

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE DE RIBEIRÃO
PRETO

CLAUDINEI IOSSI JUNIOR

**Influência da posição do antebraço na atividade elétrica do músculo tríceps
braquial durante a execução do exercício de extensão de cotovelo na polia
alta**

Ribeirão Preto

2023

CLAUDINEI IOSSI JUNIOR

**Influência da posição do antebraço na atividade elétrica do músculo tríceps
braquial durante a execução do exercício de extensão de cotovelo na polia
alta**

Versão original

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física e Esporte da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre.

Linha de Pesquisa: Aspectos Biodinâmicos da Atividade Física e do Esporte

Orientador: Prof. Dr. Matheus Machado Gomes

RIBEIRÃO PRETO

2023

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Iossi Junior, Claudinei

Influência da posição do antebraço na atividade elétrica do músculo tríceps durante a execução do exercício de extensão de cotovelo na polia alta. Ribeirão Preto, 2010.

43 p. : il.

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Neurologia.

Orientador: Gomes, Machado Matheus.

1. Eletromiografia. 2. Extensão e cotovelo. 3. Pegada supinada. 4. Tríceps braquial.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

IOSSI JUNIOR, Claudinei. **Influência da posição do antebraço na atividade elétrica do músculo tríceps braquial durante a execução do exercício de extensão de cotovelo na polia alta.** 2023. Dissertação (Mestrado em Educação Física e Esporte) Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2023.

Aprovado em:

Banca examinadora

Prof. Dr. Luiz Henrique Palucci Vieira

Instituição: _____

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago

Instituição: USP - Ribeirão Preto

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr. Emilio Luiz Poggiani

Instituição: EEFERP-USP

Julgamento: Aprovado

Influência da posição do antebraço na atividade elétrica do músculo tríceps braquial durante a execução do exercício de extensão de cotovelo na polia alta

RESUMO

IOSSI JUNIOR, Claudinei. **Influência da posição do antebraço na atividade elétrica do músculo tríceps braquial durante a execução do exercício de extensão de cotovelo na polia alta.** 2023. Dissertação (Mestrado em Educação Física e Esporte) Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2023.

A literatura aponta que existem diversos fatores de influenciam no recrutamento muscular. A partir da análise eletromiográfica estudos apresentam que a adaptação neural, a relação força/velocidade e comprimento/tensão, sendo este último o foco do presente trabalho, alteram a atividade elétrica do músculo durante o exercício. No exercício de extensão de cotovelo na polia alta, o comprimento do tríceps não é alterado quando há modificação da pegada (pronada ou supinada) e, portanto, sua atividade mioelétrica seria similar em ambas posições. A fim de investigar estas suposições, o presente estudo analisou se a pegada pronada e supinada interfere na atividade elétrica do músculo tríceps braquial no exercício de extensão de cotovelo na polia alta. Participaram 22 adultos de ambos os sexos, (idade = $25,4 \pm 3,15$ anos, estatura = $1,69 \pm 8,23$ m, massa corporal = $72,4 \pm 13,24$ kg). Foi utilizada eletromiografia (EMG) com eletrodos posicionados nos músculos tríceps braquial cabeça longa e cabeça lateral, extensores do carpo e flexores do carpo. Foram realizadas duas sessões de testes. Na primeira sessão, os participantes realizaram um teste de repetições máximas (RM) para extensão de cotovelo unilateral. Na segunda sessão, os participantes realizaram um teste contração isométrica voluntária máxima (CIVM) para extensão de cotovelo unilateral na pegada pronada e supinada com pegador. Em seguida, um teste de movimento dinâmico de extensão de cotovelo na polia. Todos os testes dinâmicos foram realizados em quatro condições alterando posição articular (antebraço pronado x supinado) e pegada (com braçadeira x pegador). Como resultado o tríceps braquial cabeça longa mostrou maior atividade eletromiográfica com a pegada supinada (76.1% do máximo) comparada a pegada pronada (69.1%). Não houve efeito da posição do antebraço na atividade eletromiográfica do tríceps braquial cabeça lateral em relação a pegada pronada e supinada com pegador, porém houve efeito da pegada supinada com pegador (80,7%) em relação a pegada pronada com braçadeira (62,9%) e supinada com braçadeira (67,1%). Os flexores do carpo mostraram maior atividade eletromiográfica com a pegada pronada (56,4%), enquanto os extensores do carpo mostraram maior atividade eletromiográfica com a pegada supinada (71,8%). Conclusão a pegada supinada utilizando o pegador proporcionou maior atividade eletromiográfica da porção longa do músculo tríceps braquial.

Palavras-chave: tríceps braquial, eletromiografia, pegada supinada, extensão de cotovelo.

ABSTRACT

IOSSI JUNIOR, Claudinei. **Influence of the forearm position on the electrical activity of the triceps brachii muscle during the execution of the high pulley curl extension exercise.** 2023. Dissertação (Mestrado em Educação Física e Esporte) Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2023.

Literature points out that there are several factors that influence muscular recruitment. Based on the electromyographic analysis, studies point out that neural adaptation, the force/velocity, and length/tension relation, the last one being the focus of the present article, alter the muscle's electrical activity during the exercise. In the high pulley's elbow extension exercise, the triceps' length is not altered when there is a grip change (pronated or supinated), and, therefore, its myoelectrical activity could be similar in both positions. However, with the pronation and supination of the forearm, the biceps brachii suffers a modification in its length, which can possibly alter the resistance offered by this muscle during the elbow extension. Another doubtful point would be a possible contribution of the wrist flexors and extensors to the elbow extension, considering that these muscles cross the elbow joint. In order to investigate these suppositions, the present study analyzed the interference of the supinated and pronated grips on the electrical activity of the triceps brachii on the high pulley's elbow extension exercise. Electromyography (EMG) was used, with electrodes positioned on the triceps' long head and lateral head, wrist extensors and flexors muscles. Two sessions of tests were held. In the first session, the participants performed a repetition maximum (RM) test for the unilateral elbow extension. In the second session, the participants performed a maximum voluntary isometric contraction (MVIC) for the unilateral elbow extension with pronated and supinated grips with a handle. Subsequently, a dynamical movement test of the pulley's elbow extension was held. All dynamic tests were performed in four conditions, altering articular position (pronated vs. supinated forearm) and grip (wrist strap vs. handle). As a result, the long-head triceps brachii showed increased electromyographical activity with the supinated grip (76.1%) compared to the pronated grip (69.1%) ($p=0,006$). There was no alteration on the triceps brachii lateral head EMG caused by the type of grip with the handle ($p=0,184$), however, there were alterations related to the pronated ($p=0,009$) and supinated ($p=0,001$) with the wrist strap. The wrist flexors showed increased electromyographical activity with the pronated grip (56,4%) while the wrist extensors showed increased electromyographical activity with the supinated grip (71,8%). Conclusion the supinated grip provided increased electromyographical activity of the triceps brachii long head.

Keywords: triceps brachii, electromyography, supinated handgrip, elbow extension.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Extensão de cotovelo na polia nas diferentes pegadas A) Pegada supinada com pegador (S.P); B) Pronada com pegador (P.P); C) Supinada com braçadeira (S.B); d) Pronada com braçadeira P.B.....	22
Figura 2: fluxograma do experimento do estudo. P.P=Pronada com pegador; S.P=Supinada com pegador; P.B=Pronada com braçadeira; S.B=Supinada com braçadeira.....	22
Figura 3: Série temporal do sinal eletromiográfico captado no músculo tríceps braquial.....	23
Figura 4: Série temporal do sinal eletromiográfico captado no músculo tríceps braquial (cabeça longa) de contração din. As linhas verticais roda e laranja representam o início e o final, respectivamente, do intervalo do sinal que foi considerado para a análise do eletrodo 1: tríceps braquial (cabeça longa).....	24
Figura 5: Média e desvio padrão da atividade mioelétrica normalizada do músculo tríceps braquial nas pegadas pronada, supinada, pronada com braçadeira e supinada com braçadeira. * = $p < 0,05$	25
Figura 6: Média e desvio padrão da atividade do músculo tríceps braquial cabeça lateral nas pegadas pronada, supinada, pronada com braçadeira e supinada com braçadeira. # = $p < 0,05$ apenas em relação a P.B e S.B.....	26
Figura 7: Média e desvio padrão da atividade do músculo flexor do carpo nas pegadas pronada, supinada, pronada com braçadeira e supinada com braçadeira. * = $p < 0,05$	26
Figura 8: Média e desvio padrão da atividade do músculo extensor radial do carpo nas pegadas pronada, supinada, pronada com braçadeira e supinada com braçadeira. * = $p < 0,05$	27
Figura 9: média do número de repetições nas pegadas pronada, supinada, pronada com braçadeira e supinada com braçadeira.....	28

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%	Por cento (porcentagem)
μV	MicroVolt
CIVM	Contração voluntária isométrica máxima
EMG	Eletromiografia
ERC	Extensor radial do carpo
FRC	Flexor radial do carpo
Hz	Hertz
Kg	Quilograma
Load rep	Carga das repetições
P.B	Pronada com braçadeira
P	Pegada com pegador
PP	Pronada com pegador
Rep	Número de repetições
RM	Repetições máximas
RMS	Root mean square (raíz quadrada média)
SENIAM	Surface ElectroMyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles
S.B	Supinada com braçadeira
SP	Supinada com pegador
TBC	Tríceps braquial cabeça lateral (ou curta)
TBL	Tríceps braquial cabeça longa

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DE LITERATURA	12
2.1 Características anatômicas e funcionais do músculo tríceps braquial	12
2.2 Fatores que interferem no recrutamento muscular	12
2.3 Relação comprimento tensão	13
2.4 Influência da posição do antebraço no recrutamento muscular e produção de força	16
3 OBJETIVOS	19
3.1 Objetivo geral	19
3.2 Objetivos específicos	19
4 MÉTODOS	20
4.1 Participantes	20
4.2 Procedimentos	20
4.2.1 Teste de repetições máximas	20
4.2.2 Contração Voluntária Máxima	21
4.2.3 Contração dinâmica	21
4.3 Aquisição e Tratamento dos dados	23
4.4 Análise estatística	24
5 RESULTADOS	25
6 DISCUSSÃO	28
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	31
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	32
APÊNDICE A	36
APÊNDICE B	37
APÊNDICE C	38
APÊNDICE D	39
APÊNDICE E	40
ANEXO A	41
ANEXO B	45

INTRODUÇÃO

O treinamento contra resistência, conhecido também como treinamento com peso ou de força, está popularmente integrado no âmbito esportivo sendo utilizado para melhorar a saúde, aptidão física além de contribuir com o desempenho de atletas (FLECK; KRAEMER, 2017; LAKKA et al., 2003). Esse treinamento faz com que forças sejam produzidas contra uma resistência e tem como base a utilização de máquinas, cabos e peso corporal para criar essa resistência. Atletas de alto nível se beneficiam desse treinamento aumentando sua condição física, assim como pessoas que buscam hipertrofia, aumento de força, prevenção ou tratamento de hipertensão arterial, ou diabetes por exemplo (FLECK; KRAEMER, 2017; LAKKA et al., 2003).

Para o ganho de força muscular, sabe-se que os fatores neurais representaram a maior proporção do incremento de força inicial e, posteriormente, tanto os fatores neurais quanto a hipertrofia participam do aumento adicional da força, com a hipertrofia se tornando o fator dominante após as primeiras 3 a 5 semanas de treinamento (GORDON et al., 2004; MORITANI; DEVRIES; MORITANI, 1979).

Segundo Hakkinen et al. (1985) os fenômenos que influenciam no aumento da força são: o aumento da quantidade de unidades motoras recrutadas, a diminuição da co-ativação de músculos antagonistas, além do aumento da frequência de disparos das unidades motoras. A análise eletromiográfica representa uma maneira indireta de mensurar o recrutamento muscular. Neste sentido, maior atividade eletromiográfica pode ser um indicativo de maior demanda de força muscular.

Estudos prévios têm utilizado a eletromiografia (EMG) para fazer inferências sobre exercícios contra resistência que demandam maior recrutamento e, potencialmente, maior estímulo muscular (BARSANTI et al., 2021; CARDOSO et al., 2008; COGLEY et al., 2005). Entretanto, ainda existem muitas dúvidas sobre quais exercícios ou variações teriam maior efeito no recrutamento do músculo alvo. Por isso, estudos que analisam como variações na execução do exercício impactam no recrutamento do músculo desejado tornam-se relevantes para fornecer informações que possam contribuir para que treinadores de musculação escolham os exercícios e formas de execução mais apropriados. No presente estudo, analisamos se a posição do antebraço influencia na atividade elétrica do músculo tríceps braquial durante a execução do exercício de extensão de cotovelo na polia alta.

REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Características anatômicas e funcionais do músculo tríceps braquial

O tríceps braquial é subdividido em três porções: a cabeça longa se originando na escápula, mais especificamente no tubérculo infraglenoidal da escápula; a cabeça lateral e cabeça medial tem origem na face posterior do úmero (D'ANGELO; FATTINI, 2006). A inserção do tríceps ocorre na face posterior do olécrano da ulna. Por isso, mudar a angulação do ombro influencia o comprimento de uma porção desse músculo. O tríceps braquial é um músculo denominado fusiforme, sendo um músculo longo com maior diâmetro na parte média do que nas extremidades, onde suas fibras são em paralelo, acompanhando o comprimento do músculo.

Para melhor entendimento do tríceps braquial e como a fadiga atua nesse músculo, Ali et al. (2015) analisaram o tríceps braquial de 18 indivíduos em uma única contração isométrica, com duração de 90 segundos, tarefa de força de preensão manual e extensão de cotovelo. Foram colocados 3 eletrodos no tríceps braquial sendo na cabeça longa, cabeça lateral e cabeça medial. O sinal eletromiográfico foi captado para cada participante. Como resultado foi identificado fadiga em momentos diferentes para cada cabeça - longa, lateral e medial. A taxa de fadiga mais alta foi observada na cabeça longa, seguido pela medial e lateral. Como conclusão desse estudo, os autores concordam que as partes do tríceps braquial não funcionam como uma única unidade, que corrobora o estudo de Hussain et al. (2020), tendo a composição da fibra diferente entre as três cabeças do tríceps, logo não funciona da mesma forma. Portanto, o sinal eletromiográfico pode sofrer influência da fadiga do tríceps braquial analisado na extensão de cotovelo já que uma porção pode ter fadiga antes que outra. Além da fadiga existem outros fatores que podem influenciar no recrutamento muscular.

2.2 Fatores que interferem no recrutamento muscular

Um dos principais fatores que influenciam no recrutamento muscular durante o treinamento de força é a resistência externa. Entender como as cargas externas atuam, permite fazer escolhas mais controladas sobre os exercícios e mensurar em qual posição articular a carga externa é maior ou menor (MELO et al., 2011).

A resistência externa pode atuar de maneiras diferentes para o mesmo grupo muscular, alterando a atividade elétrica do músculo alvo, a EMG é utilizada tanto para medir a atividade muscular frente ao aumento da carga externa utilizada já que a carga interna pode sofrer

influência, como para medir a coativação de músculos agonistas e antagonistas (PETER M. MCGINNIS, 2015; REMAUD; GUÉVEL; CORNU, 2007).

A velocidade do movimento é outro fator que interfere no recrutamento muscular e, conseqüentemente, na magnitude da atividade mioelétrica do músculo analisado. A velocidade de execução do movimento pode interferir na produção de força em função da capacidade de formação de pontes cruzadas dos filamentos de actina e miosina. A relação força velocidade, segundo Lieber; Bodine-Fowler, (1993), afeta a possibilidade de formação das pontes cruzadas ao decorrer da contração. Se a contração ocorre em alta velocidade, não há tempo para estabelecer a formação de muitas pontes cruzadas. Uma contração rápida ocorre pela utilização de uma carga mais leve, que gera menos ligações de actina e miosina, portanto diminui a produção de força máxima. Essa teoria é inversamente proporcional, ou seja, quanto menor a carga, mais rápida a realização do movimento, já quando a carga aumenta, é necessário mais ligações de actina e miosina, levando a um tempo maior para execução do movimento (LIEBER; BODINE-FOWLER, 1993).

Segundo Recce et al. (2021) a velocidade de contração pode alterar a taxa de disparo de unidade motora mas não é suficiente para mudar o torque quando comparados aumento progressivo ou explosivo da taxa de disparo. Hussain et al. (2020) também apresentaram que a velocidade de contração interferiu na taxa de fadiga, sendo que com alta velocidade e intensidade de 60% a fadiga foi maior. Wilk et al. (2018) trouxeram que a velocidade de execução do movimento no treinamento de força afetou o volume de treino, através do tempo total em que o músculo ficou sob tensão quanto mais lento a execução, maior o volume do treino.

2.3 Relação comprimento tensão

O deslizamento simultâneo de muitos sarcômeros em série produz mudanças consideráveis de comprimento e na capacidade de gerar tensão. Uma consequência do modelo de filamento deslizante é que as forças geradas entre actinas e miosinas acontecem somente em uma direção, no sentido em que tende a encurtar o sarcômero (HANSEN et al., 2003; HUXLEY; NIEDERGERKE, 1954; HUXLEY; HANSON, 1954). Por outro lado, conforme o músculo se alonga é gerada a tensão passiva, que é a resistência oferecida pelos elementos elásticos. Sendo assim, quando os sarcômeros estão alongados acima do repouso o músculo é capaz de produzir mais força, pois além de ter tensão do componente elástico que o músculo

oferece quando está alongado, tem o comprimento ideal dos sarcômeros favorecendo a ligação das pontes cruzadas (BARROSO; TRICOLI; UGRINOWITSCH, 2005)

Lieber e Bodine-Fowler, (1993), trazem que a força sofre interferência do comprimento do sarcômero (sobreposição dos miofilamentos) de acordo com a relação de comprimento tensão. Enquanto o comprimento do sarcômero diminui, o número de pontes cruzadas aumenta, estabelecendo conexão entre actina e miosina, assim promovendo maior tensão. Todavia, quando o músculo já está encurtado fica mais difícil de estabelecer as pontes cruzadas, pois os filamentos de actina e miosina estão previamente sobrepostos, afetando a formação de novas pontes cruzadas, portanto não tem aumento da tensão (FLECK; KRAEMER, 2017).

Mudar a angulação da articulação pode alterar o comprimento do músculo e interferir em sua capacidade de gerar tensão. O músculo pode ter mais ou menos atividade elétrica de acordo com seu comprimento, quando está mais alongado pode gerar mais atividade elétrica do que quando encurtando (DOHENY et al., 2008; HANSEN et al., 2003; KOO; MAK; HUNG, 2002).

Sobre a relação de comprimento tensão do músculo, que é um fator que influencia no treinamento, De Serres et al. (1992) fizeram um trabalho sobre contração isométrica, com angulação de cotovelo aproximadamente a 90 graus em pegadas diferentes. Apresentaram que a variação de pegada pode influenciar na atividade elétrica do músculo. Mostraram aumento do sinal elétrico do bíceps braquial na pegada supinada e diminuição da atividade na pegada pronada. Já o braquiorradial não apresentou mudanças significativas.

Um estudo feito por Landin e Thompson (2011) trouxe um aprofundamento no tríceps braquial e a influência que a angulação do ombro e do cotovelo podem ter sobre a atividade desse músculo. Esse estudo foi realizado com 18 mulheres em um dinamômetro para controlar os ângulos da articulação do ombro direito e medir a força isométrica para extensão do ombro. O tríceps braquial foi estimulado eletricamente por um estimulador de Grass e seus estímulos foram padronizados. A articulação do cotovelo foi apoiada com moldes removíveis em 4 angulações. A articulação do ombro foi analisada em 4 posições. Sendo assim, os participantes foram submetidos a 16 combinações entre ângulos de cotovelo e ombro, sendo que para cada sujeito a ordem foi randomizada. A tensão foi analisada antes, durante e após cada estímulo. Como resultado tem-se que conforme o ângulo do ombro é aumentado, aumenta o torque produzido pelo tríceps braquial. Outro achado foi que a angulação do ombro se mostrou mais importante na influência da atividade mioelétrica do tríceps enquanto que a angulação do cotovelo demonstrou um efeito mínimo. Quanto às aplicações clínicas, com base nesses resultados, tem-se que o alongamento das fibras do tríceps braquial cabeça longa é mais

provável aumentando o ângulo da articulação do ombro do que aumentando o ângulo do cotovelo. O estudo deixa claro que conforme acontece a modificação do comprimento muscular, a atividade do músculo pode mudar. Esse alongamento da cabeça longa do tríceps braquial conforme o ombro é flexionado deixou os sarcômeros em uma posição ótima para maior produção de força, corroborando o estudo de Barroso, Tricoli e Ugrinowitsch (2005), que apresentaram um estudo sobre comprimento tensão, onde o músculo alongado acima do repouso é capaz de produzir mais força.

Até o momento, sabe-se que o posicionamento do ombro interfere na atividade mioelétrica, no torque e no comprimento do tríceps braquial (LANDIN; THOMPSON, 2011). Sendo a angulação do ombro maior responsável pela mudança de comprimento da cabeça longa do que o cotovelo. Conforme aumenta a angulação do ombro, o tríceps braquial cabeça longa fica num comprimento ótimo de produção de força, onde suas fibras ficam mais alongadas.

Segundo Kholinne et al. (2018), as cabeças do tríceps braquial tem comportamentos diferentes de acordo com a angulação do ombro. Para ângulo de 0 grau de flexão de ombro, apontou maior atividade do tríceps cabeça longa, para ângulos maiores que 90 graus, a cabeça medial do tríceps braquial teve maior atividade mioelétrica. Corroborando o estudo de Ali et al. (2015) e Landin e Thompson (2011) apresentaram a mudança do ângulo do ombro como fator que interfere no comprimento muscular e na atividade elétrica do tríceps braquial, além de as cabeças do músculo funcionarem de forma independentes.

Um estudo apresentado por Prkic et al. (2018), compararam a força de extensão de cotovelo em diferentes angulações do cotovelo, sendo 0, 30, 60, 90 e 120 graus de flexão. Apresentou como resultado que essa força pode ser medida com mais precisão com dinamômetro em 30 graus de flexão do cotovelo enquanto que na literatura normalmente são utilizadas medidas de 90 graus de flexão do cotovelo para testes de força do tríceps braquial.

O estudo de Rendos et al. (2016) trouxe a diferença de atividade elétrica muscular influenciada por variações de pegadas no treinamento resistido em cabos. Esse estudo mostrou a ativação do tríceps braquial cabeça longa e lateral, braquiorradial, flexor radial do radial, extensor ulnar do carpo e extensor dos dedos em três posições diferentes de pegadas: na pegada pronada padrão, na condição de um pegador em formato de esfera passando o cabo da polia entre os dedos indicador e médio e na condição do mesmo pegador em formato de esfera entre os dedos médio e anular. Como resultado não houve diferença significativa de atividade elétrica do músculo tríceps braquial modificando apenas o local do cabo, mantendo a mesma pegada. Sendo assim, sem modificar os fatores que influenciam no treinamento contra resistência como

comprimento tensão, carga externa e velocidade, parece não haver alteração na atividade elétrica de um músculo.

2.4 Influência da posição do antebraço no recrutamento muscular e produção de força

O estudo realizado por Bressel et al. (2001), analisou a influência da posição do antebraço na atividade neuromuscular dos músculos bíceps braquial, cabeça lateral do tríceps, infraespinhal, deltóide medial e braquiorradial no exercício ergômetro de braços. Quinze participantes foram analisados realizando três pegadas diferentes sendo pegada neutra, supinada e pronada. O estudo mediu a atividade elétrica por EMG e a amplitude de movimento em um exercício de manivela de braço de 180 graus. Analisando a cabeça lateral do tríceps braquial, não houve diferença significativa de atividade muscular, sendo justificado porque não houve mudança nas variáveis que influenciam no treinamento como alteração do comprimento muscular. O comprimento da cabeça lateral do tríceps braquial não foi alterado quando comparado entre as diferentes pegadas, logo não houve mudança na atividade mioelétrica.

O exercício de extensão de cotovelo na polia, selecionado para esse estudo, depende de forças musculares produzidas pelo tríceps braquial que atuam na articulação do cotovelo e também na articulação do punho como a musculatura do antebraço. Os músculos do antebraço sofrem influência tanto dos exercícios de extensão quanto da flexão de cotovelos. Para poder compreender mais sobre eles, Yung e Wells (2013) fizeram um estudo analisando a alteração da geometria muscular e a atividade elétrica de seis músculos do antebraço, sendo 3 flexores de punhos e dedos e 3 extensores de punhos e dedos. Foi utilizada EMG e ultrassonografia em três posições diferentes sendo registradas durante a supinação, pronação e posição neutra do antebraço. As evidências encontradas foram que para os músculos do antebraço, a supinação e pronação não interferem, de forma significativa, na geometria muscular e nos sinais elétricos captados por eletrodos de superfície. Além de ser bem improvável que os eletrodos de superfície registrem apenas o músculo alvo sem coletar de outros músculos, sofrendo interferência dos mesmos, já que os músculos do antebraço são bem próximos uns dos outros e relativamente pequenos.

Em um estudo recente, Forman et al. (2019) analisaram a atividade dos músculos do antebraço em tarefas motoras duplas combinando força de preensão manual e extensão/flexão de punho. Foram analisados oito músculos do membro superior por meio de EMG, sendo três flexores do punho e dedos, três extensores do punho e dedos, bíceps braquial e tríceps braquial. Os participantes combinaram forças de preensão manual e flexão/ extensão de punho de forma

randomizada. Como resultado, para tarefas com forças palmares, os flexores do punho forneceram maiores contribuições do que em tarefas dominantes dorsais onde a atividade muscular estava muito baixa. Os extensores do punho permaneceram ativos em níveis moderado a alto em quase todas as condições, além de ter exibido maior atividade em tarefas de preensão manual do que os flexores do punho. Os achados dessa pesquisa indicam que os extensores do punho fornecem maior contribuição para estabilização do punho em tarefas motoras duplas.

Baseando-se nos fatores que influenciam no treinamento, e nos achados anteriores, nos exercícios que são realizados com controle da força e velocidade, ou seja, mesma carga externa e mesma velocidade de execução, espera-se que a atividade mioelétrica seja similar. Outro fator citado acima é o comprimento-tensão. Para o tríceps braquial, mudar o posicionamento do antebraço, na teoria, não teria diferença já que nessa mudança de posição o tríceps braquial não sofre alteração em seu tamanho, por não estar inserido no osso que se movimenta (rádio), logo não mudaria sua atividade mioelétrica (D'ANGELO; FATTINI, 2006). Porém, ao alterar a posição do antebraço, outros músculos podem sofrer mudança no seu comprimento. Por exemplo, o bíceps braquial que na pegada pronada (antebraço pronado) está mais alongado, por isso tende a exercer menos resistência para extensão de cotovelo nesta condição. Já na posição supinada, seu comprimento muscular é alterado, gerando um encurtamento pela contração muscular, podendo assim, produzir maior resistência ao realizar tarefas de extensão de cotovelo, fazendo com que o tríceps precise ser mais ativado para realização da tarefa. É possível que os músculos do antebraço também possam interferir na produção de força de extensão de cotovelo por cruzarem esta articulação. Os flexores do punho tem origem no epicôndilo medial do úmero e os extensores do punho com origem no epicôndilo lateral do úmero e a inserção tanto do flexores quanto dos extensores nos ossos do metacarpo (D'ANGELO; FATTINI, 2006). Os flexores do punho são mais fortes que os extensores do punho, logo posicionamentos do antebraço que dependam de fazer força de flexão de punho para estabilização desta articulação tem maior atividade dos flexores.

Até o momento não foram encontrados estudos que investigaram a atividade elétrica do músculo tríceps braquial nas pegadas pronada e supinada na extensão de cotovelo na polia alta. Para busca, foram utilizadas base de dados como Scielo, PubMed e Google Scholar, foram utilizadas palavras chaves como: triceps braquial, pegada supinada, extensão de cotovelo, EMG do triceps braquial, triceps na polia alta. Conhecer melhor esse tema auxiliaria na elaboração e prescrição de exercícios que otimizam o recrutamento do músculo tríceps braquial, fornecendo



informações úteis para sistematização de treinos, além de conhecimento sobre o funcionamento de tal músculo em diferentes posições.

OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

O objetivo geral é analisar a influência da variação da posição do antebraço na atividade elétrica dos músculos tríceps braquial, flexores e extensores do punho durante a execução do exercício tríceps na polia alta.

3.2 Objetivos específicos

Comparar a posição do antebraço (pronada e supinada) na atividade elétrica do músculo tríceps braquial cabeça longa e curta durante a execução do exercício tríceps na polia alta utilizando pegador e braçadeira.

Comparar a posição do antebraço (pronada e supinada) na atividade elétrica dos extensores de punho durante a execução do exercício tríceps na polia alta utilizando pegador e braçadeira.

Comparar a posição do antebraço (pronada e supinada) na atividade elétrica dos flexores de punho durante a execução do exercício tríceps na polia alta utilizando pegador e braçadeira.

Comparar a posição do antebraço (pronada e supinada) na quantidade repetições máximas durante a execução do exercício tríceps na polia alta utilizando pegador e braçadeira.

MÉTODOS

4.1 Participantes

Participaram da pesquisa 22 adultos sendo 11 homens e 11 mulheres sendo 13 treinados (7 mulheres e 6 homens) e 9 destreinados (idade = $25,4 \pm 3,15$ anos, estatura = $1,69 \pm 8,23$ m, massa corporal = $72,4 \pm 13,24$ kg). Foi feita divulgação via internet sobre o projeto, assim os interessados puderam entrar em contato para participar. Os critérios de exclusão foram: lesão muscular ou nas articulações do membro superior nos últimos 6 meses, limitações de movimento dos membros superiores ou alguma doença que impossibilitasse a realização do exercício proposto. Todos os testes aconteceram no Laboratório de Cineantropometria e Desempenho Humano da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto na Universidade de São Paulo. Todos os participantes assinaram o termo de consentimento para participar da pesquisa aprovada no sistema CEP/CONEP (ANEXO A).

4.2 Procedimentos

Para manter uma boa postura, foi instruído ao participante o posicionamento corporal inicial com instrução básica de postura para todos os participantes nos dois dias de teste e como ele deveria se manter ao longo do teste. Cotovelos direcionados para baixo, coluna na posição anatômica, joelhos levemente flexionados, estabilização do ombro e fazendo apenas o movimento de extensão e flexão de cotovelo 0 a 90 graus. A angulação do cotovelo foi medida por um goniômetro. Foram feitas duas marcações com fita no cabo do equipamento para assegurar que todas as repetições alcançassem a amplitude desejada. Além disso, foi feita uma marcação no chão para o voluntário saber a distância que deveria ficar da máquina.

A pesquisa foi realizada em duas sessões com intervalo de 48 a 72 horas entre elas. No primeiro dia foi realizada estimativa de 1RM. No segundo dia, teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e o teste dinâmico de extensão de cotovelo em 4 condições. A EMG foi utilizada nos dois testes do segundo dia, eletrodos de superfície foram posicionados nos músculos alvos.

4.2.1 Teste de repetições máximas

Na primeira sessão, aconteceu a familiarização com o exercício proposto que utilizamos como aquecimento. Em seguida, o participante fez um teste de repetições máximas de extensão de cotovelo unilateral, do lado dominante, na polia alta nas seguintes variações: pronada com

pegador (PP), supinada com pegador (SP), pronada com braçadeira (P.B) e supinada com braçadeira (S.B). Nas condições com pegador, o participante segurava um pegador, sendo utilizado na posição de pronação e de supinação do antebraço. Nas condições com braçadeira, uma braçadeira para prender o cabo foi fixada diretamente no punho do participante com o intuito de minimizar a utilização dos músculos flexores e extensores do punho durante a realização do exercício (Figura 1). Foi fornecido intervalo de 2 minutos entre os testes para recuperação muscular. A velocidade de execução foi controlada por um metrônomo mantendo 2 segundos de fase concêntrica e 2 de fase excêntrica (Metronome Beats, Stonekick, Londres, Inglaterra). Foi adotado a fórmula de brzycki para o teste de repetições máximas para obter a carga máxima para 1 repetição (BRZYCKI, 1993).

$$1\text{-RM} = 100 * \text{load rep} / (102.78 - 2.78 * \text{Rep})$$

RM= repetição máxima

Load rep = carga utilizada nas repetições

Rep= número de repetições.

4.2.2 Contração Voluntária Máxima

O primeiro teste da segunda sessão de coleta foi o de CIVM de extensão de cotovelo unilateral do lado dominante. O aquecimento foi realizado com carga de 60% de 1RM da pegada supinada em duas séries, uma na condição de pegada pronada com pegador e outra na condição de supinada com pegador. O teste foi realizado nas pegadas pronadas e supinadas com pegador. Para normalização dos dados, foi utilizado o valor de RMS, sendo o tríceps braquial cabeça lateral e curta e os flexores do carpo foram normalizados pela CIVM da pegada pronada enquanto que para normalizar os flexores do carpo foi utilizada a CIVM da pegada supinada. Os participantes realizaram contração máxima de 5 segundos, com a mesma instrução de postura do teste de repetições máximas do primeiro dia, com o ombro em neutro, ao lado do corpo e 90 graus de flexão de cotovelo. Para o CIVM o candidato realizou três tentativas sendo a média utilizada nos procedimentos de normalização subsequentes.

4.2.3 Contração dinâmica

O segundo teste da segunda sessão foi de extensão dinâmica de cotovelo na polia alta. Foram executadas repetições máximas de extensão de cotovelo nas quatro situações anteriores, SP, PP, S.B e P.B, sendo randomizada. A carga absoluta foi a mesma em todas as condições, sendo estipulada como 80% da carga máxima da pegada supinada com pegador.

Os testes de repetições máximas tiveram cadência controlada de 2 segundos de fase concêntrica e 2 segundos de fase excêntrica, com som a cada segundo marcando a metade de cada movimento, emitido por um aplicativo de metrônomo (Metronome Beats, Stonekick, Londres, Inglaterra).



A) _____ B) _____ C) _____ D)

Figura 1: Extensão de cotovelo na polia nas diferentes pegadas A) Pegada supinada com pegador (S.P); B) Pronada com pegador (P.P); C) Supinada com braçadeira (S.B); d) Pronada com braçadeira P.B).

A ordem das pegadas nos testes foi randomizada. A distância da máquina e angulação do cotovelo também foram controladas em todos os testes.



Figura 2: Fluxograma do experimento do estudo. P.P=Pronada com pegador; S.P=Supinada com pegador; P.B=Pronada com braçadeira; S.B=Supinada com braçadeira

4.3 Aquisição e Tratamento dos dados

Para aquisição do sinal elétrico, foi utilizado um eletromiógrafo (Trigno Wireless; Delsys®, Natick, Massachusetts, EUA) de 16 canais com 16 bits de resolução. Os dados foram coletados na frequência de 2000 Hz por meio do software EMGworks® Acquisition (Delsys Inc. Boston, Massachusetts, EUA)

A EMG foi utilizada para medir a atividade elétrica do músculo tríceps braquial cabeça curta (TBC), cabeça longa (TBL), flexores do carpo (FRC) e extensores do carpo (ERC). O sinal foi captado em todos os testes do segundo dia e em todas as pegadas. Os 4 eletrodos foram fixados nesses músculos, posicionado no sentido das fibras musculares, entre o ponto motor e o tendão distal do músculo a ser avaliado, para obter melhor sinal EMG de acordo com o Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles” (SENIAM) (HERMENS et al., 2000). O local de fixação do eletrodo foi raspado para remoção de pêlos, remoção de células mortas e depois o local foi higienizado com álcool para facilitar a aderência do eletrodo.

Após fixados os eletrodos, para garantir uma boa aquisição do sinal e funcionamento dos eletrodos, foi realizado um teste de verificação. Pedimos para os participantes realizar extensão e flexão de cotovelo, extensão e flexão de punho.

Os sinais eletromiográficos foram filtrados por filtro digital Butterworth passa banda (10 Hz – 500 Hz) e cortados no domínio temporal no próprio software da Delsys (EMGworks® Acquisition – Delsys Inc. Boston, Massachusetts, EUA) (HERMENS et al., 2000). Na CIVM, o início e o final da tentativa foram cortados sendo considerado para análise os 3 segundos intermediários do sinal (Figura 3).

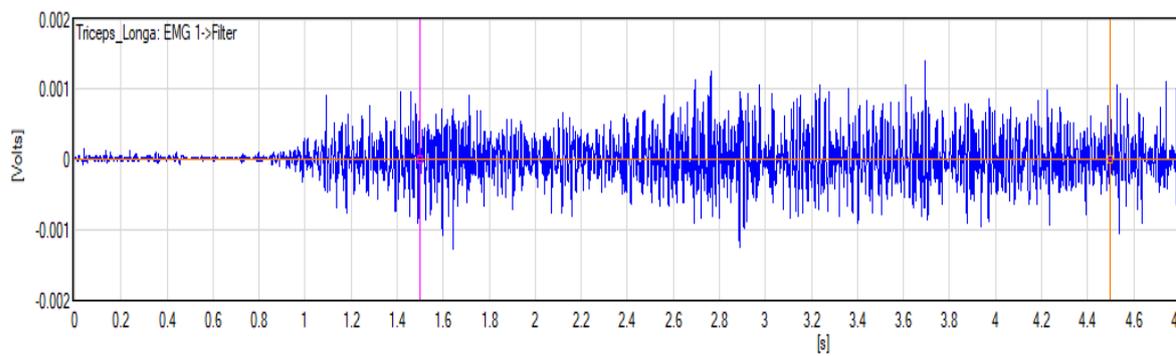


Figura 3: Série temporal do sinal eletromiográfico captado no músculo tríceps braquial (cabeça longa) de contração durante a CIVM de 5 segundos. As linhas verticais rosa e laranja

representam o início e o final, respectivamente, do intervalo do sinal que foi considerado para a análise do eletrodo 1: tríceps braquial (cabeça longa).

Em seguida foi calculada a raiz quadrada média de todo o sinal (Root mean square - RMS). O RMS do sinal eletromiográfico durante o teste de contração dinâmica foi normalizado pelo RMS do sinal obtido durante a CIVM para cada músculo.

Para o teste dinâmico, os dados foram cortados a partir de inspeção visual, considerado como início da tentativa o instante em que se observou aumento significativo do sinal e como final o momento em que o sinal retornou para os níveis de repouso ao final da última repetição válida. As repetições válidas foram aquelas que mantiveram cadência controlada de 2 segundos por fase e sem sair da postura instruída.

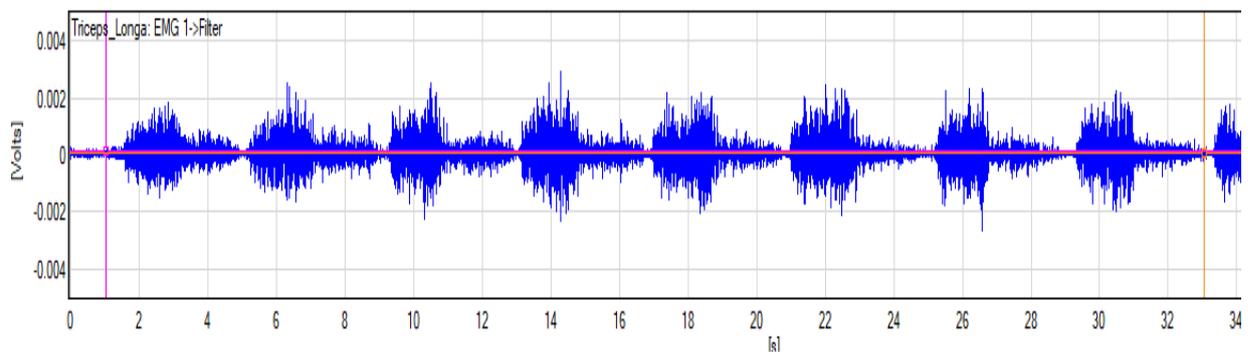


Figura 4: Série temporal do sinal eletromiográfico captado no músculo tríceps braquial (cabeça longa) de contração din. As linhas verticais rosa e laranja representam o início e o final, respectivamente, do intervalo do sinal que foi considerado para a análise do eletrodo 1: tríceps braquial (cabeça longa).

4.4 Análise estatística

Os pressupostos de normalidade e esfericidade foram verificados pelos testes de Shapiro Wilk e Mauchly, respectivamente. Quando necessário, foi aplicada a correção de Greenhouse-Geisser. Foram realizadas cinco análises de variâncias (ANOVAs) tendo como fator o tipo de pegada (S.P x P.P x S.B x P.B) que foi tratado como medida repetida. As variáveis dependentes foram a atividade eletromiográfica dos músculos TL, TC, FL, EX e o número de repetições. Testes post hoc de Bonferroni foram realizados, quando necessário. A magnitude das diferenças significativas foi determinada pelo cálculo do tamanho do efeito de Cohen. O nível de significância foi mantido em $p < 0,05$. Todas as análises foram realizadas por meio do software JAMOVI (Version 2.3, the jamovi Project 2022).

RESULTADOS

Em relação a atividade elétrica do TL, houve efeito da pegada ($F_{2,07,43,37} = 22,1, p < 0,001$). Houve maior atividade do TL na pegada supinada em comparação com as pegadas pronada (Cohen's $d = 0,53$, CI: 0,22, 0,89, $p = 0,038$), pronada com braçadeira (Cohen's $d = 1,17$, CI: 0,76, 1,69, $p < 0,001$) e supinada com braçadeira (Cohen's $d = 0,98$, CI: 0,68, 1,38, $p < 0,001$). Ainda, houve maior atividade do TL na pegada pronada em comparação com as pegadas pronada com braçadeira (Cohen's $d = 0,89$, CI: 0,52, 1,35, $p = 0,002$) e supinada com braçadeira (Cohen's $d = 0,61$, CI: 0,34, 0,94, $p < 0,001$).

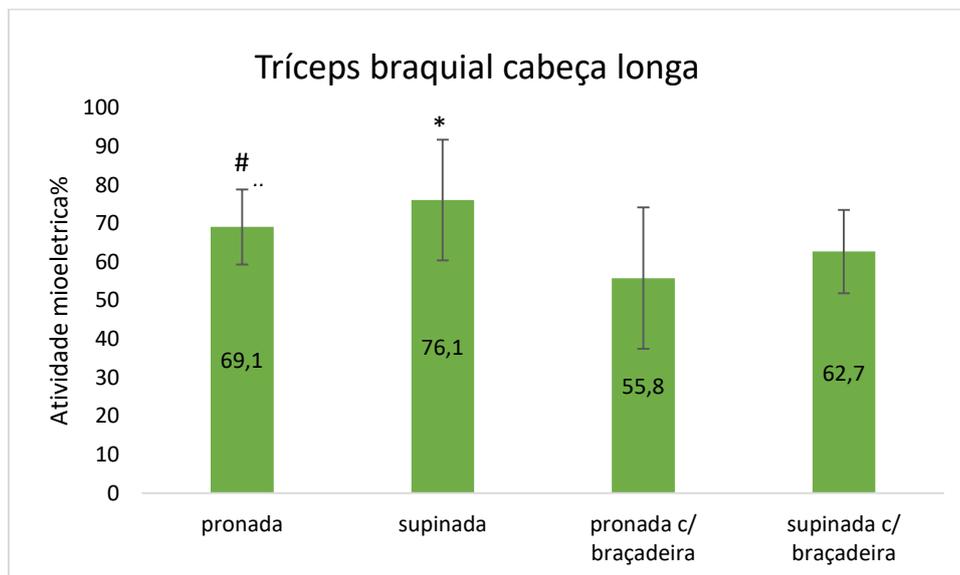


Figura 5: Média e desvio padrão da atividade mioelétrica normalizada do músculo tríceps braquial nas pegadas pronada, supinada, pronada com braçadeira e supinada com braçadeira. * = $p < 0,05$ maior que todas. # = $p < 0,05$ em relação as pegadas pronada c/ braçadeira e supinada c/ braçadeira.

Para a atividade elétrica do TC, também houve efeito da pegada ($F_{3,63} = 7,97, p < 0,001$). Houve maior atividade do TC na pegada supinada em comparação com as pegadas pronada com braçadeira (Cohen's $d = 0,74$, CI: 0,33, 1,23, $p = 0,009$) e supinada com braçadeira (Cohen's $d = 0,56$, CI: 0,36, 0,81, $p < 0,001$). Ainda, houve maior atividade do TC na pegada pronada em comparação com a pegada supinada com braçadeira (Cohen's $d = 0,43$, CI: 0,16, 0,75, $p = 0,029$).

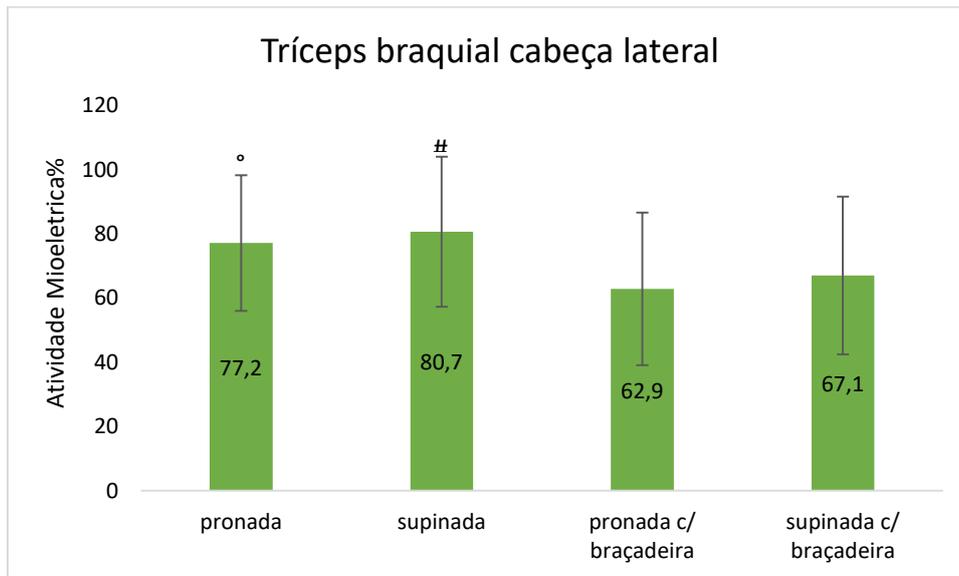


Figura 6: Média e desvio padrão da atividade do músculo tríceps braquial cabeça lateral nas pegadas pronada, supinada, pronada com braçadeira e supinada com braçadeira. # = $p < 0,05$ apenas em relação a pronada c/ braçadeira e supinada c/ braçadeira ° = $p < 0,05$ em relação a supinada c/ braçadeira

Em relação a atividade elétrica dos FL, houve efeito da pegada ($F_{3,63} = 72,2$, $p < 0,001$). Houve maior atividade dos FL na pegada pronada em comparação com as pegadas supinada (Cohen's $d = 2,31$, CI: 1,64, 3,22, $p < 0,001$), pronada com braçadeira (Cohen's $d = 2,71$, CI: 2,13, 3,56, $p < 0,001$) e supinada com braçadeira (Cohen's $d = 2,83$, CI: 2,16, 3,77, $p < 0,001$).

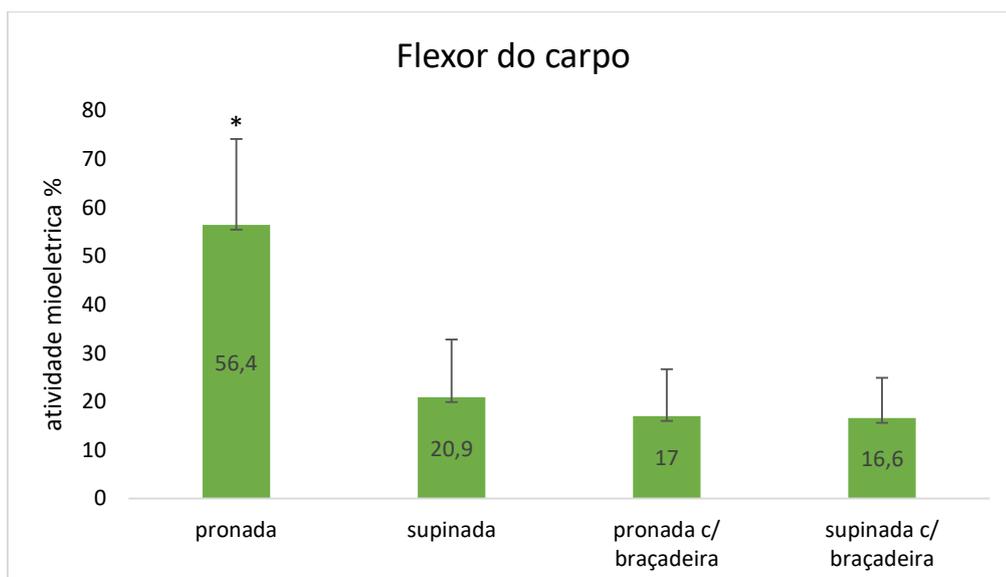


Figura 7: Média e desvio padrão da atividade dos músculos flexores do carpo nas pegadas pronada, supinada, pronada com braçadeira e supinada com braçadeira. * = $p < 0,05$

Para a atividade elétrica dos EX, também houve efeito da pegada ($F_{2,15, 45,17} = 58,4$, $p < 0.001$). Houve maior atividade dos EX na pegada supinada em comparação com as pegadas pronada (Cohen's $d = 2,94$, CI: 2,23, 3,94, $p < 0,001$), pronada com braçadeira (Cohen's $d = 3,06$, CI: 2,34, 4,09, $p < 0,001$) e supinada com braçadeira (Cohen's $d = 2,00$, CI: 4,41, 2,80, $p < 0,001$).

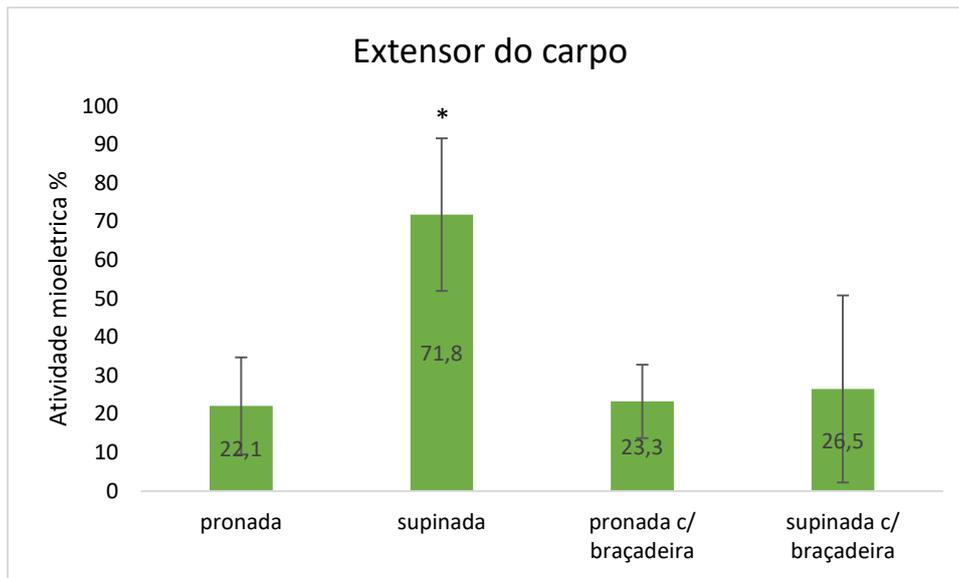


Figura 8: Média e desvio padrão da atividade dos músculos extensores do carpo nas pegadas pronada, supinada, pronada com braçadeira e supinada com braçadeira. * = $p < 0,05$

Houve ainda efeito da pegada no número de repetições máximas ($F_{3,63} = 26,5$, $p < 0.001$). Os participantes realizaram menos repetições na pegada supinada em comparação com as pegadas pronada (Cohen's $d = -1,42$, CI: -2,16, -0,83, $p < 0,001$), pronada com braçadeira (Cohen's $d = -2,46$, CI: -3,41, -1,77, $p < 0,001$) e supinada com braçadeira (Cohen's $d = -1,88$, CI: -2,73, -1,23, $p < 0,001$). Além disso, o número de repetições foi menor na pegada pronada em comparação com a pegada pronada com braçadeira (Cohen's $d = -1,11$, CI: -1,84, -0,50, $p = 0,009$).

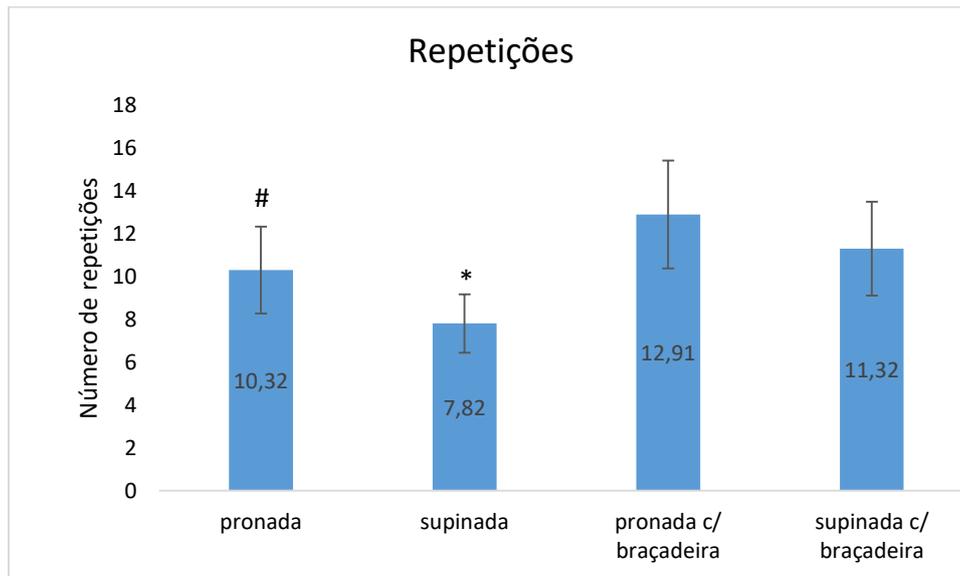


Figura 9: Média e desvio padrão do número de repetições nas pegadas pronada, supinada, pronada com braçadeira e supinada com braçadeira. * = $p < 0,05$ em relação a todas as posições. # = $p < 0,05$ comparados com a pronada c/ braçadeira e supinada c/ braçadeira.

DISCUSSÃO

O presente estudo buscou analisar a influência da posição do antebraço (pronado x supinado) na atividade elétrica do músculo tríceps braquial durante a execução do exercício de extensão de cotovelo na polia alta. Os resultados apontaram que na condição de pegada pronada os músculos flexores do carpo apresentaram maior atividade comparado com a pegada supinada. Tendo em vista que a função principal deste grupo muscular é a flexão do carpo, é provável que os flexores do carpo foram mais recrutados nesta condição para estabilizar o punho e contrapor ao torque de extensão do carpo que é gerado pelo equipamento nesta condição. Porém não houve diferença comparando as pegadas pronada e supinada com braçadeira. Isto pode ter ocorrido porque na condição com braçadeira a força externa proveniente do cabo do aparelho é direcionada diretamente no antebraço do executante (superior a articulação do punho). Desta forma, na condição com braçadeira não há torque de extensão ou flexão de punho e, conseqüentemente, não há necessidade de recrutar os músculos flexores e extensores do carpo para contrapor o torque externo de extensão e flexão de punho, respectivamente (D'ANGELO; FATTINI, 2006).

Na condição de pegada supinada, os músculos extensores do carpo apresentaram maior atividade comparado com a pegada pronada. Tendo em vista que a função principal deste grupo muscular é a extensão do carpo, ele foi mais recrutado nesta condição para estabilizar o punho

e contrapor ao torque de flexão do carpo que é gerado pelo equipamento nesta condição. Entretanto, também não houve diferença na atividade elétrica dos extensores do carpo quando a carga externa foi direcionada ao antebraço (i.e. com braçadeira). Conforme mencionado anteriormente, é provável que este resultado tenha ocorrido pela ausência de torque externo de flexão/extensão do carpo com o uso da braçadeira. De fato, nas condições com braçadeira a atividade dos extensores (24,9%) e flexores de carpo (16,8%) foram baixas em comparação com às condições com pegador (extensores = 71,8%; flexores = 56,4%), o que suporta a ideia de ausência de torque externo de flexão/extensão do punho nas condições com braçadeira.

Em relação ao número de repetições, houve mais repetições com a utilização da braçadeira (12,1 repetições) em relação ao pegador (9,1 repetições). Isso pode ser explicado pelo tamanho do braço de resistência. Na condição com pegador, a distância perpendicular entre a resistência que está na mão e o cotovelo é maior em comparação com a condição com braçadeira. Tendo em vista que o torque externo é o produto da força pelo braço de resistência (JOSEPH HAMILL, 2020), o torque externo é maior na condição com maior braço de resistência, ou seja, com pegador. Desta forma, é razoável considerar que o maior torque externo gerado na condição com pegador demandou maior força muscular e, conseqüentemente, induziu a fadiga mais rapidamente levando a um menor número de repetições nesta condição. Hussain et al. (2020) indicaram que a exaustão está relacionada com a intensidade do esforço. Portanto, com a intensidade mais elevada (maior torque externo) a fadiga tende a ocorrer mais rapidamente (i.e. com menor número de repetições).

O achado mais relevante do estudo foi que o tríceps braquial cabeça longa apresentou maior atividade na pegada supinada em comparação com a pegada pronada. Entretanto, o efeito da posição do antebraço na atividade do tríceps cabeça longa só ocorreu na condição com pegador. Uma possível explicação para este resultado consiste na redução do tamanho do braço de resistência na pegada pronada com pegador. Quando o antebraço é pronado, a cabeça do rádio gira contra a face lateral da ulna na articulação radioulnar proximal e o corpo do rádio cruza o da ulna. Este cruzamento do rádio que ocorre na pronação faz com que a parte distal do rádio fique a aproximadamente 1,08 mm mais proximal nesta condição (EPNER; BOWERS; GUILFORD, 1982), reduzindo assim o braço de resistência e conseqüentemente o torque externo. Nas condições com braçadeira, acreditamos que este efeito de redução de braço de resistência na posição pronada seja reduzido devido a carga externa (i.e. braçadeira) estar localizada mais proximalmente em relação a parte distal do rádio. Isso justificaria a ausência de efeito da pronação na condição com braçadeira.

Outra explicação para a diferença na atividade do tríceps braquial cabeça longa nas pegadas pronada e supinada com pegador pode estar relacionada com a participação dos músculos flexores e extensores do carpo. Os flexores do carpo se originam no epicôndilo medial do úmero e os extensores do carpo tem sua origem no epicôndilo lateral do úmero (D'ANGELO; FATTINI, 2006). Como ambos os grupos musculares (i.e. extensores e flexores do carpo) cruzam a articulação do cotovelo, parece razoável considerar que estes músculos possam influenciar no movimento desta articulação. Nesse sentido, poderia ser arguido que na pegada pronada, os flexores do carpo atuam evitando a extensão do carpo e, em certa medida, contribuem na extensão do cotovelo. Do mesmo modo, poderia ser sugerido que na pegada supinada, os extensores do carpo atuam evitando a flexão do carpo e, em certa medida, contribuem na extensão do cotovelo. Como os flexores do carpo têm maior volume e força em comparação com os extensores do carpo (SALONIKIDIS et al., 2011), é possível que os flexores possam exercer maior contribuição durante a extensão do cotovelo o que justificaria menor demanda do tríceps braquial cabeça longa nesta condição.

Em relação ao tríceps braquial cabeça lateral, embora a atividade média observada na pegada supinada (80,7%) tenha sido ligeiramente superior a da pegada pronada (77,1%), não houve diferença significativa, corroborando o estudo de BRESSEL et al. (2001) que comparando a pegada pronada, supinada e neutra num cicloergometro de braço também não encontraram diferença significativa para o tríceps braquial cabeça lateral. Uma das possibilidades acerca desse fato é de que as cabeças do tríceps braquial funcionam de forma independente, assim uma cabeça pode ser mais utilizada que outra em determinada posição articular (ALI et al., 2015; HUSSAIN et al., 2020).

No melhor de nosso conhecimento, este estudo é o pioneiro em investigar a influência da posição do antebraço na atividade elétrica do músculo tríceps braquial durante a execução do exercício de extensão de cotovelo na polia alta. Embora os resultados indiquem efeito da pegada na atividade da porção longa do tríceps braquial, estes achados precisam ser interpretados com cautela, considerando as limitações do estudo. As alterações na atividade mioelétrica foram observadas de forma aguda o que não necessariamente indica que a mudança de pegada ocasionará diferença no ganho de força ou hipertrofia após um programa de treinamento longitudinal (VIGOTSKY et al., 2022). A análise eletromiográfica (RMS) foi realizada considerando todo o sinal (i.e. todas repetições), sem considerar possíveis diferenças de comportamento que possam ocorrer ao longo da série de repetições. Apesar de tentarmos controlar a velocidade de movimento por meio do metrônomo, a velocidade angular durante as repetições não foi mensurada.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

A posição do antebraço influenciou na atividade eletromiográfica da porção longa do músculo tríceps braquial durante a execução do exercício de extensão de cotovelo na polia alta. O tríceps braquial cabeça longa apresentou maior atividade quando o exercício foi realizado com a pegada supinada. Os achados do presente estudo podem servir de subsídios para que profissionais e praticantes do treinamento contra-resistência selecionem o tipo de pegada mais adequado para um maior recrutamento das diferentes porções do músculo tríceps braquial, bem como dos extensores e flexores do carpo.

Estudos futuros com delineamento longitudinal poderiam ser realizados para investigar se o treinamento realizado com diferentes posições de antebraço poderiam gerar adaptações neuromusculares diferentes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALI, A. et al. Muscle fatigue in the three heads of the triceps brachii during a controlled forceful hand grip task with full elbow extension using surface electromyography. **Journal of Human Kinetics**, v. 46, n. 1, p. 69-76, jul. 2015.
- BARROSO, R.; TRICOLI, V.; UGRINOWITSCH, C. Adaptações Neurais e Morfológicas ao Treinamento de Força com Ações Excêntricas. **Rev. Bras. de Ciência e Movimento**, v. 13, n. 2, p. 111-112, mai. 2005.
- BARSANTI, R. R. et al. Descriptive electromyography signals analysis of equine longissimus dorsi, rectus abdominis and gluteus medius muscles during maneuvers used to activate the core. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v. 73, n. 4, p. 843–852, jul. 2021.
- BRESSEL, E. et al. The effect of handgrip position on upper extremity neuromuscular responses to arm cranking exercise. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, n. 4, p. 291-298, aug. 2001.
- BRZYCKI, M. Strength Testing—Predicting a One-Rep Max from Reps-to-Fatigue. **Journal of Physical Education, Recreation & Dance**, v. 64, n. 1, p. 88–90, jan. 1993.
- CARDOSO, J. R. et al. Atividade eletromiográfica dos músculos do joelho em indivíduos com reconstrução do ligamento cruzado anterior sob diferentes estímulos sensório-motores: relato de casos. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 15, n. 1, p. 78–85, 2008.
- COGLEY, R. M. et al. Comparison of muscle activation using various hand positions during the push-up exercise. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, n. 3, p. 628-633, aug. 2005.
- D'ANGELO, J. F. C.; FATTINI, C. A. **Anatomia humana sistemática e segmentar**. 3. ed. São Paulo: Ateneu, 2006.
- DE SERRES, S. J. et al. Effect of pronation and supination tasks on elbow flexor muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 2, n. 1, p. 53–58. 1992.
- DOHENY, E. P. et al. Effect of elbow joint angle on force–EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 5, p. 760–770, out. 2008.

EPNER, R. A.; BOWERS, W. H.; GUILFORD, W. B. Ulnar variance—The effect of wrist positioning and roentgen filming technique. **The Journal of Hand Surgery**, v. 7, n. 3, p. 298–305, mai. 1982.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Fundamentos do treinamento de força muscular**. [s.l.] Artmed Editora, 2017.

FORMAN, D. A. et al. The influence of simultaneous handgrip and wrist force on forearm muscle activity. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 45, p. 53–60, apr. 2019.

GORDON, K. D. et al. Electromyographic activity and strength during maximum isometric pronation and supination efforts in healthy adults. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 22, n. 1, p. 208-213, jan. 2004.

HÄKKINEN, K.; ALÉN, M.; KOMI, P. V. Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 125, n. 4, p. 573–585, dez. 1985.

HANSEN, E. A. et al. The shape of the force–elbow angle relationship for maximal voluntary contractions and sub-maximal electrically induced contractions in human elbow flexors. **Journal of Biomechanics**, v. 36, n. 11, p. 1713–1718, nov. 2003.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361–374, out. 2000.

HUSSAIN, J. et al. Muscle fatigue in the three heads of triceps brachii during intensity and speed variations of triceps push-down exercise. **Frontiers in Physiology**, v. 11, feb. 2020.

HUXLEY, A. F.; NIEDERGERKE, R. Structural changes in muscle during contraction: interference microscopy of living muscle fibres. **Nature**, v. 173, n. 4412, p. 971–973, mai. 1954.

HUXLEY, H.; HANSON, J. Changes in the Cross-Striations of Muscle during Contraction and Stretch and their Structural Interpretation. **Nature**, v. 173, n. 4412, p. 973–976, maio 1954.

JOSEPH HAMILL, K. M. K. T. R. D. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 4. ed. [s.l: s.n.]. Editora Manole, 2016.

- KHOLINNE, E. et al. The different role of each head of the triceps brachii muscle in elbow extension. **Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica**, v. 52, n. 3, p. 201–205, mai. 2018.
- KOO, T. K. K.; MAK, A. F. T.; HUNG, L. K. In vivo determination of subject-specific musculotendon parameters: applications to the prime elbow flexors in normal and hemiparetic subjects. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 5, p. 390–399, jun. 2002.
- LAKKA, T. A. et al. Sedentary lifestyle, poor cardiorespiratory fitness, and the metabolic syndrome. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 8, p. 1279-1286, aug. 2003.
- LANDIN, D.; THOMPSON, M. The shoulder extension function of the triceps brachii. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n. 1, p. 161–165, fev. 2011.
- LIEBER, R. L.; BODINE-FOWLER, S. C. **Skeletal muscle mechanics: Implications for rehabilitation**. **Physical Therapy**, v. 73, n. 12, p. 844-856, dez. 1993.
- MELO, M. O. et al. Análise do torque de resistência e da força muscular resultante durante exercício de extensão de quadril no Pilates e suas implicações na prescrição e progressão. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 15, n. 1, p. 23–30, jan. 2011.
- MORITANI, T.; DEVRIES, H. A.; MORITANI, T. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. **American journal of physical medicine**, v. 58, v. 3, p. 115-130, jun. 1979.
- PETER M. MCGINNIS. **Biomechanica do esporte e do exercício**. 3. ed. [s.l: s.n.]. Editora Artmed, 2015.
- PRKIĆ, A. et al. Comparison of isometric triceps brachii force measurement in different elbow positions. **Journal of Orthopaedic Surgery**, v. 26, n. 2, p. 230949901878390, mai-aug. 2018.
- REECE, T. M.; ARNOLD, C. E.; HERDA, T. J. An examination of motor unit firing rates during steady torque of maximal efforts with either an explosive or slower rate of torque development. **Experimental Physiology**, v. 106, n. 12, p. 2517–2530, dec. 2021.
- REMAUD, A.; GUÉVEL, A.; CORNU, C. Coactivation et inhibition musculaire : influences sur la régulation du couple de force développé et les adaptations induites par un entraînement en force. **Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology**, v. 37, n. 1, p. 1–14, jan. 2007.

RENDOS, N. K. et al. Differences in muscle activity during cable resistance training are influenced by variations in handle types. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 30, n. 7, jul. 2016.

SALONIKIDIS, K. et al. Wrist flexors are steadier than extensors. **International Journal of Sports Medicine**, v. 32, n. 10, p. 754–760, out. 2011.

VIGOTSKY, A. D. et al. Longing for a Longitudinal Proxy: Acutely Measured Surface EMG Amplitude is not a Validated Predictor of Muscle Hypertrophy. **Sports Medicine**, v. 52, n. 2, p. 193–199, fev. 2022.

WILK, M. et al. Does tempo of resistance exercise impact training volume? **Journal of Human Kinetics**, v. 62, p. 241–250, jun. 2018.

YUNG, M.; WELLS, R. P. Changes in muscle geometry during forearm pronation and supination and their relationships to EMG cross-correlation measures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n. 3, p. 664–672, jun. 2013.

APÊNDICE A – Média e desvio padrão dos valores da porcentagem da atividade elétrica de cada eletrodo, tríceps braquial cabeça longa (tricL), tríceps braquial cabeça curta (tricC) extensores de punho (ext) e flexores de punho (flex) na pegada pronada com pegador

Participantes	Sexo 1=H 2=M	Treinados 1= T 2=NT	tricL	tricC	Flex	ext	
1	2	1	63,7	49,7	39,6	41,5	11
2	1	1	69,5	105,6	59,1	10,6	1,5
3	2	1	71,8	66,7	57,1	41,6	3,2
4	2	2	81,3	84,7	50,3	27,3	11,8
5	1	1	64,5	127,1	50,9	1,8	3,3
6	2	2	64	56	72,1	10	6,5
7	1	1	76,3	68,7	68,5	23,7	4,3
8	2	1	57,6	104,8	40,7	14,1	5,4
9	1	2	93,7	109,3	39,8	34,9	1,7
10	1	2	67,9	76,7	29,3	15,5	2,8
11	2	1	69,8	80,5	79,6	47,4	13,9
12	1	2	58,4	34,7	94,8	15	2,5
13	1	1	60,4	70,7	41,2	26	2,6
14	2	2	58,5	76,2	61,1	28,7	15,8
15	2	1	63,1	68,7	29,1	16,6	2,9
16	1	1	78,8	79,9	80,8	20,3	2,4
17	2	1	72,8	84,4	49,5	39,1	12,9
18	2	2	76,2	91,5	68	22,4	9,2
19	2	1	69	71,7	67	8	3,4
20	1	1	82,2	66,7	75,6	9,6	3,4
21	1	2	67,9	62,2	44,4	22,1	7,5
22	1	2	51,9	62,3	43,1	9,6	3,8
Média	69,3	78,5	57,2	21,2	5,8		
Desvio padrão	9,9	20,6	17,7	12,1	4,4		

APÊNDICE B – Média e desvio padrão dos valores da porcentagem da atividade elétrica de cada eletrodo, tríceps braquial cabeça longa (tricL), tríceps braquial cabeça curta (tricC) extensores de punho (ext) e flexores de punho (flex) na pegada supinada com pegador

Participantes	Sexo 1=H 2=M	Treinados 1= T 2=NT	tricL	tricC	Flex	ext	
1			62,9	48,1	27,4	96,3	12,8
2	1	1	87,3	116,7	16,2	96,4	1,7
3	2	1	65,6	62,4	8,5	54	3,3
4	2	2	105,3	108,6	21,7	89,7	15,1
5	1	1	66,1	125,2	10,2	47,1	2,8
6	2	2	70,8	54,2	22,4	70	9,1
7	1	1	65,8	61,4	27,7	80,3	3,6
8	2	1	64,4	115,2	50,3	70,4	5,7
9	1	2	93,9	115,9	10,4	93,9	1,2
10	1	2	69	69	14,5	67,1	3
11	2	1	90,3	100,3	46,9	81,2	20,8
12	1	2	69,5	75	14,5	49,8	2,8
13	1	1	72,8	75,4	20,4	28,7	2,3
14	2	2	66,8	77,5	14,4	63,6	18,5
15	2	1	72,4	65,2	21,2	50,5	3,8
16	1	1	91,1	76,9	18,1	111,3	2,6
17	2	1	79,4	84,3	37,1	65,2	13,8
18	2	2	71,3	92,2	31,5	76,2	9,2
19	2	1	78,3	73,1	17	59,4	4,3
20	1	1	101,7	66,4	8,5	88,2	4,5
21	1	2	92,8	64,5	16	80,3	10
22	1	2	36	48,2	5,9	59,6	3,9
Media	76,7	82,3	20,6	70,6	6,8		
Desvio padrão	15,8	22,8	12,1	19,5	5,8		

APÊNDICE C – Média e desvio padrão dos valores da porcentagem da atividade elétrica de cada eletrodo, tríceps braquial cabeça longa (tricL), tríceps braquial cabeça curta (tricC) extensores de punho (ext) e flexores de punho (flex) na pegada pronada com braçadeira

Participantes	Sexo 1=H 2=M	Treinados 1= T 2=NT	tricL	tricC	Flex	ext	
1	2	1	58,8	41,4	20	34,2	10,6
2	1	1	59,1	109,2	16,4	24,8	1,4
3	2	1	58,7	61,4	19,1	31,9	3
4	2	2	75,7	79	20,3	31,8	11,4
5	1	1	20,7	14,6	13,8	29,1	3,4
6	2	2	49,7	53	17,8	1,1	5,9
7	1	1	61,7	32,1	16,2	29,7	5,2
8	2	1	60,5	104,5	8,9	14,6	5,8
9	1	2	88,1	102,6	19,7	32,2	1,4
10	1	2	43,9	54,3	7,1	25	1,7
11	2	1	70,2	90,2	34,6	31,5	16,7
12	1	2	3,5	50,2	26,4	13,7	2,5
13	1	1	61,7	59,8	8,5	24,3	2,3
14	2	2	47,8	64,4	29	28,6	11,6
15	2	1	58,3	60,4	11,6	15	2,7
16	1	1	72,3	63,3	40,5	27,6	3,5
17	2	1	59,8	74,5	9,9	29,8	8,6
18	2	2	47,2	63,3	26,3	19	4,3
19	2	1	64,6	71,6	7,7	26	4,8
20	1	1	65,1	37,3	8,4	4,8	3,6
21	1	2	66,1	53,6	9,3	28	8,3
22	1	2	34,1	44	2,8	9,1	2,8
media	55,7	64,0	16,9	22,7	5,3		
Desvio padrão	18,8	23,8	9,9	9,4	4,0		

APÊNDICE D – Média e desvio padrão dos valores da porcentagem da atividade elétrica de cada eletrodo, tríceps braquial cabeça longa (tricL), tríceps braquial cabeça curta (tricC) extensores de punho (ext) e flexores de punho (flex) na pegada pronada com braçadeira

Participantes	Sexo 1=H 2=M	Treinados 1= T 2=NT	tricL	tricC	Flex	ext	
1	2	1	59,7	40,9	12	126,8	12,6
2	1	1	52,6	86,3	17,5	15,8	1,2
3	2	1	65,1	60,7	16,7	32,8	3,4
4	2	2	83,4	88,1	17,3	30,3	15,9
5	1	1	55,8	124,1	8,4	18,9	2,9
6	2	2	58,1	49,2	13	16,7	7,3
7	1	1	65,5	43,7	8,2	12	3,5
8	2	1	53,4	104,4	13,1	10,1	4,8
9	1	2	77,1	103,1	8,3	13,3	1,2
10	1	2	47,7	53,1	9,7	13,6	2,1
11	2	1	71,7	93,3	28,4	38,2	16,8
12	1	2	54,4	68,4	12,9	16,7	2,4
13	1	1	56,2	47,4	20,4	28,7	2,3
14	2	2	58,6	75,3	19,5	28,9	16
15	2	1	55,5	47	16,1	19,3	2,7
16	1	1	64,8	51,1	29	25,1	2
17	2	1	68,1	74,3	18,6	32	10,9
18	2	2	71,4	78,7	33,6	31,6	8,3
19	2	1	63,4	62,8	34,5	11,4	4,1
20	1	1	82,1	39,8	4,7	7,4	4,7
21	1	2	72,7	31,4	14,4	38,1	8,3
22	1	2	41,1	53,5	9	15,5	8,3
Média	62,8	68,4	16,8	21,7	6,1		
Desvio padrão	11,1	24,5	8,4	9,7	5,0		

APÊNDICE E

Nome: _____

Idade _____ altura _____ peso _____ treinado() destreinado()
 Altura do cabo com cotovelo em 90°
 Com braçadeira _____ com pegador _____

1° dia

Ordem dos testes	número de repetições	carga
Pronada com pegador _____	_____	_____
Supinada com pegador _____	_____	_____
Pronada com braçadeira _____	_____	_____
Supinada com braçadeira _____	_____	_____

Obs:

1RM pegada S.P: $100 \times \text{carga} / (102,78 - 2,78 \times \text{rep}) =$
 1RM pegada P.P=

2° dia

Cvim1 pegada _____	ordem _____	Cvim1 pegada _____	ordem _____
Cvim2 pegada _____	ordem _____	Cvim2 pegada _____	ordem _____
Cvim3 pegada _____	ordem _____	Cvim3 pegada _____	ordem _____

Cvim1 pegada _____	ordem _____	Dinâmico 80% pron Pegada _____ reps _____ Ordem _____
Cvim2 pegada _____	ordem _____	
Cvim3 pegada _____	ordem _____	

Dinâmico 80% sup

Pegada _____	reps _____	Ordem _____	Pegada _____	reps _____	Ordem _____
Pegada _____	reps _____	Ordem _____	Pegada _____	reps _____	Ordem _____

ANEXO A

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Influência da posição do antebraço na atividade elétrica do músculo tríceps braquial durante a execução do exercício de extensão de cotovelo na polia alta **Pesquisador:** CLAUDINEI IOSSI JUNIOR **Área Temática:**

Versão: 3

CAAE: 38005420.0.0000.5659

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE DE SAO PAULO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.552.549

Apresentação do Projeto:

Vide parecer anterior

Objetivo da Pesquisa:

Vide parecer anterior

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Vide parecer anterior

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Vide parecer anterior

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos de apresentação obrigatória atendem a todos os critérios de condutas éticas.

Recomendações:

Nada consta

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Nada consta

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto encontra-se APROVADO para execução. Pedimos atenção aos seguintes itens:

- 1) Eventuais emendas (modificações) ao protocolo devem ser apresentadas, com justificativa, ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada. Neste caso, o pesquisador deve aguardar nova aprovação do CEP para realizar os procedimentos de acordo com as mudanças solicitadas;
- 2) Sobre o TCLE: caso o termo tenha DUAS páginas ou mais, lembramos que no momento da sua assinatura, tanto o participante da pesquisa (ou seu representante legal) quanto o

pesquisador responsável deverão RUBRICAR todas as folhas, colocando as assinaturas na última página;

- 3) GARANTIR QUE NOS MOMENTOS DE ATIVIDADE FÍSICA SEMPRE HAJA PELO MENOS UM MEMBRO DA EQUIPE DE PESQUISA EM CONTATO COM O PARTICIPANTE APTO A PRESTAR OS SOCORROS DE URGÊNCIA, INCLUSIVE MASSAGEM CARDÍACA E USO DO DEA, CASO NECESSÁRIO.
- 4) Excluir os destaques em cores diferentes nos termos obrigatórios antes de apresentá-los aos participantes da pesquisa;
- 5) O participante da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS n.º 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma via do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).;
- 6) O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata;
- 7) O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa), junto com seu posicionamento;
- 8) Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à Anvisa, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. n.º 251/97, item III.2.e). • Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, inicialmente em ____/____/____ e ao término do estudo.

- 9) Recomenda-se o atendimento da lei estadual (SP) 16.724, de 22 de maio de 2018, acerca de aplicação de Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q) e/ou outras providências.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1515587.pdf	22/02/2021 23:09:19		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	quali_mestrado_versao5_02_2021.pdf	22/02/2021 23:08:35	CLAUDINEI IOSSI JUNIOR	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_mestrado_versao3_21.pdf	18/02/2021 19:30:37	CLAUDINEI IOSSI JUNIOR	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_mestrado_versao04_11_2020.pdf	26/11/2020 14:49:38	CLAUDINEI IOSSI JUNIOR	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_mestrado_versao03_10_2020.pdf	20/10/2020 15:38:26	CLAUDINEI IOSSI JUNIOR	Aceito
Outros	questionario_inclusao.pdf	20/10/2020 01:03:03	CLAUDINEI IOSSI JUNIOR	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_mestrado_versao02_10_2020.pdf	20/10/2020 01:02:19	CLAUDINEI IOSSI JUNIOR	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_mestrado_versao02_10_2020.pdf	20/10/2020 01:01:42	CLAUDINEI IOSSI JUNIOR	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	quali_mestrado08_2020.pdf	14/09/2020 23:34:18	CLAUDINEI IOSSI JUNIOR	Aceito

TCLE / Termos de Assentimento /	TCLE_mestrado.pdf	14/09/2020 23:33:54	CLAUDINEI IOSSI JUNIOR	Aceito
---------------------------------	-------------------	------------------------	---------------------------	--------

Página 03 de

Justificativa de Ausência	TCLE_mestrado.pdf	14/09/2020 23:33:54	CLAUDINEI IOSSI JUNIOR	Aceito
Folha de Rosto	F1_rostoPlataformaBrasil_Claudinei_assinada.pdf	11/08/2020 23:18:33	CLAUDINEI IOSSI JUNIOR	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RIBEIRAO PRETO, 23 de Fevereiro de 2021

Assinado por:
Renato Francisco Rodrigues Marques
(Coordenador(a))



ANEXO B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar do estudo intitulado “Influência da posição do antebraço na atividade elétrica do músculo tríceps braquial durante a execução do exercício de extensão de cotovelo na polia alta”.

Para controlar a atividade muscular é necessário controlar as variáveis do treinamento. Conhecer como cada músculo trabalha, de acordo com cada variável, é um fator decisivo na elaboração de treino. Até o momento, a literatura aponta trabalhos que se mostraram efetivos na manipulação das variáveis do treinamento, como velocidade de execução e comprimento muscular e diferentes níveis de atividade mioelétrica. Realizamos esse estudo visando cobrir lacunas na literatura que não foram testadas com o tríceps braquial em específico. Em teoria, para um único músculo, se não há mudanças nas variáveis do treinamento, a atividade muscular continua igual. Objetivamos verificar o recrutamento muscular do tríceps braquial de acordo com variações de pegadas e analisar o comportamento dos músculos do antebraço e bíceps braquial nessas variações de pegadas para extensão de cotovelo. Por isso, esse estudo está sendo realizado buscando verificar a influência da posição pronada e supinada do antebraço na atividade elétrica do músculo tríceps braquial cabeça longa e lateral durante a execução de extensão de cotovelo no exercício na polia alta. Esta pesquisa não lhe trará nenhum benefício direto, porém, esperamos que ela possa trazer benefícios indiretos, tendo em vista que auxiliará os profissionais da área da saúde a compreenderem melhor o papel do recrutamento de unidades motoras no recrutamento muscular.

Portanto, se você concordar em participar do estudo, algumas avaliações serão realizadas. Inicialmente você responderá um questionário com perguntas sobre históricos de lesões ou qualquer problema de saúde que impossibilite sua participação em realizar os exercícios propostos. Em seguida, ocorrerá o teste de repetições máximas, no qual você realizará o exercício de extensão de cotovelo na polia alta com pegador e com uma braçadeira com o antebraço pronado e supinado tendo um total de 4 variações, após uma simples demonstração de como realizá-los. Com esse procedimento ajustaremos as cargas para que você realize esse mesmo exercício no 2º teste da segunda sessão. Com as cargas ajustadas, a segunda sessão de coletas de dados ocorrerá com intervalo mínimo de 2 dias e máximo de 3 dias entre eles. Será realizado um teste de contração voluntária máxima (CVM) com 3 tentativas para cada variação sendo pegada pronada com pegador, supinada com pegador para extensão de cotovelo e supinada com pegador para flexão de cotovelo. Além de teste de repetições máximas de extensão de cotovelo na polia alta para cada variação(4) realizando com 80% da carga máxima da pegada supinada com pegador e 80% da carga máxima da pegada pronada com pegador para a mesma pegada totalizando 5 series. Durante o teste, eletrodos serão fixados na sua pele. É um procedimento indolor e permitirá coletar os dados necessários para a pesquisa. Todos os procedimentos dos testes acontecerão no Laboratório de Cineantropometria e Desempenho Humano da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto na Universidade de São Paulo. O teste 1 levará cerca de 30 minutos e o teste 2 cerca de 1 hora para serem realizados. Os riscos para participação nesta pesquisa são mínimos e estão relacionados com dor muscular ou desconfortos inerentes à prática de exercícios de musculação. Mesmo assim, durante todo o



**Universidade de São Paulo
Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto**

experimento, uma pessoa permanecerá ao seu lado para eventual auxílio. Você terá direito a reembolso conforme as leis vigentes no país caso ocorra dano decorrente de sua participação na pesquisa. Além disso, a qualquer momento você poderá pedir para interromper a participação no experimento sem que isso lhe acarrete qualquer prejuízo ou penalização.

A sua participação não é obrigatória. Garantimos que as informações obtidas nessa pesquisa não serão de maneira alguma associadas à sua identidade. Pela sua participação você não receberá qualquer valor em dinheiro e não terá nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa beneficiá-lo. As despesas com transporte serão ressarcidas, caso seja necessário. Caso você aceite participar do estudo deverá assinar este documento de consentimento.

Eu, _____, declaro que estou devidamente esclarecido sobre os procedimentos envolvidos no estudo intitulado “Influência da posição do antebraço na atividade elétrica do músculo tríceps braquial durante a execução do exercício de extensão de cotovelo na polia alta “ e aceito participar desta pesquisa. Fui informado que os dados do estudo serão utilizados para fins científicos e que minha identidade será mantida em sigilo. Sei que não sou obrigado a participar do estudo, que não terei nenhum prejuízo caso não queira participar e que terei liberdade em retirar meu consentimento a qualquer momento. Estou recebendo uma via deste termo de consentimento. Poderei me informar sobre o andamento do estudo na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto e sobre dúvidas relacionadas à ética da pesquisa no Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto. Telefone para contato com os pesquisadores: (16) 997247242; (16) 3315-0345.

Contato do Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo Avenida Bandeirantes, 3900 - Vila Monte Alegre - Ribeirão Preto CEP: 14040-907 Fone: (16) 3315-0494 Atendimento: Das 8:00 às 12:00 e Das 14:00 às 17:00 - cep90@usp.

Ribeirão Preto, _____ de _____ de 2022.

Assinatura do Participante

Prof. Claudinei Iossi Júnior

Prof. Dr. Matheus Machado
Gomes

Pesquisador Responsável

Orientador

Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – USP. <http://www.eeferp.usp.br/>
Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto -
USP Avenida Bandeirantes, 3900 - - Ribeirão Preto - SP - Brasil Fone: (16) 3315-0345
E-mail: eeferp@usp.br



Universidade de São Paulo
Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto

Data:

Assinatura do Aluno:

Assinatura do Orientador: