



A influência da amplitude de movimento na
capacidade funcional e estrutural do tríceps braquial
- um estudo experimental

Luís Miguel Pereira Ferreira

Trabalho realizado sob a orientação de

Luís Filipe Brandão Martins Ferreira, ISCE DOURO

Pedro Miguel Gomes Forte, ISCE DOURO

Penafiel, junho de 2024

Mestrado em Atividade Física, Desporto e Bem-Estar

DEPARTAMENTO DE DESPORTO

INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS EDUCATIVAS DO DOURO

RESUMO

A amplitude de movimento nos exercícios, parte como um dos fundamentos para uma maior ativação de um grupo muscular. O objetivo desta investigação foi comparar a capacidade estrutural e funcional do tríceps braquial entre três grupos com ângulos diferentes (90° , 110° e 130°), num exercício unilateral de pega supinada. A amostra foi constituída por 25 sujeitos entre os 18 e os 35 anos e foram efetuadas medições dos perímetros dos membros superiores, pesagens realizadas numa *inbody 270*, 1 repetição máxima estática e recolhidos os dados de eletromiografia no exercício dinâmico. Durante 8 semanas os sujeitos realizaram este exercício, executando 3 séries de 12 repetições para cada braço, com dias de descanso intercalados aos dias de trabalho, ou seja, um dia de trabalho seguido de dia de descanso. Os resultados mostraram que, após o período de intervenção, os sujeitos obtiveram melhorias em todas as variáveis, ficando mais fortes e mais eficientes, tendo sido o grupo 2 (trabalho a 110°) a reportar alterações estatisticamente significativas (perímetros, $t=2.89$, $p=0.02$; ; Força, $t=-3.26$, $p=0.01$) nos níveis de força e de ativação de fibras musculares.

Palavras-chave

Eletromiografia, Tríceps Braquial, Aptidão Física, Amplitude de Movimento;

ABSTRACT

The range of motion in exercises is one of the fundamentals for greater activation of a muscle group. The aim of this investigation was to compare the structural and functional capacity of the brachial triceps among three groups with different angles (90°, 110°, and 130°) in a unilateral supinated grip exercise. The sample consisted of 25 subjects aged between 18 and 35 years, and measurements of upper limb circumferences, body weight using an InBody 270, one-repetition maximum, and electromyography data during dynamic exercise were collected. Over eight weeks, the subjects performed this exercise, executing 3 sets of 12 repetitions for each arm, with rest days in between. The results showed that, after the intervention period, the subjects improved in all variables, becoming stronger and more efficient, with group 2 reporting statistically significant changes in strength levels and muscle fibre activation.

Keywords

Electromyography, Triceps Brachii, Physical Fitness, Range of Motion;

ÍNDICE GERAL

Agradecimentos	1
Introdução	2
Enquadramento Teórico	5
Metodologia.....	6
Desenho do estudo.....	6
Amostra/Participantes.....	7
Recolha de Dados	8
Eletromiografia.....	9
Antropometria	9
Composição Corporal	10
Amplitude de movimento	10
Capacidade Funcional	11
Programa de exercício físico	12
Descrição das Variáveis e Adaptações Biomecânicas no Programa de Exercício Físico	12
Métodos estatísticos	13
Discussão	18
Bibliografia.....	23



Agradecimentos

Esta tese foi desenvolvida no Instituto Superior de Ciências Educativas do Douro (ISCE), estando enquadrado numa projeção de investigação.

Aos professores Luís Ferreira (orientador) e Pedro Forte (co-orientador), um especial agradecimento pelo apoio constante, orientação, ensinamentos prestados, rigor científico e amizade.

Aos sujeitos que constituíram a amostra também um agradecimento pelo empenho demonstrado no plano de treino, nas avaliações e no constante acompanhamento desenvolvido nas 12 semanas.

Introdução

A eletromiografia (EMG) é o termo utilizado para o estudo dos sinais elétricos que são obtidos a partir da atividade muscular com o recurso a elétrodos sensoriais (Kilby et al., 2016).

A EMG, é considerada como uma extensão do exame clínico, permitindo detetar a fraqueza e a sarcopenia (Choi, 2016). A literatura define a sarcopenia como a perda da massa muscular esquelética causada pelo próprio envelhecimento, enquanto a sarcopenia secundária descreve a sarcopenia causada por desuso (imobilidade ou inatividade física), doença (falência avançada de órgãos, malignidade, doenças neurodegenerativas ou endócrinas) e nutrição inadequada (Choi, 2016). Esta técnica de diagnóstico permite detetar anomalias como a deservação crónica ou fasciculações em músculos clinicamente normais (Mills, 2005). A EMG tem sido utilizada para avaliar diretamente a função muscular através do aspeto eletromecânico da contração muscular (Fukuhara et al., 2021).

A ciência descreve-nos a existência de três tipos de músculo: esquelético, cardíaco e liso (Juris, 2004; Sweeney & Hammers, 2018). Os miócitos são a unidade celular da estrutura muscular e contêm elevadas concentrações de proteínas especializadas que utilizam a energia química para gerar força mecânica sob a forma de contração celular (Sweeney & Hammers, 2018). Os atletas que já foram submetidos a um treino considerável podem constituir um problema especial no estudo da adaptação ao treino da força. (Hiikkinen et al., 1987; Alam et al., 2018). Essa adaptação de treino poderá existir pela capacidade de treino dos indivíduos, sendo necessário mudar variáveis de treino como (velocidade, volume, etc) para existir um novo estímulo. (Hiikkinen et al., 1987) .

Existem 2 tipos de EMG, a EMG de superfície e profunda. A EMG profunda consiste em inserir um elétrodo de agulha num músculo, registar e amplificar os sinais elétricos gerados pelas fibras musculares em repouso ou em contração e interpretar os sinais para determinar a função das fibras musculares e das

unidades motoras (Rubin, 2019). No entanto, uma vez que a EMG por agulha implica a inserção e remoção de um eletrodo através de um músculo, existem riscos potenciais, incluindo dor, hemorragia e hematoma, infeção e desenvolvimento de pneumotórax (Al-Shekhlee et al., 2003; London, 2017).

Na EMG de superfície, os sinais bioelétricos são obtidos através de eletrodos de superfície colocados na pele sobre o músculo selecionado (Kilby et al., 2016). A EMG de superfície (não invasiva) permite a extração das características globais do músculo, como por exemplo a amplitude bioelétrica (Farina & Holobar, 2016). Os métodos clássicos de investigação das unidades motoras datam de há várias décadas. Baseiam-se em registos invasivos com eletrodos seletivos de agulha ou de fio. Por outro lado, a EMG não invasiva (de superfície) tem sido normalmente processada como um sinal de interferência (ativação de unidades motoras de outros grupos musculares), com a extração das suas características globais, por exemplo, a amplitude. (Farina & Holobar, 2016).

Este método, devido às suas características, também é utilizado para determinar a fadiga muscular local (Cifrek et al., 2009). As vantagens do EMG de superfície são: 1) não invasivo, 2) permite a monitorização da fadiga em tempo real, 3) permite correlacionar a fadiga com as alterações bioquímicas e fisiológicas dos músculos ativos (Cifrek et al., 2009). Assim, os registos de EMG de superfície permitem uma medição objetiva das atividades musculares (Kilby et al., 2016).

A prática de exercício físico (EF), tem sido associada ao aumento da satisfação com o corpo, da autoestima e bem-estar psicológico geral (Mookerjee & McMahon et al., 2014). Embora o EF seja amplamente reconhecido pelos seus inúmeros benefícios para a saúde e pela melhoria da qualidade de vida, as principais razões que levam os jovens de ambos os sexos a praticar regularmente EF prendem-se com o controlo do peso e a insatisfação com a forma corporal (De Sá Resende et al., 2019). Para desenvolver um corpo saudável, são adotadas estratégias e metodologias que permitem a obtenção dos resultados definidos (Mosley, 2009).

Existem várias metodologias de treino, que podem ser aplicadas com vista às alterações estruturais e funcionais do músculo, sobre as quais se destacam estudos que avaliam a resposta hipertrófica com recurso a equipamentos analíticos e pesos livres (Haugen et al., 2023; Schwanbeck, 2008) e estudos com foco em exercícios onde os exercícios em questão focam uma única articulação e outros onde os mesmos focam várias articulações (Matola et al., 2024). Espera-se que, através da análise do treino e da realização de vários testes laboratoriais repetidos, sobre o desempenho neuromuscular, seja possível obter mais informações sobre as relações entre algumas das variações, como intensidade, volume do treino e as respostas adaptativas do sistema neuromuscular ao estímulo, utilizando testes periódicos de EMG (Hiikkinen et al., 1987). A literatura também apresenta estudos que avaliam o efeito da técnica de execução (Androulakis Korakakis et al., 2024), da amplitude de movimento (Soucie et al., 2011), do tipo de pega e da utilização de diferentes acessórios (barras, cordas ou discos) na resposta hipertrófica (Kassiano et al., 2022).

Dos estudos verificados, com equipamentos monoarticulares e para os membros superiores, os grupos musculares predominantemente utilizados são o bíceps braquial, o tríceps braquial (TB) e o grande peitoral (Gentil et al., 2007). No entanto, no que diz respeito aos equipamentos, para bíceps a máquina predominante é a de arm curl onde apenas varia a pega pronada ou supinada (Dickie et al., 2017; Dunskey et al., 2011.) No que diz respeito ao grande peitoral, a maioria dos exercícios são de supino, com diferentes inclinações (Rodríguez-Ridao et al., 2020). No entanto, no que diz respeito ao TB, o “tríceps *pull down*” e o “puxador alto” são os mais utilizados (Villalba et al., 2024; (Dickie et al., 2017; Villalba et al., 2024; Witoonchart et al., 2003). Neste último, existe uma variabilidade considerável de ângulos de trabalho e tipo de pegas, que podem variar em função da estrutura a utilizar, como por exemplo com recurso a barras ou cordas (Boehler et al., 2011). De destacar ainda a utilização da máquina “puxador alto”, onde a literatura destaca a variabilidade de movimentos que se assemelham às execuções com pesos livres (Farias et al., 2017).

Face ao exposto, este trabalho de investigação empírico resulta de uma pergunta de partida para a investigação: Será que diferentes amplitudes de movimento,

influenciam a resposta estrutural e funcional do TB em praticantes regulares de ginásio? Face à questão de partida, formulamos como objetivo, perceber qual a adaptação do TB, no que concerne à sua arquitetura anatómica e recrutamento de unidades motoras, através de indicadores antropométricos, de força máxima e eletromiográficos após 12 semanas de aplicação de um programa de EF.

Enquadramento Teórico

Anatomicamente, o músculo TB é constituído por 3 cabeças e insere-se no olecrânio, com um tendão comum (Handling et al., 2010; Kholinne et al., 2018). A cabeça lateral e medial (profundas) têm origem na parte posterior do úmero (Eiserloh et al., 2000) e a cabeça longa origina-se no tubérculo infraglenoidal (Handling et al., 2010). O músculo TB é descrito como o principal extensor da articulação do cotovelo e é importante para a função normal do membro superior (Keener et al., 2010; Dickie et al., 2017). O TB também desempenha funções de estabilização da articulação do ombro (Dickie et al., 2017), sendo essencial para movimentos que envolvam precisão e força, como atirar e empurrar (Keener et al., 2010). Os estudos científicos referem que a configuração das inserções musculares e a estrutura do TB influenciam significativamente a sua força e funcionalidade (Kholinne et al., 2018; Landin et al., 2018). A literatura também refere que as dimensões ântero-posteriores do cúbito são importantes na variação da alavanca de força, interferindo com o pico de produção de força do TB, o que altera a sua capacidade de gerar torque e força durante a extensão do cotovelo, em diferentes ângulos (Kholinne et al., 2018; Landin et al., 2018).

Assim, embora a hipertrofia muscular possa ser alcançada através de uma grande variedade de programas de treino de resistência, o princípio da especificidade dita que algumas rotinas podem promover maior hipertrofia do que outras (B. J.Schoenfeld et al., 2010; Androulakis Korakakis et al., 2024; Sartori et al., 2021). Num estudo levado a cabo por Doheny et al., (2008), foram avaliados 6 ângulos entre os 45° e os 120° de flexão isométrica no TB e os autores verificaram que a força produzida alterou de acordo o ângulo de trabalho, sendo que nos ângulos mais fechados ocorreram maiores aumentos dos níveis

de força (Doheny et al., 2008). Outro estudo, avaliou a contração isométrica e voluntária do TB a 60°, 90° e 120° e, apesar de não haver diferenças estatisticamente significativas na força total, os aumentos verificaram-se nos ângulos mais abertos (Akima et al., 2021). Noutra investigação, foram aplicados diferentes volumes de treino por série muscular (incluindo para o TB) e, após as 8 semanas de aplicação do programa de EF, os autores concluíram que o ângulo em que se realiza o trabalho de resistência muscular, influenciou a ativação de fibras musculares (Brigatto et al., 2019). Noutra investigação levada a cabo por Maeo et al., (2023) durante 12 semanas, os participantes realizaram 5 séries de 10 extensões do cotovelo, numa máquina customizada, com uma carga de 70% de uma repetição máxima, num total de 2 sessões por semana e em dias não consecutivos. Neste, um dos membros superiores foi treinado na posição sobre a cabeça (*Overhead-Arm*) e o outro na posição neutra (*Neutral-Arm*) e os autores concluíram que em ambos os casos houve ganhos significativos na hipertrofia muscular. (Doheny et al., 2008; Maeo et al., 2023).

Face ao exposto, procuramos determinar qual dos ângulos de extensão do TB (90°, 110° ou 130°) é mais eficaz para otimizar a performance dos atletas. Esta performance quando ligada ao alto rendimento, seja qual for o desporto do sujeito, pequenas diferenças que consigam melhorar o rendimento desportivo do atleta irão fazer grande diferença a nível competitivo. Assim, este estudo pretende avaliar as medidas antropométricas e de EMG, comparando a força máxima na fase isométrica e a ativação muscular na fase dinâmica. Além disso, será aplicado um programa de EF durante 8 semanas para avaliar os ganhos hipertróficos em todos os grupos envolvidos.

Metodologia

Desenho do estudo

Este é um estudo experimental longitudinal, desenvolvido com indivíduos do sexo masculino, não treinados ou pouco treinados e como parte integrante do projeto de dissertação previamente elaborado.

Após assinarem o termo de consentimento informado, os participantes foram integrados de forma aleatória (saco com 3 papéis que constituíam o grupo, onde o sujeito retirava e integrava no grupo do papel) num dos grupos experimentais (1, 2 ou 3) de acordo com os seguintes critérios de inclusão: 1) sedentários/pouco ou nenhum tempo de treino (inferior a 6 meses); 2) adultos jovens; 3) praticantes de EF em ginásio. Adicionalmente foram aplicados como critérios de exclusão: 1) indivíduos treinados com experiência de treino superior a 6 meses; 2) idades inferiores a 18 anos.

Amostra/Participantes

Participaram neste estudo vinte e cinco homens voluntários saudáveis, com idades compreendidas entre 18 e 36 anos, sem historial de dor ou incapacidade funcional nas articulações do cotovelo e ombro. Cada grupo de EF utilizava diferentes ângulos (50° - 130° de trabalho, 70° - 110° de trabalho e 90° - 90° de trabalho). Para atender à correta aplicação da amplitude do movimento, foi utilizado um goniómetro manual (Fisaude, Madrid, Espanha), para certificar a correta aplicação dos ângulos e os mesmos não variarem durante a execução do exercício. Nesse sentido, foi elaborado um suporte com escala, sendo esta ajustada a cada indivíduo do grupo, no momento da primeira avaliação, de acordo com o grupo de trabalho em que estavam inseridos. Os participantes realizaram um exercício unilateral com pega supinada de TB, sempre na mesma estação de trabalho, em três dias da semana não consecutivos.



Figura 1: Escala para a amplitude de movimento

Recolha de Dados

Os participantes foram convidados para o estudo através do contacto efetuado pela receção do ginásio, por convite direto dos investigadores do estudo, ou após informação partilhada pelo grupo de trabalho do referido espaço.

Neste momento foram explicados os objetivos do estudo tal como os procedimentos e os indivíduos que se mantiveram interessados em participar, assinaram o termo de consentimento informado, sendo distribuídos de forma aleatória pelos 3 grupos do estudo, com recurso a um método de sorteio (papeis numerados de 1 a 3), efetuado por um elemento do ginásio, desconhecedor do conteúdo do método de sorteio. Após este momento, foram agendadas as avaliações iniciais, onde foram verificados os critérios de inclusão e recolhidos os dados sociodemográficos, antropométricos, bioimpedância, morfológicos e de condição física estática e dinâmica dos participantes.

Nesta marcação, os participantes foram instruídos para se apresentarem em jejum até 4h previamente à recolha de dados e para se absterem de consumir cafeína, chá ou álcool nas 8h anteriores e da prática de EF nas 24h anteriores.

Depois disso, foram agendados os momentos de recolha dos dados funcionais e de condição física com recurso ao equipamento utilizado no estudo, sendo também este um momento para os participantes se familiarizarem com o equipamento de treino. O intervalo entre avaliações foi inferior a 7 dias.

Os dados foram recolhidos entre Fevereiro e Maio de 2024.

Eletromiografia

A EMG foi recolhida com recurso a um aparelho (Mdurance, Mdurance Solutions SL, Granada, Espanha). O dispositivo mDurance é uma ferramenta de EMG de superfície (sEMG) concebida para fisioterapeutas, treinadores, médicos desportivos e outros profissionais que necessitem de avaliar e treinar a função muscular. (Bawa & Banitsas, 2022). O aparelho permite a avaliação da atividade muscular e da fadiga, e pode medir a atividade dos músculos superficiais e profundos, como os oblíquos internos e o multífido. É um aparelho de 4 canais, o que significa que pode avaliar até quatro músculos em simultâneo, ou dois músculos em dois pacientes diferentes ao mesmo tempo. (Bawa & Banitsas, 2022). Os dados EMG foram recolhidos logo após depois da RM máxima com o mesmo exercício, mas este de forma dinâmica. Os elétrodos foram colocados nos dois braços, na cabeça longa e na cabeça lateral (percetível pelo toque). A escala e o ângulo dos grupos já estavam ajustados da RM Máxima. O membro direito foi sempre o primeiro a ser analisado realizando uma serie de 12 repetições.

Antropometria

A altura (m), foi recolhida com recurso ao estadiómetro (MEDI106, Topgim, Sintra e Portugal). Os participantes encontravam-se descalços, foram efetuadas medidas repetidas e os resultados foram registados após uma expiração profunda, assumindo uma margem de erro até 2mm (*SCIENCE & TECHNOLOGY*, 2017). O peso foi recolhido através da *InBody* 270 (Teprel, Portugal), de acordo com as recomendações internacionais (Larsen et al., 2021; Ntineri et al., 2023). Os participantes só utilizaram roupa interior e estavam

descalços (Larsen et al., 2021). O índice de massa corporal foi calculado como o peso dividido pela altura ao quadrado (Wellens et al., 1996).

O perímetro do TB foi avaliado com o membro superior em posição anatómica e estendido, com recurso à fita antropométrica *Comed* (132-014, Commonwealth Edison, França) sendo esta posicionada no ponto médio meso-umeral (entre o acrómio e o olecrânio) conforme as recomendações internacionais (ASTM, 2015).

Composição Corporal

A composição corporal foi analisada com recurso à *InBody* 270 (Teprel, Portugal). Este equipamento permite efetuar uma avaliação por BIA (Bioimpedância Segmentar Direta) que é um processo válido e reconhecido na literatura, para estimar a composição corporal relativa e absoluta (FKushner et al., 1990). Este sistema de multifrequência fornece dados de composição corporal sob a forma de gordura corporal (GC) (expressa em quilogramas e em percentagem), massa corporal (MC) e massa muscular (MM) (expressas em quilogramas) (Larsen et al., 2021). Nos momentos de avaliação todos os participantes foram pesados normalmente a meio do dia com 2/3h da última refeição.

Amplitude de movimento

O ângulo de trabalho foi medido com recurso a um goniómetro manual, seguindo as orientações internacionais (Huang et al., 2020). Durante a avaliação de amplitude e de movimento, os participantes iniciaram em posição bípede com o pé contrário ao braço de movimento na frente, encontravam-se estáticos e com o cotovelo ao lado do tronco (articulação do ombro em posição neutra). Durante este momento, foi definida a amplitude de movimento que cada grupo iria utilizar durante as 12 semanas de estudo experimental. Nesta avaliação foi definida a amplitude inicial de movimento (50°, 70° e 90°), sendo simultaneamente acompanhada com uma escala desenvolvida para o estudo (FIGURA 2.) para ser um De acordo com os procedimentos anteriores, foram calculados os seguintes ângulos totais de trabalho: Grupo experimental 1 (GE¹) – Ângulo de

trabalho de 90°, Grupo experimental 2 (GE²) – Ângulo de trabalho de 110° e Grupo experimental 3 (GE³) – Ângulo de trabalho de 130°.



Figura 2: Exemplos da Escala para a amplitude de movimento.

Capacidade Funcional

Dos vários equipamentos utilizados na literatura, que nos permitem efetuar uma análise objetiva da taxa de produção de força, os níveis de força máxima isométrica e a sua evolução no tempo, recorremos à célula de carga *Force sensor kit* (Chronojump, Spain). Este equipamento é amplamente utilizado para detetar e quantificar a força e o torque, pela precisão e fiabilidade dos seus sensores (Muller et al., 2010). Além disso, também permitir avaliar e gerir os dados de velocidade de execução em contexto prático (Buscà & Font, 2011; Tereso et al., 2021).

Durante o processo de avaliação, a tensão aplicada no componente elástico provoca a sua deformação, sendo esta detetada pelo sensor auxiliar, que a converte numa saída quantificada em newtons (Panda et al., 2019). O sensor de força é uma solução utilizada principalmente para a avaliação da força isométrica e dinâmica, em contextos desportivos, de reabilitação e de investigação e podem

ser utilizadas para medir tanto força de tração quanto de compressão (Kamble et al., 2021). Neste estudo foi utilizado o teste de força máxima isométrico.

Programa de exercício físico

O programa de EF foi elaborado de acordo com as recomendações internacionais, num programa com cargas e volumes moderadas (de 8 a 12 repetições por série, com 60% a 80% de 1RM que foi calculado dinamicamente e com ajuda do sensor de força, tentando sempre progredir durante as semanas para os 80% da RM durante 12 semanas.) com vista à otimização dos ganhos hipertróficos (Schoenfeld et al., 2021) e com o objetivo de promover melhorias na composição muscular, tanto na arquitetura (quantidade) como na funcionalidade (qualidade) (Androulakis Korakakis et al., 2024). O programa foi aplicado de forma não consecutiva durante 3 dias por semana, tal como descrito na literatura (Westcott et al., 2009). O programa foi realizado com dias de descanso intercalados, um dia de trabalho seguido de um dia de descanso.

Para maximizar o desenvolvimento dos níveis de força submaximais e maximais, foram utilizadas resistências que permitissem entre 8 a 12 repetições de cada exercício, resultando numa fadiga intencional (Haskell et al., 2007).

Descrição das Variáveis e Adaptações Biomecânicas no Programa de Exercício Físico

Para corresponder aos objetivos do estudo, foram efetuadas padronizações para todos os participantes, com vista a uma uniformização prática dos aspetos biomecânicos inerentes. Assim sendo, a nível da articulação do punho, utilizamos uma pega em supinação, com as palmas das mãos voltadas para cima, e os polegares voltados para fora da linha média do corpo, com o cabo na perpendicular ao solo. (Villalba et al., 2024). A pega supinada unilateral para TB na polia, é um exercício que permite isolar o TB e o recurso à polia superior da máquina *multistation* utilizando uma roldana excêntrica (posicionada acima da cabeça), proporcionou a aplicação de uma resistência variável ao longo de todo o movimento, o que pode ser benéfico para a ativação muscular e o

desenvolvimento cinético acompanhando a taxa de produção de força de acordo com a amplitude de movimento. (Villalba et al., 2024).

Para a execução do movimento:

Durante a realização do exercício os participantes encontravam-se de pé, junto da polia. Seguidamente, utilizaram uma pega supinada (palma da mão voltada para cima) e mantiveram o tronco ereto, com os músculos abdominais contraídos para garantir estabilidade (Kholinne et al., 2018b; Maeo et al., 2023; Villalba et al., 2024a). Após isto, o movimento era iniciado com a extensão da articulação do cotovelo, movendo o antebraço e a mão em direção à anca efetuando assim a extensão completa do cotovelo (Kholinne et al., 2018b; Maeo et al., 2023; Villalba et al., 2024a). Voltar à posição inicial controladamente, mantendo a resistência ao longo de todo o movimento, evitando balançar o corpo. Por fim, os indivíduos executaram o número desejado de repetições máximas propostas começando com o braço mais fraco, pois existem diferenças de força entre o dominante para o mais fraco.

Métodos estatísticos

Todos os dados foram analisados com recurso ao software de análise estatística da IBM, Statistical Package for the Social Sciences (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). O nível de significância estatística foi definido para um valor de $p < 0.05$.

Os dados contínuos foram apresentados como média $\pm$ desvio padrão e as variáveis categóricas foram descritas em frequências absolutas e percentagens. A normalidade dos dados foi verificada com o teste post hoc.

Para comparar as médias entre grupos foram aplicados testes *t-student* para amostras emparelhadas.

A combinação dos vários testes permitiram ter uma compreensão dos dados, proporcionando resultados esclarecedores das interdependências entre os vários ângulos de trabalho.

RESULTADOS

O número total da amostra foi constituído por 25 indivíduos masculinos ($24,19 \pm 3,83$ anos), categorizados em GE¹ (n=7), GE² (n=8) e GE³ (n=10) respetivamente. O fluxograma do estudo está apresentado na figura 2.

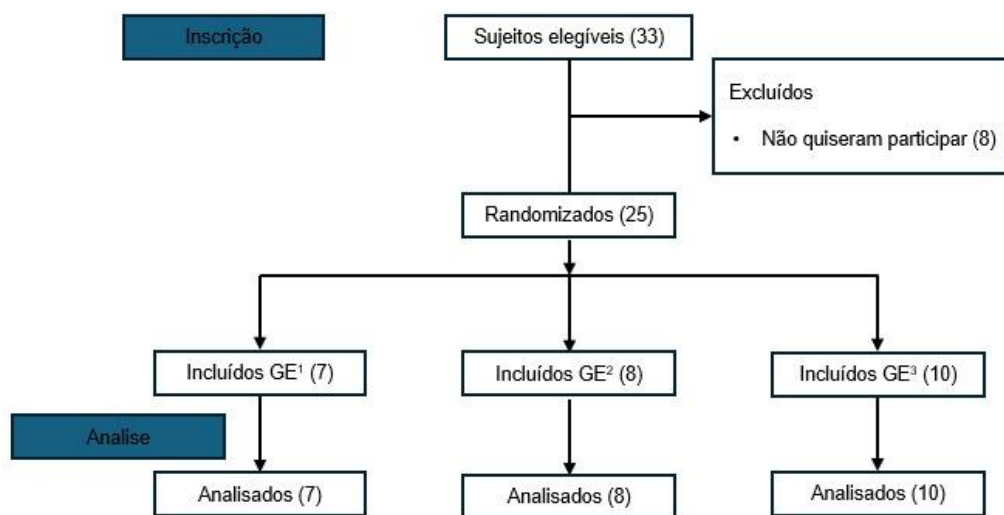


Figura 3: Fluxograma de Padrões Consolidados de Relatórios de Ensaios (CONSORT) para recrutamento de ensaios.

A tabela 1 apresenta os dados sociodemográficos, morfológicos e funcionais para a amostra total e de acordo com os vários grupos experimentais. Os resultados mostram diferenças significativas entre os momentos 1 e 2 nas várias medições realizadas para os três grupos experimentais (GE1, GE2 e GE3). Estas diferenças refletem-se em mudanças importantes no perímetro, atividade voluntária e contração muscular dos participantes.

Os resultados das variáveis são apresentados com a média e desvio padrão, para os perímetros dos membros superiores, RM máxima estática e ativação de fibras do TB longo e lateral e de contração da amostra total. De acordo com os resultados é observável a predominância de um membro superior (membro superior direito) em relação ao outro e de um maior recrutamento de fibras da cabeça longa do TB em comparação com a cabeça lateral.

Tabela 1. Valores descritivos das variáveis da amostra, testes t-student e pos-hoc.

Variáveis	Total (n = 25)				GE ¹ a (n = 7)				GE ² b (n = 8)				GE ³ c (n = 10)				Comparação de grupos
	Momento 1	Momento 2	Média	p	Momento 1	Momento 2	Média	p	Momento 1	Momento 2	Média	p	Momento 1	Momento 2	Média	p	
P_BE	30.65 ± 3.38	31.48 ± 2.57	---	-3.62 [*]	31.17 ± 2.26	31.81 ± 1.51	---	1.85 ^{*****}	30.04 ± 3.11	31.25 ± 2.21	---	-2.54 [*]	30.78 ± 4.35	31.43 ± 3.44	---	-1.80 [*]	b>a
P_BD	30.56 ± 3.57	31.65 ± 2.61	---	-3.55 ^{***}	31.21 ± 2.21	31.91 ± 1.76	---	1.89 ^{*****}	30.01 ± 3.10	31.30 ± 2.12	---	-2.85 [*]	30.54 ± 4.76	31.75 ± 3.53	---	-1.86 [*]	b>a
P_Média	30.90 ± 3.12	31.15 ± 2.92	---	-4.74 [*]	31.40 ± 1.97	31.17 ± 1.83	---	2.32 [*]	30.43 ± 2.76	31.75 ± 2.52	---	-2.89 [*]	30.92 ± 4.13	31.16 ± 3.91	---	-2.81 [*]	b>a
AVA. BD	3682.43 ± 1358.22	3648.47 ± 1536.57	---	-5.46 [*]	2770.55 ± 380.10	3178.43 ± 298.86	---	-5.33 ^{****}	4810.37 ± 1625.46	4698.71 ± 1599.37	---	-3.26 ^{*****}	3418.40 ± 955.49	3508.78 ± 1546.97	---	-3.55 [*]	b>a
AVA. BE	4459.89 ± 1598.31	3942.35 ± 1518.62	---	-4.02 ^{**}	2647.75 ± 445.75	2917.56 ± 204.00	---	-2.65 ^{**}	5693.37 ± 1430.40	5180.58 ± 1523.97	---	-2.53 [*]	4370.12 ± 1588.31	3669.13 ± 1432.89	---	-2.89 [*]	b>a
TOTAL BD	---	---	4071.16 ± 1439.79	2.23 ^{*****}	---	---	2974.49 ± 326.55	1.73 [*]	---	---	5251.87 ± 1482.48	1.25 [*]	---	---	3894.26 ± 1240.22	1.28 [*]	b>a
TOTAL BE	---	---	3795.41 ± 1516.65	2.23 ^{*****}	---	---	2782.66 ± 319.33	1.73 [*]	---	---	4939.64 ± 1538.77	1.25 [*]	---	---	3588.96 ± 1488.43	1.28 [*]	b>a
RMS_L_BD	463.52 ± 168.37	658.08 ± 194.81	---	-5.80 [*]	451.57 ± 136.22	698.86 ± 130.20	---	-3.76 [*]	470.13 ± 136.22	673.13 ± 212.72	---	-2.66 [*]	466.60 ± 220.41	617.50 ± 226.68	---	-4.01 [*]	b>c
RMS_Lat_BD	313.16 ± 130.55	499.80 ± 269.53	---	-4.00 [*]	318.43 ± 102.10	492.86 ± 156.30	---	-2.78 ^{**}	280.25 ± 77.65	572.25 ± 410.19	---	-2.31 [*]	335.80 ± 179.60	446.70 ± 196.81	---	-3.28 [*]	c>b
RMS_Max_Long_BD	1256.96 ± 548.12	1605.52 ± 532.88	---	-6.33 [*]	1052.57 ± 263.76	1466.58 ± 263.76	---	-3.34 [*]	1472.50 ± 677.59	1848.63 ± 677.59	---	-3.16 [*]	1227.60 ± 525.07	1508.30 ± 525.07	---	-4.92 [*]	b>a

					367.2 4				702.3 0				502.8 7				
RMS_Max	823.76 ±	1162.92 ±	---	-3.92 [*]	723.5	1101.14	---	-3.05 [*]	848.7	1339.63 ±	---	-2.15 [*]	873.9	1064.80 ±	---	-2.53 [*]	b>a
_Lat_BD	376.08	591.13			7 ±	± 270.90			5 ±	887.69			0 ±	478.13			
					285.2				383.6				444.1				
					0				7				7				
RMS_L	436.48 ±	634.08 ±	---	-4.92 [*]	484.0	635.71 ±	---	-2.44 [*]	422.2	647.00 ±	---	-3.32 [*]	414.6	622.60 ±	---	-2.70 [*]	b>a
_BE	136.01	193.02			0 ±	99.68			5 ±	226.42			0 ±	229.24			
					149.1				119.0				144.9				
					7				3				3				
RMS_Lat	314.28 ±	461.12 ±	---	-4.69 [*]	326.5	459.14 ±	---	-2.54 [*]	311.2	489.25 ±	---	-2.43 [*]	308.1	440.00 ±	---	-3.10 [*]	b>a
BE	113.54	164.24			7 ±	99.22			5 ±	205.79			0	176.71			
					112.8				70.43				±147.84				
					7												
RMS_Max	1166.36 ±	1529.12 ±	---	-6.82 [*]	1020.	1310.57	---	-2.85 [*]	1227.	1618.50 ±	---	-2.49 [*]	1219.	1610.00 ±	---	-2.73 [*]	b>a
_L_BE	352.80	453.87			43 ±	± 189.26			88 ±	531.61			00 ±	503.99			
					196.1				391.4				404.9				
					8				8				9				
RMS_Max	788.680 ±	1097.00 ±	---	-4.40 [*]	668.1	1101.14	---	-4.14 [*]	840.1	1274.75 ±	---	-3.92 [*]	831.9	1063.20 ±	---	-3.95 [*]	b>a
_Lat_BE	303.20	453.95			4 ±	± 270.90			3 ±	645.71			0 ±	398.05			
					230.8				261.2				357.2				
					4				7				3				
Peso	78.01 ±	77.87 ±	---	0.61 [*]	80.26	79.20 ±	---	1.42 [*]	74.56	74.86 ±	---	-0.83 [*]	79.28	79.32 ±	---	-0.08 [*]	a>b
	15,70	14.90			± 6.32	5.97			±	10.96			±	21.52			
									11.59				22.51				
Altura	1.78 ± 0.1	1.78 ± 0.1	---	---	1.80 ±	1.80 ±	---	---	1.77 ±	1.77 ±	---	---	1.79	1.79 ±	---	---	a>b
					0.05	0.05			0.07	0.07			±	0.06			
													0.06				
Idade	24.12 ±	24.12 ±	---	---	25.55	25.55 ±	---	---	24.88	24.88 ±	---	---	22.51	22.51 ±	---	---	a>c
	3.83	3.83			± 5.58	5.58			± 1.72	1.72			±	3.31			
													3.31				

Legenda: * p>0.01; ** p=0.03; *** p=0.02, **** p=0.04, ***** p=0.05, *****p≥0.06; P – Perímetro; BE – Braço Esquerdo ; BD – Braço Direito ;AVA – Avaliação Voluntária; RMS – Root Mean

Square Eletromiografia ; MAX – Máximo Contração ; L – Long; Lat – Lateral;

Discussão

Este estudo teve como objetivo perceber quais as variações hipertróficas, de força máxima e eletromiográficas do TB, em função dos vários ângulos de amplitude máxima de movimento, após 12 semanas de intervenção. Os principais resultados deste estudo indicam que as intervenções aplicadas, especialmente com uma amplitude de movimento de 110° (GE²), foram eficazes em melhorar os valores de perímetro, atividade voluntária e contração muscular.

No perímetro do BE, o total da amostra apresentou um aumento significativo do Momento 1 para o Momento 2 ($t=3.62$, $p<0.05$), o que pode ser atribuído a adaptações musculares resultantes das intervenções tal como sugerido na literatura, apesar da mesma ter as suas limitações (Abreu et al., 2017). Este aumento está alinhado com (Ochi et al., 2018), onde destacam que o treino de força pode aumentar o perímetro muscular devido à hipertrofia. No GE¹ (90°), o aumento não foi estatisticamente significativo ($t=1.85$, $p=0.11$), sugerindo que a amplitude menor pode não ter sido suficiente para provocar mudanças significativas tal como descrito por (Akima et al., 2021). No GE² (110°), houve um aumento significativo ($t=2.54$, $p=0.04$), indicando que uma amplitude de 110° foi eficaz para alterações estatisticamente significativas na quantidade de constituinte muscular esquelético como descrito por (Akima et al., 2021). No GE³ (130°), o aumento não foi significativo ($t=1.80$, $p=0.12$), possivelmente devido a uma resposta moderada à maior amplitude de movimento (Nosaka & Sakamoto, 2001).

Para o perímetro do BD, o total da amostra apresentou um aumento significativo ($t=3.55$, $p<0.01$). No GE¹, o aumento não foi significativo ($t=1.89$, $p=0.12$), sugerindo novamente que 90° de amplitude podem não ser suficientes. No GE², o aumento foi estatisticamente significativo ($t=2.85$, $p=0.03$), confirmando a eficácia dos 110° neste tipo de intervenção e suportado na literatura (Akima et al., 2021; Maeo et al., 2023; Nosaka & Sakamoto, 2001). No GE³, o aumento não foi significativo ($t=1.86$, $p=0.10$), sugerindo que uma maior amplitude pode não ter proporcionado benefícios adicionais em termos de perímetro, conforme

corroborado por (Villalba et al., 2024), que indicam que certas amplitudes específicas de movimento são essenciais para otimizar os ganhos musculares.

O perímetro médio dos membros superiores aumentou significativamente para o total da amostra ($t=4.74$, $p<0.05$). No GE^1 , o aumento foi ligeiramente significativo ($t=2.32$, $p=0.06$) e nos grupos GE^2 e GE^3 , os aumentos foram estatisticamente significativos ($t=2.89$, $p=0.02$; $t=-2.81$, $p=0.02$, respetivamente), indicando que amplitudes de movimento tanto de 110° como de 130° podem ser eficazes, com os 110° a apresentarem-se como particularmente eficazes, conforme sugerido por (Akima et al., 2021), que destacam a importância da intensidade (entre os 60/80% do RM) e especificidade (ângulos de trabalho) do treino.

Relativamente à atividade voluntária de amplitude do braço direito (AVA BD), verificamos que diminuiu significativamente no total da amostra ($t=-5.46$, $p<0.05$). Esta diminuição, observada também de forma significativa nos três grupos experimentais (GE^1 : $t=-5.33$, $p=0.002$; GE^2 : $t=-3.26$, $p=0.01$; GE^3 : $t=-3.55$, $p=0.01$), pode indicar fadiga muscular ou adaptação ao treino, alinhando-se com (Constantin-Teodosiu & Constantin, 2021; Dankel et al., 2017; Rodrigues et al., 2022), onde observaram que é importante haver variação de programas de treino, como as variáveis de treino entre repetições e a própria carga utilizada (Dankel et al., 2017). Para o braço esquerdo (AVA BE), verificamos a mesma situação ($t=-4.02$, $p<0.05$). De forma significativa para os três grupos (GE^1 : $t=-2.65$, $p=0.002$; GE^2 : $t=-2.53$, $p=0.02$; GE^3 : $t=-2.89$, $p=0.03$).

No que diz respeito à contração muscular máxima, observaram-se aumentos significativos em várias medições (RMS Long BD $t=5.80$, $p>0.01$, RMS Lateral BD $t=4.00$, $p>0.01$, RMS Max Contraction Long BD $t=6.33$, $p>0.01$, e RMS Max Contraction Lateral BD $t=3.92$, $p>0.01$,) dos três grupos em estudo. Para o braço esquerdo aconteceu o mesmo (RMS Long BE $t=4.92$, $p>0.01$, RMS Lateral BE $t=4.69$, $p>0.01$, RMS Max Contraction Long BE $t=6.82$, $p>0.01$, e RMS Max Contraction Lateral BE $t=4.40$, $p>0.01$,). Estes resultados, conforme indicam os estudos de resistência, mostram que treinos específicos resultam em melhorias na força e capacidade de contração muscular (Androulakis Korakakis et al.,

2024b, 2024a; Sweeney & Hammers, 2018). De forma específica, o GE², apresentou melhorias mais acentuadas quando comparado com os restantes grupos, sugerindo que esta amplitude de movimento foi particularmente eficaz como descrito na literatura da amplitude de movimento (Alizadeh et al., 2023; Wolf et al., 2023).

Comparando estes resultados com a literatura, verificamos uma concordância geral (Akima et al., 2021; Doheny et al., 2008; Kholinne et al., 2018) sustentam que o treino de força e resistência podem levar a aumentos significativos tanto no perímetro como na força muscular. A diminuição inicial na amplitude, seguida por melhorias nas medições de contração máxima, pode refletir uma adaptação muscular típica aos programas de resistência, conforme observado por (Wolf et al., 2023).

Mais ainda, foram observadas diminuições na força máxima nos ângulos articulares mais estendidos (GE¹) e fletidos (GE³), em comparação com ângulos articulares menos extremos. Doheny et al., (2008) sugere que esta diminuição se deve a fatores anatómicos e biomecânicos (braços de momento muscular e a relação força-comprimento do músculo) e, possivelmente, neurais (feedback de sensores dentro da cápsula articular ou da unidade musculo-tendinosa) e, como tal, a execução da flexão do TB nos diferentes ângulos, pode afetar a ativação muscular e a eficácia geral do exercício (Doheny et al., 2008).

Um estudo da American Council on Exercise (ACE) comparou oito exercícios comuns para o TB, incluindo extensões com corda (pega neutra) e com barra (pega pronada), concluindo que ocorreram variações na ativação muscular com base no exercício realizado (Boehler et al., 2012). Os autores verificaram que as relações de força RMS normalizadas eram semelhantes nos três músculos em cada ângulo articular, mas que a relação de força RMS normalizada a 120° era significativamente mais baixa do que a 60° e 90° (Akima et al., 2021).

Os dados reforçam a importância de intervenções específicas e intensas, bem como a seleção adequada da amplitude de movimento (110°) para obter melhorias significativas no desempenho muscular.

CONCLUSÕES

Este estudo tentou elucidar sobre as variações no TB em homens não treinados, particularmente variações na atividade bioelétrica, arquitetura muscular e de capacidade funcional. As discrepâncias observadas entre grupos vêm clarificar sobre qual a melhor amplitude de movimento para se obter melhorias significativas no grupo muscular em estudo, sendo que uma amplitude total de movimento de 110° , se apresenta como o melhor ângulo de trabalho para elevar a performance desportiva. Os resultados também indicam que apesar da utilização de amplitudes de movimento mais extremas, os indivíduos ficaram mais eficientes, levando a melhorias, quando comparados os valores entre os dois momentos de avaliação.

LIMITAÇÕES

O nosso estudo apresentou algumas limitações, desde logo, pelo tamanho da nossa amostra que é relativamente pequeno, o que pode afetar o poder estatístico do estudo e limitar a confiabilidade e generalização dos resultados. Além disso, pela utilização de um goniómetro manual para a medição do ângulo de trabalho, não sendo um *Gold Standard* pode levar a erros da leitura. Mais ainda, não foi possível clarificar a influência da variação do ângulo de movimento, na relação força-EMG observada, se esta representa uma mudança nos padrões de ativação neural ou se o nível de estimulação de cada músculo é determinado pela percentagem de força que o mesmo pode produzir.

ESTUDOS FUTUROS

Será necessário desenvolver estudos com amostras maiores e um tempo de intervenção superior.



Além disso, a aplicação de outras amplitudes de movimento podem traduzir-se em novos resultados. Também é possível integrar outras variáveis no processo experimental, como a velocidade de execução do exercício, número total de repetições e número de sessões semanais dos participantes.

Bibliografia

- Abreu, P., Leal-Cardoso, J. H., & Ceccatto, V. M. (2017). Adaptação do músculo esquelético ao exercício físico: Considerações moleculares e energéticas. *Revista Brasileira de Medicina Do Esporte*, 23(1), 60–65. <https://doi.org/10.1590/1517-869220172301167371>
- Akima, H., Maeda, H., Koike, T., & Ishida, K. (2021). Effect of elbow joint angles on electromyographic activity versus force relationships of synergistic muscles of the triceps brachii. *PLoS ONE*, 16(6 June). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0252644>
- Alam, M. M., Khan, A. A., & Farooq, M. (2018). Effect of whole-body vibration on neuromuscular performance: A literature review. In *Work* (Vol. 59, Issue 4, pp. 571–583). IOS Press. <https://doi.org/10.3233/WOR-182699>
- Alizadeh, S., Daneshjoo, A., Zahiri, A., Anvar, S. H., Goudini, R., Hicks, J. P., Konrad, A., & Behm, D. G. (2023). Resistance Training Induces Improvements in Range of Motion: A Systematic Review and Meta-Analysis. In *Sports Medicine* (Vol. 53, Issue 3, pp. 707–722). Springer Science and Business Media Deutschland GmbH. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01804-x>
- Al-Shekhlee, A., Shapiro, B. E., & Preston, D. C. (2003). INVITED REVIEW IATROGENIC COMPLICATIONS AND RISKS OF NERVE CONDUCTION STUDIES AND NEEDLE ELECTROMYOGRAPHY. In *Muscle Nerve* (Vol. 27).
- Androulakis Korakakis, P., Wolf, M., Coleman, M., Burke, R., Piñero, A., Nippard, J., & Schoenfeld, B. J. (2024a). Optimizing Resistance Training Technique to Maximize Muscle Hypertrophy: A Narrative Review. In *Journal of Functional Morphology and Kinesiology* (Vol. 9, Issue 1). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/jfmk9010009>
- Androulakis Korakakis, P., Wolf, M., Coleman, M., Burke, R., Piñero, A., Nippard, J., & Schoenfeld, B. J. (2024b). Optimizing Resistance Training Technique

- to Maximize Muscle Hypertrophy: A Narrative Review. In *Journal of Functional Morphology and Kinesiology* (Vol. 9, Issue 1). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/jfmk9010009>
- Bawa, A., & Banitsas, K. (2022). Design Validation of a Low-Cost EMG Sensor Compared to a Commercial-Based System for Measuring Muscle Activity and Fatigue. *Sensors*, 22(15). <https://doi.org/10.3390/s22155799>
- Boehler, B., Porcari, J. P., Kline, D., Hendrix, C. R., Foster, C., & Anders, M. (n.d.). *Triceps*. www.acefitness.org/pg.1
- BoehlerBrittany2011. (n.d.).
- Brigatto, F. A., Emmanuel, L., Lima, M., Mois´, M., Germano, M. D., Aoki, M. S., Braz, T. V, & Lopes, C. R. (2019). *High Resistance-Training Volume Enhances Muscle Thickness in Resistance-Trained Men*. www.nsca.com
- Buscà, B., & Font, A. (2011). A low-cost contact system to assess load displacement velocity in a resistance training machine. In *Journal of Sports Science and Medicine* (Vol. 10). <http://www.jssm.org>
- Choi, K. M. (2016). Sarcopenia and sarcopenic obesity. In *Korean Journal of Internal Medicine* (Vol. 31, Issue 6, pp. 1054–1060). Korean Association of Internal Medicine. <https://doi.org/10.3904/kjim.2016.193>
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. In *Clinical Biomechanics* (Vol. 24, Issue 4, pp. 327–340). <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>
- Constantin-Teodosiu, D., & Constantin, D. (2021). Molecular mechanisms of muscle fatigue. In *International Journal of Molecular Sciences* (Vol. 22, Issue 21). MDPI. <https://doi.org/10.3390/ijms222111587>
- Dankel, S. J., Jessee, M. B., Mattocks, K. T., Mouser, J. G., Counts, B. R., Buckner, S. L., & Loenneke, J. P. (2017). Training to Fatigue: The Answer

- for Standardization When Assessing Muscle Hypertrophy? *Sports Medicine*, 47(6), 1021–1027. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0633-7>
- De Sá Resende, A., Santos, L. R., De Macedo Rodrigues Leite, M., Falcão Raposo, O. F., & Mendes Netto, R. S. (2019). Eating habits and body image among gym goers. *Mundo Da Saude*, 43(1), 227–248. <https://doi.org/10.15343/0104-7809.20194301227248>
- Dickie, J. A., Faulkner, J. A., Barnes, M. J., & Lark, S. D. (2017). Electromyographic analysis of muscle activation during pull-up variations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 32, 30–36. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.11.004>
- Doheny, E. P., Lowery, M. M., FitzPatrick, D. P., & O'Malley, M. J. (2008). Effect of elbow joint angle on force-EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 760–770. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.03.006>
- Dunsky, A., Ayalon, M., & Netz, Y. (n.d.). *ARM-CURL FIELD TEST FOR OLDER WOMEN: IS IT A MEASURE OF ARM STRENGTH?* <http://www.r-project.org>
- Farias, D. D. A., Willardson, J. M., Paz, G. A., Bezerra, E. D. S., & Miranda, H. (2017). Maximal Strength Performance and Muscle Activation for the Bench Press and Triceps Extension Exercises Adopting Dumbbell, Barbell, and Machine Modalities over Multiple Sets. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(7), 1879–1887. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001651>
- Farina, D., & Holobar, A. (2016). Characterization of Human Motor Units from Surface EMG Decomposition. In *Proceedings of the IEEE* (Vol. 104, Issue 2, pp. 353–373). Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc. <https://doi.org/10.1109/JPROC.2015.2498665>
- FKushner, R., Kunigk, A., TAndronis, P., Leitch, C. A., & Schoeller, D. A. (1990). Validation of bioelectrical-impedance analysis as a measurement of change

- in body composition in obesity¹/₂. In *Am J Clin Nutr* (Vol. 52).
<https://academic.oup.com/ajcn/article-abstract/52/2/219/4651382>
- Fukuhara, S., Kawashima, T., & Oka, H. (2021). Indices reflecting muscle contraction performance during exercise based on a combined electromyography and mechanomyography approach. *Scientific Reports*, 11(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-021-00671-2>
- Gentil, P., Oliveira, E., De Araujo, V., Araujo, A., Ju'nior, R., Ju'nior, J., Do Carmo, J., & Bottaro, M. (2007). EFFECTS OF EXERCISE ORDER ON UPPER-BODY MUSCLE ACTIVATION AND EXERCISE PERFORMANCE. In *Journal of Strength and Conditioning Research* (Vol. 21, Issue 4).
- Haugen, M. E., Vårvik, F. T., Larsen, S., Haugen, A. S., van den Tillaar, R., & Bjørnsen, T. (2023). Effect of free-weight vs. machine-based strength training on maximal strength, hypertrophy and jump performance – a systematic review and meta-analysis. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 15(1). <https://doi.org/10.1186/s13102-023-00713-4>
- Hiikkinen, K., Komi, P. V., Alan, M., & Kauhanen, H. (1987). EMG, muscle fibre and force production characteristics during a 1 year training period in elite weight-lifters. In *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* (Vol. 56). Springer-Verlag.
- Huang, J., Tian, F., Zhang, Z., Shi, W., Lin, J., Chen, L., & Yang, H. (2020). Reliability and concurrent validity of angle measurements in lower limb: EOS 3D goniometer versus 2D manual goniometer. *Journal of Orthopaedic Translation*, 24, 96–102. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2020.05.002>
- Juris, P. M. (2004). Muscle and Exercise Physiology. In *Sports Medicine: A Comprehensive Approach: Second Edition*. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-02345-0.50006-X>
- Kamble, V. A., Shinde, V. D., Kittur, J. K., & Scholar, R. (n.d.). Overview of Load Cells. *Journal of Mechanical and Mechanics Engineering*, 6. www.matjournals.com

- Kassiano, W., Pedro Nunes, J., Costa, B., Ribeiro, A. S., Schoenfeld, B. J., & Cyrino, E. S. (2022). *Brief Review Does Varying Resistance Exercises Promote Superior Muscle Hypertrophy and Strength Gains? A Systematic Review*. www.nsca.com
- Kholinne, E., Zulkarnain, R. F., Sun, Y. C., Lim, S. J., Chun, J. M., & Jeon, I. H. (2018a). The different role of each head of the triceps brachii muscle in elbow extension. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 52(3), 201–205. <https://doi.org/10.1016/j.aott.2018.02.005>
- Kholinne, E., Zulkarnain, R. F., Sun, Y. C., Lim, S. J., Chun, J. M., & Jeon, I. H. (2018b). The different role of each head of the triceps brachii muscle in elbow extension. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 52(3), 201–205. <https://doi.org/10.1016/j.aott.2018.02.005>
- Landin, D., Thompson, M., & Jackson, M. (2018). Functions of the Triceps Brachii in Humans: A Review. *Journal of Clinical Medicine Research*, 10(4), 290–293. <https://doi.org/10.14740/jocmr3340w>
- Larsen, M. N., Krstrup, P., Póvoas, S. C. A., & Castagna, C. (2021). Accuracy and reliability of the InBody 270 multi-frequency body composition analyser in 10-12-year-old children. *PLoS ONE*, 16(3 March). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0247362>
- London, Z. N. (2017). Safety and pain in electrodiagnostic studies. In *Muscle and Nerve* (Vol. 55, Issue 2, pp. 149–159). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1002/mus.25421>
- Maeo, S., Wu, Y., Huang, M., Sakurai, H., Kusagawa, Y., Sugiyama, T., Kanehisa, H., & Isaka, T. (2023). Triceps brachii hypertrophy is substantially greater after elbow extension training performed in the overhead versus neutral arm position. *European Journal of Sport Science*, 23(7), 1240–1250. <https://doi.org/10.1080/17461391.2022.2100279>
- Matola, I. B., Fonseca, Y. C., Navega, J. H. D. A., Brau, M. C. S., & Aguiar, M. C. (2024). EXERCÍCIO MULTIARTICULAR VS. MONOARTICULAR EM

RELAÇÃO A COMPOSIÇÃO CORPORAL E GANHOS DE FORÇA: UMA REVISÃO DE LITERATURA. *Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences*, 6(2), 746–767. <https://doi.org/10.36557/2674-8169.2024v6n2p746-767>

Mookerjee, S., & McMahon, M. J. (n.d.). *ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF MUSCLE ACTIVATION DURING SIT-AND-REACH FLEXIBILITY TESTS*. www.nasca.com

Mosley, P. E. (2009). Bigorexia: Bodybuilding and muscle dysmorphia. *European Eating Disorders Review*, 17(3), 191–198. <https://doi.org/10.1002/erv.897>

Nosaka, K., & Sakamoto, K. (2001). Effect of elbow joint angle on the magnitude of muscle damage to the elbow flexors. In *Med. Sci. Sports Exerc* (Vol. 33, Issue 1). <http://www.acsm-msse.org>

Ntineri, A., Theodosiadi, A., Menti, A., Kyriakoulis, K. G., Ntousopoulos, V., Kollias, A., & Stergiou, G. S. (2023). A novel professional automated auscultatory blood pressure monitor with visual display of Korotkoff sounds: InBody BPBIO480KV validation according to the Association for the Advancement of Medical Instrumentation/European Society of Hypertension/International Organization for Standardization Universal Standard. *Journal of Hypertension*, 41(2), 356–361. <https://doi.org/10.1097/HJH.0000000000003341>

Ochi, E., Maruo, M., Tsuchiya, Y., Ishii, N., Miura, K., & Sasaki, K. (2018). Higher training frequency is important for gaining muscular strength under volume-matched training. *Frontiers in Physiology*, 9(JUL). <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00744>

Panda, B., Sidhu, M. S., Munjal, P., Sokhi, S., & Singh, K. P. (2019). Time-resolved nano-Newton force spectroscopy in air and vacuum using a load cell of ultra micro-balance. *Review of Scientific Instruments*, 90(4). <https://doi.org/10.1063/1.5086260>

- Rodrigues, S. B., de Faria, L. P., Monteiro, A. M., Lima, J. L., Barbosa, T. M., & Duarte, J. A. (2022). EMG Signal Processing for the Study of Localized Muscle Fatigue—Pilot Study to Explore the Applicability of a Novel Method. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(20). <https://doi.org/10.3390/ijerph192013270>
- Rodríguez-Ridao, D., Antequera-Vique, J. A., Martín-Fuentes, I., & Muyor, J. M. (2020). Effect of five bench inclinations on the electromyographic activity of the pectoralis major, anterior deltoid, and triceps brachii during the bench press exercise. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(19), 1–11. <https://doi.org/10.3390/ijerph17197339>
- Rubin, D. I. (2019). Needle electromyography: Basic concepts. In *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 160, pp. 243–256). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-64032-1.00016-3>
- Sartori, R., Romanello, V., & Sandri, M. (2021). Mechanisms of muscle atrophy and hypertrophy: implications in health and disease. In *Nature Communications* (Vol. 12, Issue 1). Nature Research. <https://doi.org/10.1038/s41467-020-20123-1>
- Schoenfeld, B. J., Grgic, J., Van Every, D. W., & Plotkin, D. L. (2021). Loading Recommendations for Muscle Strength, Hypertrophy, and Local Endurance: A Re-Examination of the Repetition Continuum. *Sports*, 9(2). <https://doi.org/10.3390/sports9020032>
- Schwanbeck, S. R. (2008). *The Effects of Training with Free Weights or Machines on Muscle Mass, Strength, and Testosterone and Cortisol Levels*.
- SCIENCE & TECHNOLOGY. (2017). <http://www.pertanika.upm.edu.my/>
- Soucie, J. M., Wang, C., Forsyth, A., Funk, S., Denny, M., Roach, K. E., & Boone, D. (2011). Range of motion measurements: Reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia*, 17(3), 500–507. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2516.2010.02399.x>

- Sweeney, H. L., & Hammers, D. W. (2018). Muscle contraction. *Cold Spring Harbor Perspectives in Biology*, 10(2). <https://doi.org/10.1101/cshperspect.a023200>
- Tereso, D., Paulo, R., Petrica, J., Duarte-Mendes, P., Gamonales, J. M., & Ibáñez, S. J. (2021). Assessment of body composition, lower limbs power, and anaerobic power of senior soccer players in Portugal: Differences according to the competitive level. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(15). <https://doi.org/10.3390/ijerph18158069>
- Villalba, M. M., Fujita, R. A., Iossi Junior, C., & Machado Gomes, M. (2024a). Forearm Position Influences Triceps Brachii Activation During Triceps Push-Down Exercise. *International Journal of Strength and Conditioning*, 4(1). <https://doi.org/10.47206/ijsc.v4i1.250>
- Villalba, M. M., Fujita, R. A., Iossi Junior, C., & Machado Gomes, M. (2024b). Forearm Position Influences Triceps Brachii Activation During Triceps Push-Down Exercise. *International Journal of Strength and Conditioning*, 4(1). <https://doi.org/10.47206/ijsc.v4i1.250>
- Wellens, R. I. (1996). Relationships between the body mass index and body composition. *Obesity Research*, 4(1), 35–44. <https://doi.org/10.1002/j.1550-8528.1996.tb00510.x>
- Wolf, M., Androulakis-Korakakis, P., Fisher, J., Schoenfeld, B., & Steele, J. (2023). Partial Vs Full Range of Motion Resistance Training: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Strength and Conditioning*, 3(1). <https://doi.org/10.47206/ijsc.v3i1.182>

