

Katy Guo

COMPARAÇÃO DA PRODUÇÃO DE FORÇA ENTRE OS TESTES  
DE UMA REPETIÇÃO MÁXIMA E CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA  
VOLUNTÁRIA MÁXIMA EM DIFERENTES ÂNGULOS NO  
EXERCÍCIO DE EXTENSÃO DE JOELHOS

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UFMG

2021

Katy Guo

COMPARAÇÃO DA PRODUÇÃO DE FORÇA ENTRE OS TESTES  
DE REPETIÇÃO MÁXIMA E CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA  
VOLUNTÁRIA MÁXIMA EM DIFERENTES ÂNGULOS NO  
EXERCÍCIO DE EXTENSÃO DE JOELHOS

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao curso de Educação Física da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo César Ribeiro Diniz

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UFMG

2021

## **AGRADECIMENTOS**

Quero primeiramente agradecer aos meus pais, Guan You e Jin Li, que enfrentaram barreiras linguísticas e socio-econômicas para dar a mim e aos meus irmãos condições de vida melhores do que tiveram, pela oportunidade de ter uma educação escolar completa e por sempre me incentivar a ser uma pessoa melhor.

Quero agradecer também à minha família que está sempre ao meu lado, me ajudando nos momentos de dificuldade, aos meus irmãos Alessandro, Jessica e Mandy; e primas que fazem parte da minha formação como ser humano.

A todos os professores e corpo docente da UFMG que passaram pela minha formação acadêmica e me fizeram crescer e ter um novo olhar sobre a Educação Física. Quero agradecer, em especial, ao professor e orientador Rodrigo Diniz, por toda a paciência durante esse processo de TCC, compartilhando seu conhecimento comigo e estando sempre disposto a me auxiliar e tirar dúvidas, mesmo com toda sua correria.

Aos meus amigos do PIC, em especial à Taciana Oliveira, Poliana Gonçalves, Wesley Souza, obrigada pelos momentos compartilhados, por tudo que me ensinaram, por cada sermão dado que só me fizeram crescer como pessoa, e por terem deixado um grande rastro de saudade.

Por fim, agradecer aos meus amigos que estiveram junto a mim durante o período da graduação, especialmente à Camila Caldeira, Humberto Gomes, Davi Silva, Haendrix Monteiro e Felipe Guerra, amigos com os quais eu pude contar em diversos momentos da minha vida acadêmica e pessoal, sempre trocando experiências e tornando essa jornada mais leve e alegre.

## RESUMO

Os testes de uma repetição máxima (1RM) e de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) são os principais testes utilizados para avaliar o componente de força máxima dos indivíduos e servem como parâmetro para a prescrição da carga de treinamento. Entretanto, ambos os testes podem resultar em valores de força diferentes, uma vez que é encontrado na literatura, que a produção de força máxima varia em função da amplitude de movimento (ADM) e que no teste dinâmico os valores de força são influenciados pela região de desvantagem mecânica, na qual a capacidade de produção de força é menor. Contudo, não se sabe ao certo qual é a magnitude da variação de produção de força ao longo de toda ADM e, se essa magnitude é a mesma para as duas condições de teste (isométrico e dinâmico) em todos os ângulos articulares para a extensão de joelhos. Assim, o objetivo do presente estudo é realizar uma comparação da produção de força máxima entre ambos os testes em diversas angulações, no exercício de extensão de joelhos e bem como verificar qual condição de teste permite maior pico de força. A amostra foi composta por 27 voluntárias que realizaram ambos os testes, o teste de 1RM a ADM correspondia de 100 a 30 graus de flexão de joelhos, e foram utilizado no teste de CIVM as angulações 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° e 90° de flexão de joelhos. No teste de CIVM foram registrados o pico de força em cada ângulo e no teste de 1RM foi registrado o valor de força realizado em cada ângulo que corresponderia aos do teste de CIVM. Em seguida, foi realizada a análise dos dados, e todos os procedimentos estatísticos foram realizados nos pacotes estatísticos SISVAR e SPSS 15.0. O nível de significância adotado foi de 0,05. Os resultados demonstraram um maior valor de força no teste de CIVM comparado com o 1RM em todos os ângulos testados. Nos testes de CIVM, foram encontradas variações nos valores de força em função da ADM, sendo os ângulos de 60° e 70° os maiores picos. Já no teste de 1RM, não foram encontradas diferenças de força entre os diferentes ângulos analisados.

**Palavras Chave:** Teste de força. Força máxima. Força ângulo-específica.

## SUMÁRIO

1. <b>INTRODUÇÃO</b> .....	6
2. <b>MÉTODOS</b> .....	8
2.1 Amostra.....	8
2.2 Delineamento Experimental.....	9
2.3 Instrumento .....	9
2.4 Sessões de coletas .....	13
2.5 Análise estatística.....	15
3. <b>RESULTADOS</b> .....	15
4. <b>DISCUSSÃO</b> .....	17
5. <b>CONCLUSÃO</b> .....	21
6. <b>REFERÊNCIAS</b> .....	22

## 1. INTRODUÇÃO

O exercício físico é caracterizado por movimentos corporais estruturados e repetidos, que são importantes para a promoção e manutenção das capacidades físicas do organismo, como força, equilíbrio, entre outros. (ACSM, 2014). Ao partir desse pressuposto, vale ressaltar que o treinamento da força é comumente usado para a prática de exercícios físicos, sendo considerado eficaz para se atingir objetivos relacionados à melhora e manutenção da saúde de todas as faixas etárias da população, ao desempenho esportivo, dentre outros (FERREIRA, 2003; ANTUNES et al., 2006; STOREN et al., 2008). De acordo com Schmidtbleicher (1997), na capacidade força, existe o componente de força máxima, definida pelo maior valor de força que pode ser produzido pelo sistema neuromuscular por meio de uma contração voluntária máxima (GULLICH; SCHIMIDTBLEICHER, 1999). Para se obter o valor de força de um indivíduo, avaliações de força muscular são realizadas, as quais servem de parâmetro para avaliar a capacidade funcional e para prescrição das cargas de treinamento (ANDERSON et al., 2007). Sendo assim, dentro de uma grande variedade de testes disponíveis para a obtenção do valor de força máxima, os testes de uma repetição máxima (1RM) e de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) ganham destaque, devido ao baixo custo operacional, pouco tempo necessário para aplicação e boa confiabilidade intra- avaliadores (BROWN; WEIR, 2001; PEREIRA; GOMES, 2003; PENIDO et al., 2012; FELIPE et al., 2015).

O teste de CIVM é um dos testes mais utilizados para a avaliação da força isométrica e se caracteriza pela máxima produção de força em determinado ângulo, sem a alteração do comprimento muscular (BROWN; WEIR, 2001). Assim, para a medição da força isométrica, existe uma grande variedade de aparelhos, como tensiômetros de cabo e dinamômetros (ACMS, 2014), sendo que os custos desses aparelhos são relativamente baratos. Todavia, apesar das facilidades do teste, o uso desse ainda é questionado, pois a capacidade produção de força isométrica é específica à angulação testada (SINGH; KARPOVICH, 1965). Sendo assim, ao mudar o ângulo do movimento, a capacidade que um indivíduo possui de gerar torque é alterada devido a mudança da curva de comprimento- tensão e braço de força do músculo testado (SALE et al., 1982; VISSER et al., 1990).

Ademais, outro teste amplamente utilizado para a mensuração da capacidade de produção de força do sistema neuromuscular, é o teste de 1RM que se caracteriza pela máxima quantidade de peso que pode ser levantada em uma única repetição em um curto tempo (BROWN; WEIR, 2001). Contudo, apesar do teste de 1RM ser amplamente utilizado pelo baixo custo operacional e pelos altos níveis de especificidade com exercícios dinâmicos e atividade esportiva, o teste possui limitações devido às diversas tentativas realizadas de forma subsequentes, sendo que o valor de força máxima pode ser afetado pela fadiga muscular (WEIR et. al., 1994). Adicionalmente, estudos anteriores como de Elliot et al. (1989) e Van Den Tillaar (2012) observaram, no exercício supino, a existência de uma região de desvantagem mecânica, na qual a força produzida foi menor que nas demais amplitudes de movimento (ADM), devido a determinado comprimento muscular e braço de força. Consoante a isso, Wilson et al. (1989) apresentaram o perfil de produção de força durante o exercício supino no teste de 1RM e também encontraram a existência de uma região de desvantagem mecânica com uma menor produção de força nesta região do que nas demais.

Dessa forma, é possível que a exigência de força, no teste de 1RM, só se torne máxima na região de desvantagem mecânica, na qual a capacidade de gerar torque é diminuída, o que nos leva a supor que nos demais ângulos do movimento, a exigência da força seria submáxima. Contudo, Murphy et al. (1995) e Sosnoff et al. (2010) confirmaram, com o teste isométrico máximo de supino e de extensão de joelhos, respectivamente, que ao alterar o ângulo articular na realização do exercício, os picos médios de torque também se alteraram.

Dessa maneira, diversos estudos buscaram estudar a influência do ângulo articular na produção de força durante a CIVM (SALE et al., 1982; MURPHY et al., 1995; SOSNOFF et al. 2010; PENIDO et al., 2012), entretanto, poucos são os que compararam a relação força-ângulo entre a ação isométrica (CIVM) e dinâmica (1RM) (VAN DEN TILLAAR et al., 2012), buscando verificar em quais condições há maiores valores de força. Ademais, dentre os estudos citados o exercício majoritariamente utilizado foi o de supino (MURPHY et al., 1995; VAN DEN TILLAAR, et al. 2012) portanto, não se sabe se ao mudar o exercício e o grupo muscular envolvido a magnitude da variação de força será a mesma para as ações musculares dinâmicas e isométricas. Logo, o conhecimento do valor de força máxima produzido ao longo da amplitude de movimento nas condições isométricas e dinâmicas, é relevante para a área das ciências dos esportes, pois a relação

força- ângulo e ação muscular influenciam na capacidade neuromuscular de gerar força, o que pode refletir sobre o desempenho esportivo, uma vez que determinadas condições de treinamento podem gerar adaptações de força diferentes e que a capacidade de produção de força em diferentes ângulos articulares difere entre as modalidades esportivas (SAVELBERG; MEIJER, 2003; ULLRICH et al., 2009).

Desse modo, o objetivo do presente estudo é comparar os valores obtidos em diferentes ângulos entre os testes 1RM e CIVM, bem como comparar os picos de força entre estes testes no exercício banco extensor de joelhos. As hipóteses do estudo são de que os picos de força ocorrerão nos ângulos intermediários (50°, 60° e 70°) em ambos os testes, e nas demais angulações os valores de força serão menores aos ângulos intermediários. Ainda, serão encontrados maiores valores de força nos ângulos iniciais para o teste de 1RM, e após esses ângulos de pico de força, os valores de força serão maiores para a CIVM.

## **2. MÉTODOS**

### **2.1 Amostra**

Participaram do estudo 27 voluntárias (tabela 1). As voluntárias foram recrutadas a partir de avisos fixados nos murais da EEEFTO e da UFMG, redes sociais e por meio de contatos pessoais com as mesmas.

Antes de iniciarem a participação neste estudo, todas as voluntárias receberam todas as informações quanto aos objetivos e aos procedimentos metodológicos do estudo. E foi recolhido os consentimentos por escrito para participação neste estudo.

O tamanho da amostra foi calculado pelo software G.Power (versão 3.1.7) ), seguindo os procedimentos sugeridos por Beck (2013). Um valor de tamanho de efeito de 0,45 foi obtido por meio da mudança relativa no desempenho no teste de CIVM no ângulo de 90° (ângulo que apresentou a menor diferença relativa na comparação de dois grupos experimentais) usando dados de Folland et al (2005). Os participantes foram informados sobre os objetivos do estudo, procedimentos e riscos e livremente assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. O



comitê de ética local aprovou este estudo, que estava em conformidade com a Declaração de Helsinque

Tabela 1. Caracterização da Amostra.

<b>VOLUNTÁRIOS</b> <b>(n)</b>	<b>IDADE</b> <b>(anos)</b>	<b>MASSA</b> <b>CORPORAL</b> <b>(Kg)</b>	<b>ESTATURA</b> <b>(cm)</b>	<b>%</b> <b>GORDURA</b> <b>CORPORAL</b>
27	21,0 ± 2,6	58,6 ± 8,2	161,4 ± 5,4	24,8 ± 4,9

Média ± DP

Fonte: Elaboração própria.

## 2.2 Delineamento Experimental

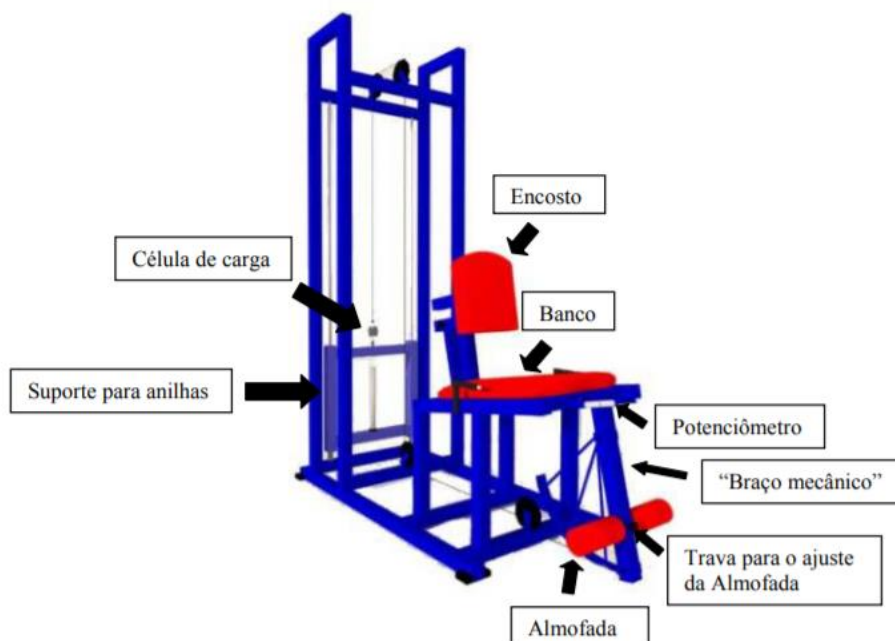
No presente estudo, as voluntárias foram submetidas a testes CIVM em diferentes ângulos articulares (30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° e 90° de flexão de joelhos) (0° = extensão completa de joelho), e após 10 min ao teste de 1RM, em duas sessões de coleta.

## 2.3 Instrumento

Neste estudo, foi utilizado o aparelho banco extensor de joelhos para realização dos testes. Uma imagem ilustrativa do aparelho pode ser observada na FIG 1.

O aparelho do presente estudo foi ajustado para manter um ângulo entre o encosto e o banco de 110°. Um cinto posicionado próximo a crista ilíaca das voluntárias foi utilizado para minimizar os efeitos de movimentos compensatórios na pelve. O aparelho permite ajustar o encosto do banco para frente ou para trás, possibilitando alinhar o eixo de rotação dos joelhos da voluntária com o eixo de rotação do aparelho e também permite que a almofada para os pés fique próxima a região do tornozelo. Através do deslocamento da trava para o ajuste da almofada foi possível alterar o torque que as voluntárias aplicaram sobre o aparelho, pois a distância da almofada até o eixo de rotação do “braço mecânico” varia em função do tamanho da perna da voluntária.

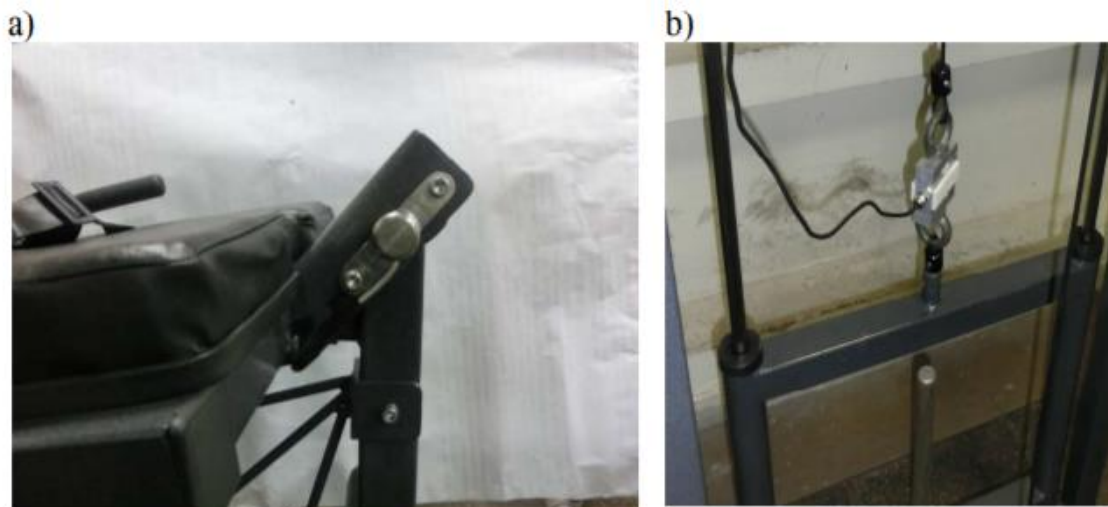
Figura 1- Imagem ilustrativa do banco extensor de joelhos modificado



Fonte: Arquivo do LAMUSC

No eixo de rotação do “braço mecânico” foi fixado um potenciômetro com uma resistência elétrica variando linearmente de 0 a 10 k $\Omega$ , com erro de linearidade de 2%, faixa de tensão de +10V a -10V, para permitir a mensuração do ângulo entre o “braço mecânico” e o banco. Foi conectado, em série, com o cabo de aço uma célula de carga de tração e compressão (tipo S, TEDEA) para o registro da força, que possui uma faixa de tensão de +10V a -10V e suporta até 500 kg. A utilização de células de carga e de potenciômetros em aparelhos comerciais tem sido relatada na literatura para mensurar a força dinâmica e isométrica e para medir deslocamento angular (DALLEAU et al., 2010; FOLLAND et al., 2005). O potenciômetro foi calibrado em todos os dias de testes com a ajuda de um goniômetro manual e a célula de carga foi calibrada através da multiplicação da massa de uma anilha conhecida (mensurada em uma balança eletrônica com precisão de 0,01 kg) pelo valor da gravidade (9,81 m/s<sup>2</sup>). A célula de carga e o potenciômetro que foram fixados no eixo de rotação podem ser visualizados na FIG 2.

Figura 2 – Potenciômetro fixo no eixo de rotação (a) e célula de carga (b)



Fonte: Arquivo do LAMUSC

Para a realização das CIVMs em diferentes posições angulares, foi utilizado um sistema de levante manual ("macaco mecânico") que permitia elevar o suporte com pesos até a altura que correspondesse ao ângulo desejado entre o "braço mecânico" e o banco (FIG. 3).

No suporte para anilhas, foi colocado uma massa que as voluntárias não podem deslocar. Assim, durante a CIVM, a força realizada pela voluntária contra a almofada do aparelho foi transferida para a célula de carga através do cabo de aço. O experimento foi iniciado com a fixação de outra célula de carga através de um cabo de aço na trava de ajuste da almofada. A estrutura descrita pode ser observada na FIG. 4.

Figura 3 – Estrutura do aparelho com o sistema de levante manual para realizar as CIVMs

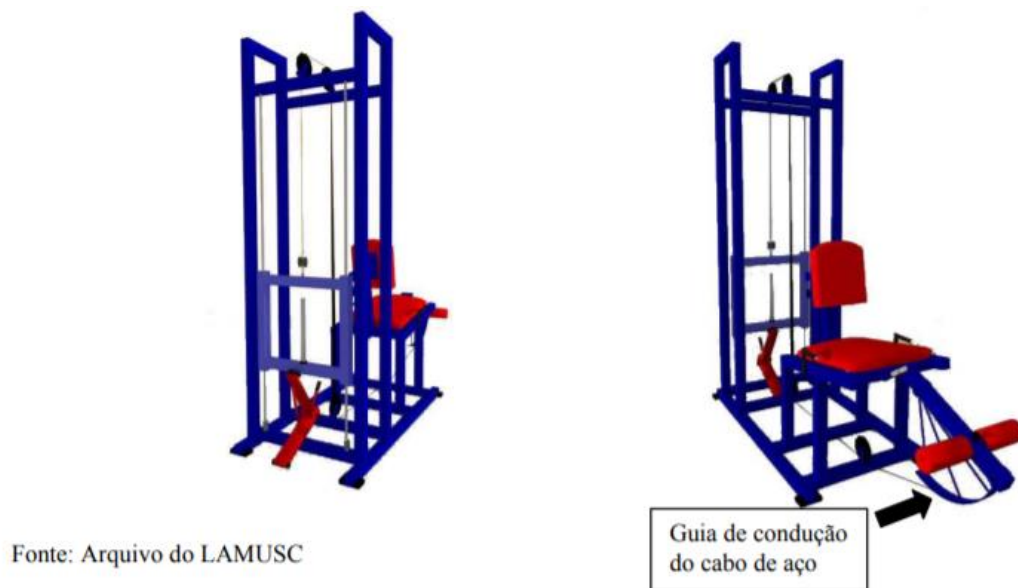
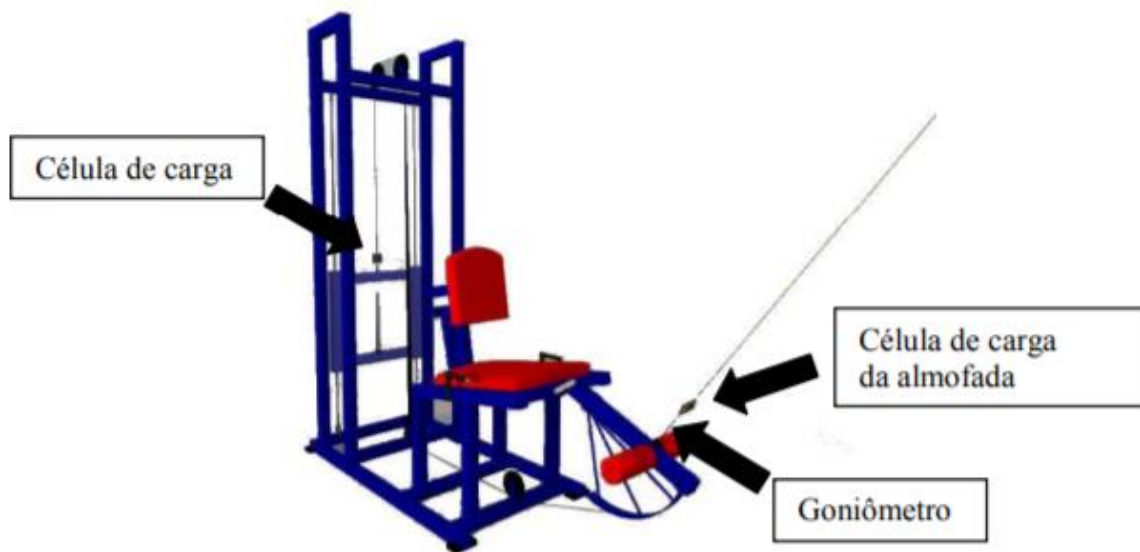


Figura 4 – Fixação da célula de carga e goniômetro para medir a resistência fornecida pelo aparelho em cada ângulo de cada ajuste



Fonte: Arquivo do LAMUSC

## 2.4 Sessões de coletas

As voluntárias receberam as informações sobre o estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, sendo em seguida caracterizadas com relação a sua massa corporal e estatura. A massa corporal foi obtida por meio de uma balança digital (FILIZOLA, Brasil) com precisão de 0,1 kg, enquanto a estatura será registrada pelo estadiômetro acoplado, com precisão de 0,5cm (FILIZOLA, Brasil).

Posteriormente, as voluntárias foram posicionadas no banco extensor de joelhos de forma a manter o epicôndilo lateral do fêmur alinhado com o potenciômetro colocado no eixo de rotação do “braço mecânico” através da movimentação anteroposterior do encosto do banco e o centro da almofada 3 cm acima do maléolo medial através da movimentação da trava para ajuste da almofada para cima ou para baixo (ULLRICH et al., 2009). O encosto foi sempre mantido num ângulo de 110° com o banco para todas as voluntárias. Os ajustes no encosto e na posição da trava para ajuste da almofada foram registrados para que o posicionamento seja replicado em todos os procedimentos e sessões de coleta.

Após o posicionamento da voluntária, foram realizados os testes de CIVM e 1RM, sendo os procedimentos descritos repetidos nas sessões 1 e 2. A sessão 1 foi denominada de sessão de familiarização, pois os testes têm o intuito de familiarizar as voluntárias com os procedimentos. Apenas, os testes de CIVM e 1RM encontrados na sessão 2, foram utilizados na análise estatística.

O teste de CIVM foi constituído por duas tentativas em cada um dos ângulos de 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° e 90° de flexão de joelhos (joelho estendido = 0°), cada uma com duração de 3s, respeitando uma pausa de dois minutos entre cada ângulo e cada tentativa. A sequência de avaliação em cada ângulo foi definida de forma aleatória entre as voluntárias. Protocolo semelhante a este já foi utilizado na literatura (NOORKOIV et al., 2014). Após fornecido o sinal verbal pelo pesquisador, a voluntária realizou o máximo de força contra a almofada no “braço mecânico” do aparelho extensor de joelhos. Como havia uma massa que era impossível de ser levantada pela voluntária no suporte com pesos, toda força aplicada pela voluntária foi transferida para a célula de carga do aparelho através do cabo de aço. A voluntária obteve um feedback visual da força durante a realização do teste e recebeu estímulos verbais dos avaliadores para realizar o máximo de força. O maior valor dos picos de força foi registrado entre as duas tentativas em cada ângulo,

e foi utilizado como valor representativo do desempenho de força máxima isométrica para este ângulo. Considerando todos os ângulos que foram avaliados, foram obtidos valores de Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) entre as duas medidas de cada ângulo. Após finalizar as duas tentativas em cada um dos sete ângulos, foi solicitado que a voluntária realizasse uma nova tentativa com o ângulo realizado inicialmente. Semelhante ao realizado por Noorkoiv et al. (2014), foi adotado este procedimento para verificar o nível de fadiga induzido pela sequência de testes, sendo encontrado por Noorkoiv et al. (2014), CVs menores que 5% entre o pico de força médio no ângulo inicial e no mesmo ângulo que foi repetido após o teste.

Nas sessões de Familiarização e teste, após 10 min dos testes de CIVM, foi realizado o teste de 1RM. O teste de 1 RM seguiu orientações já utilizadas no LAMUSC (DINIZ et al., 2014; LACERDA et al., 2016): número máximo de seis tentativas; progressão gradual do peso mediante percepção das voluntárias e dos avaliadores (aumento mínimo de 1,0 kg). Foi adotada uma pausa de 3 min entre as tentativas (EARP et al., 2015; RONNESTAD et al., 2011). O peso no aparelho foi progressivamente aumentado até que a voluntária não conseguisse realizar a amplitude de movimento determinada na ação concêntrica, ou seja, alcançar a posição angular de 30° entre o banco e o “braço mecânico do aparelho”, ressaltando que o ângulo inicial do teste era de 100°. Desta forma, o valor de 1RM correspondeu ao peso levantado na tentativa anterior. Cada tentativa no teste de 1RM seguiu a mesma sequência: após o posicionamento da voluntária no equipamento conforme a padronização individual, a voluntária realizou uma ação concêntrica até alcançar a posição angular estabelecida e, em seguida, realizou uma ação excêntrica até a posição angular inicial. Em todas os testes de 1RM foram registrados os dados de ângulo e força. Posteriormente, na tentativa que correspondeu ao valor do 1RM, foi realizada a média dos valores de força um grau abaixo e acima dos ângulos que foram realizados os testes de CIVM (89° a 91°; 79° a 81°; 69° a 71°; 59° a 61°; 49° a 51°; 39° a 41°; 30° a 31°). Como relatado anteriormente, para realização da análise estatística, foi utilizado apenas os dados da sessão de coleta 2.

## 2.5 Análise estatística

Inicialmente, foi realizada uma análise descritiva dos dados. A normalidade da distribuição e a homogeneidade das variâncias das medidas foram confirmadas por meio dos testes Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. A análise inferencial foi realizada com os valores de pico de força na CIVM e médio de força no 1RM para cada ângulo / intervalo angular por meio de uma ANOVA *Two-way* (Ângulo x teste) com medidas repetidas. Em caso de presença de um valor significativo de F, foi aplicado como *post-hoc* o teste de Scott-Knott (SCOTT; KNOTT, 1974). Dentro da ANOVA foi determinado o *eta square* ( $\eta^2$ ) que é utilizado para determinar o tamanho do efeito (TE) e descreve a proporção que um fator da ANOVA está sendo considerado dentro da variabilidade total nos dados (FRITZ *et al.*, 2012). O  $\eta^2$  é calculado dividindo a soma do quadrado do efeito pela soma de quadrados de todos os efeitos. Segundo Cohen (1988), pode-se considerar o tamanho do efeito de  $\eta^2 = 0.14$  como grande,  $\eta^2 = 0.06$ , como médio e  $\eta^2 = 0.01$  como pequeno. Posteriormente, foi realizado um teste T para amostras pareadas entre os valores de pico no teste de 1RM e CIVM. Todos os procedimentos estatísticos foram realizados nos pacotes estatístico SISVAR 5.7 e SPSS 20.0. O nível de significância adotado foi de 0,05.

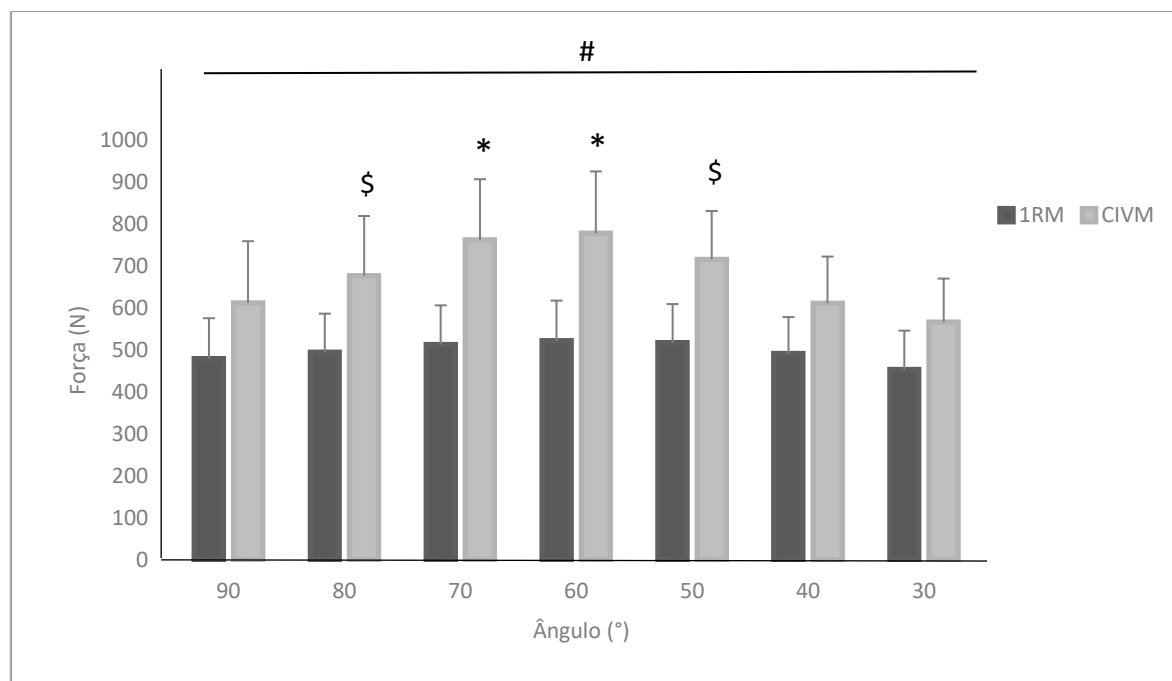
## 3. RESULTADOS

Na análise da ANOVA *two-way* foi verificado um efeito significativo para a interação entre fatores (Ângulo x teste) ( $F_{1,6} = 3.697$ ;  $p < 0,05$ ; e  $\eta^2 = 0,032$ ). O Gráfico 1 apresenta os valores descritivos do desempenho de força máxima nos testes de 1RM e CIVM nos diferentes ângulos analisados, juntamente com a análise inferencial verificada pelo post hoc.

Como pode ser observado no gráfico 1, o post hoc determinou que em todos os ângulos registrados que o teste de CIVM apresentou maiores valores de força que o de 1RM. Na comparação entre testes, pode-se observar através do post hoc que para o teste de 1RM os valores de força são homogêneos ao longo da ADM. Contudo para o teste de CIVM os ângulos de 60 e 70°

apresentam maiores valores de força que os demais, sendo que os ângulos de 50 e 80° ainda seriam maiores que os ângulos de 30, 40 e 90°.

Gráfico 1. Valores médios de força máxima nos testes 1RM e CIVM em diferentes ângulos articulares.



Fonte: Elaboração própria.

# CIVM maiores que 1RM ( $p < 0,05$ ).

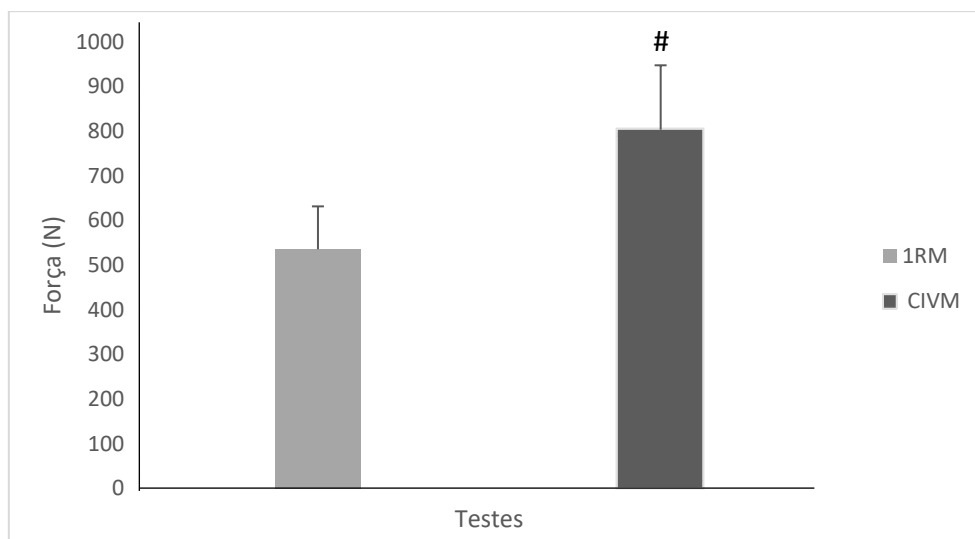
\* Maior que os ângulos restantes ( $p < 0,05$ ).

\$ Maior que 30°, 40° e 90° ( $p < 0,05$ ).

Adicionalmente, no gráfico 2, através do teste T pareado, é possível verificar uma diferença significativa entre os picos médios encontrados nas ações isométricas e dinâmicas ( $T_{26} = 16,75$ ;  $p < 0,001$ ) independente do ângulo nos quais eles acontecem, sendo observado que as médias dos picos de força, na ação dinâmica, foram menores em relação às médias dos picos na ação isométrica.



Gráfico 2. Pico médio de força nos testes 1RM e CIVM



Fonte: Elaboração própria

# CIVM maior que 1RM.

#### 4. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi de verificar e comparar os valores de força máxima nos testes de 1RM e CIVM em função da mudança da ADM, como também, verificar em qual condição de teste haveria maior pico de força máxima.

Foi verificado, no teste de CIVM uma variação significativa nas médias da produção de força máxima entre as angulações testadas sendo 60° e 70° maiores que os demais ângulos e 50° e 80° maiores que os ângulos de 30°, 40° e 90°. Por outro lado, nos testes de 1RM foram encontrados valores de força que não foram significativamente diferentes entre todas as angulações testadas. Adicionalmente, outro achado foi de que os picos médios de força foram maiores no teste de CIVM se comparado ao teste de 1RM.

É bem estabelecido na literatura que a produção de força máxima é dependente da angulação do exercício (BECKER; FRIEDEMANN, 2001; SINGH; KARPOVICH, 1965;

MURPHY et al., 1995). Os efeitos das mudanças dos ângulos nas produções de força no presente estudo foram similares a estudos como de Yoon et al. (1991) e Sosnoff et al. (2010) que com o exercício de extensão de joelhos encontraram padrões de força semelhantes aos resultados dos testes de CIVM, tendo no ângulo de 60° as maiores médias na produção de força e nos ângulos de 15° e 30° os menores valores de força, embora a angulação 15° não tenha sido testada no presente estudo. Esse padrão de resposta na produção máxima de força pode ser explicado pela relação do comprimento muscular e capacidade de produção de torque, na qual os picos de força nos testes ocorrem devido a um comprimento ótimo do grupo muscular envolvido na ação, com uma maior formação de pontes cruzadas dentro do sarcômero (LUNNEN; YACK, 1981; GORDON et al., 1966).

Adicionalmente, no estudo de Sosnoff et al. (2010) foram apresentados valores de força significativamente maiores para o ângulo de 90° que o de 30°, e nossos resultados mostram valores de força aproximados para essas angulações com maiores valores no ângulo de 90°. Quando o comprimento ótimo do músculo é alterado, a capacidade de produção de força é diminuída, sendo que o aumento do comprimento muscular permite uma menor sobreposição de filamentos de actina e miosina, possibilitando menores formações de pontes cruzadas. Somado a isso, uma diminuição do comprimento muscular permite uma maior sobreposição dos filamentos de actina e miosina, o que dificulta o deslizamento entre esses filamentos prejudicando a formação de pontes cruzadas, dentro do sarcômero (GORDON et al., 1966). Portanto, a partir dos resultados encontrados no presente estudo e de Sosnoff et al. (2010), pode-se ressaltar que fibras musculares em maiores comprimentos permitem maiores formações de pontes cruzadas e produção de força, em comparação a menores comprimentos do músculo.

No estudo de Van den Tillaar et al. (2012) houve a comparação nos desempenhos de força entre os testes de 1RM e CIVM no exercício de supino horizontal, e no início da ação concêntrica foram encontrados maiores valores para 1RM se comparado com CIVM, diferentemente dos nossos resultados para o teste de 1RM, os quais não apresentaram valores de força maiores que os de CIVM, para nenhuma angulação. Tais diferenças nos resultados de ambos os estudos podem ser explicados por diversos fatores. O primeiro deles é a diferença da condição em que os testes foram realizados, pois no presente estudo foi utilizado apenas a ação concêntrica, já no estudo de Van den Tillaar et al. (2012), o teste de 1RM, realizado no supino horizontal com

barra, permitia a utilização do ciclo de alongamento e encurtamento (CAE) que se caracteriza pela realização da ação excêntrica, seguida de uma ação concêntrica explosiva. Newton et al. (1997) ao utilizar o exercício de supino de forma apenas concêntrica ou com o CAE, encontraram que os picos de força em todas as condições de teste (15-90% 1RM) foram maiores com a utilização do CAE, tendo a 90% do 1RM o pico de força de 1100(N) para a ação concêntrica e 1400(N) para a ação utilizando o CAE. Assim, a rápida transição da ação excêntrica para a concêntrica permitia a utilização da força potencial elástica, que foi armazenada no alongamento do músculo, gerando uma maior potência da ação concêntrica. Somado a isso, de acordo com Ugrinowitsch e Barbanti (1998) o reflexo miotático também é responsável pela potencialização da ação concêntrica no CAE, pois o fuso muscular, ao detectar um alongamento rápido e excessivo do músculo provoca a uma contração rápida e explosiva a fim de prevenir o músculo de uma possível lesão. Dessa forma, os dois mecanismos citados poderiam contribuir com a superioridade da força nos ângulos iniciais no teste de 1RM comparado ao de CIVM nos ângulos iniciais do estudo de Van Den Tillaar et al. (2012), justificando a diferença de resultados com o presente estudo, no qual foi realizado apenas a ação concêntrica.

O segundo fator para a divergência de resultados nos testes de 1RM foi a participação de voluntárias destreinadas no presente estudo. No estudo de Newton et al. (1997) foi verificado que quanto maior o peso utilizado, maior era o tempo necessário para a produção de força. Em contrapartida, o teste de 1RM é caracterizado pela alta produção de força em um menor tempo disponível, logo, a taxa máxima de produção de força nesse teste e o tempo disponível para atingir a força máxima, tem alta influência sobre os resultados. Reforçando esta perspectiva, a duração média da ação concêntrica inteira durante o teste de 1RM no presente estudo foi de 2,24 ( $\pm 1,03$ )s, enquanto a CIVM tinha uma duração de 3s para cada tentativa em cada ângulo. Orssato et al. (2020) verificaram em seu estudo que indivíduos sem treinamento de força apresentaram menores níveis de pico de força, força explosiva e menores impulsos neurais para o músculo. Ainda nessa mesma perspectiva, Narici et al. (1996) mostraram que o treinamento de força diminui o tempo para necessário para se atingir a força máxima. Assim, diferenças na amostra contribuiriam para explicar as diferenças entre o presente estudo e o de Van den Tillaar et al. (2012), pois as voluntárias possuíam baixa capacidade de gerar força no tempo disponível para o teste de 1RM em cada ângulo,

por serem indivíduos destreinados. Não permitindo que as voluntárias conseguissem utilizar o mesmo número de pontos cruzadas no teste de 1RM e CIVM.

Por último, de acordo com Folland e Morris (2008), aparelhos de diferentes marcas apresentam torque de resistência variadas ao longo da ADM articular no aparelho de banco extensor de joelhos. Nesse contexto, o aparelho utilizado no presente estudo possui um formato de camus que oferece uma resistência uniforme ao longo da ADM, o que pode justificar os valores de força homogêneos nas angulações no teste de 1RM, não sendo possível verificar a influência de uma região de desvantagem mecânica sobre a produção de força. Ademais, o aparelho utilizado oferecia um torque de resistência à voluntária, sendo o peso utilizado durante os testes somado ao peso do “braço mecânico” do aparelho. É possível que os valores de força em todas as ADMs tenham sido influenciados pelo torque desse “braço mecânico”, uma vez que no ângulo de 30° a voluntária teria que superar a resistência do peso do “braço mecânico” juntamente à resistência colocada pelas anilhas no aparelho, aumentando a dificuldade para a voluntária. Nessa perspectiva, no estudo de Cullinen e Caldwell (1998) com mulheres destreinadas, foi realizado a mensuração do pico de força no exercício de extensão de joelhos antes de ser iniciado o treinamento de força, e o pico médio de força encontrado foi de 82 (kg), sendo que no presente estudo o pico médio foi de 54(kg), reforçando a ideia de que na utilização de um aparelho diferente ao que foi usado no presente estudo, o teste de 1RM apresentasse padrões de produção de força divergentes, e com variações menores entre os testes nos ângulos testados.

Ter o conhecimento sobre qual tipo de ação muscular e em quais condições há maior produção de força se torna de suma importância para o profissional de Educação Física. Tais informações podem ser utilizadas para a prescrição de treinamento (MCDONAGH; DAVIES, 1984), se tornando ainda mais importante na prática de alto rendimento, na qual há altas prevalências de lesões (JONES et al., 2019). Logo, ao direcionar o treinamento para condições nas quais permitam maiores produções de força, ocorrerá a melhora do desempenho para diferentes ângulos articulares em diferentes demandas específicas de cada modalidade esportiva, auxiliando também na prevenção de lesões (ULLRICH et al., 2009; BOLOTIN; BAKAYEV, 2016).

O presente estudo apresentou limitações importantes em relação aos protocolos de testes, sendo que o teste de 1RM foi realizado 10 min após os testes de CIVM, o que pode ter

gerado um estado de fadiga muscular entre as voluntárias, interferindo nos resultados dos testes de 1RM. Ademais, como discutido anteriormente, o aparelho utilizado nas sessões testes também pode ter influenciado nos valores de força encontrados. Logo, pesquisas futuras devem ser realizadas para verificar se as respostas de força máxima em ambos os testes seriam os mesmos ao alterar esses fatores, e ainda, ao utilizar uma população com prática no treinamento de força.

## **5. CONCLUSÃO**

Os resultados do presente estudo apontam que o teste de CIVM apresentou maiores valores de força em todos os ângulos equivalentes ao teste de 1RM. Ainda, que os valores de força variam em função da ADM no teste de CIVM, mas não no teste de 1RM, no qual foram encontrados valores de força similares para todos os ângulos.

## 6. REFERÊNCIAS

ACSM. **Diretrizes do ACSM para os testes de esforço e sua prescrição**. (9ª edição), 2014.

ANDERSON, D. E.; MADIGAN, M. L.; NUSSBAUM, M. A. Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: Model development and application to the lower limb. **Journal of Biomechanics**, v.40, p. 3105-3113, Mar. 2007.

ANTUNES, H. K. M.; SANTOS, R. F.; CASSILHAS, R.; SANTOS, R. V. T.; BUENO, O. F. A.; MELLO, M.T. Exercício Físico e função cognitiva: uma revisão. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 12, n. 2, p.108-113, Mar./Abr. 2006.

BECK, T. W. The importance of a priori sample size estimation in strength and conditioning research. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.27, n.8, p.2323-2337, Ago. 2013.

BECKER, R.; FRIEDEMANN, A. Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. **Muscle e Nerve**, v.24, n.5, p.667-672, Maio, 2001.

BOLOTIN, A., BAKAYEV, V. Efficacy of using isometric exercises to prevent basketball injuries. **Journal of Physical Education and Sport**, v.16, n.4, p.1177-1185, Dez. 2016.

BROW, L. E.; WEIR, J. P. (ASEP) Procedures Recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. **Journal of Exercise Physiology**, v.4, n.3, p.1-21, Ago. 2001.

COHEN, J. Statistical power analysis for the behavioral sciences (2ª edição). **Hillsdale, NJ: Erlbaum**, 1988.

CULLINEN, K.; CALDWELL, M. Weight training increases fat-free mass and strength in untrained young women. **Journal of American Dietetic Association**, v.98, n.4, p.414-418, Abril, 1998.

DALLEAU, G.; BARON, B.; BONAZZI, B.; LEROYER, P.; VERSTRAETE, T.; VERKINDT, C. The influence of variable resistance moment arm on knee extensor performance. **Journal of Sports Science**, v.28, n.6, p.657-65, Abril, 2010.

DINIZ, R. C. R.; MARTINS-COSTA, H.C., MACHADO, S. C.; LIMA, F. V.; CHAGAS, M. H. Repetition duration influences ratings of perceived exertion. **Perceptual and Motor Skills**, v.118, n.1, p.261-273, Fev. 2014.

EARP, J.E.; NEWTON, R.U.; CORNIE, P.; BLAZEVIČH, A.J. Inhomogeneous quadriceps femoris hypertrophy in response to strength and power training. **Medicine e Science in Sports e Exercise**, v.47, n.11, p. 2389-97, Out. 2015.

ELLIOT, B. C.; WILSON, G. J.; KERR, G. K. A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. **Medicine e Science in Sports e Exercise**, v.21, n.4, p.450-462, Set. 1989.

FELIPE, C. E.; OLIVEIRA, H. L. M. A.; AGUIAR, C. C. P.; SILVA, F. V.; FILHO, N. J. B. A.; PINTO, E. F.; VALDIVINO, D. Y. A. S.; FELIPE, T. R.; SEGUNDO, V. H. O. Teste de uma repetição máxima: análise de duas metodologias. **Revista Científica da Escola da Saúde**, v.4, n.2, p. 73-78, Fev./Maio, 2015.

FERREIRA, M. T. O papel da atividade física na composição corporal de idosos. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, v.1, n.1, p.43-51, 2003.

FOLLAND, J.P.; HAWKER, K.; LEACH, B.; LITTLE, T.; JONES, D.A. Strength training: Isometric training at a range of joint angles versus dynamic training. **Journal of Sports Sciences**, v.23, n.8, p.817-24, 2005.

FOLLAND, J. P.; MORRIS, B. Variable-cam resistance training machines: Do they match the angle-torque relationship in humans? **Journal of Sports Sciences**, v.26, n.6, p.163-169, Maio, 2008.

FRITZ, C.; MORRIS, P.; RICHLER, J. Effect size estimates: Current use, calculations, and interpretation. **Journal of Experimental Psychology: General**, v.141, n.1, p.2-18, 2012.

GORDON, A. M.; HUXLEY, A. F.; JULIAN, F. J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. **Journal of Physiology**, v.184, n.1, p.170-192, Maio, 1966.

GULLICH A, SCHMIDTBLEICHER D. Struktur der kraftfähigkeiten und ihrer trainingsmethoden. **Deutsche Zeitschrift Fur Sportmedizin**, v.50, n.7, 1999.

JONES, S.; ALMOUSA, S.; GIBB, A.; ALLAMBY, N.; MULLEN, R.; ANDERSEN, T. E.; WILLIAMS, M. Injury incidence, prevalence and severity in high-level male youth football: A systematic review. **Sports Medicine**, v.9, p.49, p.1879-1899, Ago. 2019

LACERDA, L.; MARTINS-COSTA, H.; DINIZ, R. et al. Variations in repetition duration and repetition numbers influence muscular activation and blood lactate response in protocols equalized by time under tension. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 30, n. 1, p. 251-258, Jan. 2016.

LUNNEN, J.; YACK, B. LEVEAU, B. Relationship between muscle length, muscle activity, and torque of the hamstring muscles. **Physical Therapy**, v. 61, n.2, p.190-195, Fev. 1981.

- MCDONAGH, M. J. N.; DAVIES, C. T. M. Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. **European Journal Applied Physiology**, v.52, p.139-155, Jan. 1984.
- MURPHY, A. J.; WILSON, G. J.; PRYOR, J. F.; NEWTON, R. U. Isometric assessment of muscular function: The effect of joint angle. **Journal of Applied Biomechanics**, v.11, n.2, p.205-215, 1995.
- NARICI, M. V.; HOPPELER, H.; KAYSER, B.; LANDONI, L.; CLAASSEN, H.; GAVARDI, C.; CONTI, M.; CERRETELLI, P. Human quadriceps cross-sectional, torque and neural activation during 6 months strength training. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.157, n.2, p.175-186, Jun. 1996.
- NEWTON, R. U., MURPHY, A. J., HUMPHRIES, G. J. W., KRAEMER, W. J., HAKKINEN, K. Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation occurs during explosive upper-body movements. **European Journal Applied Physiology**, v.75, p.333-342, Abril, 1997.
- NOORKÕIV, M.; NOSAKA, K.; BLAZEVIČ, A.J. Neuromuscular adaptations associated with knee joint angle-specific force change. **Medicine e Science in Sports e Exercise**, v.46, n.8, p.1525-37, 2014.
- ORSSATTO, L. B. R.; WIEST, M. J., MOURA, B. M., COLLINS, D. F., DIEFENTHAELER, F. Neuromuscular determinants of explosive torque: Differences among strength-trained and untrained young and older men. **Scandinavian Journal of Medicine e Science in Sports**, v.30, n.11, p.2092-2100, Ago., 2020.
- PENIDO, L. N. A.; CARVALHO, R. E. S.; PEREIRA, F. D.; OLIVEIRA, R. A. A.; SILVA, A. C.; SILVA, S. F. Comparação entre força máxima muscular isométrica dinâmico em três diferentes ângulos do exercício supino. **Revista Acta Brasileira do Movimento Humano**, v.2, n.1, p.24-33, Jan./Mar., 2012.
- PEREIRA, M. I. R.; GOMES, P. S. C. Testes de força e resistência muscular: confiabilidade e predição de uma repetição máxima – Revisão e novas evidências. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 9, n.5, p.325-334, Set./Out., 2003.
- RØNNESTAD, B.; NYGAARD, H.; RAASTAD, T. Physiological elevation of endogenous hormones results in superior strength training adaptation. **European Journal of Applied Physiology**, v.111, n.9, p. 2249-59, Fev. 2011.
- SALE, D.; QUINLAN, J.; MARSH, E.; MCCOMAS, J.; BELANGER, A. Y. Influence of joint position on ankle plantarflexion in humans. **Journal of Applied Physiology**, v.52, n.6, p.1636-1642, Jul. 1982.



SAVELBERG, H. H. C. M.; MEIJER, K. Contribution of mono-and biarticular muscles to extending knee joint moments in runners and cyclists. **Journal of Applied Physiology**, v.94, p.2241-2248, Jan. 2003.

SCHIMIDTBLEICHER, D. Training for power events. In; KOMI (Ed.) *Strength and power in sport*. Oxford; **Blackwell Sciences**, 1997.

SCOTT, A.; KNOTT, M. A. A cluster analysis method for grouping means in the analysis of variance. **Biometrics**, v.30, n.3, p.507-12, Set. 1974

SINGH, M.; KARPOVICH, P. V. Isotonic and isometric forces of forearm flexors and extensors. **Journal of Applied Physiology**, v.21, n.4, p.1435-1437, Jul. 1966.

SOSNOFF, J. J.; VOUDRIE, S. J.; EBERSOLE, V. K. The effect of knee joint angle on torque control. **Journal of Motor Behaviour**, v.42, n.1, p.5-10, Jul. 2010.

STOREN, O.; HELGERUD, J.; STOA, E. M.; HOFF, J. Maximal strength training improves running economy in distance runners. **Medicine and Science in Sports e Exercise**, v.40, n.6, p.1089-1094, Jan. 2008.

UGRINOWITSCH, C., BARBANTI, V. J. O ciclo de alongamento e encurtamento e a "performance" no salto vertical. **Revista Paulista de Educação Física**, v.12, n.1, p.85-94, Jan./Jun. 1998.

ULLRICH, B.; KLEINODER, H.; BRÜGGEMANN, G.P. Moment-knee angle relations after specific exercise. **International Journal of Sports Medicine**, v.30, n.4, p.293-301, 2009.

VAN DEN TILLAAR, R.; SAETERBAKKEN, A. H.; ETTEMA, G. Is the occurrence of the sticking regions the result of diminishing potentiation in bench press? **Journal of Sports Sciences**, v.30, n.6, p.591-599, Maio, 2012.

VISSER, J. J.; HOOGKAMER, J. E.; BOBBERT, M. F.; HUIJING, P. A. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. **European Journal of Applied Physiology**, v.61, p.453-460, Maio, 1990.

WEIR, J. P.; WAGNER, L. L.; HOUSH, T. J. The effect of rest interval length on repeated maximal bench presses. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.8, n.1, p.58-60, Fev. 1994.

WILSON, G. J. ELLIOT, B. C.; KERR, G. K. Bar path and force profile characteristics for maximal and submaximal loads in the bench press. **Journal Medicine e Science in Sports e Exercise**, v.21, n.5, p.450-462, 1989.

YOON, T. S., PARK, D. S., CHUN, S. W. K. S., SHIN, J. S. Isometric and isokinetic torque curves at the knee joints. **Yonsei Medical Journal**, v.32, n.1, p. 33-43, Set. 1991.