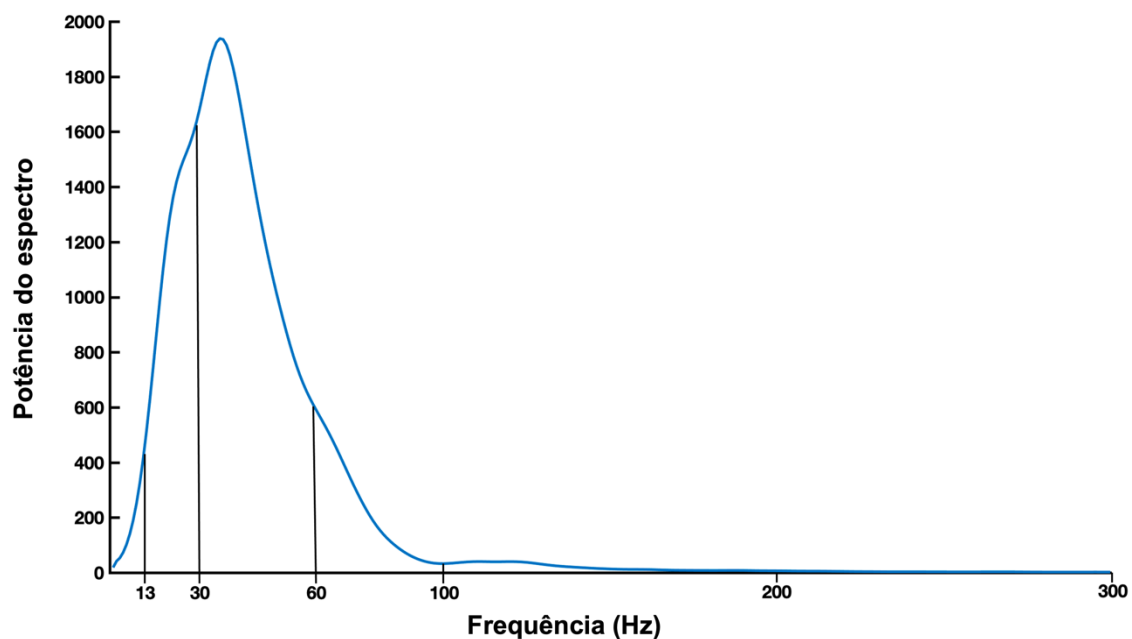


Figura 3. Espectro do sinal EMG coleado com 5 segundos, divididos em bandas de frequência (5-13, 13-30, 30-60, 60-100, 100-200 e 200-300 Hz).

Análise estatística

A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. A análise de variância (ANOVA) foi utilizada para verificar a influência dos diferentes níveis de força (20, 40, 60 e 80% da CIVM) em cada banda de frequência do sinal EMG (5–13, 13–30, 30–60, 60–100, 100–200 e 200–300 Hz) com teste *post hoc* de Bonferroni. A ANOVA para medidas repetidas (ANOVA) de dois fatores foi utilizada para comparar as medidas observadas pelo USG, Circumentria e de força, considerando como fatores: efeitos do treinamento (pré e pós intervenção) e grupo (40% vs 70% de 1 RM). Para a análise das BF do sinal EMG foi utilizado uma análise multivariada considerando como fatores: efeitos do treinamento (pré e pós intervenção), grupo (Grupo A vs Grupo B), níveis de força (20, 40, 60 e 80% da CVM) e as BF do sinal EMG (5–13, 13–30, 30–60, 60–100, 100–200 e 200–300 Hz) com teste *post hoc* de Bonferroni, considerando um $p < 0,05$. O parcial ETA squared (η_p^2) foi usado para calcular o tamanho do efeito das interações. A interpretação foi baseada de acordo com Cohen (1988) (97): pequeno efeito (abaixo de 0.01); efeito moderado (aproximadamente 0.06); e grande efeito (a partir de 0.14). Todos os dados foram analisados usando o software SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, EUA).

5. RESULTADOS

Artigo 1:

Análise da frequência de banda do sinal eletromiográfico em diferentes níveis de força

Jonatas Bezerra de Azevedo¹, Adriano de Oliveira Andrade², Fabiano Politti^{1*}

¹ Universidade Nove de Julho, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, São Paulo, Brasil.

² Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

*** Autor Correspondente**

Fabiano Politti

Rua Vergueiro, 2355 – Liberdade, São Paulo 01504-001, SP, Brasil.

Telefone/Fax: +55 11 3665-9325

E-mail: fabianopolitti@gmail.com

Resumo

A análise de diferentes bandas de frequência (BF) do sinal eletromiográfico (EMG) tem proporcionado informações mais detalhadas sobre a fisiologia da contração muscular.

Objetivo: Verificar o comportamento da BF do sinal EMG em diferentes níveis de força. **Métodos:** Esse foi um estudo transversal constituído por 16 indivíduos saudáveis sedentários com idade entre 20 e 40 anos (Idade média de 26 ± 9.38 anos). O sinal EMG e a força do músculo bíceps braquial bilateral (total de 32 músculos), foram coletados durante contração isométrica voluntária (CIVM) em 4 diferentes níveis de força (20, 40, 60 e 80 % da CIVM). A Transformada Rápida de Fourier (FFT) calculada com janela Hamming (50% de sobreposição), 1024 pontos foi utilizada para analisar 5 segundos do sinal EMG para cada nível de força. O espectro da potência do sinal foi dividido em seis faixas de bandas sendo: 5-13, 13-30, 30-60, 60-100, 100-200 Hz e 200-300Hz. A análise de variância de duas vias foi utilizada para verificar a contribuição das BF em cada nível de força (20, 40, 60 e 80%), com teste *post hoc* de Bonferroni para comparações múltiplas. Nesse estudo foi possível verificar que somente os níveis de força de 20% e 80% da CVM influenciaram as bandas de frequência de 5-13 Hz e 200 - 300 Hz.

Palavras-chave: Eletromiografia, força, contração muscular, bandas de frequência

Introdução

A eletromiografia de superfície (EMG) é um instrumento de avaliação que permite verificar a atividade das unidades motoras ativas por meio de eletrodos de captação colocados sobre pele sobreposto ao músculo. Por fornecer uma medida global da atividade da unidade motora, esse sinal é uma ferramenta valiosa para avaliar o nível de ativação muscular (95).

Os parâmetros considerados globais para a avaliar o sinal EMG baseiam-se em valores obtidos a partir da amplitude de sinal (domínio de tempo) e frequência (potência média [MPF]; frequência média [FM] frequência mediana [MDF]) (52–56). Seus valores normalmente refletem eventos musculares como por exemplo a fadiga (57), porém variações na distribuição de frequências do espectro de potência do sinal EMG também são modificadas por variações no nível de força (58–61), recrutamento de novas unidades motoras não fadigadas (62,63), proporção de fibras musculares (64), comprimento muscular (58) e tipo de músculo (fásico ou tônico) (65).

A MDF e a FM são parâmetros da função do espectro de densidade de potência que podem ser utilizados de uma forma simples para o fornecimento das medidas úteis do espectro de frequências EMG. Entretanto a MDF é mais utilizada uma vez que é menos afetado por ruído aleatório, preferencialmente nos casos onde há ruídos localizados na banda de frequência do espectro de potência EMG (66). Também é possível a utilização da MDF como marcador para discernir as estratégias de controle de recrutamento adotadas por diversos músculos durante diferentes níveis de força (67). Entretanto, a MDF é uma medida global do espectro de densidade de potência restrito a um único valor de frequência do espectro de frequências EMG. Deste modo, estudos tem demonstrado que informações fisiologicamente pertinentes das alterações no espectro de potência podem ser reveladas através da análise da banda de frequência do sinal EMG (68–72). Sendo assim a utilização da EMG para análises de banda de frequência pode proporcionar uma investigação para que se consiga obter informações mais pontuais sobre as contribuições geradas pelas bandas de frequências específicas do sinal.

Em geral, as bandas de frequência do sinal EMG podem revelar informações específicas sobre as características das fibras musculares durante a execução de uma tarefa. Por exemplo, bandas de frequências ente 10 a 20 Hz, são atribuídas à atividade

das fibras de contração lenta enquanto que 30 a 50 Hz fibras de contração rápida e 55 a 100 Hz fibras intermediárias (73).

Estudos anteriores, tem sugerido bandas específicas para diferentes tipos de análises. Cardozo et al 2011 (68) em seu estudo descreve a banda de 20-50 Hz sendo o mais indicado para a análise da taxa de fadiga muscular em relação ao MDF nos músculos das costas. Já Ferrari et al (69) indica a faixa de 45-96 Hz para diagnosticar a síndrome da dor femoropatelar, utilizando em seu estudo os músculos vasto lateral e os músculos vasto medial. Ambos os estudos acima sugerem que o aumento no diâmetro da fibra muscular induzido por exercícios pode refletir em bandas específicas de frequência do sinal EMG tendo em vista que até o presente momento não se tem como mensurar a hipertrofia através da EMG.

Banda de 30-60 Hz é frequentemente associada ao ritmo de Piper (96,74,75) e à intensidade da ativação voluntária do músculo dos centros superiores (80). Assim, contém informações fisiológicas significativas (71,80,79,78).

Para análises da contração muscular a potência das bandas de frequência sub-100 Hz podem ser de maior interesse clínico uma vez que essas frequências refletem a modulação do pool de neurônios motores e não está associada à forma do potencial de ação (71,77,79). Especificamente, algumas dessas bandas (13-30 e 30-60 Hz) já foram associadas a mudanças no esforço voluntário (77). Além disso, também já foi sugerido que impulsos corticais específicos pode ter alguma tipo de relevância sobre as bandas de 5 a 100 Hz (81).

Contudo, até esse presente momento, não está claro na literatura se diferentes níveis de contração muscular podem refletir em mudanças nas bandas de frequência do sinal EMG. Dessa maneira, nesse estudo foi considerada a hipótese de que diferentes níveis de contração muscular também refletem em alterações em bandas de frequência específicas do sinal EMG. Assim o objetivo desse estudo foi verificar se diferentes níveis de contração muscular também refletem em bandas de frequência específicas do sinal EMG

Métodos

Participantes

Esse foi um estudo transversal, composto por amostras consecutivas, constituída de 16 voluntários saudáveis com idade entre 20 e 40 anos (Idade média: 26 ± 9.38 anos; Altura: 170.63 ± 6.84 cm; peso: 84.54 ± 26.94 Kg, IMC: 24.89 ± 5.35).

O estudo foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Nove de Julho, de acordo com as normas locais (CAAE: 39075514.7.1001.5511). A avaliação somente teve início após os indivíduos serem informados sobre os objetivos e procedimentos a serem adotados e assinarem o termo de Consentimento Formal de Participação.

Os voluntários foram recrutados a partir de convites verbais realizados em salas de aula dos cursos de graduação e em academias, todos os indivíduos recrutados se enquadraram nos critérios de inclusão descritos a seguir.

Nesse estudo foram incluídos homens e mulheres entre 20 e 40 anos, fisicamente independentes e insuficientemente ativos de acordo com o questionário internacional de atividade física, não praticantes de treinamento de força na modalidade musculação por no mínimo 12 meses. Não possuir nenhuma doença respiratória (asma, DPOC), doenças metabólicas, histórico de cirurgia de membros superiores ou quaisquer tipo de desordem articular e/ou musculoesquelético que poderia comprometer a execução do protocolo do estudo, estudantes do curso de educação física na cidade de São Paulo.

Foram excluídos indivíduos que faziam utilização contínua de algum tipo de medicamento, uso de suplementação alimentar hiperproteica, suplementação de creatina ou usuários de esteroides anabolizantes. No estudo também foram excluídos os voluntários com duas ou mais faltas e/ou não cumpriram com os dias e horários dos treinos e os que não conseguiram realizar as avaliações pré conforme o protocolo escolhido pelo pesquisador, também foram excluídos.

Eletromiografia de superfície

Os sinais EMG de superfície foram coletados por um sistema de aquisição com 8 canais (EMG System do Brasil Ltda®), composto por eletrodos ativos bipolares com ganho de amplificação de 20 vezes, filtro analógico passa banda de 1 a 500 Hz e modo

comum de rejeição de 120 dB, com frequência de amostragem de 2 kHz, digitalizados por placa de conversão A/D (analógico-digital) com 16 bits de resolução.

Para a captação dos sinais EMG, foram utilizados eletrodos descartáveis de superfície auto-adesivos circulares de prata cloreto de prata (Ag/AgCl), com diâmetro de 10 mm (MedicalTrace®), posicionados com distância inter-eletrodos centro a centro de 20 mm sobre o ponto médio entre origem do bíceps braquial cabeça lateral (tubérculo supraglenoidal) e a inserção a tuberosidade radial (86).

A aquisição da força do músculo bíceps braquial foi realizada por uma célula de carga (EMG System do Brasil Ltda®), conectada ao sistema de aquisição com 8 canais (EMG System do Brasil Ltda®).

Procedimentos

Antes do posicionamento dos eletrodos para coleta do sinal EMG, os participantes realizaram um breve aquecimento para o músculo bíceps de ambos os membros. Posteriormente os sujeitos foram posicionados no banco Scott previamente ajustado individualmente assim como a célula de carga, ajustada em um eixo perpendicular ao solo para que a flexão de cotovelo se tornasse fixa em um ângulo de 90° demarcado com um goniômetro. O teste constituiu-se em 3 repetições com uma CIVM de 5 segundos e com um intervalo de 3 minutos entre elas, para cada membro (93).

Após a CVM foi randomizado as tarefas de contração estática de 20%, 40%, 60% e 80% do CVM. Durante o teste, os voluntários foram orientados a manter o nível de força o mais constante possível por 10 segundos, sobre uma linha-alvo em um monitor de computador posicionado em frente ao participante. Para cada nível de força foram executados três contrações isométricas sustentada submáxima dos flexores do cotovelo.

Processamento dos Sinais EMG

A análise no domínio da frequência do sinal de EMG geralmente envolve a transformação dos dados de série tempo para o domínio da frequência por meio de Transformada Rápida de Fourier (FFT). Assim, o sinal EMG foi analisado utilizando a Transformada Rápida de Fourier (FFT) calculado com janela Hamming (50% de sobreposição), 1028 pontos e resolução de 0,122 Hz.. Para comparações estatísticas, os

dados de frequência do sinal EMG foram divididos em bandas de frequência 5–13, 13–30, 30–60, 60–100, 100–200 e 200–300 Hz como previamente sugerido em estudos anteriores (70). Todo o processamento do sinal EMG será realizado em rotinas específicas desenvolvidas no software Matlab (Matworks, versão 16.0) (70).

Análise estatística

A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. A análise de variância (ANOVA) foi utilizada para verificar a influência dos diferentes níveis de força (20,40,60 e 80% da CIVM) em cada banda de frequência do sinal EMG (5–13, 13–30, 30–60, 60–100, 100–200 e 200–300 Hz) com teste *post hoc* de Bonferroni, considerando um $p < 0,05$. O parcial ETA squared (η_p^2) foi usado para calcular o tamanho do efeito das interações. A interpretação foi baseada de acordo com Cohen (1988)(97): pequeno efeito (abaixo de 0.01); efeito moderado (aproximadamente 0.06); e grande efeito (a partir de 0.14). Todos os dados foram analisados usando o software SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, EUA).

Resultados

A Figura 1 demonstra os resultados da comparação Bandas de frequência do sinal eletromiográfico (5–13, 13–30, 30–60, 60–100, 100–200 e 200–300 Hz) observada em diferentes níveis de força muscular (20, 40, 60 e 80% da contração voluntária máxima [CVM]). De acordo com a ANOVA foi encontrada diferença significativa somente para as bandas de frequência de 5-13 Hz ($F=3,6$; $p = 0,01$; $Eta = 0,07$) e 200-300 Hz ($F=3,62$; $p = 0,01$; $Eta = 0,08$). Nenhuma diferença estatística foi encontrada para as bandas 13–30($F=1,58$; $p = 0,19$; $Eta = 0,03$), 30–60 ($F=0,7$; $p = 0,55$; $Eta = 0,01$), 60–100 ($F=1,3$; $p = 0,27$; $Eta = 0,03$), 100–200 ($F=0,57$; $p = 0,63$; $Eta = 0,01$).

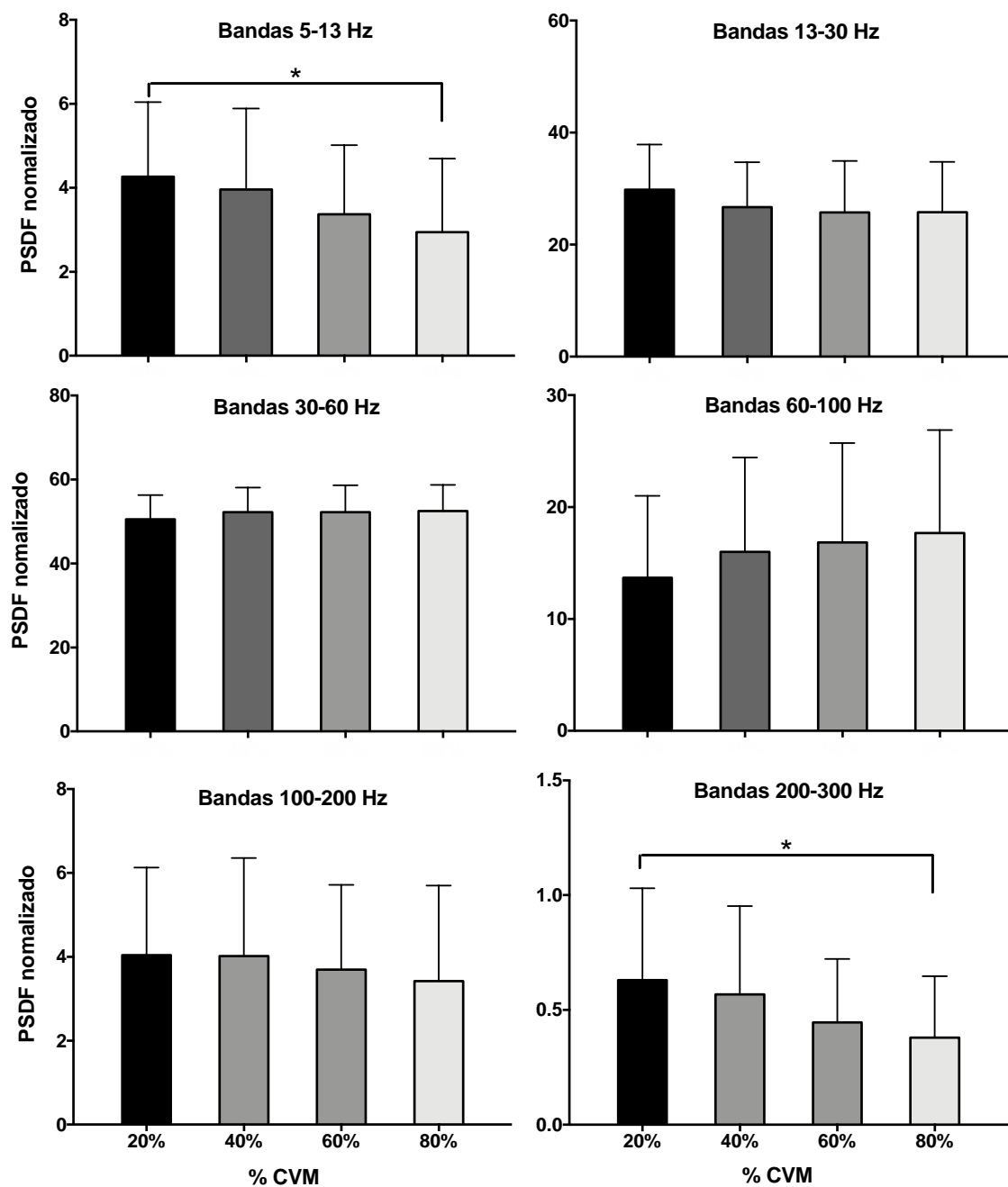


Figura 1. Bandas de frequência do sinal eletromiográfico (5–13, 13–30, 30–60, 60–100, 100–200 e 200–300 Hz) observada em diferentes níveis de força muscular (20, 40, 60 e 80% da contração voluntária máxima [CVM]). PSDF: Power spectrum density function. * Diferença estatística significativa (teste post hoc de Bonferri).

Discussão

A hipótese inicial de que diferentes níveis de contração muscular também refletem em alterações em bandas de frequência específicas do sinal EMG foi

confirmada parcialmente pelos resultados desse estudo. As diferenças estatísticas nas faixas de 5-13 Hz e 200 -300 Hz entre os níveis de força de 20% e 80% da CVM encontradas nesse estudo, devem ser observadas com cautela uma vez que o tamanho do efeito foi moderado para ambas as condições ($ETA=0.07$ e 0.08 respectivamente).

Embora tenha sido encontrado diferença significativa entre 20 e 80% da CVM para bandas compreendidas entre 5-13 Hz (Figura 1), esse resultado talvez não reflita somente uma condição neurofisiológica do músculo uma vez que o sinal EMG é afetado pela taxa de disparo das unidades motoras, que, na maioria das condições, disparam na região de frequência de 0 a 20 Hz.

Além disso, a faixa de frequência do ruído de movimento dos elétrodos utilizados para captar o sinal EMG é geralmente de 1 a 10 Hz (98). Estes tipos de ruídos é considerado indesejado e sua remoção é considerada importante. Em relação à diferença encontrada para as bandas entre 200-300 Hz, até esse momento não é possível realizar nenhuma análise uma vez que nenhuma informação sobre essas bandas foram encontrada na literatura para que os resultados pudessem ser comparados.

Diante dessas observações, pode-se dizer que os resultados observados nesse estudo, não trouxeram informações que pudessem contribuir para um melhor entendimento sobre o comportamento da frequência do sinal EMG em diferentes níveis de contração muscular. Esses efeitos de certa maneira contrapõe os resultados já apresentados em estudos anteriores onde, bandas específicas da frequência do sinal EMG foram atribuídas a diferentes condições clínicas. por exemplo: a banda de 20-50 Hz utilizada para análise da taxa de fadiga muscular dos músculos eretores da espinha (68), banda de 45-96 Hz para diagnosticar a síndrome da dor femoropatelar (69), banda de 20 -100 Hz para diagnóstico da disfunção temporomandibular (99) (Politti et al., 2016), banda de 30-60 Hz associada ao ritmo de Piper (74,75,100) .

Os resultados desse estudo também não corrobora com a afirmação de que bandas de frequência contidas na faixa de 30–80 Hz dependem da força muscular (101) uma vez que nenhuma diferença estatística foi encontrada entre os níveis de força (20,40, 60 e 80% da CVM) para a banda 30-60 Hz (Figura 1).

Um fator, que parece influenciar fortemente o PSDF do sinal EMG, é provavelmente a estrutura muscular examinada (morfologia muscular, tamanho, função, camada subcutânea, cross talk) (72). Essa condição pode ser uma possível explicação para os resultados desse estudo ser diferente de estudos anteriores uma vez que, as

condições de testes bem como, os músculos foram diferentes do músculo analisado, ou seja, bíceps braquial.

Conclusões

Nesse estudo foi possível verificar que somente os níveis de força de 20% e 80% da CVM influenciaram as bandas de frequência de 5-13 Hz e 200 -300 Hz.

Agradecimentos

Este estudo foi financiado pela Universidade Nove de Julho (UNINOVE, Brazil) e pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES: Process nº88882.366770/2019-01)

Conflito de Interesse

Os autores não têm conflitos de interesse a divulgar.

Artigo 2

Análise das bandas de frequência do sinal eletromiográfico durante o treinamento de resistência com carga baixa versus alta: Ensaio clínico randomizado, cego.

Jonatas Bezzera de Azevedo¹, Adriano de Oliveira Andrade², Fabiano Politti^{1*}

Running title: Força e electromiografia

¹ Universidade Nove de Julho, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, São Paulo, Brasil.

² Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

*** Autor Correspondente**

Fabiano Politti

Rua Vergueiro, 2355 – Liberdade, São Paulo 01504-001, SP, Brasil.

Telefone/Fax: +55 11 3665-9325

E-mail: fabianopolitti@gmail.com

RESUMO

Objetivo: Verificar o comportamento das bandas de frequência do sinal eletromiográfico durante o treinamento de resistência com carga baixa versus alta.

Métodos: Esse foi um estudo prospectivo randomizado, cego, constituído por 16 indivíduos saudáveis sedentários com idade entre 20 e 40 anos. Cada participante realizou um protocolo de treino diferente para cada músculo bíceps braquial (BB) definidos previamente por sorteio ou seja: treino A: com 40% da carga máxima e treino B com 70% da carga máxima. O desfecho primário do estudo foram as diferentes bandas de frequência do sinal eletromiográfico (EMG) pós treinamento resistido. Os desfechos secundários foram força e hipertrofia muscular. Os sinais EMG do músculo bíceps braquial, foram coletados durante em 4 diferentes níveis de força (20, 40, 60 e 80% da CVM [contração voluntária máxima]), pré e pós um programa de treinamento para hipertrofia. A Transformada Rápida de Fourier (FFT) calculada com janela Hamming (50% de sobreposição), 1024 pontos foi utilizada para analisar o sinal EMG. O espectro da potência do sinal foi dividido em seis faixas de bandas sendo: 5-13, 13-30, 30-60, 60-100, 100-200 Hz e 200-300Hz. **Resultados:** A análise multivariada demonstrou diferenças significativas para as interações Treinamento vs BF ($F=104.63$; $P<0.0001$; $\eta^2=0.41$), Treinamento vs Grupos vs BF ($F=3.34$; $P=0.005$; $\eta^2=0.02$). **Conclusões:** O treinamento resistido com cargas de 40 e 70 % de 1RM do músculo BB, aumentam a potência das bandas de frequência entre 13-30 Hz enquanto que nas bandas de 60-100 Hz e 100-200 Hz a potência diminuiu.

Palavras-chave: Eletromiografia, banda de frequência, músculo bíceps braquial, treinamento, hipertrofia.

1. Introdução

O treinamento resistido tem sido muito utilizado por indivíduos com o objeto de aumentar o diâmetro da fibra muscular, em um processo esse conhecido como hipertrofia (1). Essa condição fisiológica do músculo é quase imperceptível durante o início dos treinos resistidos, porém algumas observações já foram previamente descritas em estudos anteriores como modificações no sistema nervoso e aumento de força muscular decorrentes de adaptações neurais como sincronismo e recrutamento da coordenação intermuscular e intramuscular, diminuição da coativação muscular (2–9). Entretanto, a hipertrofia é primeiramente observada nas extremidades superiores quando comparadas as extremidades inferiores após alguns meses de treino (9,10).

No processo da hipertrofia decorrente dos treinamentos resistidos, a matriz extracelular se expande (11) resultando assim em um aumento de sarcômeros e miofibrilas (13,14) aumentando assim o diâmetro das fibras individuais e que resulta em um crescimento na área da seção muscular (15).

Diversas variáveis podem ser manipuladas para que se possa otimizar os resultados de um programa de treino. Em estudo anterior já foi retratado que as variáveis da carga de treinamento são construídas a partir do volume, frequência, densidade, intensidade e duração (16). Em geral, o volume é uma extensão da quantidade total de movimentos repetitivos realizado em um determinado exercício, sessão ou período de tempo de treinamento (6). Porém o volume total de treino, é calculado pelo número de repetições realizadas multiplicado pela carga ao termino da sessão de treino, carga essa definida a partir dos percentuais calculados através do teste de repetição máxima (RM), sendo previamente definido a intensidade, intervalos de recuperação, tipo de ação, velocidade de execução e ordem dos exercícios (17–23).

Contudo, uma sessão de treinamento com uma tendência a maiores volumes podem ser mais benéficos para ganhos de resistência muscular, força e hipertrofia (24) enquanto que, em treinando com cargas baixas até a falha muscular pode auxiliar no recrutamento de todo os espectro de unidade motoras (lentas e rápidas) (26).

A determinação das dimensões musculares ou variáveis morfológicas tais como: percentual dos diferentes tipos de fibras musculares (30) a área de secção transversa (31), o volume (32), bem como a espessura muscular (33) podem ser realizadas por diversos métodos, como por exemplo: biópsia muscular, ressonância magnética e a

tomografia computadorizada. Porém o custo para a utilização desses métodos acaba se tornando muito alto e assim limitando o uso em muitos estudos. Dessa maneira, um método que tem se mostrado válido (34–36) para a determinação dessas medidas é a ultrassonografia (USG) pelo seu baixo custo e maior inocuidade, uma vez que não expõe o avaliado à radiação, como ocorre com a tomografia e a ressonância magnética. É comum o uso da USG como um método confiável para medidas de espessuras musculares entre as interfaces com o osso e com o tecido adiposo (37–39).

A perimetria é o indicador antropométrico frequentemente usado na qual possui protocolos específicos para cada membro do corpo (41) e grupo de pessoas (42) e quando usada antes e depois em diferentes tipos de treinamento de força, relaciona em cm os aumentos do volume muscular (43,44), sendo esse corrigido pelo valor da camada de gordura com o uso da equação $CMB (cm^2) = PB (cm) - [\pi \times DCT (cm)]$ (45).

A eletromiografia (EMG) também é uma ferramenta que tem sido utilizada com a finalidade de avaliar diferentes condições musculares como: o grau e a duração de uma atividade muscular, ocorrência de fadiga muscular através de exercícios dinâmicos e estáticos, alteração da composição das unidades motoras resultante de programas de treinamento muscular, lesões ou doenças, padrões de movimentos, dentre outras (47–51). Estudos prévios tem demonstrado que informações fisiologicamente pertinentes das alterações no espectro de potência podem ser reveladas através da análise da banda de frequência (BF) do sinal EMG (68–72).

Alguns estudos, tem sugerido BF específicas para diferentes tipos de análises. Cardozo et al 2011 (68) descrevem a banda de 20-50 Hz o parâmetro EMG mais indicado para a análise da taxa de fadiga dos músculos das costas. Já Ferrari et al (69) indicam a BF de 45-96 Hz para diagnosticar a síndrome da dor femoropatelar. Ambos os estudos acima sugerem que o aumento no diâmetro da fibra muscular induzido por exercícios pode refletir em bandas específicas de frequência do sinal EMG.

Para análises da contração muscular a potência das BF sub-100 Hz podem ser de maior interesse clínico uma vez que essas frequências refletem a modulação do pool de neurônios motores e não está associada à forma do potencial de ação (77,79).Especificamente, algumas dessas bandas (13-30 e 30-60 Hz) já foram associadas a mudanças no esforço voluntário (77).

Contudo, até esse presente momento, não está claro na literatura se diferentes níveis de contração muscular e diferentes tipos de treinamento resistido podem refletir

em mudanças nas bandas de frequência do sinal EMG. Estudos com EMG já demonstram ser consistentemente menor média elétrica das amplitudes do sinal EMG ao treinar em baixas (<50% 1 RM) versus altas (> 70% 1 RM) intensidades de carga, mesmo quando são realizadas séries para falha muscular (102–104), porém não foi encontrada na literatura essa mesma relação para as BF do sinal EMG. Dessa maneira, nesse estudo foi considerada a hipótese de que diferentes níveis de contração muscular e de treinamento (carga baixa vs alta), também refletem em alterações de BF específicas do sinal EMG. Assim, o objetivo desse estudo foi verificar o comportamento das bandas de frequência do sinal eletromiográfico durante o treinamento de resistência de carga baixa versus alta.

2. Métodos

2.1 Participantes

Esse foi um ensaio clínico randomizado cego, composto por amostras consecutivas, constituída de 16 voluntários saudáveis com idade entre 20 e 40 anos. O estudo foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Nove de Julho, de acordo com as normas locais (CAAE: 39075514.7.1001.5511). A avaliação somente teve início após os indivíduos serem informados sobre os objetivos e procedimentos a serem adotados e assinarem o termo de Consentimento Formal de Participação.

Os voluntários foram recrutados a partir de convites verbais realizados em salas de aula dos cursos de graduação e em academias, todos os indivíduos recrutados se enquadraram nos critérios de inclusão descritos a seguir.

Nesse estudo foram incluídos homens e mulheres, fisicamente independentes e insuficientemente ativos de acordo com o questionário internacional de atividade física, não praticantes de treinamento de força na modalidade musculação por no mínimo 12 meses. Não possuir nenhuma doença respiratória (asma, DPOC), doenças metabólicas, histórico de cirurgia de membros superiores ou qualquer tipo de desordem articular e/ou musculoesquelético que poderia comprometer a execução do protocolo do estudo, estudantes do curso de educação física na cidade de São Paulo.

Foram excluídos indivíduos que faziam utilização contínua de algum tipo de medicamento, uso de suplementação alimentar hiperproteica, suplementação de creatina ou usuários de esteroides anabolizantes. No estudo também foram excluídos os voluntários com duas ou mais faltas e/ou não cumpriram com os dias e horários dos treinos e os que não conseguiram realizar as avaliações conforme o protocolo escolhido pelo pesquisador, também foram excluídos.

2.2 Randomização

A aleatorização dos participantes em relação aos Treinos A (40% da carga máxima) e o Treino B (70% da carga máxima) foi realizada utilizando envelopes opacos.

Avaliadores independentes realizaram os seguintes procedimentos: avaliador 1: triagem, sorteio aleatório dos treinamentos a serem aplicados em cada músculo bíceps braquial; avaliador 2: aplicação do treinamento; 3: coleta de dados EMG e antropométricos; 4: exame de USG; avaliador 5: responsável pelo processamento do sinal EMG e análise estatística. Os avaliadores 3, 4 e 5 estavam cegos em relação aos grupos. Por se tratar de um ensaio clínico randomizado que busca maior transparência e qualidade na pesquisa, nesse estudo foram seguidas as recomendações CONSORT como indicado na Figura 1.

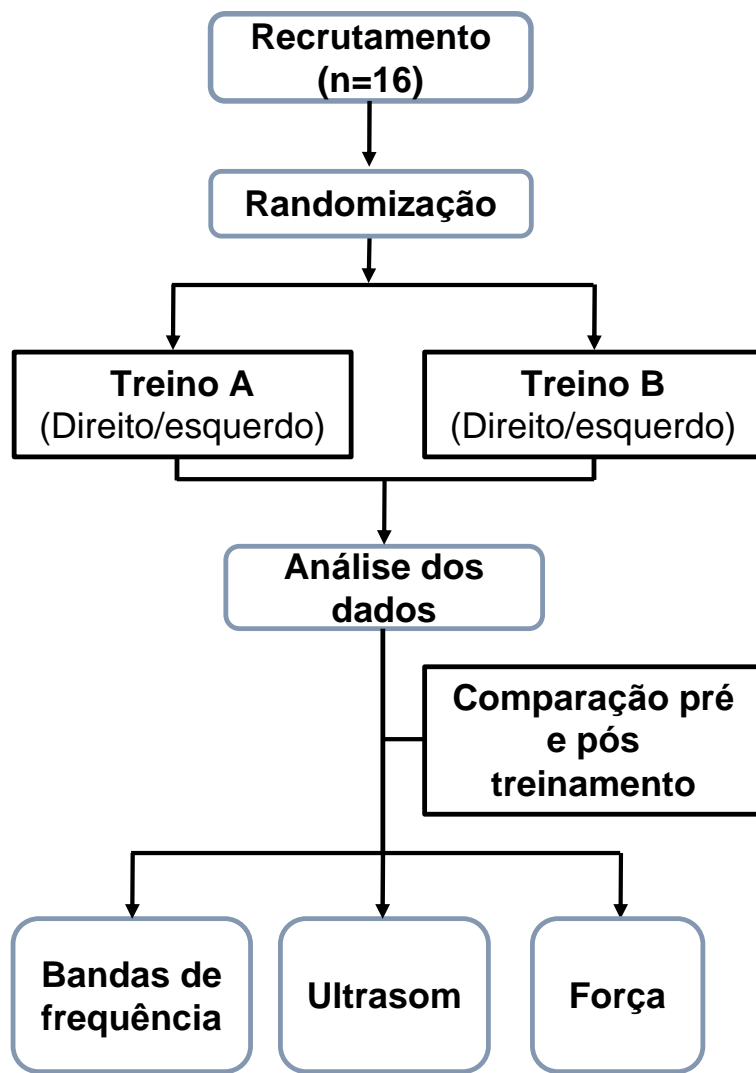


Figura 1. Fluxograma do estudo.

2.3 Medidas de avaliação

Eletromiografia de superfície

Os sinais EMG de superfície foram coletados por um sistema de aquisição com 8 canais (EMG System do Brasil Ltda®), composto por eletrodos ativos bipolares com ganho de amplificação de 20 vezes, filtro analógico passa banda de 1 a 500 Hz e modo comum de rejeição de 120 dB, com frequência de amostragem de 2 kHz, digitalizados por placa de conversão A/D (analógico-digital) com 16 bits de resolução.

Para a captação dos sinais EMG, foram utilizados eletrodos descartáveis de superfície auto-adesivos circulares de prata cloreto de prata (Ag/AgCl), com diâmetro de 10 mm

(MedicalTrace®), posicionados com distância inter-eletrodos centro a centro de 20 mm sobre o ponto médio entre origem do bíceps braquial (BB) cabeça lateral (tubérculo supraglenoidal) e a inserção a tuberosidade radial (HERMES et al 2000) (86).

A aquisição da força do músculo bíceps braquial foi realizada por uma célula de carga (EMG System do Brasil Ltda®), conectada ao sistema de aquisição com 8 canais (EMG System do Brasil Ltda®).

Ultrassonografia

As imagens de USG foram adquiridas por um dispositivo Vinno G50 (VINNO Technology, Suzhou, China Co., Ltd) equipado com uma sonda linear que trabalha na faixa de frequências de 7,3 a 14 MHz. Essas imagens foram reamostradas a uma densidade padrão de 16 pixels / mm, assim, a resolução axial foi igual a 0,0625 mm. A sonda linear foi posicionada sobre a pele perpendicularmente ao tecido avaliado, com um gel condutor hidrossolúvel, promovendo a redução dos efeitos de interferência da superfície dérmica. A espessura muscular do BB foi mensurada nos dois membros à 60% da distância entre o acrômio e o epicôndilo dos braços. Para a avaliação, os sujeitos ficaram posicionados em pé com os braços relaxados ao longo do corpo.

Circumetria

As medidas de circunferência foram realizadas por meio de uma trena antropométrica com fita em fibra de vidro, maleável e inelástica (WisoR, modelo T87). As circunferências do músculo BB foi utilizada para a estimativa da muscularidade, a partir de uma correção pelo valor da camada de gordura e aplicação da equação de Gurney; Jelliffe, 1973 (45) : $\text{Circunferência corrigida} = \text{circunferência em cm} - (\pi \times \text{dobra cutânea em cm})$.

2.4 Procedimentos

A sequência cronológica deste estudo constituiu-se em uma fase de familiarização, seguida de três etapas: Etapa 1- coleta das medidas de avaliação (USG, Circumetria, EMG); Etapa 2- treinamento; Etapa 3- coleta das medidas de avaliação (desfechos) após período de intervenção de 12 semanas (Figura 2).

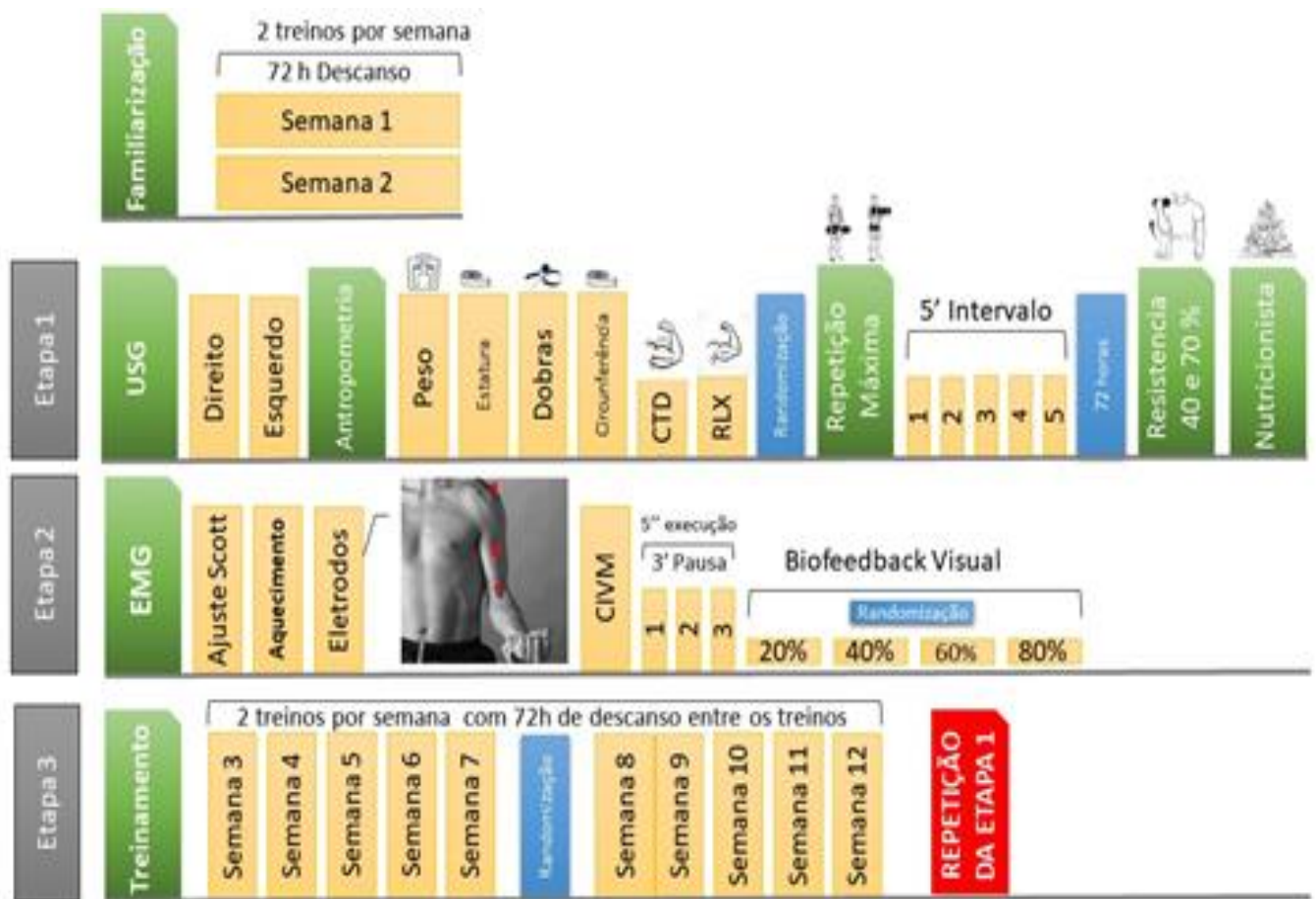


Figura 2. Linha do tempo de fluxo de coleta de dados

Estimativa das cargas: A carga de trabalho para cada programa de treinamento foi determinada a partir do teste de 1RM (87) para o exercício de flexão de cotovelo no primeiro dia de visita dos voluntários no laboratório. Os testes foram aplicados para os músculos BB de forma unilateral de acordo com randomização prévia. Considerando que estudos anteriores já encontraram diferenças significativas para a amplitude do sinal EMG entre cargas baixas (<50% 1 RM) e altas (> 70% 1 RM) (102–104), para efeitos de comparação entre diferentes treinamentos, nesse estudo foram consideradas cargas de 40 e 70% de 1 RM para treinamento dos participantes desse estudo. Para o ajuste da carga referente à 70% de 1 RM foi utilizada a percepção subjetiva de esforço (PSE) proposto por Borg (1982). O limite máximo foi de 5 tentativas (29) respeitando o intervalo de 5 minutos (24,87,88) entre elas. Após 72 horas foi realizado o teste de resistência com 40% de 1 RM (89). Com essa carga, os indivíduos foram orientados a realizar o teste até a falha concêntrica.

Familiarização: Após uma semana da estimativa das cargas, os participantes fizeram um treino com 50% das cargas previamente determinadas como forma de familiarização dos procedimentos a serem utilizados no estudo.

Avaliações: As avaliações relacionadas aos desfechos clínicos aconteceram uma semana após a familiarização na seguinte sequência:

1) mensuração da massa corporal e da estatura dos participantes, em seguida a espessura das dobras cutâneas que foi realizada por meio de um plicometro (Cescorf R). A composição corporal dos indivíduos foi determinada a partir da utilização do protocolo de Pollock 1978 (82) composta pela obtenção dos valores em 7 pontos específicos citados acima, todos localizados no hemisfério direito do corpo para evitar erros de coleta;

2) USG: Após limpeza da pele sobre o músculo BB, a sonda linear foi posicionada sobre a pele perpendicularmente ao tecido avaliado, com um gel condutor hidrossolúvel, promovendo a redução dos efeitos de interferência da superfície dérmica. A espessura muscular do bíceps braquial foi mensurada nos dois membros à 60% da distância entre o acrômio e o epicôndilo dos braços. Para a avaliação, os sujeitos ficaram posicionados em pé com os braços relaxados ao longo do corpo;

3) Circunferência: O perímetro dos braços foi mensurado no mesmo ponto demarcado para as avaliações do ultrassom considerando as seguintes referências: 60% da distância entre o acrômio e o epicôndilo dos braços posicionado a um ângulo de 90 graus durante a medição. As medidas foram obtidas com os músculos em duas condições fisiológicas: relaxado e contraído;

4) EMG: Para a captação dos sinais EMG, foram utilizados eletrodos descartáveis de superfície auto-adesivos circulares de prata cloreto de prata (Ag/AgCl), posicionados com distância inter-eletrodos centro a centro de 20 mm sobre os músculos Bíceps Braquial na linha entre o acrômio medial e o côvado da fossa a 1/3 do côvado da fossa em ambos os braços, de acordo com as recomendações do SENIAN (HERMES et al 2000) (86). Antes do posicionamento dos eletrodos para coleta do sinal EMG, um breve aquecimento específico foi realizado. Posteriormente os sujeitos foram posicionados no banco Scott previamente ajustado individualmente, a célula de carga foi ajustada em um eixo perpendicular ao solo para que a flexão de cotovelo se tornasse fixa em um ângulo de 90° demarcado com um goniômetro. O teste constituiu-se em 3 repetições com uma

CIVM de 5 segundos e com um intervalo de 3 minutos entre elas, para cada membro (93). Previamente à coleta do sinal EMG, um breve aquecimento específico foi realizado, posteriormente os sujeitos foram posicionados no banco Scott devidamente ajustado individualmente, no qual foi fixo um cabo para tração de uma célula de carga, ajustada em um eixo perpendicular ao solo para que a flexão de cotovelo se torne fixa em um ângulo de 90° demarcado com um goniômetro. O teste constitui-se em 3 repetições com contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de 5 segundos cada e com um intervalo de descanso entre as coletas de 3 minutos. Após a CVM foi randomizado as tarefas de contração estática de 20%, 40%, 60% e 80% do CIVM, mantendo o nível de força o mais constante possível por 20 segundos, combinando uma linha-alvo em um monitor de computador posicionado em frente ao participante. Sendo executados três contrações isométricas sustentada submáxima dos flexores do cotovelo.

Treinamento: O regime de treinamento de 10 semanas consistiu-se em um total de 20 sessões de treino divididas em dois dias de treinamento não consecutivos por semana (94) com intervalo mínimo entre as sessões de 72 horas. Todos participantes treinaram em duplas, e todas as sessões foram supervisionadas diretamente por um profissional de educação física com experiência na área de personal trainers a mais de 5 anos, sendo que o máximo de voluntários permitido para cada supervisor foi de dois. O programa incorporou os seguintes exercícios: Rosca direta e rosca scott, sendo realizados com 4 series até a falha intercalados por intervalos de recuperação de 3 minutos (93) para os protocolos de 40 e 70 % de 1RM (89) e durante todo tempo os voluntários receberam um incentivo verbal como estímulo. Os testes de 1RM e de resistência foram aplicados após 5 semanas do início efetivo do treino, afim de ajustar a intensidade do treinamento. Todos os participantes completaram as 10 sessões de treinamento.

Após o período de 10 semanas de treinamento, foi repetido as etapas 1 e 2 para as avaliações pós.

2.5 Processamento dos Sinais EMG

A análise no domínio da frequência do sinal de EMG geralmente envolve a transformação dos dados de série tempo para o domínio da frequência por meio de Transformada Rápida de Fourier (FFT). Assim, o sinal EMG foi analisado utilizando a Transformada Rápida de Fourier (FFT) calculado com janela Hamming (50% de

sobreposição), 1028 pontos e resolução de 0,122 Hz.. Para comparações estatísticas, os dados de frequência do sinal EMG foram divididos em bandas de frequência 5–13, 13–30, 30–60, 60–100, 100–200 e 200–300 Hz como previamente sugerido em estudos anteriores (70). Todo o processamento do sinal EMG será realizado em rotinas específicas desenvolvidas no software Matlab (Matworks, versão 16.0).

2.6 Análise estatística

A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. A análise de variância para medidas repetidas (ANOVA) de dois fatores foi utilizada para comparar as medidas observadas pelo USG, Circumentria e de força, considerando como fatores: efeitos do treinamento (pré e pós intervenção) e grupo (40% vs 70% de 1 RM). Para a análise das BF do sinal EMG foi utilizado uma análise multivariada considerando como fatores: efeitos do treinamento (pré e pós intervenção), grupo (Grupo A vs Grupo B), níveis de força (20, 40, 60 e 80% da CVM) e as BF do sinal EMG (5–13, 13–30, 30–60, 60–100, 100–200 e 200–300 Hz) com teste *post hoc* de Bonferroni, considerando um $p < 0,05$. O parcial ETA squared (η_p^2) foi usado para calcular o tamanho do efeito das interações. A interpretação foi baseada de acordo com Cohen (1988) (97) : pequeno efeito (abaixo de 0.01); efeito moderado (aproximadamente 0.06); e grande efeito (a partir de 0.14). Todos os dados foram analisados usando o software SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, EUA).

3. Resultados

A tabela 1 demonstra os dados demográficos dos participantes desse estudo. Nas comparações pré e pós considerando ambos os tratamentos foi possível observar aumento significativo no peso corporal ($P=0.009$) enquanto que a avaliação realizada com bioimpedância e o IMC não apresentaram alterações significativas pós tratamento ($P>0.05$).

Tabela 1. Média e desvio padrão dos dados demográficos dos participantes do estudo.

	Treinamento		Valor de <i>p</i> *
	Pre	Pós	
Idade (anos)	26±9.38		
Altura (cm)	170.63±6.84		
Peso (Kg)	84.54 ±26.94	88.83±14.49	0.009 [†]
IMC	24.89±5.35	24.94±5.31	0.81
Bioimpedância			
% Massa muscular	35.11±7.01	35.49±7.39	0.6
% Gordura	26.27±10.23	26.70±10.79	0.88

IMC: Índice de massa corporal.

* Test-*t* pareado.

[†] Diferença estatística significativa $p < 0.05$ (Teste de wilcoxon)

Medidas de força e hipertrofia

Na comparação entre grupos (40% e 70% de 1RM) pré e pós treinamento, foi observado diferenças estatísticas significativas para a força ($F=6.48$; $P=0.01$; $\text{Eta}=0.18$) enquanto que para as avaliações realizadas com USG ($F= 2.49$; $P=0.12$; $\text{ETA}=0.07$) e circunferência com músculo relaxado ($F=0.007$; $P=0.93$; $\text{Eta} < 0.001$) e contraído ($F=0.13$; $P=0.71$; $\text{Eta}=0.004$) nenhuma diferença significativa foi encontrada. No entanto, ambos os treinamentos aumentaram de maneira significativa os valores dessas variáveis analisadas, como demonstrado na Tabela 2. Considerando somente a condição pré e pós tratamento, foi possível observar diferença significativo em ambos os grupos para todas as variáveis, ou seja, força ($F=47.10$; $P < 0.0001$; $\text{Eta}=0.61$), USG ($F=70.40$; $P=0.001$; $\text{ETA}=0.71$), e circunferência com músculo relaxado ($F=70.10$; $P < 0.00001$; $\text{Eta}=0.70$) e contraído ($F=88.21$; $P < 0.00001$; $\text{Eta}=0.74$). Os resultados das comparações pré e pós treinamento pode ser observados na tabela 2.

Tabela 2. Média e desvio padrão do exame de USG (ultrassonografia), força e circunferência obtidos pré e pós treinamento com 40% e 70% de 1 RM (repetição máxima).

	Treinamento		valor <i>p</i> *
	Pre	Pós	
USG 40%	15.05±2.98	17.08±2.78	<0.0001
USG 70%	14.17±3.63	17.15±3.23	<0.0001
Força (Kgf) 40%	26.69±7.06	28.69±6.81	<0.0001
Força (Kgf) 70%	26.32±6.83	30.11±6.40	<0.0001
Circunferência relaxado (cm) 40%	31.65±4.03	33.25±4.56	<0.0001
Circunferência relaxado (cm) 70%	31.47±4.05	33.11±4.43	<0.0001
Circunferência contraído (cm) 40%	32.48±4.15	34.27±4.61	<0.0001
Circunferência contraído (cm) 70%	32.37±4.30	34.13±4.54	<0.0001

USG: Ultrasonografia. **Kgf:** Kilograma força. * teste post hoc de Bonferroni

Eletroniografia

A Figura 3 e 4 demonstram os resultados pré e pós treinamento com 40% e 70% de 1 RM respectivamente das BF do sinal EMG. Na análise multivariada foi possível observar estatísticas significativas para as interações Treinamento vs BF ($F=104.63$; $P<0.0001$; $Eta=0.41$), Teinamento vs Grupos vs BF ($F=3.34$; $P=0.005$; $Eta=0.02$). No entanto, todas as interações que consideraram o nível de força (20, 40, 60 e 80% da MVC) como um dos fatores a serem comparados, não apresentaram respostas significativas ou seja: Treinamento vs Grupo vs nível de força ($F=0.14$; $P=0.93$; $Eta=0.001$) e Treinamento vs Grupo vs Nivel de força vs BF ($F=0.20$; $P=0.98$; $Eta=0.004$).

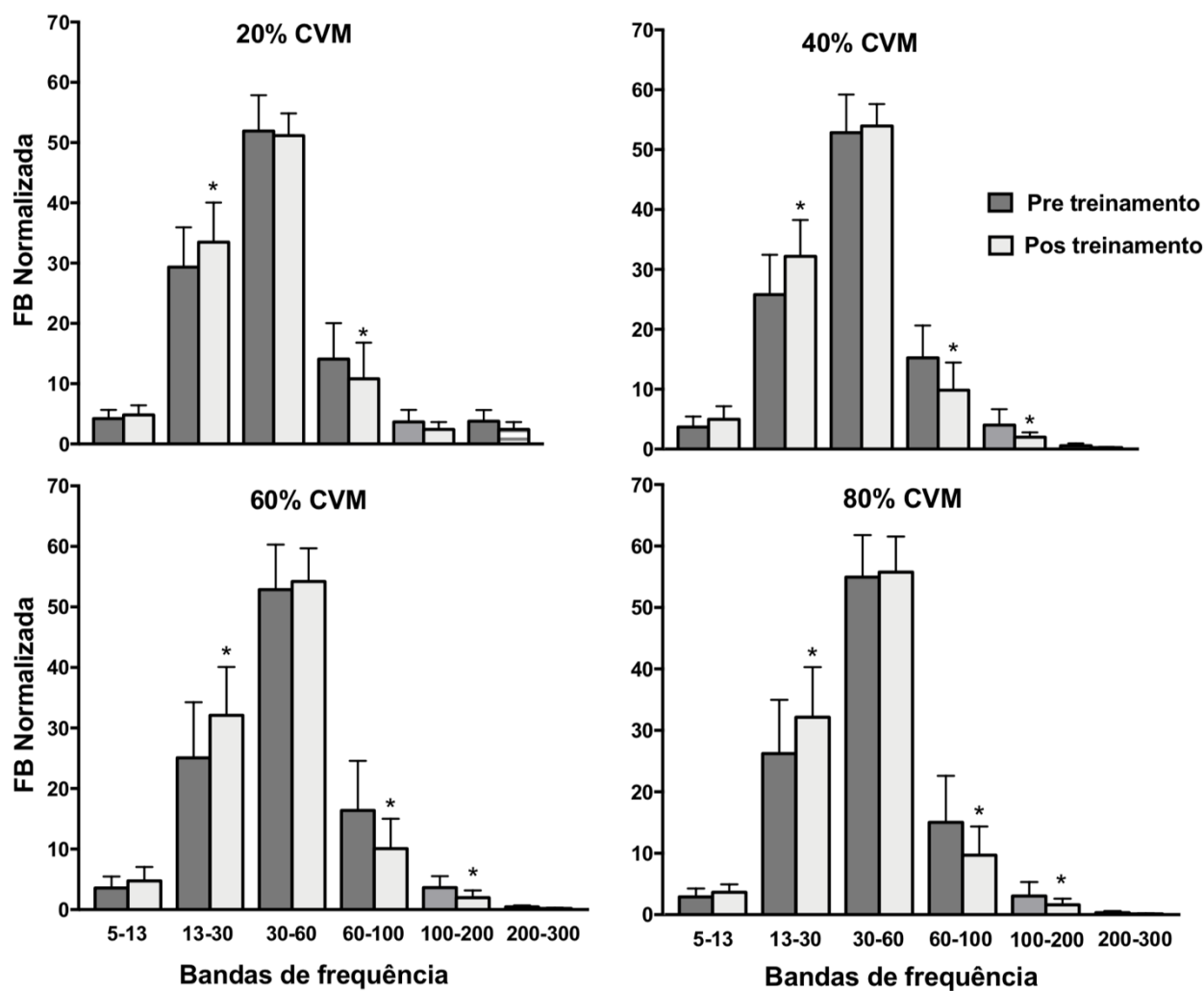


Figura 3. Média e desvio padrão das bandas de frequência (FB) normalizadas, obtidas com 20, 40, 60 e 80% da CVM (contração voluntária máxima) pré e pós treinamento com resistência de 40% de 1 RM (repetição máxima). * Denota diferença estatística significativa (teste *post hoc* de Bonferroni)

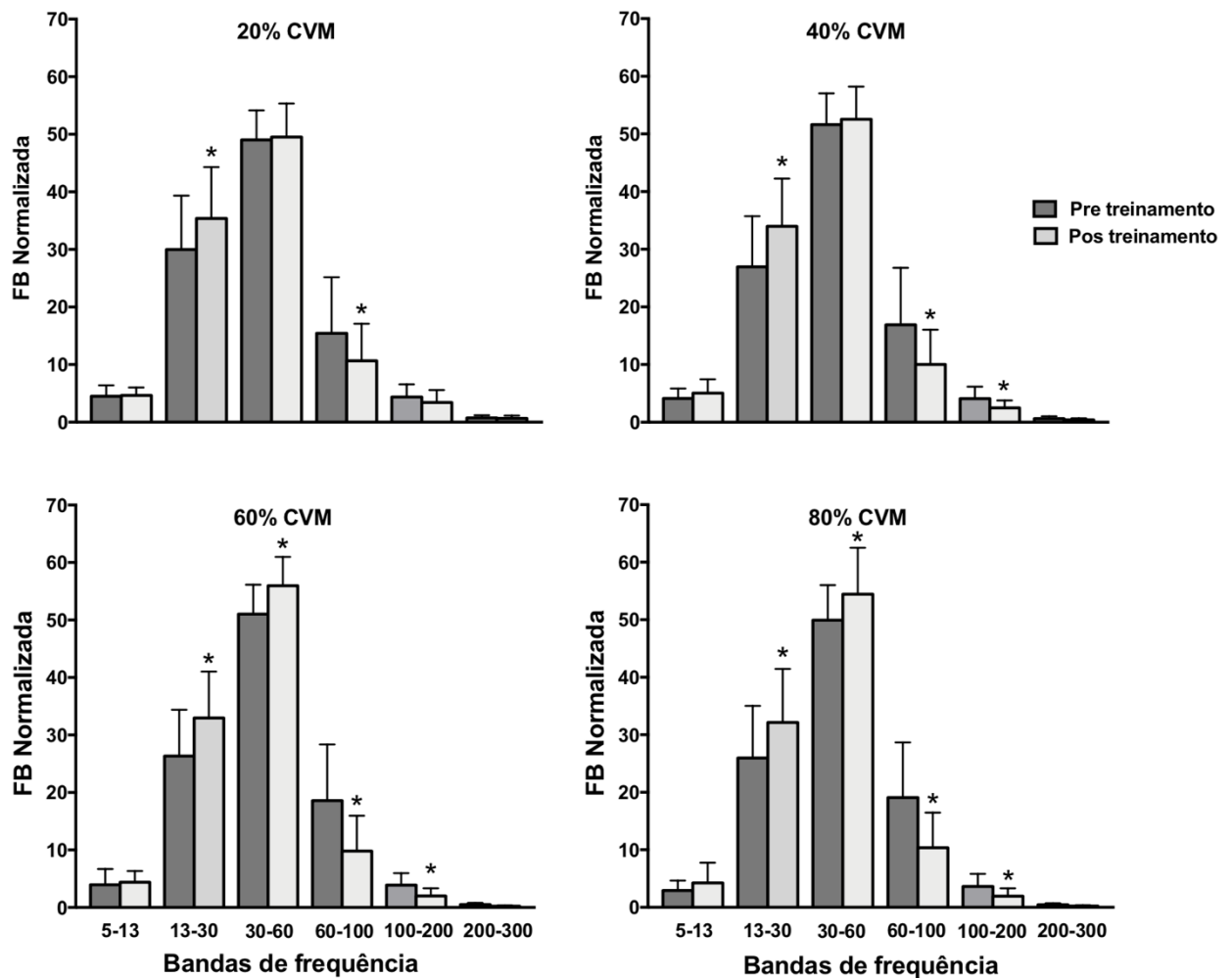


Figura 4. Média e desvio padrão das bandas de frequência (FB) normalizadas, obtidas com 20, 40, 60 e 80% da CVM (contração voluntária máxima) pré e pós treinamento com resistência de 70% de 1 RM (repetição máxima). * Denota diferença estatística significativa (teste *post hoc* de Bonferroni)

4. Discussão

A hipótese de que diferentes níveis de contração muscular e de treinamento resistido do músculo BB, também refletem em alterações de BF específicas do sinal EMG foi confirmada pelos resultados desse estudo. De acordo com os resultados observados, na comparação entre grupos a variável força e BF do sinal EMG apresentaram diferença significativas entre os grupos. Para as demais variáveis

relacionadas à hipertrofia muscular (USG e circunferência) ambos treinamentos (40 e 70% de 1RM) refletiram em mudanças similares.

Resultados similares referentes a força, também já foram descritos em estudos anteriores. Efteslól et al. (2016) dividiram 20 ratos em dois grupos: 10 de alta carga (100% da força isométrica máxima) e 10 de baixa carga (50–60% da força isométrica máxima, resultando assim em uma contração concêntrica rápida) (105). Os experimentadores estimularam o tibial anterior e o extensor longo dos dedos com estimulação elétrica idêntica em dias alternados durante 6 semanas (Eftestøl et al., 2016). Verificou-se que a magnitude da hipertrofia de tibial anterior e extensor longo dos dedos eram dependentes e proporcionais à carga. Portanto, as respostas hipertróficas eram dependentes de mais do que apenas excitação.

No entanto, é importante enfatizar que, embora tenha sido encontrada diferença significativa entre os grupos, também houve aumento significativo na análise intra-grupo ou seja, embora os resultados estejam de acordo com o princípio de especificidade (aumento de força a medida que a carga aumenta), já foi observado que em alguns contextos cargas mais leves (<40%) também mostraram ter a capacidade de aumentar a força (106,107), embora não tão bem quanto cargas mais pesadas(108). Essas observações são semelhantes às conclusões publicadas uma meta-análise na qual foi descrito que os benefícios de força máxima são obtidos com o uso de cargas mais pesadas (104).

Na análise da hipertrofia muscular, as mudanças medidas pela USG e circunferência foram semelhantes entre ambas as condições, ou seja, cargas 40% versus carga de 70% de 1 RM. Resultados similares, também já foram descritos em estudos anteriores. Mitchell et al. (2012) mediram os efeitos de 3 séries de 30% vs. 3 séries de 80% vs. 1 série de 80% de extensões de joelho de uma repetição máxima (1 RM) na hipertrofia do músculo quadríceps (106). Os investigadores descobriram que 3 conjuntos de 30% e 3 conjuntos de 80% alcançaram aumentos semelhantes na hipertrofia muscular total do quadríceps avaliada por ressonância magnética (106). Essa condição é também reafirmada nas conclusões de uma meta-análise na qual é descrito que a hipertrofia muscular pode ser alcançada igualmente em um espectro de diferentes faixas de carga (104).

Contudo, se os ganhos hipertróficos são realmente semelhantes entre o treinamento de carga baixa e alta, como esse e estudos anteriores sugerem (104,107,108), parece que os resultados seriam atribuídos a adaptações específicas do

tipo de fibra muscular (106) e essa é uma questão importante à ser investigada e discutida em estudos futuros. Além disso, as diretrizes de treinamento de resistência defendem que uma carga de pelo menos 65-70% de 1 RM como sendo necessária para maximizar os ganhos de massa muscular (109). Essa recomendação é amplamente baseada na teoria de que a hipertrofia máxima de um determinado músculo só pode ser alcançada ativando unidades motoras (UMs) de limiar mais alto.

Em relação aos resultados referentes às FB, foi possível observar que o treinamento proporcionou modificações em bandas específicas do sinal EMG. Para ambos os treinamentos, foi observado mudanças significativas para as bandas compreendidas entre 13-30 Hz e 60-100 Hz para todos os níveis de força (Figura 3 e 4). Para as faixas de bandas entre 100-200Hz, as diferenças foram significativas para ambos os grupos a partir de 40% da CVM. As diferenças significativas na potência do espectro foram encontradas nas bandas compreendidas entre 30-60 Hz a partir de um nível mais alto de esforço (60 e 80% da CVM) observados no grupo treinado com 70% de 1RM podem estar indicando uma possível adaptação das unidades motoras decorrentes dos treinamentos com cargas mais altas.

Condições similares foram observadas para as faixas entre 13-30 Hz, 60-100 Hz e 100-200 Hz em ambos os grupos, ou seja, aumento significativo da potência do espectro para a banda 13-30 Hz enquanto que para as faixas entre 60-100 e 100-200 Hz, houve uma diminuição. Esses resultados demonstram que, o treinamento independente da carga (alta ou baixa) de alguma maneira otimizam a atividade das unidades motores que atuam nessa faixa de 13-30 Hz exigindo assim, uma menor atividade das unidades motoras com disparos na faixa de 60-100 e 100-200 Hz. No entanto, até esse momento os resultados obtidos são difíceis de serem explicados com segurança, uma vez que, ao considerarmos a afirmação de que as bandas de 13-30 Hz são sensíveis à mudanças ao esforço voluntários (77), os valores observados das frequências das bandas entre os níveis de força não foram significativos ou seja, essa resposta lança um questionamento sobre essa possível relação entre nível de esforço voluntário e alterações na FB.

Halliday et al. (1999) observaram picos no espectro EMG em 12 e 25 Hz, que foram atribuídos à sincronização da unidade motor (110). Esses resultados foram interpretados para indicar que a modulação rítmica da sincronização da unidade motora na faixa de frequência de 15-30 Hz está relacionada à atividade cortical rítmica (110,111). Essas informações talvez sejam uma possível explicação para os resultados desse estudo, ou seja, que de alguma forma, o treinamento muscular, otimiza a

sincronização das unidades motoras que atuam nessa faixa de frequência. No entanto, essa é uma questão que deve ser melhor explorada em estudos futuros.

A respeito do aumento na potência do espectro nas bandas entre 30-60 Hz sugere que, além da relação dessa faixa de banda com centros superiores de controle de ativação proposta previamente (77), outras mudanças fisiológicas decorrentes do treinamento muscular também parece refletir nessa faixa de frequência do sinal EMG independente da carga de treinamento (baixa ou alta) ou seja, além de serem sensíveis à diferentes intensidades de ativação voluntárias também são sensíveis ao treinamento muscular independente da carga utilizada (baixa ou alta) e esse resultado também deve ser melhor explorado em estudos posteriores.

Em geral, em toda a literatura de fisioterapia e reabilitação, os limiares de amplitude da EMGs para adaptação foram sugeridos; por exemplo, limiares de 40-60% de CVM foram sugeridos como necessários para que os ganhos de força sejam eliciados de um determinado músculo (112–115). Parece que essas recomendações para a interpretação da EMGs derivam das recomendações de carga de treinamento (112)). Ou seja, de acordo com essas observações e com os resultados desse presente estudo, cargas entre 40 e 70% da CVM podem contribuir de forma positiva e similar em relação às respostas neuromusculares relacionadas à hipertrofia e atividade muscular.

Contudo, a partir dos dados apresentados até esse momento, é provável que as BF do sinal EMG sejam interativas com outras variáveis de programação do exercício na determinação da adaptação longitudinal. Esta não é uma limitação da sEMG, mas sim uma limitação de trabalhar com sistemas biológicos complexos.

Conclusões

O treinamento resistido com cargas de 40 e 70 % de 1RM do músculo BB, aumentam a potência das bandas de frequência entre 13-30 Hz enquanto que nas bandas de 60-100 Hz e 100-200 Hz a potência diminuiu. Embora ambos os treinamentos (40 e 70 % de 1RM) tenham proporcionaram ganho significativo de força do músculo bíceps braquial, o aumento foi maior para o grupo treinado com carga de 70% de 1 RM. Para as demais variáveis relacionadas à hipertrofia muscular (USG e circunferência) ambos treinamentos refletiram em mudanças similares.

Agradecimentos

Este estudo foi financiado pela Universidade Nove de Julho (UNINOVE, Brazil) e pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES: Process n°88882.366770/2019-01).

Conflito de Interesse

Os autores não têm conflitos de interesse a divulgar.

Conclusões finais

- Nesse estudo foi possível verificar que somente os níveis de força de 20% e 80% da CVM influenciaram as bandas de frequência de 5-13 Hz e 200 -300 Hz do músculo bíceps braquial;
- O treinamento resistido com cargas de 40 e 70 % de 1RM do músculo BB, aumentam a potência das bandas de frequência entre 13-30 Hz enquanto que nas bandas de 60-100 Hz e 100-200 Hz a potência diminuiu.
- Embora ambos os treinamentos (40 e 70 % de 1RM) tenham proporcionaram ganho significativo de força do músculo bíceps braquial, o aumento foi maior para o grupo treinado com carga de 70% de 1 RM.

Conclusões finais

- Nesse estudo foi possível verificar que somente os níveis de força de 20% e 80% da CVM influenciaram as bandas de frequência de 5-13 Hz e 200 -300 Hz do músculo bíceps braquial;
- O treinamento resistido com cargas de 40 e 70 % de 1RM do músculo BB, aumentam a potência das bandas de frequência entre 13-30 Hz enquanto que nas bandas de 60-100 Hz e 100-200 Hz a potência diminuiu.
- Embora ambos os treinamentos (40 e 70 % de 1RM) tenham proporcionaram ganho significativo de força do músculo bíceps braquial, o aumento foi maior para o grupo treinado com carga de 70% de 1 RM.
- Treinamento com cargas leves e altas até a exaustão, sugerem mudanças similares em relação à hipertrofia muscular verificada através de exame com ultrasonografia e circunferência.

REFERENCIAS

1. Hass CJ, Feigenbaum MS, Franklin BA. Prescription of Resistance Training for Healthy Populations. *Sports Med.* 1º de dezembro de 2001;31(14):953–64.
2. Bear MF, Connors BW, Paradiso MA. *Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso.* Artmed Editora; 2017. 1016 p.
3. Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Developing Maximal Neuromuscular Power. *Sports Med.* 1º de janeiro de 2011;41(1):17–38.
4. Farthing JP, Krentz JR, Magnus CRA. Strength training the free limb attenuates strength loss during unilateral immobilization. *Journal of Applied Physiology.* 1º de março de 2009;106(3):830–6.
5. Ferri A, Scaglioni G, Pousson M, Capodaglio P, Hoecke JV, Narici MV. Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. *Acta Physiologica Scandinavica.* 2003;177(1):69–78.
6. Fleck SJ, Kraemer WJ. *Fundamentos do Treinamento de Força Muscular - 4ed.* Artmed Editora; 2017. 471 p.
7. Gabriel DA, Kamen G, Frost G. Neural Adaptations to Resistive Exercise. *Sports Med.* 1º de fevereiro de 2006;36(2):133–49.
8. Prestes J, Foschini D, Marchetti P, Charro M, Tibana R. *Prescrição e periodização do treinamento de força em academias (2a edição revisada e atualizada).* Editora Manole; 355 p.
9. Mulligan SE, Fleck SJ, Gordon SE, Koziris LP, Triplett-McBride NT, Kraemer WJ. Influence of Resistance Exercise Volume on Serum Growth Hormone and Cortisol Concentrations in Women. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* novembro de 1996;10(4):256–62.
10. Pa T. Skeletal muscle adaptations consequent to long-term heavy resistance exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 1º de outubro de 1988;20(5 Suppl):S132-4.
11. Vierck J, O’Reilly B, Hossner K, Antonio J, Byrne K, Bucci L, et al. Satellite Cell Regulation Following Myotrauma Caused by Resistance Exercise. *Cell Biology International.* 2000;24(5):263–72.
12. Schoenfeld BJ. The Mechanisms of Muscle Hypertrophy and Their Application to Resistance Training. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* outubro de 2010;24(10):2857–72.
13. Paul AC, Rosenthal N. Different modes of hypertrophy in skeletal muscle fibers. *J Cell Biol.* 18 de fevereiro de 2002;156(4):751–60.
14. Tesch PA, Larsson L. Muscle hypertrophy in bodybuilders. *Europ J Appl Physiol.* 1º de setembro de 1982;49(3):301–6.

15. Toigo M, Boutellier U. New fundamental resistance exercise determinants of molecular and cellular muscle adaptations. *Eur J Appl Physiol.* 1º de agosto de 2006;97(6):643–63.
16. Chagas MH, Lima FV. *Musculação: Variáveis Estruturais/Programas de Treinamento.* 2ª edição. Belo Horizonte: Casa da Educação Física. 2011;
17. J F Steven, William K. *Designing Resistance Training Programs,* 4E. Human Kinetics; 2014. 520 p.
18. Robbins DW, Young WB, Behm DG, Payne WR. Agonist-Antagonist Paired Set Resistance Training: A Brief Review. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* outubro de 2010;24(10):2873.
19. Filho JCJ, Gobbi LTB, Gurjão ALD, Gonçalves R, Prado AKG, Gobbi S. Effect of Different Rest Intervals, Between Sets, on Muscle Performance During Leg Press Exercise, in Trained Older Women. *J Sports Sci Med.* 1º de março de 2013;12(1):138–43.
20. Miranda H, Simão R, Vigário P dos S, de Salles BF, Pacheco MT, Willardson JM. Exercise Order Interacts With Rest Interval During Upper-Body Resistance Exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* junho de 2010;24(6):1573.
21. Balsamo S, Tibana RA, Nascimento D da C, de Farias GL, Petruccelli Z, de Santana F dos S, et al. Exercise order affects the total training volume and the ratings of perceived exertion in response to a super-set resistance training session. *Int J Gen Med.* 10 de fevereiro de 2012;5:123–7.
22. Low-Load High Volume Resistance Exercise Stimulates Muscle Protein Synthesis More Than High-Load Low Volume Resistance Exercise in Young Men [Internet]. [citado 27 de outubro de 2019].
23. Tran QT, Docherty D. Dynamic Training Volume: A Construct of Both Time Under Tension and Volume Load. *J Sports Sci Med.* 15 de dezembro de 2006;5(4):707–13.
24. Buresh R, Berg K, French J. The Effect of Resistive Exercise Rest Interval on Hormonal Response, Strength, and Hypertrophy With Training. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* janeiro de 2009;23(1):62.
25. Badillo JGG, Ayestarán EG, Dornelles M dos S, Pinto RS. *Fundamentos do treinamento de força: aplicação ao alto rendimento desportivo.* Porto Alegre: Artmed; 2001.
26. Komi P. *Strength and Power in Sport.* John Wiley & Sons; 2008. 541 p.
27. American College of Sports Medicine. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* março de 2009;41(3):687–708.
28. Sakamoto A, Sinclair PJ. Effect of movement velocity on the relationship between training load and the number of repetitions of bench press. *J Strength Cond Res.* agosto de 2006;20(3):523–7.
29. *Medicine AC of S. ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription.* Lippincott Williams & Wilkins; 2013. 481 p.

30. Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles | Journal of Applied Physiology [Internet]. [citado 13 de abril de 2020].
31. Jones EJ, Bishop PA, Woods AK, Green JM. Cross-Sectional Area and Muscular Strength. Sports Med. 1º de dezembro de 2008;38(12):987–94.
32. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo - Blazevich - 2006 - Journal of Anatomy - Wiley Online Library [Internet]. [citado 13 de abril de 2020].
33. Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength: Journal of Sports Sciences: Vol 24, No 5 [Internet]. [citado 13 de abril de 2020].
34. Esformes JI, Narici MV, Maganaris CN. Measurement of human muscle volume using ultrasonography. Eur J Appl Physiol. 1º de maio de 2002;87(1):90–2.
35. Miyatani M, Kanehisa H, Fukunaga T. Validity of bioelectrical impedance and ultrasonographic methods for estimating the muscle volume of the upper arm. Eur J Appl Physiol. 1º de agosto de 2000;82(5):391–6.
36. Miyatani M, Kanehisa H, Kuno S, Nishijima T, Fukunaga T. Validity of ultrasonographic muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensors in humans. Eur J Appl Physiol. 1º de janeiro de 2002;86(3):203–8.
37. Ishida Y, Carroll JF, Pollock ML, Graves JE, Leggett SH. Reliability of B-mode ultrasound for the measurement of body fat and muscle thickness. American Journal of Human Biology. 1992;4(4):511–20.
38. Evangelista AL, Rica RL, Paulo AC, Vieira RP, Corso SD, S-Dias A, et al. Acute and subacute effects of resistance training with and without blood flow restriction on muscle thickness and cytokines. Motricidade. março de 2019;15(1):79–86.
39. Abe: D., Pollock, M. Garzarella, L.(2000)_ Time... - Google Acadêmico [Internet]. [citado 13 de abril de 2020].
40. Mitchell KM, Pritchett RC, Gee DL, Pritchett KL. Comparison of Circumference Measures and Height–Weight Tables With Dual-Energy X-Ray Absorptiometry Assessment of Body Composition in R.O.T.C. Cadets. The Journal of Strength & Conditioning Research. setembro de 2017;31(9):2552–6.
41. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. - Abstract - Europe PMC [Internet]. [citado 14 de abril de 2020].
42. Effects of resistance training frequency on body composition and metabolics and inflammatory markers in overweight postmenopausal women. - Abstract - Europe PMC [Internet]. [citado 14 de abril de 2020].
43. Arazi H, Asadi A. Effects of 8 Weeks Equal-Volume Resistance Training with Different Workout Frequency on Maximal Strength, Endurance and Body Composition. 2011;7.
44. Muscle hypertrophy in men and women. - Abstract - Europe PMC [Internet]. [citado 14 de abril de 2020]. Disponível em: <https://europepmc.org/article/med/3173042>

45. Gurney JM, Jelliffe DB. Arm anthropometry in nutritional assessment: nomogram for rapid calculation of muscle circumference and cross-sectional muscle and fat areas. *Am J Clin Nutr.* 1º de setembro de 1973;26(9):912–5.
46. Raut R, Gurjar DAA. Bio-medical (EMG) Signal Analysis and Feature Extraction Using Wavelet Transform. 2015;5(3):3.
47. Al-Mulla MR, Sepulveda F, Colley M. A Review of Non-Invasive Techniques to Detect and Predict Localised Muscle Fatigue. *Sensors.* abril de 2011;11(4):3545–94.
48. Tenan MS, McMurray RG, Troy Blackburn B, McGrath M, Leppert K. The relationship between blood potassium, blood lactate, and electromyography signals related to fatigue in a progressive cycling exercise test. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 1º de fevereiro de 2011;21(1):25–32.
49. Venugopal G, Navaneethakrishna M, Ramakrishnan S. Extraction and analysis of multiple time window features associated with muscle fatigue conditions using sEMG signals. *Expert Systems with Applications.* 1º de maio de 2014;41(6):2652–9.
50. Tsai A-C, Luh J-J, Lin T-T. A novel STFT-ranking feature of multi-channel EMG for motion pattern recognition. *Expert Systems with Applications.* 1º de maio de 2015;42(7):3327–41.
51. Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, Hodges PW. Is Running Less Skilled in Triathletes Than Runners Matched for Running Training History?
52. Cook T, Rosecrance J, Zimmermann C, Gerleman D, Ludewig P. Electromyographic Analysis of a Repetitive Hand Gripping Task. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics.* 1º de janeiro de 1998;4(2):185–200.
53. Duque J, Masset D, Malchaire J. Evaluation of handgrip force from EMG measurements. *Applied Ergonomics.* 1º de fevereiro de 1995;26(1):61–6.
54. Mathiassen SE. The influence of exercise/rest schedule on the physiological and psychophysical response to isometric shoulder-neck exercise. *Europ J Appl Physiol.* 1º de dezembro de 1993;67(6):528–39.
55. West W, Hicks A, Clements L, Dowling J. The relationship between voluntary electromyogram, endurance time and intensity of effort in isometric handgrip exercise. *Europ J Appl Physiol.* 1º de setembro de 1995;71(4):301–5.
56. Byström SEG, Kilbom Å. Physiological response in the forearm during and after isometric intermittent handgrip. *Europ J Appl Physiol.* 1º de novembro de 1990;60(6):457–66.
57. Roman-Liu D, Tokarski T, Wójcik K. Quantitative assessment of upper limb muscle fatigue depending on the conditions of repetitive task load. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 1º de dezembro de 2004;14(6):671–82.
58. Mannion AF, Dolan P. The effects of muscle length and force output on the EMG power spectrum of the erector spinae. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* setembro de 1996;6(3):159–68.

59. Boissy P, Pigeon P, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. EMG power spectrum shifts of biceps brachii when acting as an antagonist. In: Proceedings of 17th International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society. 1995. p. 1339–40 vol.2.
60. Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using “frequency banding” of the surface electromyography signal. - Abstract - Europe PMC [Internet]. [citado 4 de abril de 2020].
61. Bilodeau M, Goulet C, Nadeau S, Bertrand Arsenault A, Gravel D. Comparison of the EMG power spectrum of the human soleus and gastrocnemius muscles. *Eur J Appl Physiol*. 1º de setembro de 1994;68(5):395–401.
62. Jurell KC. Surface Emg and Fatigue. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*. 1º de novembro de 1998;9(4):933–47.
63. Krogh-Lund C, Jørgensen K. Myo-electric fatigue manifestations revisited: power spectrum, conduction velocity, and amplitude of human elbow flexor muscles during isolated and repetitive endurance contractions at 30% maximal voluntary contraction. *Eur J Appl Physiol*. 1º de março de 1993;66(2):161–73.
64. Gerdle B, Karlsson S, Crenshaw AG, Elert J, Fridén J. The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions. *Eur J Appl Physiol*. 1º de janeiro de 2000;81(1):2–10.
65. Larsson B, Kadi F, Lindvall B, Gerdle B. Surface electromyography and peak torque of repetitive maximum isokinetic plantar flexions in relation to aspects of muscle morphology. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1º de junho de 2006;16(3):281–90.
66. Stulen FB, De Luca CJ. Frequency Parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Muscle Conduction Velocity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. julho de 1981;BME-28(7):515–23.
67. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies | *Journal of Applied Physiology* [Internet]. [citado 8 de abril de 2020].
68. Cardozo AC, Gonçalves M, Dolan P. Back extensor muscle fatigue at submaximal workloads assessed using frequency banding of the electromyographic signal. *Clinical Biomechanics*. 1º de dezembro de 2011;26(10):971–6.
69. Ferrari D, Kuriki HU, Silva CR, Alves N, Mícolis de Azevedo F. Diagnostic Accuracy of the Electromyography Parameters Associated With Anterior Knee Pain in the Diagnosis of Patellofemoral Pain Syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1º de agosto de 2014;95(8):1521–6.
70. Kwon M, Baweja HS, Christou EA. Ankle variability is amplified in older adults due to lower EMG power from 30–60Hz. *Human Movement Science*. 1º de dezembro de 2012;31(6):1366–78.
71. Increased voluntary drive is associated with changes in common oscillations from 13 to 60 Hz of interference but not rectified electromyography - Neto - 2010 - *Muscle & Nerve* - Wiley Online Library [Internet]. [citado 9 de abril de 2020].

72. Roman-Liu D, Konarska M. Characteristics of power spectrum density function of EMG during muscle contraction below 30%MVC. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1º de outubro de 2009;19(5):864–74.
73. Merletti R, Farina D. *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*. John Wiley & Sons; 2016. 594 p.
74. Brown P. Cortical drives to human muscle: the Piper and related rhythms. *Progress in Neurobiology*. 1º de janeiro de 2000;60(1):97–108.
75. Mima T, Hallett M. Corticomuscular Coherence: A Review. *Journal of Clinical Neurophysiology*. novembro de 1999;16(6):501.
76. Tschanner V von, Barandun M, Stirling LM. Piper rhythm of the electromyograms of the abductor pollicis brevis muscle during isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1º de fevereiro de 2011;21(1):184–9.
77. Neto OP, Christou EA. Rectification of the EMG Signal Impairs the Identification of Oscillatory Input to the Muscle. *Journal of Neurophysiology*. 1º de fevereiro de 2010;103(2):1093–103.
78. Farina D, Merletti R, Indino B, Graven-Nielsen T. Surface EMG Crosstalk Evaluated from Experimental Recordings and Simulated Signals. *Methods Inf Med*. 2004;43(1):30–5.
79. Myers LJ, Lowery M, O’Malley M, Vaughan CL, Heneghan C, St Clair Gibson A, et al. Rectification and non-linear pre-processing of EMG signals for cortico-muscular analysis. *Journal of Neuroscience Methods*. 15 de abril de 2003;124(2):157–65.
80. Identification of Oscillations in Muscle Activity From Surface EMG: Reply to Halliday and Farmer | *Journal of Neurophysiology* [Internet]. [citado 7 de dezembro de 2021].
81. Force control and disease severity in Parkinson’s disease - Robichaud - 2005 - *Movement Disorders - Wiley Online Library* [Internet]. [citado 7 de dezembro de 2021].
82. Jackson AS, Pollock ML. Generalized equations for predicting body density of men. *British Journal of Nutrition*. novembro de 1978;40(3):497–504.
83. Kalytczak MM, Lucareli PRG, dos Reis AC, Bley AS, Biasotto-Gonzalez DA, Correa JCF, et al. Kinematic and electromyographic analysis in patients with patellofemoral pain syndrome during single leg triple hop test. *Gait & Posture*. 1º de setembro de 2016;49:246–51.
84. Fink J, Kikuchi N, Yoshida S, Terada K, Nakazato K. Impact of high versus low fixed loads and non-linear training loads on muscle hypertrophy, strength and force development. *SpringerPlus*. 20 de maio de 2016;5(1):698.
85. Kawakami Y, Abe T, Kuno S-Y, Fukunaga T. Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *Eur J Appl Physiol*. 1º de janeiro de 1995;72(1):37–43.
86. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1º de outubro de 2000;10(5):361–74.

87. Seo D, Kim E, Fahs CA, Rossow L, Young K, Ferguson SL, et al. Reliability of the One-Repetition Maximum Test Based on Muscle Group and Gender. *J Sports Sci Med*. 1º de junho de 2012;11(2):221–5.
88. SHORT VS. LONG REST PERIOD BETWEEN THE SETS IN HYPERTROPHIC RESISTANCE TRAINING: INFLUENCE ON MUSCLE STRENGTH, SIZE, AND HORMONAL ADAPTATIONS IN TRAINED MEN - ProQuest [Internet]. [citado 14 de abril de 2020].
89. Sánchez-Medina L, Pallarés JG, Pérez CE, Morán-Navarro R, González-Badillo JJ. Estimation of Relative Load From Bar Velocity in the Full Back Squat Exercise. *Sports Med Int Open*. fevereiro de 2017;01(2):E80–8.
90. Shaw CE, McCully KK, Posner JD. Injuries During the One Repetition Maximum Assessment in the Elderly: *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation*. julho de 1995;15(4):283–7.
91. Abe T, DeHoyos DV, Pollock ML, Garzarella L. Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women. *Eur J Appl Physiol*. 1º de janeiro de 2000;81(3):174–80.
92. Chulvi Medrano I, Picón M, García-Jaén M, Cortell-Tormo JM, Alakhdar Y, Laurentino G. Neuromuscular Adaptations after Blood Flow Restriction Training Combined with Nutritional Supplementation: A Preliminary Study. 1º de março de 2019 [citado 13 de abril de 2020];
93. Ratamess NA, Falvo MJ, Mangine GT, Hoffman JR, Faigenbaum AD, Kang J. The effect of rest interval length on metabolic responses to the bench press exercise. *Eur J Appl Physiol*. 1º de maio de 2007;100(1):1–17.
94. Madarame H, Neya M, Ochi E, Nakazato K, Sato Y, Ishii N. Cross-transfer effects of resistance training with blood flow restriction. *Med Sci Sports Exerc*. fevereiro de 2008;40(2):258–63.
95. von Tscharnner V, Nigg BM. Last Word on Point:Counterpoint: Spectral properties of the surface EMG can characterize/do not provide information about motor unit recruitment strategies and muscle fiber type. *Journal of Applied Physiology*. 1º de novembro de 2008;105(5):1682–1682.
96. von Tscharnner V, Barandun M, Stirling LM. Fatigue-related decrease in Piper rhythm frequency of the abductor pollicis brevis muscle during isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1º de fevereiro de 2011;21(1):190–5.
97. Cohen J *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2 edition. Routledge, Hillsdale, N.J . (1988)
98. Nazmi N, Abdul Rahman MA, Yamamoto S-I, Ahmad SA, Zamzuri H, Mazlan SA. A Review of Classification Techniques of EMG Signals during Isotonic and Isometric Contractions. *Sensors*. agosto de 2016;16(8):1304.
99. Politti F, Casellato C, Kalytczak MM, Garcia MBS, Biasotto-Gonzalez DA. Characteristics of EMG frequency bands in temporomandibular disorders patients. *J Electromyogr Kinesiol*. dezembro de 2016;31:119–25.

100. Piper rhythm of the electromyograms of the abductor pollicis brevis muscle during isometric contractions - ScienceDirect [Internet]. [citado 7 de dezembro de 2021].
101. A Study of the Influence of Muscle Type and Muscle Force Level on Individual Frequency Bands of the EMG Power Spectrum: International Journal of Occupational Safety and Ergonomics: Vol 13, No 3 [Internet]. [citado 7 de dezembro de 2021].
102. Jenkins NDM, Housh TJ, Bergstrom HC, Cochrane KC, Hill EC, Smith CM, et al. Muscle activation during three sets to failure at 80 vs. 30 % 1RM resistance exercise. *Eur J Appl Physiol*. 1º de novembro de 2015;115(11):2335–47.
103. Schoenfeld BJ, Contreras B, Willardson JM, Fontana F, Tiryaki-Sonmez G. Muscle activation during low- versus high-load resistance training in well-trained men. *Eur J Appl Physiol*. 1º de dezembro de 2014;114(12):2491–7.
104. Schoenfeld BJ, Grgic J, Ogborn D, Krieger JW. Strength and Hypertrophy Adaptations Between Low- vs. High-Load Resistance Training: A Systematic Review and Meta-analysis. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. dezembro de 2017;31(12):3508–23.
105. Increased hypertrophic response with increased mechanical load in skeletal muscles receiving identical activity patterns | *American Journal of Physiology-Cell Physiology* [Internet]. [citado 15 de dezembro de 2021].
106. Resistance exercise load does not determine training-mediated hypertrophic gains in young men | *Journal of Applied Physiology* [Internet]. [citado 15 de dezembro de 2021].
107. Morton RW, Oikawa SY, Wavell CG, Mazara N, McGlory C, Quadriatero J, et al. Neither load nor systemic hormones determine resistance training-mediated hypertrophy or strength gains in resistance-trained young men. *Journal of Applied Physiology*. 1º de julho de 2016;121(1):129–38.
108. Schoenfeld BJ, Peterson MD, Ogborn D, Contreras B, Sonmez GT. Effects of Low- vs. High-Load Resistance Training on Muscle Strength and Hypertrophy in Well-Trained Men. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. outubro de 2015;29(10):2954–63.
109. Kraemer WJ, Adams K, Cafarelli E, Dudley GA, Dooly C, Feigenbaum MS, et al. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc*. fevereiro de 2002;34(2):364–80.
110. Load-Independent Contributions From Motor-Unit Synchronization to Human Physiological Tremor | *Journal of Neurophysiology* [Internet]. [citado 15 de dezembro de 2021].
111. The frequency content of common synaptic inputs to motoneurons studied during voluntary isometric contraction in man. - Farmer - 1993 - *The Journal of Physiology* - Wiley Online Library [Internet]. [citado 15 de dezembro de 2021].
112. Neuromuscular Activation in Conventional Therapeutic Exercises and Heavy Resistance Exercises: Implications for Rehabilitation | *Physical Therapy* | Oxford Academic [Internet]. [citado 15 de dezembro de 2021].

113. Ayotte NW, Stetts DM, Keenan G, Greenway EH. Electromyographical Analysis of selected Lower Extremity Muscles During 5 Unilateral Weight-Bearing Exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1º de fevereiro de 2007;37(2):48–55.
114. Escamilla RF, Lewis C, Bell D, Bramblet G, Daffron J, Lambert S, et al. Core Muscle Activation During Swiss Ball and Traditional Abdominal Exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1º de maio de 2010;40(5):265–76.
115. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises: *Physiotherapy Theory and Practice: Vol 28, No 4* [Internet]. [citado 15 de dezembro de 2021].