

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO *STRICTO SENSU* EM  
EDUCAÇÃO FÍSICA

LEI COMPRIMENTO TENSÃO E TREINAMENTO DE FORÇA:  
EFEITOS SOBRE AS RESPOSTAS MUSCULARES DOS  
EXTENSORES DE JOELHO

Denis César Leite Vieira

Brasília - DF  
2020

**LEI COMPRIMENTO-TENSÃO E TREINAMENTO DE FORÇA:  
EFEITOS SOBRE AS RESPOSTAS MUSCULARES DE EXTENSORES  
DE JOELHO**

**DENIS CÉSAR LEITE VIEIRA**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília para obtenção do título de doutor em Educação Física.

**ORIENTADOR: DR. MARTIM FRANCISCO BOTTARO MARQUES**

DENIS CÉSAR LEITE VIEIRA

LEI COMPRIMENTO TENSÃO E TREINAMENTO DE FORÇA:  
EFEITOS SOBRE AS RESPOSTAS MUSCULARES DE EXTENSORES  
DE JOELHO

Tese aprovada como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Educação Física pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília.

Brasília, 10 de dezembro de 2020.

**Banca examinadora:**

---

Prof. Dr. Martim Francisco Bottaro Marques (Presidente)  
Universidade de Brasília - UnB

---

Prof. Dr. Jonato Prestes (Examinador externo)  
Universidade Católica de Brasília - UCB

---

Prof. Dr. Carlos Ernesto Santos Ferreira (Examinador externo)  
Universidade Católica de Brasília - UCB

---

Prof. Dr. Amilton Vieira (Examinador interno)  
Universidade de Brasília - UnB

Brasília - DF

2020

## EPÍGRAFE

*“Enquanto há vida, há esperança”*

Eclesiastes 9:4

## DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho a todos os meus professores como forma de agradecimento a todos ensinamentos que obtive durante minha trajetória acadêmica. Também o dedico a minha família, em especial ao meu avô Otávio (*in memoriam*), que com seu mantra favorito, me ensinou que enquanto há vida, há esperança.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus pelo Dom da Vida e por me permitir e capacitar para viver cada momento dessa linda fase da minha vida que foi o doutorado.

Agradeço a minha esposa, Camila Tomaz, por ser tão bondosa e paciente nos momentos de ansiedade na construção desse trabalho e também por sempre me apoiar em todas as minhas decisões e vibrar junto com as minhas conquistas.

Agradeço aos meus pais, Ildomar e Rejane, por não medir esforços para proporcionar aos seus filhos, a maior herança que poderiam deixar, a educação.

Agradeço aos meus avós, Otávio (*in memoriam*) e Maria Hilda, por mudarem a trajetória da família, dado a coragem que tiveram de deixar o conforto de suas famílias para tentar a vida na cidade grande.

Agradeço aos meus irmãos, Giovana e Lucas, e aos meus tios, Caio, Cris e Marcos, por todo apoio, carinho e amizade durante não somente a minha trajetória acadêmica, mas por toda a minha vida.

Agradeço a todos os professores do Programa de Pós-Graduação em Educação Física – PPGEF/UnB, em especial ao Prof. Dr. Lauro Casqueiro Vianna por respirar ciência e ser fonte de inspiração a todos àqueles que o rodeiam. Também agradeço ao Prof. Dr. João Durigan por todo apoio e contribuição nesse trabalho.

Agradeço a todos os membros do Laboratório de Pesquisa em Treinamento de Força – LPTF, em especial ao Lucas e Sávio, por todos os momentos de alegria e estudo partilhados no laboratório.

Agradeço aos amigos, Matheus Avelino, Victor Lage e Marco Dourado por todo apoio e parceria durante as coletas de dados.

Agradeço aos meus amigos que fiz no ambiente acadêmico, Bernardo Petriz, Ivo Vieira, Rodrigo Celes, Ramires Tibana e Noriberto Barbosa que com suas respectivas competências sempre foram inspiração para que eu fizesse o meu melhor durante a minha jornada acadêmica.

Agradeço aos amigos, Mirna e Emílio, os quais conheci em um ambiente de trabalho e, após isso, sempre estiveram ao meu lado torcendo pelo meu sucesso.

Agradeço ao amigo, Jeaser Almeida, por toda parceria e oportunidade que me proporcionou, certamente sem a sua ajuda e conselhos, amigo, eu não seria o profissional que sou hoje.

Agradeço ao amigo Dahan da Cunha Nascimento (Robin) por ser essa pessoa humilde e que com sua essência me inspirou a buscar sempre a excelência.

Agradeço ao amigo Rafael Cunha que além de ajudar nas coletas de dados, muito me ensinou com a sua simples forma de ser um amigo!

Agradeço ao Prof. Dr. Fábio Tenório por todos os ensinamentos, paciência e atenção desde os meus 10 anos de idade e por convencer os meus pais a não se opor a minha ideia de cursar Educação Física.

Agradeço ao Prof. Dr. Carlos Ernesto por toda oportunidade que me proporcionou e por me abrir as portas do LAFIT, um estágio que mudou toda minha trajetória acadêmica.

Agradeço ao Prof. Dr. Jonato Prestes por todos os ensinamentos, conversas, apoio e incentivo durante a minha trajetória acadêmica. Certamente, o profissional que sou hoje tem muito do que me ensinou.

Agradeço ao Prof. Dr. Amilton Vieira por tanto me inspirar e ajudar no Doutorado e por junto com o Rodrigo Celes me apresentar o LPTF e a UnB. Saibam que foi algo que mudou minha vida!

Por fim, agradeço imensamente ao Prof. Dr. Martim Bottaro, obrigado pela excelente condução nesse processo, o senhor o tornou mais leve e prazeroso, me demonstrou a raiz da ciência e que ela vai muito além do que o ato de publicar. De todo o coração, eu desejo que muitos outros ainda tenham o privilégio, que eu e todos os seus antigos alunos tivemos, de ser orientados por sua pessoa. Nós, seus alunos, e toda a Educação Física Brasileira devemos muito a você!

## SUMÁRIO

|                                                                          |           |
|--------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>RESUMO .....</b>                                                      | <b>11</b> |
| <b>ABSTRACT .....</b>                                                    | <b>12</b> |
| <b>1. INTRODUÇÃO .....</b>                                               | <b>13</b> |
| <b>2. OBJETIVOS.....</b>                                                 | <b>17</b> |
| 2.1. Objetivo geral .....                                                | 17        |
| 2.2. Objetivos específicos .....                                         | 17        |
| <b>3. HIPÓTESES.....</b>                                                 | <b>18</b> |
| 3.1. Racional das hipóteses.....                                         | 18        |
| <b>4. REFERENCIAL TEÓRICO .....</b>                                      | <b>20</b> |
| 4.1. Treinamento de força: Conceito e história .....                     | 20        |
| 4.1.1. Variáveis agudas do Treinamento de Força .....                    | 22        |
| 4.1.2. Classificação e escolha de exercício no Treinamento de Força..... | 23        |
| 4.2. Adaptações ao Treinamento de Força .....                            | 25        |
| 4.2.1. Inchaço muscular .....                                            | 28        |
| 4.2.2. Volume de treino .....                                            | 30        |
| 4.2.3. Torque.....                                                       | 32        |
| 4.2.4. Fadiga muscular .....                                             | 35        |
| 4.3. Lei comprimento-tensão .....                                        | 37        |
| 4.3.1. Lei comprimento-tensão e treinamento de força .....               | 38        |
| <b>5. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>                                      | <b>41</b> |
| 5.1. Delineamento experimental.....                                      | 41        |
| 5.2. Local do estudo.....                                                | 42        |
| 5.3. Participantes.....                                                  | 42        |
| 5.4. Medidas antropométricas .....                                       | 43        |
| 5.5. Protocolos de exercício.....                                        | 43        |
| 5.6. Desempenho muscular.....                                            | 44        |



|            |                                                            |           |
|------------|------------------------------------------------------------|-----------|
| 5.7.       | Ultrassom – Inchaço muscular.....                          | 45        |
| 5.8.       | Análise estatística.....                                   | 46        |
| <b>6.</b>  | <b>RESULTADOS .....</b>                                    | <b>48</b> |
| 6.1.       | Desempenho muscular.....                                   | 48        |
| 6.2.       | Inchaço muscular.....                                      | 50        |
| 6.3.       | Confiabilidade da medida de espessura muscular .....       | 51        |
| <b>7.</b>  | <b>DISCUSSÃO .....</b>                                     | <b>52</b> |
| 7.1.       | Principais achados.....                                    | 52        |
| 7.2.       | Confiabilidade.....                                        | 52        |
| 7.3.       | Efeitos sobre o inchaço muscular.....                      | 53        |
| 7.4.       | Desempenho muscular.....                                   | 56        |
| 7.5.       | Limitações do estudo .....                                 | 57        |
| 7.6.       | Aplicações práticas.....                                   | 58        |
| <b>8.</b>  | <b>CONCLUSÃO .....</b>                                     | <b>60</b> |
| <b>9.</b>  | <b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>                    | <b>61</b> |
| <b>10.</b> | <b>ANEXOS .....</b>                                        | <b>84</b> |
| 10.1.      | Anexo I – Resumo publicado em Congresso Internacional..... | 84        |

## LISTA DE TABELAS

|                                                                     |    |
|---------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1. Características da amostra .....                          | 43 |
| Tabela 2. Inchaço muscular do reto femoral e do vasto lateral ..... | 51 |

## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                         |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1. Halteres antigos de pedra.....                                                | 20 |
| Figura 2. Relação entre Força e Velocidade. ....                                        | 34 |
| Figura 3. Lei comprimento-tensão. ....                                                  | 37 |
| Figura 4. Lei comprimento-tensão e sobreposição dos filamentos de actina e miosina..... | 38 |
| Figura 5. Design Experimental.....                                                      | 41 |
| Figura 6. Pontos de mensuração da espessura muscular.....                               | 46 |
| Figura 7. Torque realizado em cada set. ....                                            | 48 |
| Figura 8. Trabalho Total realizado em cada set. ....                                    | 49 |

## LISTA DE ABREVIações

|                   |                                                 |
|-------------------|-------------------------------------------------|
| $\beta$           | Beta                                            |
| ANOVA             | Análise de variância                            |
| cm                | Centímetros                                     |
| CEP               | Comitê de ética em pesquisa                     |
| CV                | Coefficiente de Variação                        |
| DF                | Distrito Federal                                |
| DP                | Desvio Padrão                                   |
| EMG               | Eletromiografia                                 |
| ETM               | Erro típico da medida                           |
| FEF               | Faculdade de Educação Física                    |
| i.e.              | isto é                                          |
| ICC               | Coefficiente de correlação intraclasse          |
| IF                | Índice de fadiga                                |
| J                 | Joules                                          |
| kg                | Quilograma                                      |
| kg/m <sup>2</sup> | Quilograma por metro ao quadrado                |
| LPTF              | Laboratório de Pesquisa em Treinamento de Força |
| m                 | metros                                          |
| MHz               | Mega-hertz                                      |
| Nm                | Newton metros                                   |
| °                 | graus                                           |
| °·s <sup>-1</sup> | graus por segundo                               |
| p                 | nível de significância                          |
| PÓS               | Pós-Exercício                                   |
| PRÉ               | Pré-Exercício                                   |
| RF                | Reto Femoral                                    |
| TE                | Tamanho do efeito                               |
| TF                | Treinamento de Força                            |
| UnB               | Universidade de Brasília                        |
| USA               | Estados Unidos da América                       |
| VL                | Vasto Lateral                                   |

## RESUMO

Este estudo investigou os efeitos agudos do exercício de extensão de joelho realizado com o quadril flexionado e estendido sobre o inchaço muscular, o torque e a capacidade de produzir trabalho dos extensores de joelho. Doze homens com experiência em treinamento de força realizaram, em dias diferentes, dois protocolos de extensão de joelho isocinética concêntrica em uma ordem contrabalanceada. Os indivíduos completaram quatro séries de 10 repetições no exercício de extensão de joelho nas com quadril flexionado (i.e., ângulo do quadril a  $85^\circ$ ) e estendido (i.e., ângulo do quadril a  $180^\circ$ ). O torque e o trabalho total foram avaliados durante cada série. Além disso, a espessura muscular do vasto lateral e do reto femoral nas regiões medial e proximal foram avaliadas antes e depois de cada protocolo e usadas como um indicador de inchaço muscular. A espessura do reto femoral na região medial e do vasto lateral proximal aumentou significativamente ( $p = 0,01$ ), sem diferença entre os dois protocolos de variações do quadril. No entanto, a espessura do vasto lateral na região medial aumentou ( $p = 0,01$ ) somente após o exercício de extensão de joelho na posição sentada ( $\sim 7\%$ ). O pico de torque e a produção de trabalho dos extensores do joelho foram aproximadamente 8% maiores ( $p = 0,04$ ) no exercício realizado com o quadril flexionado do que com o quadril estendido. Houve uma redução semelhante no torque e no trabalho produzido em ambos os protocolos ao longo das séries ( $p = 0,98$ ). Em conclusão, o exercício de extensão de joelho realizado com o quadril flexionado produziu maior torque, trabalho e inchaço muscular no vasto lateral quando comparados ao exercício de extensão de joelho realizado com o quadril estendido.

**Palavras chaves:** Trabalho total, inchaço muscular, treinamento de força, índice de fadiga e torque.

## **ABSTRACT**

This study investigated the acute effects of seated and supine knee extension exercise on muscle swelling, torque, and work output. Twelve resistance-trained men performed two isokinetic concentric-only knee extension-training protocols at different hip positions in a counter-balanced order. They completed the knee extension exercise in the seated (hip angle at 85°) and supine (hip angle at 180°) positions. The torque and work output were assessed during each set. Moreover, muscle thickness of the middle and proximal vastus lateralis and rectus femoris were evaluated before and after each protocol and used as an indicator of muscle swelling. Middle rectus femoris and proximal vastus lateralis thickness increased significantly ( $p = 0.01$ ) with no difference between exercise variations. However, the middle vastus lateralis thickness increased ( $p = 0.01$ ) only after the seated knee extension exercise (~7%). Knee extensors peak torque and work output were approximately 8% higher ( $p = 0.04$ ) in the seated when compared to the supine hip position. There was a similar decrease in torque and work output throughout both protocols ( $p = 0.98$ ). In conclusion, seated knee extension exercises produced greater torque, work output and muscle swelling in the vastus lateralis when compared to the supine knee extension exercise.

**Key words:** Total work, muscle swelling, resistance training, fatigue index, and torque.

## 1. INTRODUÇÃO

O Treinamento de Força (TF) é uma modalidade rotineiramente utilizada com o objetivo de melhorar a força, potência e hipertrofia muscular (MAZZEO *et al.*, 1998). O TF tem sido recomendado para atletas, indivíduos saudáveis e populações especiais (TOBALINA *et al.*, 2009), uma vez que pode promover adaptações neuromusculares que levam a melhorias na capacidade funcional, performance atlética e saúde (HANSON *et al.*, 2009; VIEIRA *et al.*, 2013). Os exercícios praticados durante o TF geralmente são categorizados em uni- ou multi-articulares (TOBALINA *et al.*, 2009). Nesse sentido, a extensão de joelho em sido amplamente utilizado para promover ganhos de força e também hipertrofia dos extensores de joelho (VIEIRA *et al.*, 2018). Embora a extensão de joelho seja caracterizada como um movimento uni-articular, envolve a ativação do músculo reto femoral (RF), que é um músculo que tem ação bi-articular (MAFFIULETTI; LEPERS, 2003). Além disso, a extensão do joelho envolve a ação do vasto lateral, medial e intermédio, que são músculos uni-articulares (MAFFIULETTI; LEPERS, 2003). Dado a natureza bi-articular do reto femoral (i.e., cruza as articulações do joelho e quadril), mudanças na posição do quadril durante o exercício de extensão de joelho promove mudanças no comprimento dos sarcômeros desse músculo. Nesse sentido, e evocando a lei comprimento-tensão do músculo, essas alterações na posição do quadril poderiam influenciar a produção de torque durante a extensão de joelho (FREITAS *et al.*, 2019; HERZOG; TER KEURS, 1988; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003).

De fato, HERZOG & TER KEURS (1988), em uma abordagem *in-vivo*, sugerem uma relação parabólica entre a produção de torque e o comprimento do reto femoral, quando modificado pela posição do joelho ou do quadril, durante o exercício de

extensão de joelho. Na mesma linha, MAFFIULETTI & LEPERS (2003), utilizando de eletroestimulação, reportaram uma maior produção de torque involuntário dos extensores do joelho realizado com o quadril estendido quando comparada ao quadril flexionado. Contudo, abordagens experimentais com contrações voluntárias reportaram resultados diferentes dos acima citados (EMA; WAKAHARA; KAWAKAMI, 2017; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003; PAVOL; GRABINER, 2000). PAVOL & GRABINER (2000) demonstraram que a extensão de joelho realizada com o quadril flexionado produziu maior torque quando comparado ao quadril estendido. Na mesma linha, EMA & WAKAHARA & KAWAKAMI (2017) reportaram um maior torque durante uma avaliação isocinético, em velocidades angulares alta ( $180^\circ/s^{-1}$ ) e baixa ( $30^\circ/s^{-1}$ ), dos extensores de joelho quando o movimento de extensão de joelho foi realizado com o quadril flexionado comparado ao quadril estendido.

Além do torque produzido durante o movimento em um treinamento, o volume de trabalho e a fadiga muscular ocasionada pelo mesmo são outros fatores importantes para a os ganhos de força e hipertrofia (DANKEL *et al.*, 2017; FIGUEIREDO; DE SALLES; TRAJANO, 2017). Devido a relação entre torque, trabalho e fadiga muscular (PINCIVERO *et al.*, 2000; VÁCZI *et al.*, 2014), teoricamente, durante um treinamento de extensão de joelho, o volume de trabalho e a fadiga muscular possivelmente seriam maiores com movimento de extensão de joelho voluntariamente realizado com o quadril flexionado quando comparada ao quadril estendido (EMA; WAKAHARA; KAWAKAMI, 2017; MAFFIULETTI *et al.*, 2016; PAVOL; GRABINER, 2000). Contudo, até o momento, nenhum estudo investigou o efeito da posição do quadril no trabalho e na fadiga muscular durante um treinamento de extensores de joelho. Além disso, os estudos prévios que verificaram o efeito da posição do quadril



sobre o torque dos extensores de joelho utilizaram somente de protocolos de avaliação de força máxima (EMA; WAKAHARA; KAWAKAMI, 2017; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003; PAVOL; GRABINER, 2000). Contudo, protocolos de avaliação de força máxima podem não representar a produção de força durante um gesto esportivo ou até mesmo durante uma sessão de treinamento. Assim, há a necessidade de melhor entender como a posição do quadril pode afetar o volume de trabalho, a fadiga e até mesmo o torque muscular durante um sessão de TF tradicional de extensão de joelho com séries múltiplas.

Um outro importante fator para hipertrofia que é resultante do TF é o inchaço muscular. O aumento da pressão intracelular, ocasionada por esse fenômeno, pode levar a sinalizações intracelulares anabólicas para restaurar estruturas de suporte das fibras musculares (SCHOENFELD, 2010, 2013). O inchaço muscular pode ser influenciado por demandas mecânicas e metabólicas oriundas do exercício (PADILHA *et al.*, 2019; SCHOENFELD, 2013). Nesse sentido, variações na posição do quadril durante a extensão de joelho pode levar a diferentes estresses impostos sobre o as propriedades passivas do reto femoral, apesar de não influenciar as propriedades passivas do vasto lateral (FREITAS *et al.*, 2019). Além disso, exercícios excêntricos de extensores de joelho com diferentes posições de quadril induzem diferentes edemas entre os vastos e o reto femoral (MAEO *et al.*, 2018). Portanto, as questões acima mencionadas sugerem que a posição do quadril pode afetar as respostas mecânicas e metabólicas entre os diferentes músculos do quadríceps durante exercícios com extensão de joelho. Contudo, ainda permanece não esclarecido se mudanças na posição do quadril durante o exercício concêntrico de extensão de joelho induziria um inchaço muscular diferente entre os músculos do quadríceps.

Dessa maneira, considerando todos os pontos acima citados, a proposta do presente estudo é investigar o efeito da posição do quadril (i.e., flexionado e estendido) nas respostas agudas de produção de torque e trabalho, fadiga, e inchaço muscular dos extensores de joelho, após uma sessão de TF de extensores de joelho com séries múltiplas. Baseado em estudos anteriores (EMA *et al.*, 2016; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003; PAVOL; GRABINER, 2000), a hipótese do presente estudo é de que a extensão de joelho induzira maior produção de torque, volume de trabalho e fadiga quando realizado com o quadril flexionado. Além disso, como o reto femoral e vasto lateral tem diferentes características, a hipótese é de um maior inchaço do reto femoral após a extensão de joelho com o quadril estendido quando comparado ao quadril flexionado.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1. Objetivo geral**

Verificar a influência da posição do quadril durante o exercício de extensão de joelho sobre o desempenho e inchaço muscular dos extensores de joelho.

### **2.2. Objetivos específicos**

- 2.2.1. Investigar a influência da posição do quadril (flexionado ou estendido) no torque muscular produzido durante o exercício de extensão do joelho.
- 2.2.2. Investigar a influência da posição do quadril (flexionado ou estendido) sobre o trabalho muscular produzido durante o exercício de extensão de joelho.
- 2.2.3. Investigar a influência da posição do quadril (flexionado ou estendido) durante o exercício de extensão de joelho na fadiga muscular.
- 2.2.4. Investigar a influência da posição do quadril (flexionado ou estendido) no exercício de extensão de joelho sobre o inchaço muscular do reto femoral.
- 2.2.5. Investigar a influência da posição do quadril (flexionado ou estendido) no exercício de extensão de joelho sobre o inchaço muscular do vasto lateral.

### **3. HIPÓTESES**

A hipótese inicial é de que o exercício de extensão de joelho realizado com o quadril flexionado ocasionará maiores respostas de torque, volume de trabalho e fadiga muscular quando comparado ao mesmo exercício realizado com o quadril estendido. Em contraste, é esperado que o exercício de extensão de joelho realizado com o quadril estendido ocasione maior inchaço muscular do reto femoral comparado ao mesmo exercício realizado com o quadril flexionado. Por fim, é esperado que o exercício de extensão de joelho, independente da posição do quadril, promova o mesmo inchaço muscular no vasto lateral.

#### **3.1. Racional das hipóteses**

De acordo com a lei comprimento-tensão, quanto maior o comprimento do sarcômeros maior seria a sua capacidade de gerar tensão (HERZOG; TER KEURS, 1988). Nesse sentido, modificar a posição do quadril durante o exercício de extensão de joelho poderia ocasionar alterações na tensão produzida pelo movimento, uma vez que um dos músculos que realiza a extensão de joelho é o reto femoral o qual possui natureza bi-articular (MAFFIULETTI; LEPERS, 2003). Portanto, ao modificar a posição do quadril, do ponto de vista teórico, modificaria o comprimento dos seus sarcômeros e influenciaria a produção de tensão (EMA; WAKAHARA; KAWAKAMI, 2017; HERZOG; TER KEURS, 1988; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003; PAVOL; GRABINER, 2000). De fato, abordagens teóricas e também com torque involuntário por meio de eletroestimulação neuromuscular, reportaram que a produção de torque durante a extensão de joelho é maior quando realizado com o quadril estendido comparado ao quadril flexionado (HERZOG; TER KEURS, 1988; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003). Contudo, quando realizado de maneira voluntária, o exercício de

extensão de joelho produz maior torque quando realizado com o quadril flexionado comparado ao quadril estendido (EMA; WAKAHARA; KAWAKAMI, 2017; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003; PAVOL; GRABINER, 2000). Nesse sentido, dado a relação entre torque, trabalho e fadiga muscular é esperado que esses fatores sejam maiores no exercício de extensão de joelho realizado em posição sentada (PINCIVERO *et al.*, 2000; VÁCZI *et al.*, 2014). Em contraste, e devido à natureza bi-articular do músculo reto femoral e de acordo com a lei-comprimento tensão, é esperado um maior inchaço desse músculo imediatamente após o no exercício de extensão de joelho quando realizado com quadril estendido, ao passo que é esperado o mesmo inchaço no músculo vasto lateral após o exercício de extensão de joelho, independente da angulação do quadril, devido a sua natureza uni-articular (HERZOG; TER KEURS, 1988; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003).

## 4. REFERENCIAL TEÓRICO

### 4.1. Treinamento de força: Conceito e história

O TF é definido como uma modalidade caracterizada pelo uso de cargas, máquinas ou do próprio peso corporal para exercitar os músculos (STOJILJKOVIĆ *et al.*, 2013), ou também como um exercício no qual um indivíduo exerce força contra uma determinada resistência (KRAEMER *et al.*, 2017). Os primeiros registros de prática de TF são das comunidades gregas e egípcias antigas, que geralmente utilizavam pedras, conhecidas como halteres (figura 1), de diferentes pesos e estruturas como a carga de treino para desenvolver força, potências e resistência (STOJILJKOVIĆ *et al.*, 2013).



**Figura 1. Halteres antigos de pedra.** Fonte: STOJILJKOVIĆ *et al.* (2013).

Já o mais conhecido registro de progressão de treinamento na modalidade foi de um fazendeiro Italiano chamado de Milo of Croton. Esse fazendeiro praticava levantamento de um boi em crescimento todos os dias e se tornou um dos homens mais fortes do mundo e um grande campeão dos jogos olímpicos antigos (FOSTER; RODRIGUEZ-MARROYO; DE KONING, 2017). Acreditava-se que devido ao crescimento e ao ganho de peso do animal, o treinamento se tornava extremamente desafiador e progressivo permitindo a evolução da condição física (STOJILJKOVIĆ *et*

*al.*, 2013). Esse método de treino praticado por Milo of Crotona deu origem a um dos grandes princípios do TF, conhecido como a progressão de carga (FOSTER; RODRIGUEZ-MARROYO; DE KONING, 2017; STOJILJKOVIĆ *et al.*, 2013).

Da mesma maneira que o princípio de progressão de carga sugerido pelo treinamento praticado por Milo of Crotona (FOSTER; RODRIGUEZ-MARROYO; DE KONING, 2017; STOJILJKOVIĆ *et al.*, 2013), até o início do século XX, as novidades e descobertas no TF eram oriundas de observações e publicações de livros e textos escritos por praticantes da modalidade. Nesse período, os cientistas apresentavam resistência em pesquisar o TF, baseado na crença de que o desenvolvimento do tecido muscular resultaria no declínio de outros tecidos. Além disso, o campo do TF também apresentava uma má reputação devido ao estereótipo dos praticantes e também as promessas de resultados impressionantes por meio de esforços mínimos (KRAEMER *et al.*, 2017).

Apenas na década de 30 que pesquisadores começaram a se manifestar de maneira formal e científica a respeito das adaptações ocasionadas pelo TF (KRAEMER *et al.*, 2017). No qual essa manifestação ocorreu por meio da resposta de um questionário realizado por um estudante da Universidade do Estado de Ohio que resultou em uma publicação. Nessa pesquisa alguns cientistas tentaram explicar uma adaptação oriunda do TF conhecida como *Muscle-Bound* (CAPRETTA, 1932). A partir de então houve um crescente interesse científico a respeito do TF, e até a década de 80 foram construídas as primeiras evidências científicas a respeito do controle e progressão de carga no TF (KRAEMER *et al.*, 2017; TODD; SHURLEY; TODD, 2012) e da eficácia dos programas de TF para melhoria da condição física (CHUI, 1950).

Nos últimos 40 anos, dado as melhorias tecnológicas, foi possível avançar nas descobertas científicas a respeito do TF, demonstrando cada vez mais os seus efeitos sobre os parâmetros neuromusculares, endócrinos, cardiovasculares e metabólicos (KRAEMER *et al.*, 2017). Devido aos seus benefícios sobre esses parâmetros fisiológicos e as inúmeras possibilidades de manipulação de suas variáveis para exercer efeito sobre a condição física e de saúde, o TF é uma grande área de interesse de cientistas do esporte e da saúde (MAZZEO *et al.*, 1998; TOBALINA *et al.*, 2009).

#### **4.1.1. Variáveis agudas do Treinamento de Força**

Apesar da eficiência do TF em promover melhorias na condição física e na saúde, conforme demonstrado por várias pesquisas científicas (DE SOUSA NETO *et al.*, 2017; MAZZEO *et al.*, 1998; RAMÍREZ-CAMPILLO *et al.*, 2017; VIEIRA *et al.*, 2020a), deve-se destacar que o TF tem muitas variáveis agudas que podem ser manipuladas e promover benefícios diferentes sobre a condição física e saúde (DE SALLES *et al.*, 2009; PRESTES *et al.*, 2016; TOBALINA *et al.*, 2009). Nesse sentido, os objetivos e necessidades de cada sujeito devem balizar a montagem de um programa de TF, ou seja, as variáveis agudas do TF devem ser prescritas de acordo com a demanda de cada indivíduo (PRESTES *et al.*, 2016).

Volume de treinamento, intensidade, intervalo de recuperação, ordem de exercício, tipo de ação muscular, velocidade de contração e frequência semanal são variáveis rotineiramente manipuladas para atender os objetivos individuais de cada sujeito em um programa de TF (PRESTES *et al.*, 2016; TOBALINA *et al.*, 2009). De fato, mudanças nessas variáveis podem levar a diferentes estímulos durante um programa de TF. Por exemplo, a manipulação do intervalo de recuperação, tipo de



ação muscular, velocidade de contração e a intensidade podem ter ação sobre o estresse metabólico e volume de treino (DE SALLES *et al.*, 2009; DE SOUZA JUNIOR *et al.*, 2010; EVANGELISTA *et al.*, 2019; MOHAMAD; NOSAKA; CRONIN, 2011; SCHOENFELD *et al.*, 2017; WILLARDSON *et al.*, 2009).

O volume de treino por sua vez também é uma variável que pode exercer grande impacto nas adaptações hipertróficas (FIGUEIREDO; DE SALLES; TRAJANO, 2017). Além disso, a manipulação da ordem de exercício também pode ter impacto sobre o volume de treino e conseqüentemente na hipertrofia muscular (CARDOZO *et al.*, 2019; ROMANO *et al.*, 2013). Já a frequência semanal de treinamento pode influenciar tanto os ganhos de força como o de hipertrofia, principalmente quando o volume de treino não é equalizado (GRGIC *et al.*, 2018). Nesse sentido, devido ao impacto das variáveis agudas sobre as adaptações que o TF pode promover, percebe-se o controle das variáveis agudas do TF é fundamental para atender aos objetivos propostos em um programa de TF (CADORE; IZQUIERDO, 2013; PRESTES *et al.*, 2016; TOBALINA *et al.*, 2009).

#### **4.1.2. Classificação e escolha de exercício no Treinamento de Força**

Os exercícios praticados durante o TF, geralmente, são categorizados em uni- e multi-articulares de acordo com o número de articulações movimentadas durante o mesmo (TOBALINA *et al.*, 2009). Nesse sentido, os exercícios uni-articulares envolvem o movimento de uma única articulação, ao passo que, os multi-articulares movimentam duas ou mais articulações durante o exercício (GENTIL; FISHER; STEELE, 2017; GENTIL; SOARES; BOTTARO, 2015; GONCALVES *et al.*, 2019; PAOLI *et al.*, 2017).

Em membros superiores, exercícios como o supino e a remada são considerados multi-articulares, uma vez que envolvem a articulação do ombro e do cotovelo. Já exercícios isolados como a rosca bíceps ou o tríceps na corda movimentam somente a articulação do cotovelo. Portanto, são considerados uni-articulares. (GENTIL; FISHER; STEELE, 2017; SOARES *et al.*, 2015). Nos membros inferiores, o *leg-press* e os agachamento são conhecidos como exercícios multi-articulares, pois envolvem a articulação do quadril e do joelho durante o movimento. Ao passo que a cadeira extensora que requer somente a movimentação da articulação do joelho é considerado um exercício uni-articular (GONCALVES *et al.*, 2019; PAOLI *et al.*, 2017).

Apesar da classificação dos exercícios no TF, normalmente, ser feita de acordo com o membro exercitado ou o número de articulações envolvidas no movimento (PRESTES *et al.*, 2016; TOBALINA *et al.*, 2009). Durante um programa de TF, os exercícios geralmente são escolhidos de acordo com o grupamento muscular recrutado e com o objetivo e necessidade de cada sujeito (DOURADO; BOTTARO, 2018). Nesse sentido, é importante destacar que um exercício uni-articular pode envolver a participação de um grupamento muscular bi-articular (HERZOG; TER KEURS, 1988; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003). Por exemplo, a cadeira extensora é considerada um movimento uni-articular. Contudo, o movimento de extensão de joelho envolve o recrutamento dos vastos (lateral, medial e intermédio) que são músculos uni-articulares e do músculo reto femoral que é um músculo multi-articular no qual cruza a articulação do quadril e do joelho (MAFFIULETTI; LEPERS, 2003).

Portanto, considerando os fatores acima mencionados, é importante conhecer a ativação/recrutamento dos grupamento musculares envolvidos no exercício

(DOURADO; BOTTARO, 2018). Nesse sentido, apesar das limitações conhecidas da técnica, a eletromiografia (EMG) tem sido utilizada como instrumento de avaliação da ativação dos grupamentos musculares durante o TF (JENKINS *et al.*, 2015; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003; VIGOTSKY *et al.*, 2017). Além disso, o estresse imposto a determinado grupamento muscular durante um exercício também tem sido utilizado para inferir a participação dos mesmos durante o TF (MAEO *et al.*, 2018; VIEIRA *et al.*, 2020b). Nesse sentido, o inchaço, modificações na arquitetura ou o dano muscular induzidos pelo exercício, que geralmente avaliados por ultrassom ou ressonância magnética, são medidas rotineiramente utilizadas para avaliar o estresse de um grupamento muscular ao um determinado exercício de força (ALVAREZ *et al.*, 2019; BLAZEVIICH; GILL; ZHOU, 2006; MAEO *et al.*, 2018; VIEIRA *et al.*, 2018).

#### **4.2. Adaptações ao Treinamento de Força**

As adaptações agudas e crônicas das valências físicas e dos sistemas fisiológicos são os grandes objetivos dos praticantes de exercício (CARPINELLI, 2009; MAZZEO *et al.*, 1998). As adaptações agudas podem ser classificadas como alterações transitórias das valências físicas ou dos sistemas fisiológicos que ocorrem durante ou imediatamente após uma sessão de exercício. Ao passo que, as adaptações crônicas são consideradas como modificações das valências físicas ou dos sistemas fisiológicas oriundas de um treinamento de longo prazo (BLAZEVIICH; BABault, 2019). Nesse sentido, considerando que o TF é capaz de promover adaptações agudas e crônicas nos sistemas fisiológicos e nas capacidades físicas (HANSON *et al.*, 2009; TAJRA *et al.*, 2015; VIEIRA *et al.*, 2018), essa modalidade tem disso amplamente recomendada para indivíduos saudáveis, atletas e populações especiais (MAZZEO *et al.*, 1998; TOBALINA *et al.*, 2009).

A hipertrofia muscular é uma das adaptações crônicas mais desejadas pelos praticantes de TF (PADILHA et al., 2019; SCHOENFELD, 2010). Esse fenômeno é caracterizado pelo aumento da área de secção transversa do músculo, e é resultante de um período cumulativo de balanço proteico positivo (DAMAS; LIBARDI; UGRINOWITSCH, 2018). Nesse sentido, a hipertrofia muscular é consequência de um período cumulativo de maior síntese proteica em relação a degradação proteica (DAMAS; LIBARDI; UGRINOWITSCH, 2018; SCHOENFELD, 2013).

Diversas adaptações agudas tem sido associados com a hipertrofia, tais como, o dano muscular (DAMAS; LIBARDI; UGRINOWITSCH, 2018; TAJRA et al., 2014), a síntese de novas proteínas miofibrilares (DAMAS et al., 2016), o estresse metabólico (SCHOENFELD, 2013) e também o inchaço muscular (HIRONO et al., 2020; SCHOENFELD, 2010). Sendo assim, uma vez que TF pode levar a essas adaptações acima citadas, o mesmo pode ser considerado uma modalidade favorável para auxiliar no processo de hipertrofia muscular (DAMAS et al., 2016; TAJRA et al., 2014; TOBALINA et al., 2009).

A força muscular também é uma adaptação muito desejada pelos praticantes de TF (MAZZEO et al., 1998; TOBALINA et al., 2009). Essa capacidade física é de difícil definição, uma vez que as definições e os termos podem variar entre treinadores, atletas e fisiologistas (KNUTTGEN; KRAEMER, 1987). Tradicionalmente, pelos praticantes TF, a força muscular máxima é definida como a maior carga que pode ser levantada por um movimento (NIEWIADOMSKI et al., 2008). Em um contexto mais científico e fisiológico, a força muscular pode ser considerada como a habilidade de um músculo ou grupo muscular de gerar tensão em um determinado comprimento e

velocidade (KNUTTGEN; KRAEMER, 1987) ou como a habilidade em desenvolver tensão contra uma resistência em uma única contração (ENOKA, 1988).

Modificações fisiológicas centrais e periféricas podem ter relação com alterações agudas e crônicas na força muscular (ENOKA, 1988; TRAJANO; NOSAKA; BLAZEVOICH, 2017). De fato, alterações centrais como mudanças no drive neural para o músculo (TRAJANO *et al.*, 2013) e modificações periféricas, tais como alterações da capacidade contrátil do músculo ou da rigidez da unidade músculo-tendão, podem influenciar a força muscular (KIRK *et al.*, 2019; MIZUNO, 2017; MIZUNO; UMEMURA, 2016; TRAJANO *et al.*, 2019). Nesse sentido, dado a capacidade do TF de impactar nessas variáveis acima citadas, o mesmo pode levar a modificações agudas ou crônicas na força muscular (AAGAARD *et al.*, 2002; KIRK *et al.*, 2019; SIDDIQUE *et al.*, 2020).

Além das modificações na força e hipertrofia muscular, o TF também pode impactar outras variáveis fisiológicas, morfológicas e funcionais, tais como, a composição corporal (FERREIRA *et al.*, 2010), pressão arterial (TIBANA *et al.*, 2014), glicemia (AMANAT *et al.*, 2020), massa óssea (VIEIRA *et al.*, 2020a), parâmetros inflamatórios (PRESTES *et al.*, 2009) e capacidade funcional (PRESTES *et al.*, 2015). Algumas adaptações crônicas oriundas do TF podem ter relação com adaptações agudas promovidas por essa mesma modalidade de exercício (JENKINS *et al.*, 2015; TIBANA *et al.*, 2015). Por exemplo, O TF pode promover quedas na pressão arterial para baixo dos valores de repouso nos minutos subsequente a sessão de exercício (DE SOUZA *et al.*, 2013), fenômeno esse conhecido como hipotensão pós exercício (DE BRITO *et al.*, 2019), e essa adaptação aguda na pressão arterial tem apresentado correlação com alterações crônicas na pressão arterial (TIBANA *et al.*, 2015). Na

mesma linha, o inchaço muscular oriundo do TF apresenta associação com aumentos crônicos na espessura do músculo (HIRONO *et al.*, 2020). Além disso, a ativação muscular e conseqüentemente estresse mecânico oriundo da contração durante o exercício de força podem ter relação com as adaptações crônicas na força muscular (JENKINS *et al.*, 2015). Portanto, percebe-se que as modificações agudas oriundas do TF tem a sua importância, uma vez que podem ter associações com as adaptações crônicas (HIRONO *et al.*, 2020; JENKINS *et al.*, 2015; TIBANA *et al.*, 2015).

#### **4.2.1. Inchaço muscular**

O inchaço muscular é caracterizado por um aumento transitório do tamanho do músculo ocasionado pela migração de fluídos para o espaço intersticial e para o interior da célula muscular (FREITAS *et al.*, 2017; HIRONO *et al.*, 2020). O exercício físico promove aumentos na dilatação das arteríolas e também da pressão dos capilares, que contribuí para o fluxo de fluídos dos capilares para o espaço intersticial (SJOGAARD; ADAMS; SALTIN, 1985). Além disso, também aumenta a produção de metabólitos (i.e. íons de hidrogênio, lactato e fosfato inorgânico) no interior da célula, que cria um ambiente osmótico favorável à a migração de fluídos do espaço intersticial para o espaço intracelular (PLOUTZ-SNYDER; CONVERTINO; DUDLEY, 1995; SCHOENFELD, 2010; SJOGAARD; ADAMS; SALTIN, 1985). Portanto, considerando os fatores acima mencionados, exercício físico, como o TF, pode ser determinante para promover um inchaço muscular (PLOUTZ-SNYDER; CONVERTINO; DUDLEY, 1995; VIEIRA *et al.*, 2018).

Modificações no estado de hidratação da célula pode ter relação com a regulação de funções e sinalizações celulares (HAUSSINGER *et al.*, 1993). Um

aumento da hidratação celular pode ocasionar sinais anabólicos e proliferativos para a célula (HAUSSINGER *et al.*, 1993; HÄUSSINGER, 1996). De fato, o inchaço celular, ocasionado pela sua hidratação, poderá promover um alongamento da membrana celular, que por sua vez terá um efeito sobre vias de sinalização intracelular mediando uma resposta anabólica (LOW; RENNIE; TAYLOR, 1997). Além disso, o inchaço da célula também aumenta a pressão contra a membrana celular. Nesse sentido, poderá romper a integridade da célula e iniciar uma resposta anabólica para restauração de sua estrutura (SCHOENFELD, 2010). Em contraste, o encolhimento celular, oriundo de um estado de desidratação da célula, pode promover processos catabólico (HAUSSINGER *et al.*, 1993; HÄUSSINGER, 1996). Portanto, o inchaço das células musculares, que pode ser ocasionado pelo TF, pode ter um papel importante na mediação das respostas anabólicas e conseqüentemente na hipertrofia muscular (SCHOENFELD, 2010, 2013). De fato, HIRONO *et al.*, (2020) demonstraram uma associação entre o inchaço muscular agudo ocasionado por uma sessão de TF com as adaptações hipertróficas ocasionadas por um período de 6 semanas TF.

Visto que o inchaço muscular agudo causado por uma sessão de TF é uma adaptação do tamanho e da morfologia do músculo, o mesmo poderia ser estimado por meio de imagens do músculo antes e imediatamente após uma sessão de TF (FREITAS *et al.*, 2017; LOENNEKE *et al.*, 2012a, 2012b; PADILHA *et al.*, 2019). Nesse sentido, uma vez que a ressonância magnética e tomografia computadorizada poderiam ser considerados o padrão ouro para mensurar essas alterações na morfologia e no tamanho do músculo e poderiam ser estratégias interessantes para mensurar o inchaço muscular (VIEIRA *et al.*, 2016b).

Contudo, devido ao alto custo, risco da avaliação e também a grande demanda, tradicionalmente esses aparelhos estão indisponíveis em clínicas, academias esportivas e ambientes de pesquisa (REEVES; MAGANARIS; NARICI, 2004; VIEIRA *et al.*, 2016b). Dessa maneira, uma alternativa confiável para se mensurar as alterações agudas na morfologia e tamanho do músculo é por meio da ultrassonografia (REEVES; MAGANARIS; NARICI, 2004; SIPILÄ; SUOMINEN, 1993). De fato, REEVES & MAGANARIS & NARICI (2004) reportaram um alto coeficiente de correlação intraclassa (ICC) entre as medidas de área de secção transversa do vasto lateral obtidas por meio de ultrassonografia e ressonância magnética. Além disso, os autores também demonstraram um baixo coeficiente de variação (CV) entre valores de área de secção transversa do vasto lateral quando mensuradas por diferentes avaliadores. Na mesma linha, VIEIRA *et al.* (2016) reportaram um alto ICC e baixo CV para os valores de espessura muscular do bíceps femoral avaliado por meio da ultrassonografia e pelo mesmo avaliador em dias diferentes.

#### **4.2.2. Volume de treino**

O volume é uma importante variável relacionada as adaptações neuromusculares agudas e crônicas advindas do TF (FIGUEIREDO; DE SALLES; TRAJANO, 2017; JENKINS *et al.*, 2015; PETERSON; RHEA; ALVAR, 2004). De fato, FIGUEIREDO & DE SALLES & TRAJANO (2017) sugerem que a manipulação do volume de treino é determinante para as adaptações hipertróficas e de saúde. Além disso, JENKINS *et al.*, (2015) reportaram que um maior volume durante a sessão de TF pode levar a um maior inchaço muscular.



Durante uma sessão de TF, o volume de trabalho pode ser quantificado por alguns métodos, tais como o método de volume de carga e o tempo sob tensão (MCBRIDE *et al.*, 2009). O método de volume de carga é calculado pelo produto entre o número de repetições e a carga externa, em quilogramas, levantada durante o exercício (MARTORELLI *et al.*, 2020). Ao passo que, o tempo sob tensão reflete o tempo para realizar as ações excêntricas e concêntricas durante o exercício (GENTIL; OLIVEIRA; BOTTARO, 2006). Apesar de conveniente, devido a facilidade em se mensurar esses parâmetros dentro dos ambientes esportivos e de pesquisa, o método de volume de carga e o tempo sob tensão apresentam limitações para se mensurar o volume real de uma sessão de TF (MCBRIDE *et al.*, 2009).

De fato, esses métodos acima mencionados não levam em consideração a força exercida pelo sujeito durante todo o movimento e também deslocamento do centro de massa do objeto movido durante o exercício (MCBRIDE *et al.*, 2009). Visto que indivíduos de mesmo peso e altura ao realizar um exercício com a mesma carga podem apresentar um trabalho diferente, devido ao deslocamento do centro de massa do objeto a ser movido (DE SÁ *et al.*, 2019). Possivelmente, o método de volume de carga e o tempo sob tensão durante o exercício podem não ser a maneira mais adequada de se mensurar o volume real de uma sessão de TF.

Nesse sentido, um método considerado eficaz e objetivo para se quantificar o volume real da sessão de TF é o trabalho total (DE SÁ *et al.*, 2019). Esse método leva em consideração a força exercida pelo sujeito durante o movimento e também deslocamento do centro de massa do objeto movido durante o exercício (DE SÁ *et al.*, 2019; MCBRIDE *et al.*, 2009). Dado que o trabalho total é conceitualmente definido pelo produto entre a força exercida durante o movimento e o seu deslocamento

realizado. Além disso, o mesmo é geralmente comparável e intercambiável com a energia e o calor necessário para se realizar o movimento (KNUTTGEN; KRAEMER, 1987). Portanto, ao que indica é, de fato, um bom método para quantificar volume real da sessão de TF.

Uma maneira eficaz de se obter o trabalho total de um movimento é por meio do cálculo da área abaixo da curva de um gráfico de força-deslocamento do movimento realizado (MCBRIDE *et al.*, 2009). Em um passado recente, a aplicação do método de trabalho total para mensurar o volume de treino era de difícil acesso para ambientes esportivos e acadêmicos (DE SÁ *et al.*, 2019). Uma vez que era necessário equipamentos de alto custo, tais como transdutores lineares ou dinamômetros (MCBRIDE *et al.*, 2009; PADILHA *et al.*, 2019). Contudo, recentemente, tornou-se mais acessível devido a criação de aplicativos válidos mensurar o trabalho durante os movimentos realizados em uma sessão de TF (DE SÁ *et al.*, 2019). Sendo assim, devido a eficácia, objetividade e atual facilidade de se mensurar o trabalho realizado durante os movimentos (DE SÁ *et al.*, 2019; MCBRIDE *et al.*, 2009), o método de trabalho total tem sido rotineiramente utilizado para comparar ou equalizar o volume de treino entre diferentes métodos e estratégias de TF (MCBRIDE *et al.*, 2009; PADILHA *et al.*, 2019; VIEIRA *et al.*, 2020b).

#### **4.2.3. Torque**

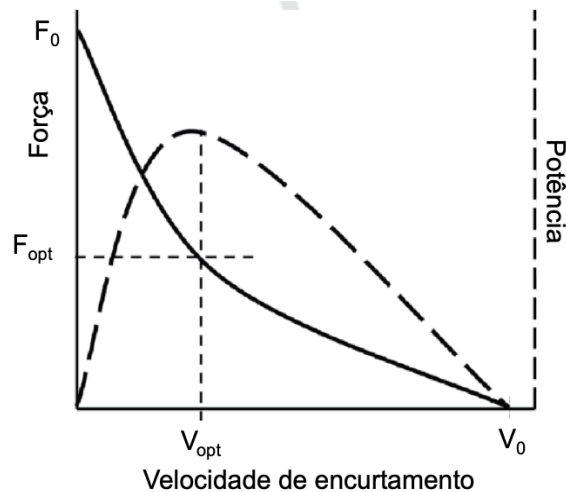
A força, que do ponto de vista físico, é conceitualmente definida como a capacidade de mudar o estado de repouso ou movimento de uma matéria (KNUTTGEN; KRAEMER, 1987). No corpo humano, o sistema músculo esquelético quando estimulado se encurta ao longo do seu eixo longitudinal e produz força. Essa

força geralmente resulta em um movimento rotacional (KNUTTGEN, 1978). Visto que a tendência de uma força produzir rotação de um objetivo sobre o eixo é conhecida como torque (BLAZEVICH, 2017), tradicionalmente denominamos a força produzida durante um movimento como torque (KNUTTGEN, 1978; KNUTTGEN; KRAEMER, 1987).

Considerando a relação entre força produzida pelo sistema músculo esquelético e o torque gerado durante o movimento (BLAZEVICH, 2017; KNUTTGEN, 1978; KNUTTGEN; KRAEMER, 1987). Associado ao fato de que a força gerada pelo sistema musculo esquelético é dependente de estímulos motores a nível cortical, espinhal, e características periféricas dos músculos e tendões (KIRK *et al.*, 2019; OPPLERT, 2019; TRAJANO *et al.*, 2013). Modificações centrais e periféricas que afetam o sistema musculo esquelético influenciariam a produção de torque durante um movimento (BUDINI; TILP, 2016; MIZUNO, 2017; MIZUNO; UMEMURA, 2016; OPPLERT; GENTY; BABAULT, 2016; TRAJANO; NOSAKA; BLAZEVICH, 2017). De fato, estudos prévios tem sugerido que intervenções que promovem mudanças no drive central para o músculo ou alterações na rigidez músculo-tendão também tem apresentado redução de torque em testes máximos (KIRK *et al.*, 2019; OPPLERT; GENTY; BABAULT, 2016; TRAJANO *et al.*, 2013, 2019).

Além dos fatores fisiológicos acima citados, o torque também pode ser influenciado por fatores mecânicos, tais como, a velocidade de deslocamento do membro (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001). A relação entre força/torque e velocidade é inversa (figura 2), ou seja, a medida que há um aumento da velocidade em um movimento progressivamente haverá a redução do torque do mesmo e vice e versa (CROSS *et al.*, 2017; JARIC, 2015; MORIN; SAMOZINO, 2016; SAMOZINO *et*

al., 2016). Nesse sentido, durante uma avaliação com o objetivo de se obter maior produção de torque, menores velocidades angulares de movimento devem ser realizadas (KANNUS, 1994; TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001).



**Figura 2. Relação entre Força e Velocidade.**  $F_0$  = Força máxima;  $F_{opt}$  = Força ótima;  $V_{opt}$  = Velocidade ótima;  $V_0$  = Velocidade máxima. Fonte: JARIC (2015).

Uma maneira tradicionalmente utilizada em laboratórios de pesquisa para se mensurar o torque produzido durante um movimento dinâmico é por meio da avaliação em um dinamômetro isocinético (KANNUS, 1994). Um aparelho isocinético é um dinamômetro eletromecânico onde a resistência imposta pelo aparelho irá se adaptar ao torque realizado pela contração muscular do indivíduo para manter a velocidade do movimento constante (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001). Uma vez que a força do indivíduo apresenta variações durante o arco do movimento, devido ao braço de momento/alavanca, a resistência oferecida pelo aparelho também apresentará variações para manter a velocidade angular constante (KANNUS, 1994; TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001). Sendo assim, o dinamômetro isocinético permite a produção de força máxima pelo indivíduo durante toda a amplitude de movimento articular (BOTTARO *et al.*, 2010).

#### 4.2.4. Fadiga muscular

A fadiga muscular pode ser definida como uma queda de desempenho que é resultado de uma série de adaptações agudas dos sistemas fisiológicos (ENOKA; STUART, 1992). Além disso, a fadiga também é conceitualmente definida como a queda de desempenho muscular induzida pelo exercício (GANDEVIA *et al.*, 1996). Do ponto de vista evolucionário, a fadiga pode ser considerada um mecanismo protetivo, que ocorre com o objetivo de evitar uma falha fatal do organismo (BOULLOSA; NAKAMURA, 2013).

Diversas modificações fisiológicas são apontadas como a causa da fadiga, ao qual pode levar a diferentes classificações da mesma (AMENT; VERKERKE, 2009). Por exemplo, quando a queda de desempenho pode estar relacionada a mecanismos fisiológicos que ocorrem em estruturas distais a junção neuromuscular, a fadiga é classificada como periférica (MÁRQUEZ *et al.*, 2017). Ao passo que a fadiga é denominada como central quando a queda de desempenho foi originada por modificações fisiológicas em estruturas proximais a junção neuromuscular (AMENT; VERKERKE, 2009; GANDEVIA, 2001).

A fadiga não é consequência de um único mecanismo fisiológico (AMENT; VERKERKE, 2009; BOULLOSA; NAKAMURA, 2013). Ademais, é importante destacar que pode ser relacionado a tarefa executada, ou seja, o tipo de atividade realizada durante o treinamento que promoveu a queda de desempenho pode influenciar no mecanismo relacionado a fadiga (ENOKA; STUART, 1992; MÁRQUEZ *et al.*, 2017). Por exemplo, TRAJANO *et al.* (2013) sugerem que a redução na capacidade de produzir força ocasionada pelo alongamento estático prolongado são associadas a

modificações drive central para o músculo e não a mecanismos periféricos. Já MÁRQUEZ *et al.* (2017) reportaram que o TF realizado em circuito reduz o drive central para o músculo e aumenta a produção de metabólitos prejudicando a relação entre excitação e contração da fibra muscular. Portanto, indica que uma sessão de TF com método de circuito pode levar a modificações centrais e periféricas que induzem a fadiga.

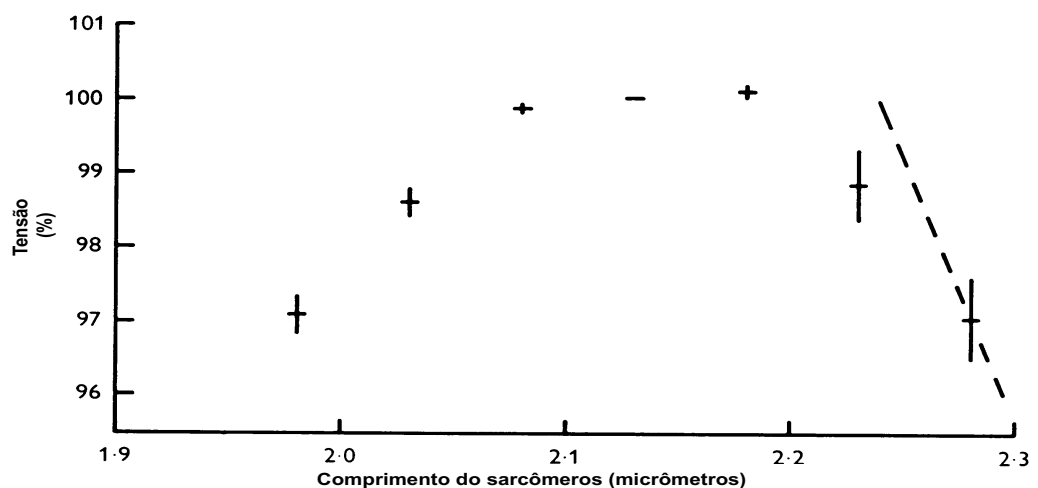
Diversas avaliações podem ser utilizadas para mensurar os mecanismos relacionados a fadiga (AMENT; VERKERKE, 2009). Do ponto de vista de fadiga central, as técnicas rotineiramente utilizadas para sua verificação são eletroestimulação neuromuscular para se verificar modificações na onda H e V (AVELA; KYRÖLÄINEN; KOMI, 1999; AVELA *et al.*, 2004; TRAJANO *et al.*, 2013), *interpolated twitch-technique* (BEHRENS *et al.*, 2017; REID *et al.*, 2018), estimulação magnética transcraniana (KIRK *et al.*, 2019; SMITH *et al.*, 2007) e atividade eletromiográfica normalizada pela onda M (TRAJANO *et al.*, 2014). Ao passo que alterações na concentração de metabólitos como o lactato (MÁRQUEZ *et al.*, 2017; VENTURELLI *et al.*, 2017) e também na relação entre excitação-contração-acoplamento (MARTIN *et al.*, 2004; TRAJANO *et al.*, 2019) são estratégias rotineiramente utilizadas para se verificar modificações relacionadas a fadiga periférica.

Embora não apresente o mecanismo relacionado, uma maneira simples de mensurar a fadiga em uma sessão de TF e por meio do índice de fadiga (GENTIL *et al.*, 2017; PADILHA *et al.*, 2019). Esse pode ser calculado por meio da proporção de queda entre o desempenho neuromuscular do primeiro set e do último set de cada exercício realizado na sessão de TF (ERNESTO *et al.*, 2009). O índice de fadiga (IF)

tem sido amplamente utilizado para se calcular a fadiga durante o TF em indivíduos sedentários (GENTIL *et al.*, 2017), treinados (PADILHA *et al.*, 2019; VIEIRA *et al.*, 2020b), e populações especiais (VIEIRA *et al.*, 2010). Portanto, ao que indica, parece ser uma ferramenta útil e simples para se mensurar a fadiga relacionada durante o TF.

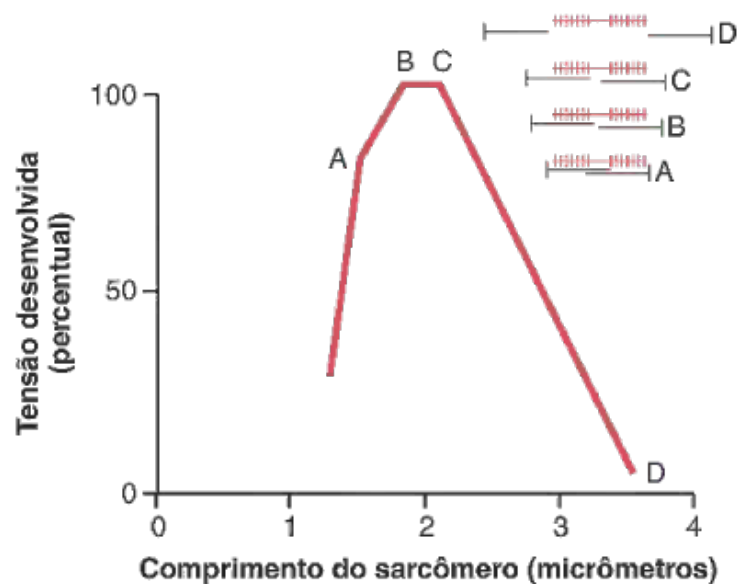
#### 4.3. Lei comprimento-tensão

A lei comprimento-tensão demonstra ter uma relação parabólica entre o comprimento dos sarcômeros e a capacidade de produção de tensão dos mesmos (GUYTON; HALL, 2006; OPPLERT, 2019). Conforme demonstrado na figura 3, a produção de tensão durante uma contração é maior à medida que há um aumento do comprimento do sarcômeros. Porém, somente até um determinado comprimento, onde a partir desse ponto haverá um platô na produção de tensão seguido da queda da mesma a medida que há o aumento do comprimento dos sarcômeros (GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966).



**Figura 3. Lei comprimento-tensão.** Figura adaptada de GORDON & HUXLEY & JULIAN (1966).

A teoria dos filamentos deslizantes, que indica que a produção de tensão é dependente do número de pontes cruzadas formadas entres os filamentos de actina e miosina, pode explicar a relação parabólica da lei-comprimento tensão (OPPLERT, 2019). De fato, o aumento de produção tensão originado do aumento no comprimento dos sarcômeros é resultado de uma maior sobreposição dos filamentos de actina e miosina. Essa maior sobreposição permitirá a formação de um maior número de pontes cruzadas que por consequência resultará em maior produção de tensão (Figura 4). Contudo, ao alongar demais os sarcômeros irá reduzir a sobreposição dos filamentos de actina e miosina e consequentemente o número de pontos cruzadas, diminuindo também a produção de tensão pelos sarcômeros (GUYTON; HALL, 2006).



**Figura 4. Lei comprimento-tensão e sobreposição dos filamentos de actina e miosina.** Figura adaptada de GUYTON & HALL (2006).

#### 4.3.1. Lei comprimento-tensão e treinamento de força

Dado a relação entre comprimento do sarcômeros e a produção de tensão durante a contração (GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966; GUYTON; HALL, 2006), e



também a importância da tensão mecânica nos mecanismos associados a hipertrofia e ao ganho de força muscular (JENKINS *et al.*, 2015; SCHOENFELD, 2010). Estratégias foram desenvolvidas na tentativa de aplicar a lei comprimento-tensão durante os exercícios no TF (EMA; WAKAHARA; KAWAKAMI, 2017; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003). Por exemplo, em um músculo de natureza bi-articular como o reto femoral, que cruza a articulação do quadril e do joelho, a posição do quadril no momento de execução do movimento de extensão teoricamente influenciaria no comprimento do músculo e a produção de tensão (HERZOG; TER KEURS, 1988).

De fato, MAFFIULETTI & LEPERS (2003) demonstraram que a produção de torque involuntário (i.e., por meio de eletroestimulação neuromuscular) é maior durante a extensão de joelho com o quadril estendido comparado ao quadril flexionado. Nesse sentido, especula-se que ao estender o quadril promoverá um alongamento do músculo reto femoral e do comprimento dos seus sarcômeros levando a maior produção de tensão. Portanto, considerando o ponto de vista acima mencionado e as características da lei-comprimento tensão, exercício de extensão de joelho como a cadeira extensora poderiam ser influenciados pela lei comprimento-tensão (GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966; HERZOG; TER KEURS, 1988; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003).

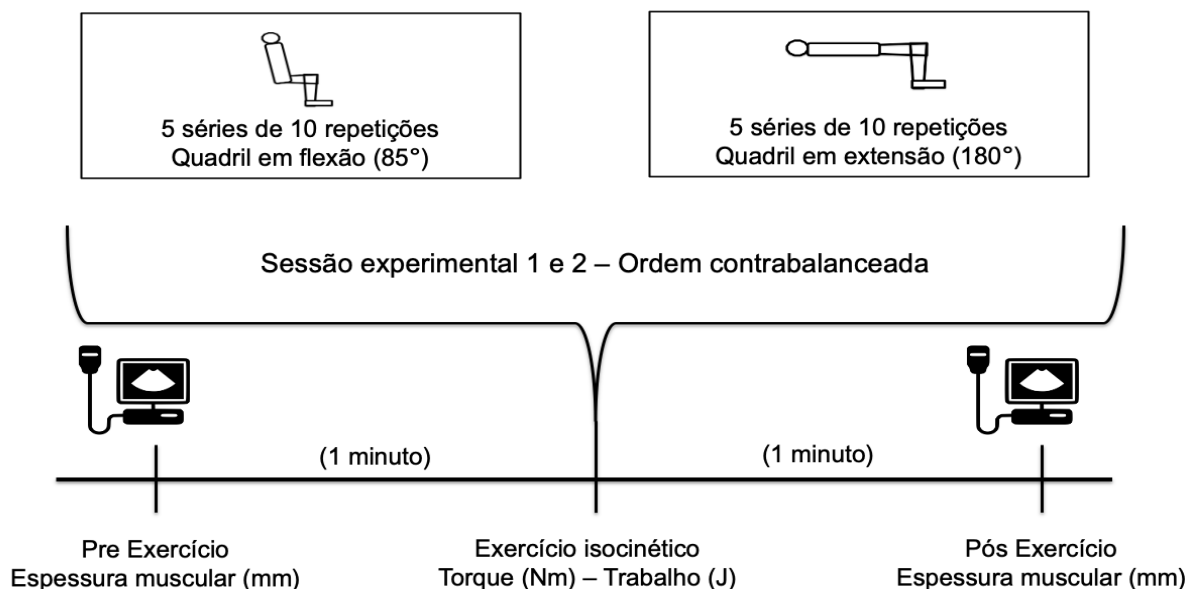
Porém, PAVOL & GRABINER (2000) e MAFFIULETTI & LEPERS (2003) reportaram que a produção de torque é maior em contrações voluntárias de extensão de joelho realizadas com o quadril flexionado quando comparado ao quadril estendido. Além disso, KONG & HASELEN (2010) reportaram que a ativação muscular do reto femoral é a mesma durante a extensão de joelho com o quadril em posição flexionada e estendida. Nesse sentido, considerando os estudos acima citados e as diferenças

quando comparado ao estudos com atividade involuntária (i.e., contração estimulada por eletroestimulação neuromuscular), MAFFIULETTI & LEPERS (2003) sugerem que a lei-comprimento tensão somente se aplica quando o comando central para a contração é inibido. Portanto, a aplicação da lei comprimento-tensão a exercício de TF ainda não é totalmente esclarecida e mais investigações são necessárias (EMA; WAKAHARA; KAWAKAMI, 2017; KONG; HASELEN, 2010; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003; PAVOL; GRABINER, 2000).

## 5. MATERIAIS E MÉTODOS

### 5.1. Delineamento experimental

Os participantes do estudo visitaram o laboratório em três ocasiões para verificar a influência da posição do quadril durante o exercício de extensão de joelho sobre as respostas de inchaço muscular, produção de torque, trabalho total e fadiga muscular (figura 5). Na primeira visita foram realizadas avaliações antropométricas e a familiarização com os procedimentos experimentais. Nas duas visitas subsequentes, os indivíduos realizaram os dois protocolos de TF para extensores de joelho (cinco séries de 10 contrações concêntricas isocinética de extensão de joelho a  $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ ) em ordem contrabalanceada: 1) extensão do joelho sentado, e 2) extensão do joelho em posição supina. O inchaço muscular, a produção de torque, o trabalho total e a fadiga muscular foram comparadas entre os dois protocolos.



**Figura 5. Design Experimental.** mm = milímetros; Nm = Newtons metros; J = Joules.

## 5.2. Local do estudo

Todos os procedimentos experimentais foram realizados na Faculdade de Educação Física (FEF) da Universidade de Brasília (UnB), no Laboratório de Pesquisa em Treinamento de Força (LPTF). O LPTF é um laboratório amplo com luminosidade e temperatura controlada (24º) e com a tecnologia necessária para a realização da pesquisa.

## 5.3. Participantes

O tamanho da amostra foi estimado *a priori* usando o software *G\*power* com nível de significância adotado de  $p = 0,05$  e o *power*  $(1-\beta) = 0,80$ . O tamanho do efeito foi estimado a partir dos dados da variável principal de seis indivíduos (i.e., espessura muscular;  $\eta_p^2$  entre 0,15 e 0,93). Baseado nos cálculos de poder da amostra *a priori* e também em estudos prévios (PADILHA *et al.*, 2019; VIEIRA *et al.*, 2018) uma amostra de 12 indivíduos foi considerada suficiente.

Nesse sentido, ao total 12 indivíduos com experiência em TF completaram todas as sessões experimentais e foram incluídos na análise. As características da amostra estão descritas na tabela 1. Os critérios de inclusão da amostra foram: ter no mínimo um ano de experiência em treinamento de força, ausência de problemas neuromusculares, metabólicos, hormonais, e/ou cardiovasculares e uso de medicamentos que influencie a função hormonal ou neuromuscular. Os critérios de exclusão foram: indivíduos que apresentassem histórico de hiperlordose ou algum encurtamento muscular que gerasse desconforto nas condições experimentais de exercício de extensão de joelho adotados no estudo. Os indivíduos foram instruídos a não realizar atividade física vigorosa ou exercício físico não habitual, assim como, a

não utilizar nenhum medicamento ou suplemento alimentar durante o período do estudo. Os indivíduos foram instruídos a respeitos dos riscos e benefícios do estudo e os procedimentos experimentais foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa institucional – CEP (2.103.261/2016) e realizados de acordo com a declaração de Helsinki.

**Tabela 1. Características da amostra.**

|        | Idade<br>(anos) | Peso<br>(kg) | Estatura<br>(m) | IMC<br>(kg/m <sup>2</sup> ) | Experiência<br>(anos) |
|--------|-----------------|--------------|-----------------|-----------------------------|-----------------------|
| n = 12 | 25.5 ± 2.8      | 78.8 ± 8.0   | 1.75 ± 0.1      | 25.7 ± 1.9                  | 5.5 ± 4.2             |

n = tamanho da amostra; kg = quilograma; m = metros; kg/m<sup>2</sup> = quilograma por metros ao quadrado.

#### **5.4. Medidas antropométricas**

A massa corporal foi mensurada por meio de uma balança digital com escala de 0,1 kg (Líder, São Paulo, Brasil). A estatura foi mensurada por meio de um estadiômetro com escala de 0,1 cm (Sanny, Murrhardt, Alemanha). O índice de massa corporal (IMC) foi calculado a partir da seguinte fórmula: Massa corporal / Estatura<sup>2</sup> (VIEIRA *et al.*, 2016a).

#### **5.5. Protocolos de exercício**

Os participantes realizaram dois protocolos de exercício de extensão de joelho, em dias diferentes (i.e., separados por um intervalo entre 72 e 96 horas), mas ao mesmo horário para evitar potenciais influências do ciclo circadiano. Todos os protocolos foram realizados somente com contrações concêntricas em um dinamômetro isocinético (System 4, Biodex Medical, Inc., Shirley NY, USA). Os

participantes foram posicionados e estabilizados no dinamômetro por meio de um cinto de segurança na cadeira do dinamômetro para minimizar movimentos compensatórios. O braço de alavanca foi fixado 3 cm acima do maléolo lateral, e a correção da gravidade foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante.

O protocolo de exercício consistia em cinco séries de 10 contrações concêntricas de extensão de joelho a  $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ . Os participantes foram encorajados a realizar esforço máximo durante todas ações concêntricas de extensão de joelho. Durante a fase de flexão de joelho, os participantes foram instruídos a relaxar completamente, permitindo que a gravidade retornasse o membro a posição inicial. Um intervalo de recuperação de 60 segundos foi respeitado entre as séries. A amplitude de movimento foi definida de  $5^{\circ}$  a  $90^{\circ}$  da flexão de joelho ( $0^{\circ}$  = extensão completa). No protocolo com quadril flexionado, os participantes realizaram a extensão de joelho sentado no banco do dinamômetro isocinético com o quadril a um ângulo de  $85^{\circ}$ . Já no protocolo com o quadril estendido, os participantes realizaram o protocolo de exercício deitados no banco do dinamômetro isocinético com o quadril a um ângulo de  $180^{\circ}$ .

#### **5.6. Desempenho muscular.**

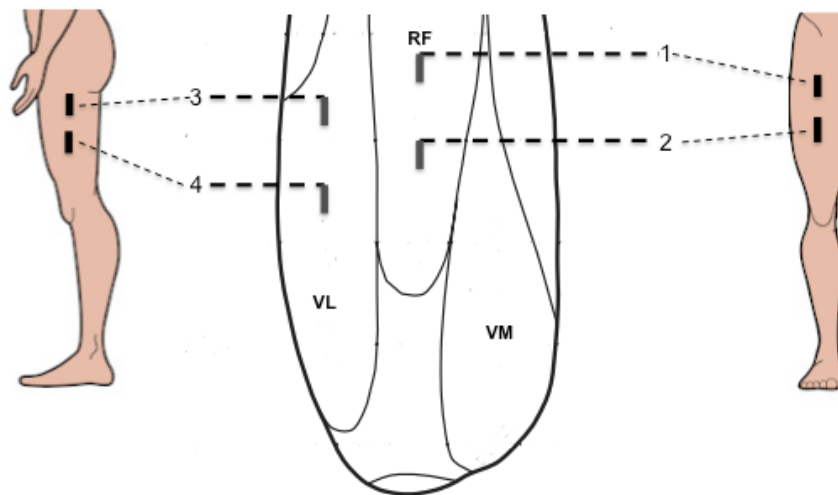
O desempenho muscular foi obtido por três diferentes variáveis, a saber: torque, trabalho total e índice de fadiga. O trabalho total (torque x distância) e o torque durante as séries de cada protocolo de exercício foram obtidos a partir da saída de dados fornecida pelo software *Biodex* (versão 2.63). O trabalho total de cada protocolo de exercício foi determinado como a soma do trabalho realizado em cada set. O torque foi definido como o torque médio obtido nas repetições do primeiro set. O IF foi

calculado a partir da seguinte fórmula:  $IF = [(Torque\ do\ 5^\circ\ set/Torque\ 1^\circ\ set) \times 100]$  (PADILHA *et al.*, 2019).

### **5.7. Ultrassom – Inchaço muscular.**

O inchaço muscular foi estimado das modificações da espessura muscular dos extensores de joelho. As imagens foram obtidas a partir de uma ultrassom modo-B (Phillips-VMI, Ultra Vision Flip, Model BF) um minuto tanto antes quanto após o protocolo de exercício (VIEIRA *et al.*, 2018; YASUDA *et al.*, 2015). As imagens foram capturadas a partir do ponto medial (50% de distância entre a espinha ilíaca anterossuperior e a borda superior da patela) e proximal (30% de distância entre a espinha ilíaca anterossuperior e a borda superior da patela) do reto femoral (BLAZEVIICH; GILL; ZHOU, 2006; MAEO *et al.*, 2018), e do ponto medial (50% de distância entre o trocanter maior e o côndilo lateral) e proximal (30% de distância entre o trocanter maior e o côndilo lateral) do vasto lateral (ALVAREZ *et al.*, 2019; MAEO *et al.*, 2018), conforme demonstrado na figura 6. O local de mensuração foi marcado com um marcador permanente e fita na linha de base para manter o mesmo posicionamento da sonda após o exercício e para as sessões subsequentes de exercício. Para as medidas, os participantes foram posicionados em decúbito dorsal sobre uma mesa com o joelho a ser avaliado apoiado por baixo para sustentar/manter 30° de flexão. Os participantes foram solicitados a relaxar seus membros durante a avaliação. Um gel de transmissão solúvel em água foi aplicado na sonda de ultrassom de 10 MHz para fornecer contato acústico sem deprimir a superfície dérmica. Para as medições iniciais, os participantes foram avaliados na posição supina após 5 minutos de repouso. As imagens de ultrassom foram armazenadas e posteriormente analisadas utilizando o software *Image-J* (National Institute of Health, USA, version

1.49). A espessura muscular foi mensurada na borda proximal de cada imagem, e foi definida como a distância entre a borda da fáscia subcutânea e a aponeurose profunda (VIEIRA *et al.*, 2018). Todas as medidas, para cada momento (pré e pós em cada sessão experimental), foram realizadas três vezes pelo mesmo investigador e os valores médios foram considerados para análise. Além disso, as imagens foram analisadas de maneira “cega” para evitar qualquer interferência do avaliador na medida.



**Figura 6. Pontos de mensuração da espessura muscular.** RF = Reto Femoral; VL = Vasto Lateral; VM = Vasto Medial; 1 = região proximal do reto femoral; 2 = região medial do reto femoral; 3 = região proximal do vasto lateral; 4 = região medial do vasto lateral. Figura adaptada de BLAZEVIICH & GILL & ZHOU (2006).

### 5.8. Análise estatística.

Os dados estão apresentados em média e desvio padrão (DP). O teste de *Shapiro-wilk* foi realizado para verificar a distribuição normal dos dados. O torque, trabalho total e o índice de fadiga de cada protocolo de exercício foram comparados por meio de um teste-t de *student* pareado. Além disso, as diferenças nos scores do

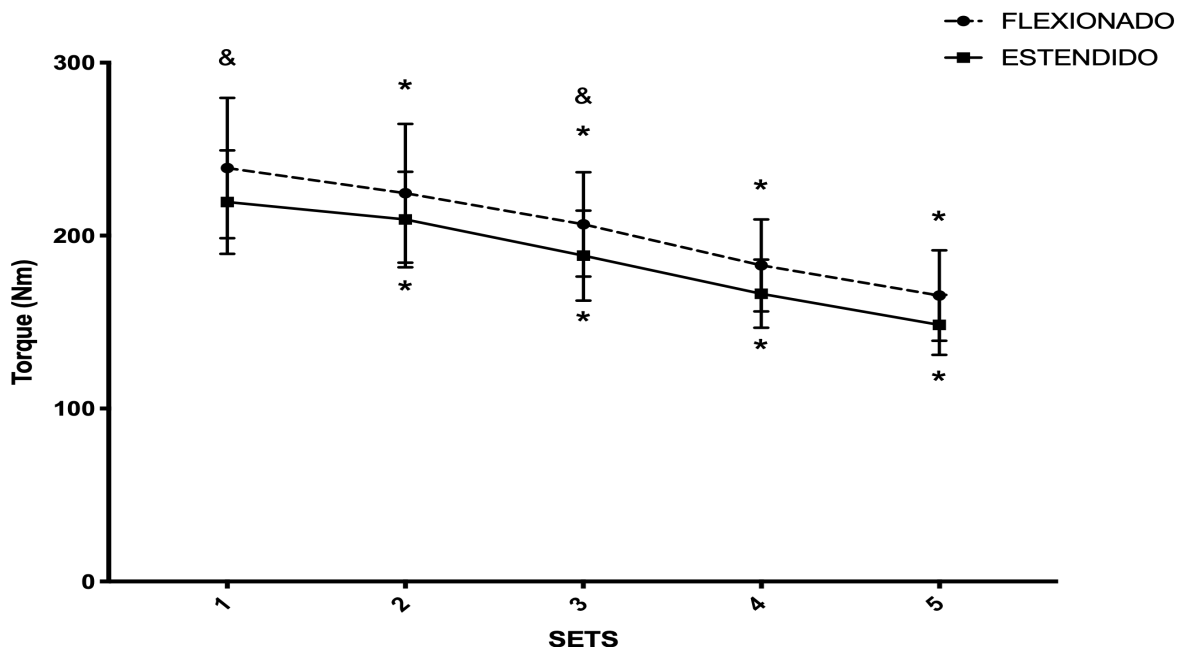


momento PRÉ entre os protocolos no reto femoral e vasto lateral foram verificados por meio de um teste-t *student* ou teste de *Wilcoxon*, respectivamente. O Erro Típico da Medida (ETM) e o CV da espessura muscular dos momentos pré protocolo de exercício de cada sessão experimental foram utilizados para verificar a confiabilidade entre sessões. O ETM e o CV foram calculados a partir das seguintes equações:  $ETM = DP \times \sqrt{1-ICC}$  e  $CV = ETM \times Média^{-1}$  (VIEIRA *et al.*, 2016c). O inchaço muscular das região proximal e da medial do reto femoral, o torque e o trabalho total de cada set foram analisados por meio de Análise de Variância (ANOVA) de medidas repetidas de dois fatores. O *post-hoc* de *LSD Fisher* foi utilizado quando houve interações para determinar onde ocorreu diferença significativa. O inchaço muscular da região proximal e medial do vasto lateral foram analisados por meio de ANOVA de Friedman de dois fatores com um *post-hoc* de *Dunn's* para verificar diferenças em cada protocolo. Descritores qualitativos padrões do tamanho do efeito (TE) de *Cohen's* foram utilizados para comparação entre pares. Nesse sentido, o  $TE < 0.4$ ,  $0.41-0.7$ , and  $> 0.7$  representaram pequeno, moderado e grande TE, respectivamente (COHEN, 1988). Todas as análises foram realizadas no *Statistical Package for Social Science – SPSS* (versão 17.0) considerando um nível de significância de 0,05.

## 6. RESULTADOS

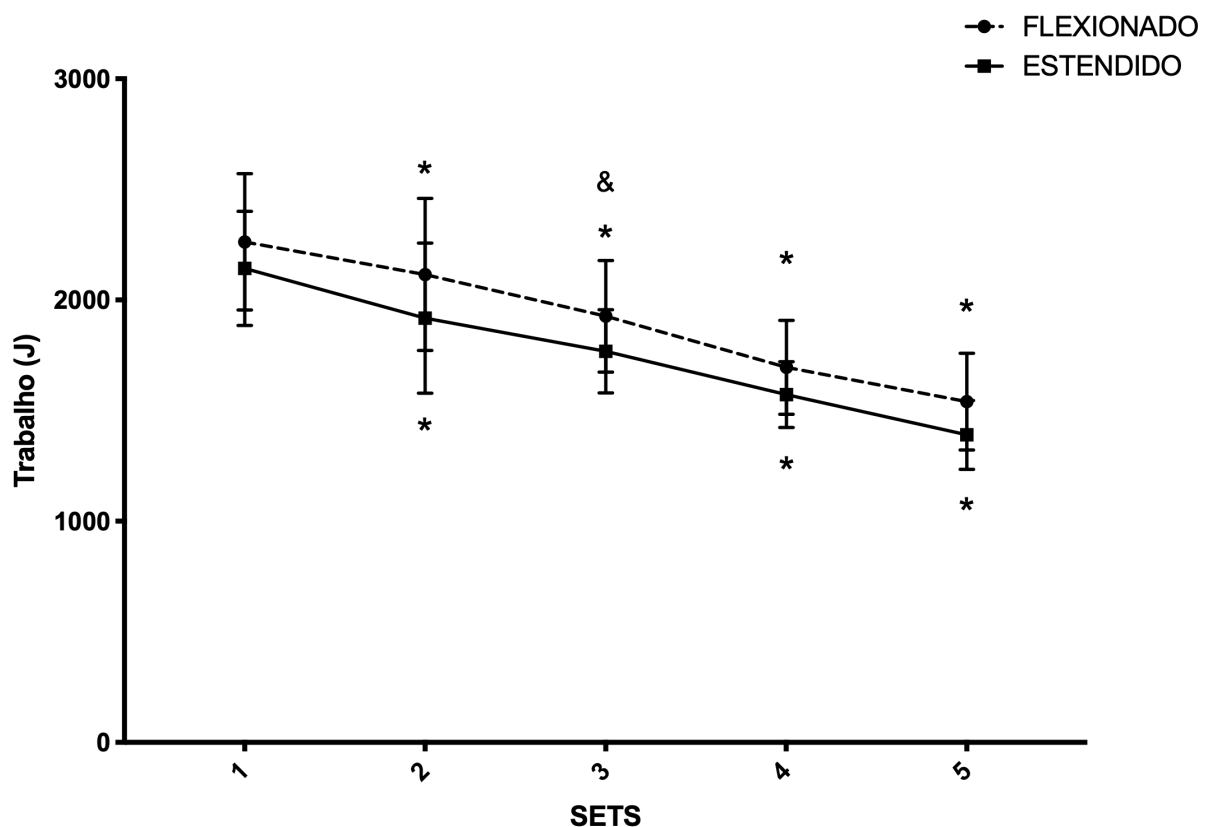
### 6.1. Desempenho muscular

O torque ( $T = 2,29$ ;  $p = 0,04$ ) e o trabalho total ( $T = 2,28$ ;  $p = 0,04$ ) foram maiores no exercício de extensão do joelho com o quadril flexionado ( $239,1 \pm 40,61$  Nm;  $9540,9 \pm 1213,7$  J) comparado ao quadril estendido ( $219,4 \pm 30,0$  Nm;  $8791,9 \pm 821,3$  J). O torque e o trabalho produzido em cada set estão apresentados nas figuras 7 e 8, respectivamente. Houve um efeito significativo para o tempo ( $F = 5,87$ ,  $p = 0,03$ ,  $\eta_p^2 = 0,35$ ) e para a intervenção ( $F = 76,45$ ;  $p = 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,91$ ) na produção de torque e trabalho total em cada set de exercício. O *post-hoc* de Fisher LSD reportou que a produção de torque no primeiro set ( $p = 0,01$ ) e no terceiro set ( $p = 0,01$ ), e o trabalho produzido no terceiro set ( $p = 0,01$ ) no exercício de extensão de joelho realizado com o quadril flexionado foi maior do que o exercício realizado com o quadril estendido.



**Figura 7. Torque realizado em cada set.** Nm = newton metros; \* Menor do que a série anterior no mesmo protocolo ( $p < 0,05$ ); & = Maior do que o protocolo de extensão de joelho realizado com quadril estendido ( $p < 0,05$ ).

Adicionalmente, o *post-hoc* de Fisher LSD reportou uma queda progressiva na produção de torque e trabalho ao longo dos sets em ambos os exercícios de extensão de joelho ( $p < 0,01$ ). Contudo, não houve diferenças significativas na queda da produção de torque e trabalho ao longo dos sets entre o exercício de extensão de joelho realizados com o quadril flexionado e com o quadril estendido, conforme demonstrado pela ausência de interação para tempo x intervenção ( $F = 0,01$ ,  $p = 0,98$ ,  $\eta_p^2 = 0,01$ ). Além disso, o índice de fadiga não apresentou diferença significativa ( $T = 1,04$ ,  $p = 0,32$ ,  $dz = 0,30$ ) entre o exercício de extensão de joelho com quadril flexionado ( $70,2 \pm 12,1$  %) e com quadril estendido ( $68,2 \pm 7,8$  %).



**Figura 8. Trabalho Total realizado em cada set.** J = Joules; \* Menor do que a série anterior no mesmo protocolo ( $p < 0,05$ ); & = Maior do que o protocolo de extensão de joelho realizado com quadril estendido ( $p < 0,05$ ).

## 6.2. Inchaço muscular

Conforme apresentado na tabela 2, não houve diferença nas medidas em repouso de espessura muscular das regiões medial do reto femoral ( $T = 1,65$ ;  $p = 0,13$ ), proximal do reto femoral ( $T = 0,92$ ;  $p = 0,38$ ), medial do vasto lateral ( $Z = 1,02$ ;  $p = 0,31$ ) e proximal do vasto lateral ( $Z = -0,39$ ;  $p = 0,70$ ) entre as sessões experimentais.

Não houve um efeito significativo para a interação tempo x intervenção ( $F = 1,78$ ,  $p = 0,21$ ,  $\eta_p^2 = 0,14$ ) ou um efeito para intervenção ( $F = 4,03$ ,  $p = 0,07$ ,  $\eta_p^2 = 0,27$ ) no inchaço muscular da região medial do reto femoral. No entanto, houve um efeito significativo para o tempo ( $F = 29,65$ ,  $p = 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,73$ ). O inchaço muscular da região medial do reto femoral aumentou depois do exercício de extensão de joelho com o quadril flexionado ( $p = 0,01$ ; tamanho do efeito = 1,14) e estendido ( $p = 0,01$ ; tamanho do efeito = 0,87). O aumento foi de aproximadamente 16% e 11% para o exercício de extensão de joelho com o quadril flexionado e estendido, respectivamente. Não houve efeitos significativos para o tempo ( $F = 3,56$ ;  $p = 0,08$ ;  $\eta_p^2 = 0,24$ ), intervenção ( $F = 2,26$ ;  $p = 0,16$ ;  $\eta_p^2 = 0,17$ ) e interação tempo x intervenção ( $F = 0,24$ ;  $p = 0,64$ ;  $\eta_p^2 = 0,02$ ) no inchaço muscular da região proximal do reto femoral.

Para o inchaço na região medial do vasto lateral, houve efeito significativo para o tempo ( $\chi^2 = 11,80$ ;  $p = 0,01$ ). No entanto, uma análise *post-hoc* revelou que apenas o exercício de extensão de joelho realizado com o quadril flexionado ocasionou um inchaço muscular significativo na região medial do vasto lateral ( $p = 0,01$ ). Para o inchaço muscular região proximal do vasto lateral, também proximal houve efeito

significativo para o tempo ( $\chi^2 = 27,90$ ;  $p = 0,01$ ) e ambos os protocolos de exercício promoveram um inchaço muscular semelhante ( $p < 0,05$ ).

**Tabela 2. Inchaço muscular do reto femoral e do vasto lateral**

| Quadril           | Proximal RF  | Medial RF      | Proximal VL    | Medial VL      |
|-------------------|--------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>Flexionado</b> |              |                |                |                |
| PRÉ (mm)          | 27,11 ± 4,05 | 28,36 ± 3,99   | 26,62 ± 5,18   | 29,20 ± 4,57   |
| PÓS (mm)          | 29,03 ± 3,53 | 32,91 ± 3,75 * | 29,88 ± 5,95 * | 31,22 ± 5,05 * |
| Cohen's-d         | 0,47 (mod)   | 1,14 (grande)  | 0,63 (mod)     | 0,44 (mod)     |
| <b>Estendido</b>  |              |                |                |                |
| PRÉ (mm)          | 25,78 ± 3,70 | 26,95 ± 3,44   | 26,93 ± 5,05   | 30,12 ± 4,40   |
| PÓS (mm)          | 27,14 ± 3,25 | 29,94 ± 4,16 * | 29,00 ± 5,27 * | 30,14 ± 5,20   |
| Cohen's-d         | 0,37 (peq)   | 0,87 (grande)  | 0,41 (mod)     | 0,00 (peq)     |

RF = Reto femoral; VL = Vasto lateral; mm = milímetros; PRÉ = Pré-exercício; PÓS = Pós-exercício; Peq = pequeno; Mod = moderado; \* maior do que os valores pré-exercício dentro da mesma sessão experimental.

### 6.3. Confiabilidade da medida de espessura muscular

O CV foi de 5,85 e 12,18% para as medidas de espessura muscular da região medial e proximal do reto femoral, respectivamente. Para as medidas de espessura muscular região medial e proximal do vasto lateral o CV foi de 3,97 e 3,24%, respectivamente. O ETM para as medidas realizadas na região medial do reto femoral foi de 1,62 mm. Ao passo que, foi de 3,22 mm para as medidas realizadas na região proximal do reto femoral. Já para as medidas realizadas na região medial e proximal do vasto lateral o ETM foi de 1,18 e 0,87 mm, respectivamente.

## **7. DISCUSSÃO**

### **7.1. Principais achados**

Contrariando a hipótese inicial, o principal resultado do estudo demonstrou que o exercício de extensão do joelho realizado com o quadril flexionado induz maior inchaço muscular do vasto lateral quando comparado ao mesmo exercício realizado com o quadril estendido. Além disso, a posição do quadril não exerceu influência no inchaço do músculo reto femoral, apesar da sua natureza bi-articular. Já em acordo com a hipótese dessa tese, o torque e o trabalho total produzido foram maiores quando a extensão de joelho foi realizada com o quadril em flexão.

### **7.2. Confiabilidade**

O inchaço muscular agudo (i.e. imediatamente após ao exercício) é um indicação migração de fluido para o espaço intracelular a partir de uma hiperemia reativa e da resposta metabólica/mecânica/fisiológica ao exercício (FREITAS *et al.*, 2017; SJOGAARD; ADAMS; SALTIN, 1985; VIEIRA *et al.*, 2018). Uma maneira indireta de se mensurar o inchaço muscular é por meio das mudanças na medida de espessura muscular entre os momentos pré- e imediatamente pós exercício (VIEIRA *et al.*, 2018; YASUDA *et al.*, 2015). Nesse sentido, verificar a confiabilidade dessas medidas é um importante pré-requisito para averiguar se as mudanças ocasionadas pelos protocolos de exercícios são livres de erros oriundos dos procedimentos de avaliação (ATKINSON; NEVILL, 1998; HOPKINS, 2000).

As medidas de espessura muscular apresentaram um CV aceitável, exceto para as medidas da região proximal do reto femoral, que foi levemente acima 10%, um ponto de corte determinado de forma arbitrária de CV para se considerar uma boa

confiabilidade (ATKINSON; NEVILL, 1998). Além disso, as mudanças ocasionadas pelo exercício na espessura muscular das regiões medial e proximal do músculo vasto lateral, e medial do músculo reto femoral, que apresentaram uma significância estatística determinado pela ANOVA, foram maiores do que o ETM. Nesse sentido, esses resultados suportam a relevância clínica dos nossos achados (DVIR, 2015; GOMES *et al.*, 2010).

### **7.3. Efeitos sobre o inchaço muscular**

Ambos os protocolos de exercício aumentaram, de forma similar, a espessura muscular da região proximal do vasto lateral, mas as mudanças na região medial do vasto lateral foram perceptíveis somente após o exercício de extensão de joelho realizado com o quadril flexionado. Em relação ao reto femoral, ambos exercícios promoveram um aumento similar na espessura muscular da região medial. Contudo, não houve efeito sobre a espessura muscular da região proximal. Portanto, esses resultados sugerem que ambos protocolos de exercício promoveram um inchaço muscular semelhante no reto femoral. Contudo, exercício de extensão de joelho realizado com quadril em flexão induziu um maior inchaço muscular do vasto lateral quando comparado ao mesmo exercício realizado com o quadril em extensão.

Apesar da ausência de estudos na literatura verificando o efeito da posição do quadril no exercício de extensão de joelho sobre o inchaço muscular no quadríceps, está bem estabelecido que a posição do quadril no exercício de extensão do joelho pode influenciar outras medidas indicativas da resposta muscular fisiológica ao exercício, como a cinética do edema muscular ocasionado pelo exercício e a atividade muscular durante o exercício (KONG; HASELEN, 2010; LEWEK *et al.*, 2006; MAEO

*et al.*, 2018). De fato e de forma similar aos nossos resultados, estudos prévios com eletromiografia tem demonstrado uma maior atividade eletromiográfica do vasto lateral no exercício de extensão de joelho com o quadril flexionado comparado ao estendido (KONG; HASELEN, 2010; LEWEK *et al.*, 2006).

Nessa linha, KONG & HASELEN (2010) demonstraram uma maior atividade do vasto lateral durante toda amplitude de movimento da extensão de joelho quando realizada com o quadril flexionado comparada ao quadril estendido. Ao passo que, a atividade muscular do reto femoral não apresentou diferença independentemente da posição do quadril durante a extensão de joelho. Portanto, os resultados acima mencionados sugerem que realizar o exercício extensão de joelho realizado com o quadril flexionado induz um maior estresse mecânico e fisiológico no vasto lateral do que o exercício de extensão de joelho realizado com o quadril estendido. Nesse sentido, como mencionado anteriormente que as respostas metabólicas, mecânicas e fisiológicas ao exercício estão relacionados ao inchaço muscular, os resultados acima mencionados corroboram com os nossos achados (FREITAS *et al.*, 2017; SJOGAARD; ADAMS; SALTIN, 1985; VIEIRA *et al.*, 2018).

A influência dos muscular sinergistas (i.e. extensores do quadril) na atividade muscular do quadríceps pode parcialmente explicar as diferenças e similaridades no inchaço muscular do vasto lateral e reto femoral, respectivamente. Por exemplo, EMA *et al.* (2016) verificaram a ativação muscular do quadríceps durante o exercício de extensão de joelho em três condições com diferentes produção de torque pelos extensores de quadril (i.e. 0%, 20% e 50% da máxima contração voluntária dos extensores de quadril). Os autores perceberam que quando há um aumento do torque dos extensores de quadril, também há um aumento da atividade muscular do vasto



lateral. Contudo, o reto femoral somente demonstrou maior atividade na condição de extensão do joelho sem a produção de torque pelos extensores do quadril. Dessa maneira, percebe-se que quando há um torque mínimo produzido pelos extensores do quadril, nenhuma diferença será observada na ativação do reto femoral durante o exercício de extensão de joelho. Considerando que os extensores de quadril podem produzir mais torque com o quadril flexionado (KINDEL; CHALLIS, 2017), infere-se que realizar a extensão de joelho em posição sentada poderia induzir maior atividade muscular do vasto lateral quando comparado ao mesmo exercício realizado em posição deitada. Ao passo que, independentemente da posição do quadril durante o exercício de extensão de joelho a ativação do RF não se modificaria.

Ao contrário dos resultados do presente estudo e dos estudos acima mencionados com atividade eletromiográfica (KONG; HASELEN, 2010; LEWEK *et al.*, 2006). MAEO *et al.* (2018) examinou o edema nos músculos do quadríceps induzidos por diferentes tipos de exercício excêntrico. Os indivíduos realizaram contrações excêntricas na cadeira extensora (i.e., quadril flexionado) e no agachamento (i.e., quadril inicia em posição estendida). Os autores reportaram que o exercício excêntrico na cadeira extensora não induziu um edema muscular no vasto lateral. Ao passo que, o exercício excêntrico no agachamento não induziu um edema no RF. Portanto, o estudo de MAEO *et al.* (2018) sugere que o agachamento excêntrico não promove estresse sobre o reto femoral. Uma possível explicação pode ter relação com o movimento realizado durante o exercício. Na fase excêntrica do agachamento, o quadril é gradualmente flexionado, que por sua vez poderia reduzir o alongamento ativo do reto femoral, induzindo a um menor estresse e dano muscular (GUILHEM *et al.*, 2016; MAEO *et al.*, 2018).

A respeito do exercício excêntrico na cadeira extensora, MAEO *et al.* (2018) sugerem que o exercício promove um estresse no reto femoral, mas não no vasto lateral. Nesse sentido, VIEIRA *et al.* (2018) relataram que o exercício da cadeira extensora realizado somente na fase concêntrica induziu um maior inchaço muscular agudo no vasto lateral do que VL do que o exercício da cadeira extensora realizado somente na fase excêntrica, que por sua vez pode ter relação com uma menor demanda metabólica durante as ações excêntricas. Portanto, e além das diferenças entre as medidas (i.e. inchaço muscular agudo e o *time course* do edema muscular), as diferenças entre o presente estudo e o de MAEO *et al.*, (2018) também pode ser relacionada ao exercício e ao tipo de ação realizada. Contudo, futuros estudos são necessários para melhor entender os efeitos da posição do quadril ou do movimento do quadril nas respostas musculares dos extensores de joelho durante suas ações concêntricas e excêntricas.

#### **7.4. Desempenho muscular.**

O presente estudo relatou que maior torque é produzido quando se realiza o exercício de extensão de joelho com o quadril flexionado comparado ao quadril estendido. Esses achados corroboram com estudos anteriores que reportaram maior produção de torque de extensores de joelho quando a posição do quadril durante o exercício estava flexionado comparado ao quadril estendido (EMA; WAKAHARA; KAWAKAMI, 2017; PAVOL; GRABINER, 2000). Por exemplo, (EMA & WAKAHARA & KAWAKAMI (2017) relataram que homens saudáveis não treinados mostraram um pico de torque maior durante as contrações voluntárias isométricas e concêntricas a  $30^\circ/\text{s}^{-1}$  e  $180^\circ/\text{s}^{-1}$  de extensores de joelho com o quadril em posição flexionada do que em posição estendida. Além disso, PAVOL & GRABINER (2000) também mostraram,

em jovens saudáveis, uma maior produção torque durante a contração voluntária concêntrica no exercício de extensão de joelho em posição sentada (i.e. quadril flexionado) comparado a posição deitada (i.e. quadril estendido).

Ao contrário dos resultados dos estudos acima mencionados (EMA; WAKAHARA; KAWAKAMI, 2017; PAVOL; GRABINER, 2000), assim como ao do nosso estudo, HERZOG & TER KEURS (1988) relataram que mensurações *in vivo* da relação comprimento-tensão do reto femoral predizem uma maior geração de torque dos extensores de joelho com o quadril em um ângulo de 180°, ou seja, com o quadril em posição estendida. Na mesma linha, MAFFIULETTI & LEPERS (2003) encontraram maior produção de torque dos extensores de joelho, e maior resposta evocada da onda M do reto femoral após neuromuscular eletroestimulação dos extensores de joelho com o quadril em posição flexionada comparado a posição estendida. Portanto, o resultados conflitantes entre o nosso estudo e o de MAFFIULETTI & LEPERS (2003) podem ter relação com os comandos neurais centrais durante o exercício. De fato, MAFFIULETTI & LEPERS (2003) relataram que a maior produção de torque na extensão do joelho com o quadril em posição flexionada quando o exercício foi realizado de forma voluntária. Portanto, pode-se inferir que o aumento no comprimento de RF apenas aumenta a produção de torque quando o comando neural central é isolado.

### **7.5. Limitações do estudo**

O presente estudo apresenta algumas limitações que devem ser reconhecidas. A amostra foi composta somente por indivíduos treinados que estavam acostumados a realizar o exercício de extensão de joelho na cadeira extensora, ou seja, em posição

sentada. Portanto, realizar o exercício de extensão de joelho com o quadril estendido era uma tarefa menos familiar, que por sua vez pode gerar implicações nos resultados (PAVOL; GRABINER, 2000). Contudo, uma sessão de familiarização foi incluída do design experimental para minimizar essa questão.

Além disso, o nosso protocolo foi composto somente por ações musculares concêntricas isocinética. O exercício isocinético foi escolhido pois o dinamômetro permite que o torque o trabalho total ser mensurado de forma precisa durante cada contração durante todo protocolo. Além disso, o mesmo também permite a produção de força máxima durante toda a amplitude de movimento (BOTTARO *et al.*, 2010; KANNUS, 1994; TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001). Contudo, estudos futuros devem ser conduzidos para investigar a influência da posição do quadril em máquinas tradicionais de ações concêntricas e excêntricas de extensão de joelho, e se essas adaptações agudas se traduzem em adaptações neuromusculares crônicas.

Por fim, as medidas de espessura muscular foram mensuradas de maneira longitudinal, que por sua vez é sensível para indicar mudanças no tamanho da área muscular mensurada, mas não é sensível para indicar modificações ao longo de todo o músculo (FRANCHI *et al.*, 2018). Contudo, as medidas de espessura muscular nesse estudo foram realizadas em duas regiões diferentes de cada músculo para minimizar essa questão metodológica.

## **7.6. Aplicações práticas**

Embora o corpo da literatura indique uma maior produção de torque no exercício de extensão de joelho realizado com o quadril flexionado comparado ao quadril estendido (EMA; WAKAHARA; KAWAKAMI, 2017; MAFFIULETTI; LEPERS,

2003; PAVOL; GRABINER, 2000), nosso é o primeiro estudo a investigar o envolvimento extensor do joelho durante um protocolo tradicional de TF com múltiplas séries. Nossos resultados têm aplicações potencialmente práticas em relação à seleção de exercícios. Profissionais e praticantes de força e condicionamento costumam usar a teoria da relação força-comprimento para orientar a manipulação da posição da articulação do quadril durante diferentes exercícios de extensão de joelho, tais como alterar o ângulo do encosto na cadeira extensora, para induzir diferentes respostas musculares dentro do quadríceps. Assim, nossos resultados têm implicações importantes em relação à seleção e posição do exercício, visto que torques e produção de trabalho mais elevados podem ser indicativos do nível de tensão mecânica induzida pelo exercício (VÁCZI et al., 2014) e níveis mais elevados de inchaço muscular são potencialmente importantes para a força ganhos e melhorias de hipertrofia (SCHOENFELD, 2010). Nesse sentido, os profissionais de força e condicionamento e os praticantes de RT deveriam, teoricamente, realizar o exercício de extensão de joelho, preferencialmente com o quadril flexionado para maximizar a tensão mecânica do quadríceps durante o exercício e induzir um maior inchaço muscular.

## **8. CONCLUSÃO**

A posição do quadril durante o exercício de extensão de joelho influenciará nas respostas musculares. Nesse sentido, o exercício de extensão de joelho realizado com o quadril flexionado induz maior produção de torque, trabalho total e inchaço muscular do vasto lateral comparado ao exercício realizado com o quadril estendido. Contudo, não há diferença na fadiga e no inchaço muscular do reto femoral entre os exercícios de extensão de joelho realizados com o quadril flexionado ou estendido.

## 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAGAARD, Per *et al.* Neural adaptation to resistance training: Changes in evoked V-wave and H-reflex responses. **Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 92, n. 6, p. 2309–2318, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01185.2001>

ALVAREZ, Ieda Fernanda *et al.* Muscle damage responses to resistance exercise performed with high-load versus low-load associated with partial blood flow restriction in young women. **European Journal of Sport Science**, [S. l.], v. 0, n. 0, p. 1–10, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1614680>

AMANAT, Sasan *et al.* Exercise and Type 2 Diabetes. *In: Posit Science*. [S. l.: s. n.]. p. 91–105. *E-book*. Disponível em: [https://doi.org/10.1007/978-981-15-1792-1\\_6](https://doi.org/10.1007/978-981-15-1792-1_6)

AMENT, Wim; VERKERKE, Gijsbertus J. Exercise and Fatigue. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 39, n. 5, p. 389–422, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.2165/00007256-200939050-00005>

ATKINSON, Greg; NEVILL, Alan M. Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 26, n. 4, p. 217–238, 1998. Disponível em: <https://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002>

AVELA, J.; KYRÖLÄINEN, H.; KOMI, P. V. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. **Journal of applied physiology**, [S. l.], v. 86, n. 4, p. 1283–1291, 1999. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/bf00436748>

AVELA, Janne *et al.* Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. **Journal of Applied Physiology**,

[S. l.], v. 96, n. 6, p. 2325–2332, 2004. Disponível em:

<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01010.2003>

BEHRENS, Martin *et al.* Intersession reliability of the interpolated twitch technique applied during isometric, concentric, and eccentric actions of the human knee extensor muscles. **Muscle and Nerve**, [S. l.], v. 56, n. 2, p. 324–327, 2017.

Disponível em: <https://doi.org/10.1002/mus.25498>

BLAZEVIČH, AJ. **Sports Biomechanics: The Basics Optimising Human Performance**. [S. l.]: Bloomsbury, 2017. *E-book*.

BLAZEVIČH, Anthony J.; GILL, Nicholas D.; ZHOU, Shi. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **Journal of Anatomy**, [S. l.], v. 209, n. 3, p. 289–310, 2006. Disponível em:

<https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2006.00619.x>

BLAZEVIČH, Anthony John; BABAULT, Nicolas. Post-activation Potentiation (PAP) versus Post-activation Performance Enhancement (PAPE) in Humans: Historical Perspective, Underlying Mechanisms, and Current Issues. **Frontiers in Physiology**, [S. l.], v. 10, n. November, p. 1359, 2019. Disponível em:

<https://doi.org/10.3389/FPHYS.2019.01359>

BOTTARO, M. *et al.* Effects of age and rest interval on strength recovery.

**International Journal of Sports Medicine**, [S. l.], v. 31, n. 1, p. 22–25, 2010.

Disponível em: <https://doi.org/10.1055/s-0029-1239497>

BOULLOSA, Daniel A.; NAKAMURA, Fábio Y. The evolutionary significance of fatigue. **Frontiers in Physiology**, [S. l.], v. 4, n. 3, p. 125–129, 2013. Disponível em:



<https://doi.org/10.3389/fphys.2013.00309>

BUDINI, Francesco; TILP, Markus. Changes in H-reflex amplitude to muscle stretch and lengthening in humans. **Reviews in the Neurosciences**, [S. l.], v. 27, n. 5, p. 511–522, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1515/revneuro-2016-0001>

CADORE, E. L.; IZQUIERDO, M. How to simultaneously optimize muscle strength, power, functional capacity, and cardiovascular gains in the elderly: An update. **Age**, [S. l.], v. 35, n. 6, p. 2329–2344, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s11357-012-9503-x>

CAPRETTA, John. The Condition Called Muscle-Bound. **The Journal of Health and Physical Education**, [S. l.], v. 3, n. 2, p. 43–54, 1932. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/23267240.1932.10619620>

CARDOZO, Diogo Correia *et al.* The Effect of Exercise Order in Circuit Training on Muscular Strength and Functional Fitness in Older Women. **International journal of exercise science**, [S. l.], v. 12, n. 4, p. 657–665, 2019. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31156754>  
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC6533091>

CARPINELLI, Ralph N. Challenging the American College of Sports Medicine 2009 Position Stand on Resistance Training. **Medicina Sportiva**, [S. l.], v. 13, n. 2, p. 131–137, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.2478/v10036-009-0020-7>

CHUI, Edward. The effect of systematic weight training on athletic power. **Research Quarterly of the American Association for Health, Physical Education and Recreation**, [S. l.], v. 21, n. 3, p. 188–194, 1950. Disponível em:

<https://doi.org/10.1080/10671188.1950.10624849>

COHEN, Jacob. **Statistical power analysis for the behavioural sciences**. 2nd. ed. [S. l.]: Lawrence Erlbaum Associates, 1988. *E-book*.

CROSS, Matt R. *et al.* Methods of Power-Force-Velocity Profiling During Sprint Running: A Narrative Review. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 47, n. 7, p. 1255–1269, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0653-3>

DAMAS, Felipe *et al.* Resistance training-induced changes in integrated myofibrillar protein synthesis are related to hypertrophy only after attenuation of muscle damage. **Journal of Physiology**, [S. l.], v. 594, n. 18, p. 5209–5222, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1113/JP272472>

DAMAS, Felipe; LIBARDI, Cleiton A.; UGRINOWITSCH, Carlos. The development of skeletal muscle hypertrophy through resistance training: the role of muscle damage and muscle protein synthesis. **European Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 118, n. 3, p. 485–500, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3792-9>

DANKEL, Scott J. *et al.* Training to Fatigue: The Answer for Standardization When Assessing Muscle Hypertrophy? **Sports Medicine**, [S. l.], v. 47, n. 6, p. 1021–1027, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0633-7>

DE BRITO, Leandro Campos *et al.* Recommendations in Post-exercise Hypotension: Concerns, Best Practices and Interpretation. **International Journal of Sports Medicine**, [S. l.], v. 40, n. 8, p. 487–497, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1055/a-0938-4415>

DE SÁ, Evandro Claudino *et al.* Validity of the iLOAD® app for resistance training monitoring. **PeerJ**, [S. l.], v. 2019, n. 8, p. 1–14, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.7717/peerj.7372>

DE SALLES, Belmiro Freitas *et al.* Rest interval between sets in strength training. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 39, n. 9, p. 766–777, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.2165/11315230-000000000-00000>

DE SOUSA NETO, Ivo *et al.* Effects of Resistance Training Volume on MMPs in Circulation, Muscle and Adipose Tissue. **International Journal of Sports Medicine**, [S. l.], v. 38, n. 04, p. 307–313, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1055/s-0042-123192>

DE SOUZA, Jéssica C. *et al.* Resistance exercise leading to failure versus not to failure: Effects on cardiovascular control. **BMC Cardiovascular Disorders**, [S. l.], v. 13, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/1471-2261-13-105>

DE SOUZA JUNIOR, Tácito P. *et al.* Comparison Between Constant and Decreasing Rest Intervals: Influence on Maximal Strength and Hypertrophy. [S. l.], v. 24, n. 7, p. 1843–1850, 2010.

DOURADO, Marco Aurélio Araujo; BOTTARO, Martim. **Efeitos de diferentes exercícios resistidos no dano muscular dos extensores do joelho: uniarticular versus multiarticular**. 2018. - Universidade de Brasília, [s. l.], 2018.

DVIR, Zeevi. Difference, significant difference and clinically meaningful difference: The meaning of change in rehabilitation. **Journal of Exercise Rehabilitation**, [S. l.], v. 11, n. 2, p. 67–73, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.12965/jer.150199>

EMA, Ryoichi *et al.* Unique activation of the quadriceps femoris during single- and multi-joint exercises. **European Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 116, n. 5, p. 1031–1041, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3363-5>

EMA, Ryoichi; WAKAHARA, Taku; KAWAKAMI, Yasuo. Effect of hip joint angle on concentric knee extension torque. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [S. l.], v. 37, n. September, p. 141–146, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.10.012>

ENOKA, R. M.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 72, n. 5, p. 1631–1648, 1992. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jappl.1992.72.5.1631>

ENOKA, Roger M. Muscle Strength and Its Development: New Perspectives. **Sports Medicine: An International Journal of Applied Medicine and Science in Sport and Exercise**, [S. l.], v. 6, n. 3, p. 146–168, 1988. Disponível em: <https://doi.org/10.2165/00007256-198806030-00003>

ERNESTO, Carlos *et al.* Effects of different rest intervals on isokinetic muscle performance among older adults Efeitos de diferentes intervalos de recuperação no desempenho muscular isocinético em idosos. **Rev Bras Fisioter**, [S. l.], v. 13, n. 1, p. 65–72, 2009.

EVANGELISTA, Alexandre L. *et al.* Interset Stretching vs. Traditional Strength Training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], v. 26, n. 6, p. 1, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003036>

FERREIRA, Fabiano Candido *et al.* Circuit resistance training in sedentary women:

body composition and serum cytokine levels. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, [S. l.], v. 35, n. 2, p. 163–171, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1139/H09-136>

FIGUEIREDO, Vandr  Casagrande; DE SALLES, Belmiro Freitas; TRAJANO, Gabriel S. Volume for Muscle Hypertrophy and Health Outcomes: The Most Effective Variable in Resistance Training. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 48, n. 5, p. 1–7, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0793-0>

FOSTER, Carl; RODRIGUEZ-MARROYO, Jose A.; DE KONING, Jos J. Monitoring Training Loads: The Past, the Present, and the Future. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, [S. l.], v. 12, n. s2, p. S2-2-S2-8, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1123/IJSPP.2016-0388>

FRANCHI, M. V. *et al.* Muscle thickness correlates to muscle cross-sectional area in the assessment of strength training-induced hypertrophy. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, [S. l.], v. 28, n. 3, p. 846–853, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/sms.12961>

FREITAS, Eduardo D. S. *et al.* Time Course Change in Muscle Swelling: High-Intensity vs Blood Flow Restriction Exercise. **International Journal of Sports Medicine**, [S. l.], v. 38, n. 13, p. 1009–1016, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1055/s-0043-118342>

FREITAS, Sandro R. *et al.* Does epimuscular myofascial force transmission occur between the human quadriceps muscles in vivo during passive stretching? **Journal of Biomechanics**, [S. l.], v. 83, n. xxxx, p. 91–96, 2019. Disponível em:

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.026>

GANDEVIA, S. C. *et al.* Supraspinal factors in human muscle fatigue: Evidence for suboptimal output from the motor cortex. **Journal of Physiology**, [S. l.], v. 490, n. 2, p. 529–536, 1996. Disponível em: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1996.sp021164>

GANDEVIA, S. C. Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. **Physiological Reviews**, [S. l.], v. 81, n. 4, p. 1725–1789, 2001. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.4.1725>

GENTIL, Paulo *et al.* Comparison of elbow flexor isokinetic peak torque and fatigue index between men and women of different training level. **European Journal of Translational Myology**, [S. l.], v. 27, n. 4, p. 246–250, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.4081/ejtm.2017.7070>

GENTIL, Paulo; FISHER, James; STEELE, James. A Review of the Acute Effects and Long-Term Adaptations of Single- and Multi-Joint Exercises during Resistance Training. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 47, n. 5, p. 843–855, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0627-5>

GENTIL, Paulo; OLIVEIRA, Elke; BOTTARO, Martim. Time under tension and blood lactate response during four different resistance training methods. **Journal of Physiological Anthropology**, [S. l.], v. 25, n. 5, p. 339–344, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.2114/jpa2.25.339>

GENTIL, Paulo; SOARES, Saulo; BOTTARO, Martim. Single vs. Multi-joint resistance exercises: Effects on muscle strength and hypertrophy. **Asian Journal of Sports Medicine**, [S. l.], v. 6, n. 2, p. 1–5, 2015. Disponível em:

<https://doi.org/10.5812/asjasm.24057>

GOMES, Paulo Sergio Chagas *et al.* Confiabilidade da medida de espessuras musculares pela ultrassonografia. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, [S. l.], v. 16, n. 1, p. 41–45, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/s1517-86922010000100008>

GONCALVES, Alexander *et al.* Comparison of single- and multi-joint lower body resistance training upon strength increases in recreationally active males and females: A within-participant unilateral training study. **European Journal of Translational Myology**, [S. l.], v. 29, n. 1, p. 14–21, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.4081/ejtm.2019.8052>

GORDON, AM; HUXLEY, AF; JULIAN, FJ. The variation in isometric tension with sarcomere. **The Journal of Physiology**, [S. l.], v. 184, p. 170–192, 1966. Disponível em: <http://e.guigon.free.fr/rsc/article/GordonAMEtAl66a.pdf>

GRGIC, Jozo *et al.* Effect of Resistance Training Frequency on Gains in Muscular Strength: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 48, n. 5, p. 1207–1220, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0872-x>

GUILHEM, G. *et al.* Muscle force loss and soreness subsequent to maximal eccentric contractions depend on the amount of fascicle strain in vivo. **Acta Physiologica**, [S. l.], v. 217, n. 2, p. 152–163, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/apha.12654>

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006. *E-book*.

HANSON, Erik D. *et al.* Effects of Strength Training on Physical Function: Influence

of Power, Strength, and Body Composition. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], v. 23, n. 9, p. 2627–2637, 2009. Disponível em:  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b2297b>

HAUSSINGER, D. *et al.* Cellular hydration state: an important determinant of protein catabolism in health and disease. **The Lancet**, [S. l.], v. 341, n. 8856, p. 1330–1332, 1993. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0140-6736\(93\)90828-5](https://doi.org/10.1016/0140-6736(93)90828-5)

HÄUSSINGER, Dieter. The role of cellular hydration in the regulation of cell function\*. **Biochemical Journal**, [S. l.], v. 313, n. 3, p. 697–710, 1996. Disponível em:  
<https://doi.org/10.1042/bj3130697>

HERZOG, Walter; TER KEURS, Henk E. D. J. Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. **Pflügers Archiv**, [S. l.], v. 411, n. 6, p. 642–647, 1988.  
Disponível em: <https://doi.org/10.1007/BF00580860>

HIRONO, Tetsuya *et al.* Relationship Between Muscle Swelling and Hypertrophy Induced by Resistance Training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], n. 23, p. 1, 2020. Disponível em:  
<https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000003478>

HOPKINS, Will G. Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 30, n. 1, p. 1–15, 2000. Disponível em:  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00001>

JARIC, S. Force-velocity Relationship of Muscles Performing Multi-joint Maximum Performance Tasks. **International Journal of Sports Medicine**, [S. l.], v. 36, n. 9, p. 699–704, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1055/s-0035-1547283>



JENKINS, Nathaniel D. M. *et al.* Muscle activation during three sets to failure at 80 vs. 30 % 1RM resistance exercise. **European Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 115, n. 11, p. 2335–2347, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3214-9>

KANNUS, P. Isokinetic Evaluation of Muscular Performance. **International Journal of Sports Medicine**, [S. l.], v. 15, n. S 1, p. S11–S18, 1994. Disponível em: <https://doi.org/10.1055/s-2007-1021104>

KINDEL, Curtis; CHALLIS, John. Joint moment-angle properties of the hip abductors and hip extensors. **Physiotherapy Theory and Practice**, [S. l.], v. 33, n. 7, p. 568–575, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/09593985.2017.1323357>

KIRK, Benjamin J. C. *et al.* Neuromuscular Factors Contributing to Reductions in Muscle Force After Repeated, High-Intensity Muscular Efforts. **Frontiers in Physiology**, [S. l.], v. 10, n. June, p. 1–17, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00783>

KNUTTGEN, Howard G. Force , work , power , and exercise. **Medicina Sportiva**, [S. l.], v. 10, n. 3, p. 227–228, 1978.

KNUTTGEN, Howard G.; KRAEMER, William J. Terminology and measurement in exercise performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], v. 1, n. 1, p. 1–10, 1987. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/00124278-198702000-00001>

KONG, PW; HASELEN, Jason Van. Revisiting the influence of hip and knee angles on quadriceps excitation measured by surface electromyography. **International**

**SportMed Journal**, [S. l.], v. 11, n. 2, p. 313–323, 2010. Disponível em:

[http://www.ismj.com/files/311417173/ismj\\_pdfs/Vol\\_11\\_no\\_2\\_2010/Revisiting-influence-of-hip-knee-angles-EMG.pdf](http://www.ismj.com/files/311417173/ismj_pdfs/Vol_11_no_2_2010/Revisiting-influence-of-hip-knee-angles-EMG.pdf)

KRAEMER, William J. *et al.* Understanding the Science of Resistance Training: An Evolutionary Perspective. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 47, n. 12, p. 2415–2435, 2017.

Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0779-y>

LEWEK, Michael D. *et al.* Hip joint position modulates volitional knee extensor muscle activity after stroke. **Muscle and Nerve**, [S. l.], v. 34, n. 6, p. 767–774, 2006.

Disponível em: <https://doi.org/10.1002/mus.20663>

LOENNEKE, J. P. *et al.* The anabolic benefits of venous blood flow restriction training may be induced by muscle cell swelling. **Medical Hypotheses**, [S. l.], v. 78, n. 1, p. 151–154, 2012 a. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2011.10.014>

LOENNEKE, Jeremy Paul *et al.* The acute muscle swelling effects of blood flow restriction. **Acta Physiologica Hungarica**, [S. l.], v. 99, n. 4, p. 400–410, 2012 b.

Disponível em: <https://doi.org/10.1556/APhysiol.99.2012.4.4>

LOW, Sylvia Y.; RENNIE, Michael J.; TAYLOR, Peter M. Signaling elements involved in amino acid transport responses to altered muscle cell volume. **The FASEB Journal**, [S. l.], v. 11, n. 13, p. 1111–1117, 1997. Disponível em:

<https://doi.org/10.1096/fasebj.11.13.9367345>

<https://doi.org/10.1096/fasebj.11.13.9367345>

MAEO, S. *et al.* Localization of muscle damage within the quadriceps femoris induced by different types of eccentric exercises. **Scandinavian Journal of**

**Medicine and Science in Sports**, [S. l.], v. 28, n. 1, p. 95–106, 2018. Disponível em:

<https://doi.org/10.1111/sms.12880>

MAFFIULETTI, Nicola A. *et al.* Rate of force development: physiological and methodological considerations. **European Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 116, n. 6, p. 1091–1116, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3346-6>

MAFFIULETTI, Nicola A.; LEPERS, Romuald. Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [S. l.], v. 35, n. 9, p. 1511–1516, 2003. Disponível em: <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000084426.03247.93>

MÁRQUEZ, Gonzalo *et al.* Peripheral and central fatigue after high intensity resistance circuit training. **Muscle and Nerve**, [S. l.], v. 56, n. 1, p. 152–159, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/mus.25460>

MARTIN, V. *et al.* Assessment of low-frequency fatigue with two methods of electrical stimulation. **Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 97, n. 5, p. 1923–1929, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00376.2004>

MARTORELLI, André S. *et al.* The interplay between internal and external load parameters during different strength training sessions in resistance-trained men. **European Journal of Sport Science**, [S. l.], v. 0, n. 0, p. 1–27, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1725646>

MAZZEO, Robert S. *et al.* ACSM Position Stand: Exercise and Physical Activity for Older Adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, [S. l.], v. 30, n. 6, p. 992–1008, 1998. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/00005768-199806000-00033>

MCBRIDE, Jeffrey M. *et al.* Comparison of Methods to Quantify Volume During Resistance Exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], v. 23, n. 1, p. 106–110, 2009. Disponível em:

<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818efdfc>

MIZUNO, Takamasa. Changes in joint range of motion and muscle–tendon unit stiffness after varying amounts of dynamic stretching. **Journal of Sports Sciences**, [S. l.], v. 35, n. 21, p. 2157–2163, 2017. Disponível em:

<https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1260149>

MIZUNO, Takamasa; UMEMURA, Y. Dynamic Stretching does not Change the Stiffness of the Muscle-Tendon Unit. **International Journal of Sports Medicine**, [S. l.], v. 37, n. 13, p. 1044–1050, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1055/s-0042-108807>

MOHAMAD, Nur Ikhwan; NOSAKA, Kazunori; CRONIN, John. Maximizing hypertrophy: Possible contribution of stretching in the intersert rest period. **Strength and Conditioning Journal**, [S. l.], v. 33, n. 1, p. 81–87, 2011. Disponível em:

<https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181fe7164>

MORIN, Jean Benoît; SAMOZINO, Pierre. Interpreting power-force-velocity profiles for individualized and specific training. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, [S. l.], v. 11, n. 2, p. 267–272, 2016. Disponível em:

<https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0638>

NIEWIADOMSKI, Wiktor *et al.* Determination and Prediction of One Repetition Maximum (1RM). **Journal of Human Kinetics**, [S. l.], v. 19, p. 109–120, 2008.

Disponível em: <file:///C:/Users/Axel/Downloads/v10078-008-0008-8.pdf>

OPPLERT, J.; GENTY, J. B.; BABAUULT, N. Do Stretch Durations Affect Muscle Mechanical and Neurophysiological Properties? **International Journal of Sports Medicine**, [S. l.], v. 37, n. 9, p. 673–679, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1055/s-0042-104934>

OPPLERT, Jules. **Effets aigus des étirements statiques et dynamiques sur le système neuromusculaire Présentée et soutenue par**. 2019. - Université Bourgogne Franche-Comté, [s. l.], 2019.

PADILHA, Ubiratan Contreira *et al.* Could inter-set stretching increase acute neuromuscular and metabolic responses during resistance exercise? **European Journal of Translational Myology**, [S. l.], v. 29, n. 4, p. 293–301, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.4081/ejtm.2019.8579>

PAOLI, Antonio *et al.* Resistance training with single vs. multi-joint exercises at equal total load volume: Effects on body composition, cardiorespiratory fitness, and muscle strength. **Frontiers in Physiology**, [S. l.], v. 8, n. DEC, p. 1–6, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.01105>

PAVOL, Michael J.; GRABINER, Mark D. Knee strength variability between individuals across ranges of motion and hip angles. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [S. l.], v. 32, n. 5, p. 985–992, 2000. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/00005768-200005000-00016>

PETERSON, Mark D.; RHEA, Matthew R.; ALVAR, Brent A. Maximizing Strength Development in Athletes: A Meta-Analysis to Determine the Dose-Response

Relationship. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], v. 18, n. 2, p. 377, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/R-12842.1>

PINCIVERO, Danny M. *et al.* Gender Differences in the Relationship between Quadriceps Work and Fatigue during High-Intensity Exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], v. 14, n. 2, p. 202–206, 2000. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/00124278-200005000-00014>

PLOUTZ-SNYDER, L. L.; CONVERTINO, V. A.; DUDLEY, G. A. Resistance exercise-induced fluid shifts: Change in active muscle size and plasma volume. **American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology**, [S. l.], v. 269, n. 3 38-3, 1995. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/ajpregu.1995.269.3.r536>

PRESTES, Jonato *et al.* Effects of resistance training on resistin, leptin, cytokines, and muscle force in elderly post-menopausal women. **Journal of Sports Sciences**, [S. l.], v. 27, n. 14, p. 1607–1615, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/02640410903352923>

PRESTES, Jonato *et al.* Understanding the individual responsiveness to resistance training periodization. **Age**, [S. l.], v. 37, n. 3, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s11357-015-9793-x>

PRESTES, Jonato *et al.* **Prescrição e Periodização do Treinamento de Força em Academias**. 2. ed. [S. l.]: Manole, 2016. *E-book*.

RAMÍREZ-CAMPILLO, Rodrigo *et al.* High-Speed Resistance Training in Older Women: The Role of Supervision. **Journal of Aging and Physical Activity**, [S. l.], v.

25, n. 1, p. 1–9, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1123/japa.2015-0122>

REEVES, Neil D.; MAGANARIS, Constantinos N.; NARICI, Marco V.

Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size. **European Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 91, n. 1, p. 116–118, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0961-9>

REID, Jonathan C. *et al.* The effects of different durations of static stretching within a comprehensive warm-up on voluntary and evoked contractile properties. **European Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 118, n. 7, p. 1427–1445, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00421-018-3874-3>

ROMANO, Nuno *et al.* Effects of resistance exercise order on the number of repetitions performed to failure and perceived exertion in untrained young males. **Journal of Human Kinetics**, [S. l.], v. 39, n. 1, p. 177–183, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.2478/hukin-2013-0080>

SAMOZINO, P. *et al.* A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, [S. l.], v. 26, n. 6, p. 648–658, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/sms.12490>

SCHOENFELD, Brad J. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], v. 24, n. 10, p. 2857–2872, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e840f3>

SCHOENFELD, Brad J. Potential mechanisms for a role of metabolic stress in

hypertrophic adaptations to resistance training. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 43, n. 3, p. 179–194, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0017-1>

SCHOENFELD, Brad J. *et al.* Strength and Hypertrophy Adaptations Between Low- vs. High-Load Resistance Training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], v. 31, n. 12, p. 3508–3523, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002200>

SIDDIQUE, Ummatul *et al.* Determining the Sites of Neural Adaptations to Resistance Training: A Systematic Review and Meta-analysis. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 50, n. 6, p. 1107–1128, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01258-z>

SIPILÄ, Sarianna; SUOMINEN, Harri. Muscle ultrasonography and computed tomography in elderly trained and untrained women. **Muscle & Nerve**, [S. l.], v. 16, n. 3, p. 294–300, 1993. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/mus.880160309>

SJOGAARD, G.; ADAMS, R. P.; SALTIN, B. Water and ion shifts in skeletal muscle of humans with intense dynamic knee extension. **American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology**, [S. l.], v. 248, n. 2, p. R190–R196, 1985. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/ajpregu.1985.248.2.R190>

SMITH, Janette L. *et al.* Sustained contraction at very low forces produces prominent supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. **Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 103, n. 2, p. 560–568, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00220.2007>

SOARES, Saulo *et al.* Dissociated Time Course of Muscle Damage Recovery



Between Single- and Multi-Joint Exercises in Highly Resistance-Trained Men.

**Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], v. 29, n. 9, p. 2594–2599, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000899>

STOJILJKOVIĆ, Nenad *et al.* History of Resistance Training. **Activities in Physical Education & Sport**, [S. l.], v. 3, n. 1, p. 135–138, 2013. Disponível em:

<http://ezproxy.library.uvic.ca/login?url=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=sph&AN=93515070&site=ehost-live&scope=site>

TAJRA, Vitor *et al.* Identification of high responders for interleukin-6 and creatine kinase following acute eccentric resistance exercise in elderly obese women.

**Journal of Science and Medicine in Sport**, [S. l.], v. 17, n. 6, p. 662–666, 2014.

Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.09.012>

TAJRA, Vitor *et al.* Different acute cardiovascular stress in response to resistance exercise leading to failure versus not to failure in elderly women with and without hypertension - a pilot study. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, [S. l.], v.

35, n. 2, p. 127–133, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/cpf.12137>

TERRERI, Antonio Sérgio A. P.; GREVE, Júlia M. D.; AMATUZZI, Marco M.

Avaliação isocinética no joelho do atleta. **Revista Brasileira de Medicina do**

**Esporte**, [S. l.], v. 7, n. 5, p. 170–174, 2001. Disponível em:

<https://doi.org/10.1590/s1517-86922001000500005>

TIBANA, R. A. *et al.* Correlation between acute and chronic 24-hour blood pressure response to resistance training in adult women. **International Journal of Sports**

**Medicine**, [S. l.], v. 36, n. 1, p. 82–89, 2015. Disponível em:

<https://doi.org/10.1055/s-0034-1382017>

TIBANA, Ramires Alsamir *et al.* Enhancing of women functional status with metabolic syndrome by cardioprotective and anti-inflammatory effects of combined aerobic and resistance training. **PLoS ONE**, [S. l.], v. 9, n. 11, p. 1–8, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0110160>

TOBALINA, Jesús Cámara *et al.* Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, [S. l.], v. 41, n. 3, p. 687–708, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181915670>

TODD, Janice S.; SHURLEY, Jason P.; TODD, Terry C. Thomas L. delorme and the science of progressive resistance exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], v. 26, n. 11, p. 2913–2923, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31825adcb4>

TRAJANO, G. S. *et al.* Contribution of central vs. peripheral factors to the force loss induced by passive stretch of the human plantar flexors. **Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 115, n. 2, p. 212–218, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00333.2013>

TRAJANO, Gabriel S. *et al.* Intermittent stretch reduces force and central drive more than continuous Stretch. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [S. l.], v. 46, n. 5, p. 902–910, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000185>

TRAJANO, Gabriel S. *et al.* Passive muscle stretching impairs rapid force production and neuromuscular function in human plantar flexors. **European Journal of Applied**

**Physiology**, [S. l.], v. 119, n. 11–12, p. 2673–2684, 2019. Disponível em:

<https://doi.org/10.1007/s00421-019-04244-0>

TRAJANO, Gabriel S.; NOSAKA, Kazunori; BLAZEVIČH, Anthony J.

Neurophysiological Mechanisms Underpinning Stretch-Induced Force Loss. **Sports**

**Medicine**, [S. l.], v. 47, n. 8, p. 1531–1541, 2017. Disponível em:

<https://doi.org/10.1007/s40279-017-0682-6>

VÁCZI, Márk *et al.* Mechanical, hormonal, and hypertrophic adaptations to 10 weeks of eccentric and stretch-shortening cycle exercise training in old males.

**Experimental Gerontology**, [S. l.], v. 58, p. 69–77, 2014. Disponível em:

<https://doi.org/10.1016/j.exger.2014.07.013>

VENTURELLI, Massimo *et al.* Central and peripheral responses to static and dynamic stretch of skeletal muscle: mechano- and metaboreflex implications.

**Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 122, n. 1, p. 112–120, 2017. Disponível

em: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00721.2016>

VIEIRA, A. *et al.* The Effect of Water Temperature during Cold-Water Immersion on Recovery from Exercise-Induced Muscle Damage. **International Journal of Sports**

**Medicine**, [S. l.], v. 37, n. 12, p. 937–943, 2016 a. Disponível em:

<https://doi.org/10.1055/s-0042-111438>

VIEIRA, Amilton *et al.* Ultrasound imaging in women's arm flexor muscles: Intra-rater reliability of muscle thickness and echo intensity. **Brazilian Journal of Physical**

**Therapy**, [S. l.], v. 20, n. 6, p. 535–542, 2016 b. Disponível em:

<https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0186>

VIEIRA, Amilton *et al.* Ultrasound imaging in women's arm flexor muscles: Intra-rater reliability of muscle thickness and echo intensity. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, [S. l.], v. 20, n. 6, p. 535–542, 2016 c. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0186>

VIEIRA, Amilton *et al.* Acute changes in muscle thickness and pennation angle in response to work-matched concentric and eccentric isokinetic exercise. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, [S. l.], v. 43, n. 10, p. 1069–1074, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1139/apnm-2018-0055>

VIEIRA, Denis C. L. *et al.* High supervised resistance training in elderly women: The role of supervision ratio. **International Journal of Exercise Science**, [S. l.], v. 13, n. 3, p. 597–606, 2020 a.

VIEIRA, Denis Cesar Leite *et al.* Decreased functional capacity and muscle strength in elderly women with metabolic syndrome. **Clinical Interventions in Aging**, [S. l.], v. 8, p. 1377, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.2147/CIA.S50333>

VIEIRA, Denis César Leite *et al.* Can Hip Joint Position affect Quadriceps Muscle Responses during Knee Extension Exercise? **International Journal of Sports Medicine**, [S. l.], 2020 b. Disponível em: <https://doi.org/10.1055/a-1179-8374>

VIEIRA, Luciana *et al.* Isokinetic muscle evaluation of quadriceps in patients with chronic obstructive pulmonary disease. **Revista Portuguesa de Pneumologia**, [S. l.], v. 16, n. 5, p. 717–736, 2010. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/s0873-2159\(15\)30068-4](https://doi.org/10.1016/s0873-2159(15)30068-4)

VIGOTSKY, Andrew *et al.* Interpreting Surface Electromyography Studies in Sports

and Rehabilitation Sciences. **Frontiers in Physiology**, [S. l.], v. 8, n. January, p. Article 985, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.17605/OSF.IO/FKBX8>

WILLARDSON, Jeffrey M. *et al.* Rest Interval between Sets in Strength Training. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 39, n. 9, p. 765–777, 2009. Disponível em: <https://doi.org/https://doi.org/10.2165/11315230-000000000-0000>

YASUDA, Tomohiro *et al.* Effect of low-load resistance exercise with and without blood flow restriction to volitional fatigue on muscle swelling. **European Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 115, n. 5, p. 919–926, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00421-014-3073-9>

## 10. ANEXOS

### 10.1. Anexo I – Resumo publicado em Congresso Internacional

*Sports* 2020, 8, 128

8 of 49

*Communication*

#### **Effect of Hip Joint Angle on Acute Concentric Knee Extension Work output and Muscle Swelling**

**Martim Bottaro** <sup>1,\*</sup>, **Marco Dourado** <sup>1</sup>, **Lucas Ugliara** <sup>1</sup> and **Denis Vieira** <sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> College of Physical Education, University of Brasilia, Brasilia, Brazil

<sup>2</sup> Department of Physical Education, UDF—University Center, Brasilia, Brazil; deniscvieira@hotmail.com

\* Correspondence: martim@unb.br; Tel.: +55-61-31072522

**Abstract:** The purpose of this study was to investigate the effects of hip joint position during knee extension exercise on work output and muscle swelling of the rectus femoris (RF) and vastus lateralis (VL). Twelve resistance-trained men performed two concentric knee extension protocols in fully extended (0°) and 90° flexed hip positions. Both protocols consisted of five sets of 10 repetitions at 60°·s<sup>-1</sup>. Muscle thickness (MT) of the middle and proximal RF and VL were assessed by an ultrasound. The amount of total work was significantly greater in the flexed (9540.89 ± 1213.67 J) when compared to the extended hip position (8791.90 ± 821.36 J). MT of middle RF increased ( $p < 0.05$ ) for both flexed (28.36 ± 3.99 to 32.91 ± 3.74 mm) and extended hip position (26.95 ± 3.44 to 29.94 ± 4.16 mm). There was a significant ( $p < 0.05$ ) increase in MT on both hip positions of the proximal VL. However, MT increased significantly ( $p < 0.05$ ) in the middle VL (29.20 ± 4.57 to 31.22 ± 5.05 mm) only in the flexed position. Therefore, these results indicate that flexed hip position (i.e., seated) yield greater knee extensors training volume and muscle swelling in the VL.

**Keywords:** knee extension; total work; muscle swelling

---

**Funding:** This research was funded by the University of Brasilia and by the Brasilia Research Foundation (FAPDF).