



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE DESPORTOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

Raphael Luiz Sakugawa

**CONTRIBUIÇÕES DOS FATORES MORFOLÓGICOS E NEURAIS PARA A  
FORÇA DE EXTENSÃO DE JOELHO EM DIFERENTES COMPRIMENTOS  
MUSCULARES DE CICLISTAS, CORREDORES E TRIATLETAS**

Florianópolis

2021

Raphael Luiz Sakugawa

**CONTRIBUIÇÕES DOS FATORES MORFOLÓGICOS E NEURAIIS PARA A  
PRODUÇÃO DE FORÇA EM DIFERENTES COMPRIMENTOS MUSCULARES  
ENTRE PRATICANTES DE DIVERSAS MODALIDADES CÍCLICAS**

Tese submetida ao Programa de Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do título de doutor em Educação Física.

Orientador: Prof. Fernando Diefenthaler, Dr.  
Coorientadora: Prof.<sup>a</sup> Heiliane de Brito Fontana,  
Dr.<sup>a</sup>

Florianópolis

2021

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Sakugawa, Raphael Luiz

Contribuições dos fatores morfológicos e neurais para a produção de força em diferentes comprimentos musculares entre praticantes de diversas modalidades cíclicas / Raphael Luiz Sakugawa ; orientador, Fernando Diefenthaler, coorientadora, Heiliane de Brito Fontana, 2021.

105 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Desportos, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, Florianópolis, 2021.

Inclui referências.

1. Educação Física. 2. Educação Física. 3. Biomecânica. 4. Ultrassom. 5. Ativação muscular. I. Diefenthaler, Fernando . II. Fontana, Heiliane de Brito. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. IV. Título.

Raphael Luiz Sakugawa

**Contribuições dos fatores morfológicos e neurais para a produção de força em diferentes comprimentos musculares entre praticantes de diversas modalidades cíclicas**

O presente trabalho em nível de doutorado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof<sup>ª</sup>. Liliam Fernandes de Oliveira, Dra.

Instituição EEFD/UFRJ

Prof<sup>ª</sup>. Gabriela Fischer, Dra.

Instituição CDS/UFSC

Prof<sup>ª</sup> Cinthia De La Rocha Freitas, Dra.

Instituição CDS/UFSC

Certificamos que esta é a versão original e final do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de doutor em Educação Física.

---

Prof. Juliano Dal Pupo, Dr.

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Educação Física

---

Prof. Fernando Diefenthaler, Dr.

Orientador

Florianópolis, 2021.

Este trabalho é dedicado aos meus colegas de laboratório, a minha família e a minha namorada.

## AGRADECIMENTOS

A CAPES que me proporcionou uma bolsa de doutorado durante todo o período de doutoramento.

Ao Programa e os professores da pós-graduação em educação física por proporcionar diferentes conhecimentos que auxiliaram na produção desse trabalho.

A secretaria do PPGEF (Paulo e Tiago) por sempre me ajudarem a organizar, corrigir e enviar os documentos.

Ao Centro de Desportos da UFSC por proporcionar o local e materiais necessários para a coleta e análise de dados.

Aos laboratórios de biomecânica (BIOMECC) e o laboratório de esforço físico (LAEF) pelos equipamentos necessários para a minha coleta de dados. E em especial a cafeteira do BIOMECC, por sempre estar pronta para me dar uma dose de energia líquida.

Ao meu orientador Prof. Dr. Fernando Diefenthaler pela oportunidade de trabalhar durante o mestrado e doutorado sobre sua tutela. Gostaria de agradecer pelo tanto que me foi ensinado nesses anos de parceria, seja no lado profissional quanto no pessoal. Sob sua tutela aprendi muito sobre o que é ser um doutor, sobre a escrita acadêmica, análise de dados, pesquisa científica, ética moral e profissional e diversos outros aspectos da vida acadêmica que não caberiam aqui. E além do lado profissional, foi me ensinado sobre valores humanos, a persistência de não desistir e nunca aceitar minhas limitações.

À minha co-orientadora Prof<sup>a</sup>. Dra. Heiliane de Brito Fontana por aceitar co-orientar esse trabalho. Gostaria de agradecer pelos ensinamentos científicos em relação a ser mais crítico na leitura e escrita de artigos e na interpretação de dados.

As professoras da banca examinadora, Liliam Fernandes de Oliveira, Kelly Mônica Marinho e Lima e Cinthia De La Rocha Freitas por aceitarem em participar da banca e pelas contribuições na qualificação e nessa etapa final.

A todos os atletas e voluntários que cederam seus tempos e um membro inferior preferido para serem avaliados com ultrassom e tomarem choque durante duas horas. O sofrimento e o pelo retirado de vocês não foi em vão.

Ao Prof. Dr. Fábio Juner Lanferdini que me ensinou a coleta de dados no ultrassom e fez a minha análise de dados de ultrassom como um dos avaliadores. E também pela carona em diferentes lojas de ciclismo para a procura de atletas para o estudo.

A todos os professores do BIOMECC, Antônio Renato Pereira Moro, Daniele Detanico e Juliano Dal Pupo pela convivência no laboratório e ensinamentos.

A minha equipe de coleta de dados Morgana Lunardi e Lucas Tavares Sampaio que me acompanharam nessa jornada exaustiva de 10 a 12 horas diárias de coletas e análise de dados. Fora que me ajudaram muito nas horas de desespero e sofrimento que tive nesses últimos anos. Palavras/artigos/dissertações/teses nunca poderão expressar o meu sentimento de agradecimento a vocês. Mas um lanche e conversas aleatórias pós coletas ou em um congresso podem expressar o mínimo.

Aos meus amigos doutores Ewertton, Mateus e Rodolfo (está em ordem alfabética e não de importância) que me auxiliaram nessa jornada acadêmica. Tantas dificuldades e perrengues que passei com vocês me proporcionaram muitas publicações, porém mais importante que isso, me proporcionaram muitas alegrias e conhecimento.

Aos amigos Gui e Isa que me auxiliaram a conseguir a *kitnet* do Silas como abrigo temporário, e também por todo apoio recebido nesse período.

Ao meu vizinho de *kitnet* Silas que me abrigou no meu período sem teto sem me conhecer, como também cedeu seu banquinho de madeira para que eu pudesse finalizar meus documentos para o ingresso no doutorado. E também por compartilhar dos meus momentos tristes e felizes da minha vida no doutorado, e logicamente pela companhia pra fazer compras no mercado nos finais de semana.

Ao Seu José que me ofereceu um ótimo lugar para morar. E ao voltar para casa à noite, sempre me ofereceu palavras de encorajamento e que tudo ia dar certo. Muito obrigado seu José.

A minha ex-colega de faculdade Fanny, que me abrigou e me alimentou na continuação do meu período sem teto. E também pelas conversas sobre religião, sonhos, humanidade e sobre Mr Robot e Animes. *Control is an illusion* (Mr. Robot)

A todos os amigos dentro (Voltolini, Pedro e Nicola) e fora (Renan) do BIOMECC que me possibilitaram tantos momentos de companhia. Um agradecimento especial aos membros do Feirino (Dani, Haiko, Jorge, Leandro e Thales) que quase incendiaram uma casa fazendo churrasco. E da Farofada (Binha, Debora, Gessica, Grazi e Mineiro) que me acompanharam tantas vezes no posto para comer depois das nove da noite, ou para me avisar que a gente ia ter *strogonoff* de almoço no RU. E ao colega que está em um fuso-horário diferente (Orssatto), por ter me ensinado tanto sobre eletroestimulação e como fazer um gráfico mais bonito.

Ao meu antigo grupo de dança Choode Crew, que mesmo sem entender nada da minha vida profissional sempre me apoiaram em qualquer momento que precisei deles. Favela venceu galera.

Aos meus novos amigos do grupo FOL, que nesse momento de pandemia puderam me proporcionar tantas risadas.

Ao *streamer* Gaules e toda a tribo, e também ao time profissional de CSGO LG/SK por terem me inspirado com tantas histórias de superação e resiliência. Acredita brasileiro.

A minha família que sempre me apoiaram nas minhas escolhas profissionais, mesmo com lágrimas nos olhos sempre me levaram no aeroporto/rodoviária e me desejavam boa viagem e falavam para eu me comportar.

E a minha namorada Natalia. Por aceitar minha escolha profissional e nunca ter desistido de nosso relacionamento, como também por revisar quase tudo que eu já escrevi e me ensinado mais sobre gramática. Momo, nada disso seria possível sem você, te amo muito.

Por fim, agradeço a todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

*“I do see the beauty in the rules, the invisible code of chaos hiding behind the menacing face of order.” (Alderson, 2016)*

## RESUMO

Sabe-se que a curva torque-comprimento pode ser alterada por meio do treinamento. Especula-se que alterações morfológicas e neurais do músculo reto femoral (RF) estejam presentes frente à prática de modalidades cíclicas. Entretanto, pouco se sabe sobre a contribuição dessas alterações para a adaptação da curva torque-comprimento. Portanto, o objetivo do presente estudo foi determinar as contribuições de fatores morfológicos e neurais na relação torque-comprimento do RF em atletas de diferentes modalidades cíclicas. Foram recrutados 10 ciclistas, 10 corredores, 10 triatletas e 10 não atletas que foram submetidos a duas visitas e quatro avaliações. Na primeira visita foi realizada a familiarização da avaliação isométrica e do nível de ativação voluntária (VAL) utilizando um dinamômetro isocinético e eletroestimulação neuromuscular (NMES), respectivamente. O joelho direito foi fixado em 60° e o quadril em 90° (0°=extensão completa). Logo após foi determinada a intensidade máxima dos pulsos simples e *doublets* (estímulos duplos pareados a 100 Hz). A familiarização foi composta de contrações voluntárias isométricas máximas (CVIM) de 5 s a 60° de joelho e em três posições de quadril (90°, 45° e 0°). A cada CVIM foi realizado um *doublet* durante o platô de torque e após a CVIM, seguido de um pulso simples. Na segunda visita, foram repetidas as avaliações isométricas prévias, porém foram incluídas as posições 30° e 90° de joelho, com o registro da ativação dos músculos vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e RF e avaliação da VAL e arquitetura muscular. Para representar a ativação muscular foi utilizado o valor *root mean square* (RMS) normalizado pela *M-wave* dos pulsos simples. Foi avaliado o comprimento de fascículo e a espessura muscular dos músculos RF e VL por meio de ultrassonografia. Para o cálculo do comprimento do RF foi utilizado um modelo de regressão com os ângulos de quadril e joelho. A relação torque-comprimento foi estimada a partir da contribuição do RF no torque total em função do comprimento normalizado do músculo em cada posição, e as curvas foram categorizadas em ascendente, descendente e platô. Para a análise estatística foi realizado uma ANOVA para medidas repetidas *three way* (fatores: ângulo de quadril; joelho e modalidade). Nossos principais resultados foram que a categorização da curva torque-comprimento de parte dos triatletas (n=7) e ciclistas (n=5) ocorreu na fase descendente, enquanto que em parte dos corredores (n=6) ocorreu na fase ascendente. Já o grupo não atleta apresentou uma maior variabilidade na categorização da curva torque-comprimento. Também não encontramos diferenças no comprimento de fascículo do RF (p=0,41), ativação muscular (VL: p=0,95; RF: p=0,55; VM: p=0,62) e na VAL (p=0,49) entre as modalidades e posicionamentos. Os resultados sugerem que a curva torque-comprimento de atletas da mesma modalidade apresenta comportamento semelhante e que o volume e o tempo de treinamento são fatores determinantes para curva torque-comprimento. Em conclusão, a prática dessas modalidades pode ser um indicativo da categorização da curva torque-comprimento e o comprimento de fascículo, o valor RMS e a VAL parecem não determinar a curva torque-comprimento do RF.

**Palavras-chave:** Relação torque-comprimento; Adaptações ao treinamento; Músculo biarticular.

## ABSTRACT

It is well known that the torque-length curve can be changed due to training. It has been speculated that morphological and neural alterations of the rectus femoris muscle (RF) occur due to the practice of cyclical modalities. However, little is known about the contribution of these changes in the adaptation of the torque-length curve. Therefore, the present study aims to determine the contributions of the morphological and neural factors in the RF torque-length relationship in athletes from different cyclical modalities. Ten cyclists, 10 runners, 10 triathletes, and 10 non-athletes were recruited. Each volunteer underwent two visits and four evaluations. In the first visit, familiarization with the isometric and level of voluntary activation (VAL) protocols was carried out using an isokinetic dynamometer and neuromuscular electrical stimulation (NMES), respectively. The right knee was fixed at 60° and the hip at 90° (0°=full extension). After that, the maximum intensity of single and doublet pulses (double paired stimuli of 100 Hz frequency) was determined. Familiarization consisted of 5-s maximal voluntary isometric contractions (MVIC) with the knee at 60° and hip in three different positions (90°, 45°, and 0°). A doublet was performed at each CVIM during the torque plateau and after the CVIM, followed by a single pulse. On the second visit, the same previous assessments were performed, but the 30° and 90° knee positions were included, with the recording of the activation of vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), and RF muscles, VAL, and muscle architecture. To represent muscle activation, the root mean square (RMS) value normalized by the single pulse M-wave was used. The fascicle length and muscle thickness of the RF and VL muscles were assessed by ultrasonography. To calculate the RF length, a regression model using hip and knee angles was used. The torque-length relationship was estimated from the RF contribution to the total torque as a function of the normalized length of the muscle in each position, and the curves were categorized into ascending, descending, and plateau. For the statistical analysis, a three-way repeated measures ANOVA was performed (factors: hip angle, knee, and modality). Our main results were that the categorization of the torque-length curve of the majority triathletes (n=7) and part of cyclists (n=5) occurred in the descending phase, while the majority of the runners (n = 6) belong to ascending phase. However, the non-athlete group showed greater variability in the categorization of the torque-length curve. We also found no differences for RF fascicle length (p=0.41), muscle activation (VL: p=0.95; RF: p=0.55; VM: p=0.62), and VAL (p=0.49) between modalities and positions. The results suggest that the torque-length curve of athletes from the same modality has similar behavior and the years of experience and training volume are determinant factors for the torque-length curve. In conclusion, the practice of these modalities can be an indication of the categorization of the torque-length curve, and the fascicle length, muscle activation, and VAL do not seem to determine the RF torque-length curve.

**Keywords:** Torque-length relationship. Training adaptations. Biarticular muscle.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Relação força-comprimento muscular de um músculo isolado .....	24
Figura 2 – Estruturas e articulações do joelho.....	25
Figura 3 – Músculos da articulação do joelho.....	26
Figura 4 – Músculos da articulação do joelho.....	27
Figura 5 – Relação força-comprimento de um sarcômero e a respectiva sobreposição dos filamentos. ....	29
Figura 6 – Ângulo de treinamento do RF de ciclistas e corredores.....	30
Figura 7 – Relação força-comprimento e força-velocidade em diferentes arranjos de sarcômeros.....	31
Figura 8 – Representação do princípio de Henneman (1965). ....	37
Figura 9 – Representação gráfica do recrutamento das unidades motoras com diferentes posicionamentos de eletrodos.....	38
Figura 10 – Representação gráfica do cálculo do nível de ativação voluntária, utilizando um estímulo duplo durante e pós CVIM. ....	40
Figura 11 – Representação gráfica das respostas fisiológicas da eletroestimulação.....	42
Figura 12 – Desenho experimental da coleta de dados do presente estudo.....	53
Figura 13 - Avaliações neuromusculares para determinação da relação torque-comprimento na segunda visita. ....	55
Figura 14 – Representação gráfica das diferentes posições. ....	58
Figura 15 - Figura ilustrativa do posicionamento dos eletrodos da eletroestimulação. ....	59
Figura 16 - Figura representativa da coleta de dados.....	60
Figura 17 – Representação gráfica da coleta de torque e NMES. Doublet - estímulos duplos pareados de alta frequência (100 Hz) durante o platô de torque; PDb100 – estímulos duplos pareados de alta frequência (100 Hz) pós CVIM; Single – estímulo simples pós CVIM.....	62
Figura 18 – Figura representativa do posicionamento dos eletrodos de sEMG.....	63
Figura 19 – Figura ilustrativa com a curva polinomial de segunda ordem para dados fictícios da contribuição do torque do reto femoral em função do comprimento do reto femoral normalizado em percentual. Exemplo da categorização das curvas ascendentes (Figura 19a), descendente (Figura 19b) e platô (Figura 19c).....	67
Figura 20 - Ilustração da arquitetura dos músculos vasto lateral (VL) e reto femoral (RF). Legenda: A) VL B) RF; Linhas amarelas representam a espessura muscular e linhas azuis representam o comprimento do fascículo.....	69

Figura 21 – Média e desvio padrão do torque voluntário (a), Torque sobreposto com <i>doublet</i> (b) e ativação voluntária máxima (c) nos momentos pré e pós protocolo de avaliação de todos os voluntários.....	72
Figura 22 – Média e desvio padrão do torque produzido pelo <i>doublet</i> (Figura 22a) e <i>single</i> (Figura 22b) em repouso nos momentos pré e pós protocolo de avaliação de todos os voluntários.....	73
Figura 23 - Média e desvio padrão do sEMG normalizada pela <i>M-wave</i> do vasto lateral (a) reto femoral (b) e vasto medial (c) nos momentos pré e pós protocolo de avaliação de todos os voluntários.....	74
Figura 24 - Média (linha tracejada preta) e desvio padrão (linhas pontilhadas cinza) das curvas da contribuição do RF pelo comprimento do RF, as linhas verticais (pontilhadas e cinza) representam o 40% a 60% do comprimento total da fibra. As curvas ascendentes estão ao lado esquerdo e as descendentes do lado direito dos grupos controle (a - b), ciclistas (c - d), corredores (e - f) e triatletas (g - h).....	79
Figura 25 – Média e desvio padrão da sEMG normalizada pela <i>M-wave</i> do vasto lateral, nos ângulos de joelho (eixo x) com os diferentes ângulos de quadril (barras coloridas) dos grupos controle (a), ciclista (b), corredor (c) e triatleta (d). .....	80
Figura 26 – Média e desvio padrão da sEMG normalizada pela <i>M-wave</i> do reto femoral, nos ângulos de joelho (eixo x) com os diferentes ângulos de quadril (barras) dos grupos controle (a), ciclista (b), corredor (c) e triatleta (d). .....	81
Figura 27 – Média e desvio padrão da sEMG normalizada pela <i>M-wave</i> do vasto medial, nos ângulos de joelho (eixo x) com os diferentes ângulos de quadril (barras) dos grupos controle (a), ciclista (b), corredor (c) e triatleta (d). .....	82
Figura 28 – Média e desvio padrão da ativação voluntária máxima nos ângulos de joelho (eixo x) com os diferentes ângulos de quadril (barras) dos grupos controle (a), ciclista (b), corredor (c) e triatleta (d). .....	83

## **LISTA DE QUADROS**

Quadro 1 - Resumo de todas as variáveis que podem ser obtidas com o auxílio da NMES. ....	44
Quadro 2 - Resumo de todas as recomendações de procedimentos dos artigos acima para o uso da eletroestimulação. Cada recomendação foi comparada com o mesmo protocolo, sendo alterado apenas um procedimento. ....	50

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Exemplo das nove combinações randomizadas de posições de quadril e joelho, com a repetição da primeira tentativa.....	56
Tabela 2 - Constantes da equação de regressão de Hawkins e Hull (1990).....	66
Tabela 3 – Media e desvio padrão das variáveis do treinamento dos praticantes. ....	71
Tabela 4 – Média e desvio padrão do torque máximo, comprimento ótimo de produção de torque, comprimento ótimo de produção de torque do reto femoral (RF), comprimento ótimo de produção de torque dos músculos extensores de joelho sem a contribuição do RF e fatores morfológicos (comprimento de fascículo e espessura muscular) dos músculos RF e vasto lateral (VL). ....	77
Tabela 5 – Frequências das curvas para cada modalidade. ....	78

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>19</b>
1.1	OBJETIVOS .....	21
1.1.1	<b>Geral</b> .....	<b>21</b>
1.1.2	<b>Específicos</b> .....	<b>21</b>
1.1.3	<b>Hipóteses</b> .....	<b>22</b>
<b>2</b>	<b>Revisão de literatura</b> .....	<b>23</b>
2.2	FATORES MORFOLÓGICOS .....	23
2.2.1	<b>Biomecânica da articulação do joelho</b> .....	<b>25</b>
2.2.2	<b>Propriedades morfológicas do músculo</b> .....	<b>28</b>
2.2.3	<b>Adaptações musculotendíneas ao treinamento de alto rendimento</b> .....	<b>32</b>
2.3	FATORES NEURAIS .....	35
2.3.1	<b>Eletrofisiologia voluntária e involuntária</b> .....	<b>36</b>
2.3.1.1	<i>Fisiologia da NMES</i> .....	36
2.3.2	<b>Métodos de avaliação na NMES</b> .....	<b>38</b>
2.3.3	<b>Otimização da aplicação da NMES</b> .....	<b>44</b>
<b>3</b>	<b>MÉTODOS</b> .....	<b>51</b>
3.1	CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA .....	51
3.2	PARTICIPANTES DO ESTUDO .....	51
3.3	ASPECTOS ÉTICOS .....	52
3.4	PROCEDIMENTOS .....	52
3.4.1	<b>Primeira visita</b> .....	<b>53</b>
3.4.2	<b>Segunda visita</b> .....	<b>54</b>
3.5	AVALIAÇÕES.....	55
3.5.1	<b>Avaliação isométrica</b> .....	<b>55</b>
3.5.2	<b>Avaliação da ativação voluntária e nível da ativação voluntária</b> .....	<b>58</b>
3.5.3	<b>Avaliação da arquitetura muscular</b> .....	<b>63</b>
3.5.4	<b>Relação Torque-comprimento</b> .....	<b>64</b>
3.5.5	<b>Ativação voluntária e nível de ativação voluntária</b> . .....	<b>68</b>
3.5.6	<b>Arquitetura muscular</b> . .....	<b>68</b>
3.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	69
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>71</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>84</b>

<b>6</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>91</b>
<b>7</b>	<b>PERSPECTIVAS.....</b>	<b>91</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>92</b>
	<b>ANEXO 1 – Artigo de reprodutibilidade da NMES.....</b>	<b>100</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Evidências apontam que fatores morfológicos (i.e., área de secção transversa, ângulo de penação, comprimento do fascículo e comprimento do tendão) e neurais (i.e., frequência de disparo, número de unidades motoras e uma menor coativação dos músculos antagonistas) influenciam na produção de força (CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011; FOLLAND; WILLIAMS, 2007a; MACINTOSH, 2017) e podem estar associadas com alterações na curva torque-ângulo. Herzog e colaboradores (1991b) foram pioneiros em demonstrar experimentalmente a possibilidade da alteração da relação força-comprimento de um músculo por meio do treinamento. Os autores investigaram três modalidades contínuas (ciclismo, patinação e corrida) em um estudo de desenho transversal. De acordo com os resultados, o músculo reto femoral (RF) dos ciclistas e do patinador avaliados apresentou maior capacidade de produção de força em menores comprimentos musculares, enquanto que os corredores em maiores comprimentos musculares. Embora não tenham avaliado na época as características morfológicas ou neurais dos participantes, os autores especularam que, devido à demanda específica das atividades realizadas pelos atletas avaliados, o músculo RF dos ciclistas e do patinador estaria trabalhando na porção descendente da curva força-comprimento (i.e., maior capacidade de produção de força em menores comprimentos), enquanto nos corredores na porção ascendente (i.e., maior capacidade de produção de força em maiores comprimentos) (HERZOG et al., 1991b).

Os mesmos autores sugeriram que uma mudança no número de sarcômeros em série no RF teria ocorrido, com redução para ciclistas e aumento para corredores. Uma vez que a capacidade de produção de força no sarcômero depende do seu comprimento (GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966a), a adição ou subtração de sarcômeros em série modificaria o comprimento ótimo do músculo para produção de força (HERZOG et al. 1991b). O comprimento do fascículo muscular, pode ser estimado por meio da ultrassonografia durante o repouso (KWAH et al., 2013). Com o auxílio dessa técnica, pode-se ainda verificar outros fatores morfológicos tais como o ângulo de penação e a área de secção transversa (BARONI et al., 2013). Diferenças morfológicas e no ângulo ótimo de produção de força podem ser observadas entre diferentes modalidades esportivas (BRUGHELLI; CRONIN; NOSAKA, 2010a), e podem ocorrer devido ao tipo de treinamento e também de fatores neurais (EMA; WAKAHARA; KAWAKAMI, 2017).

Fatores neurais apresentam influência na produção de força, como por exemplo, o sinal da eletromiografia de superfície (sEMG). Diversos estudos demonstraram que após um período de treinamento, a força e o valor RMS da sEMG aumentam (LANZA; BALSHAW; FOLLAND, 2019; SCHOENFELD et al., 2016; TREZISE; BLAZEVIČH, 2019; VISSCHER et al., 2017). Porém, a relação entre o aumento do sinal sEMG e a produção de força não é totalmente proporcional (DE BRITO FONTANA; HERZOG, 2016; HOLT; AZIZI, 2014). Assim como os fatores morfológicos possuem a plasticidade de se adaptar com o treinamento, os fatores neurais também se adaptam conforme a demanda (FOLLAND; WILLIAMS, 2007a; MILLET et al., 2011). Podemos estimar os fatores neurais de forma voluntária, por meio da sEMG, ou de forma involuntária, por meio da eletroestimulação neuromuscular (NMES), que ativa de forma artificial e sincronizada as unidades motoras (representando o nível de ativação voluntária do músculo [VAL, do inglês *voluntary activation level*]) (MILLET et al., 2011), resultando em uma produção de força maior quando comparada com forma voluntária se for aplicada uma tetania<sup>1</sup> (BERGQUIST; WIEST; COLLINS, 2012).

Evidências indicam que o aumento da capacidade dos extensores do joelho de gerar torque durante um treinamento isométrico quando realizado em menores comprimentos está relacionado a fatores neurais (aumento da ativação do vasto lateral [VL]), enquanto que em maiores comprimentos está relacionado ao aumento da área de secção transversa do quadríceps (NOORKÕIV et al., 2014). Corroborando com esses achados, Alegre et al. (2014) demonstrou a alteração do ângulo ótimo de produção de torque utilizando um treinamento similar ao de Noorkõiv et al (2014). No entanto, ambos os estudos não observaram mudanças significativas no comprimento dos fascículos após o treinamento isométrico, indicando que o comprimento do fascículo pode não ser um fator determinante na relação torque-ângulo para o quadríceps, quando se altera apenas ângulo da articulação do joelho. Cabe ressaltar, que esse treinamento foi feito de forma isométrica e pode não representar as adaptações do treinamento que ocorrem em praticantes de modalidades contínuas.

O presente estudo buscou investigar diferentes variáveis que não foram abordadas por Herzog e colaboradores (1991b) na curva torque-comprimento, como os fatores morfológicos (Comprimento de fascículo e espessura muscular dos músculos VL e RF) e neurais (sEMG e VAL) na curva torque-comprimento de praticantes das modalidades de

---

<sup>1</sup> Estimulação máxima de unidades motoras com múltiplos impulsos com alta frequência.

ciclismo e corrida. Também iremos investigar um grupo de praticantes de triatlo que realizam um treinamento das duas modalidades (ciclismo e corrida), e um grupo que não realiza nenhuma das atividades de forma sistematizada (controle). Com base nos estudos prévios sobre a alteração dos fatores morfológicos e neurais em função da demanda imposta pelo treinamento, algumas perguntas foram levantadas. 1) Ciclistas e corredores produzem maior torque em diferentes locais da curva torque-ângulo? 2) Será que o treinamento de ciclismo e corrida produzem adaptações diferentes no comprimento de fascículos e conseqüentemente isso influenciaria na curva torque-ângulo? 3) Triatletas que treinam as duas modalidades (ciclismo e corrida) apresentam adaptações similares ou diferentes das modalidades? 4) Os fatores neurais influenciam na curva torque-ângulo? Diante do exposto, surge a pergunta de pesquisa do estudo: A relação torque-ângulo de praticantes bem treinados é determinada apenas por fatores morfológicos ou os fatores neurais podem influenciar nessa produção?

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Geral

O objetivo do presente estudo é determinar as contribuições dos fatores morfológicos e neurais na relação torque-comprimento do músculo RF em praticantes de diferentes modalidades cíclicas.

### 1.1.2 Específicos

Analisar se as curvas de torque- comprimento são diferentes entre as modalidades;

Comparar a posição na qual as articulações do quadril e do joelho geram maior torque entre as diferentes modalidades (ciclismo, corrida, triatlo e o grupo controle);

Comparar a ativação dos músculos vasto medial (VM), VL e RF nos diferentes ângulos de quadril e joelho entre os praticantes das diferentes modalidades;

Analisar a VAL entre as diferentes modalidades nos diferentes posicionamentos e se isso pode ser influenciado pela curva torque-comprimento;

Comparar o comprimento do fascículo dos músculos VL e RF entre os praticantes das diferentes modalidades;

### 1.1.3 Hipóteses

H0: Não existirão diferenças para as variáveis morfológicas e neurais entre os grupos.

H1: Existirá diferença na curva torque-comprimento (após a transformação do ângulo de tronco e quadril em comprimento do músculo reto femoral) entre os grupos de ciclistas, corredores e triatletas, em que o grupo de ciclistas apresentará uma maior produção de torque em um menor comprimento quando comparado com corredores e triatletas. E os corredores e triatletas apresentaram uma maior produção de torque em um maior comprimento quando comparado com o grupo de ciclistas. Já o grupo controle, ocorrerá uma maior produção de torque dentro do intervalo dos extremos da curva de torque-comprimento (platô).

H2: Existirá diferença para o comprimento do fascículo entre os grupos de ciclistas e corredores e triatletas, sendo o grupo de ciclistas com um menor comprimento de fascículo e os corredores e triatletas com um maior comprimento de fascículo. Não haverá diferença entre o grupo controle com as outras modalidades.

H3: Não existirá diferença na atividade elétrica dos músculos VM, VL e RF entre as diferentes modalidades, mas existirá diferença entre o grupo de praticantes e o grupo controle.

H4: Existirá diferença na VAL entre os grupos praticantes e grupo controle. Não existirá diferença no nível de ativação voluntária entre as modalidades.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Esse capítulo foi dividido em dois tópicos: fatores morfológicos e eletroestimulação. Cada tópico será publicado como capítulo de livro. O primeiro capítulo: “Influência das propriedades morfológicas miotendíneas do quadríceps na produção de força”, feito em colaboração com a Ma. Morgana Lunardi, Dr. Ewertton Bezerra e Dr. Fernando Diefenthaler, será publicado na 1ª edição do livro “Desempenho humano: vertentes da atividade física e esporte”. E o segundo capítulo intitula-se: “Utilização da eletroestimulação para avaliação, treinamento e recuperação”, feito em colaboração com o Me. Lucas Sampaio e Dr. Fernando Diefenthaler e que já foi publicado no livro: “Biomecânica: Interfaces com o esporte, saúde e exercício físico” na seção de “Biomecânica e métodos de avaliação” (SAKUGAWA; SAMPAIO; DIEFENTHAELER, 2019). Cada capítulo será publicado de forma expandida e alguns temas foram retirados dessa revisão de literatura.

### 2.2 FATORES MORFOLÓGICOS

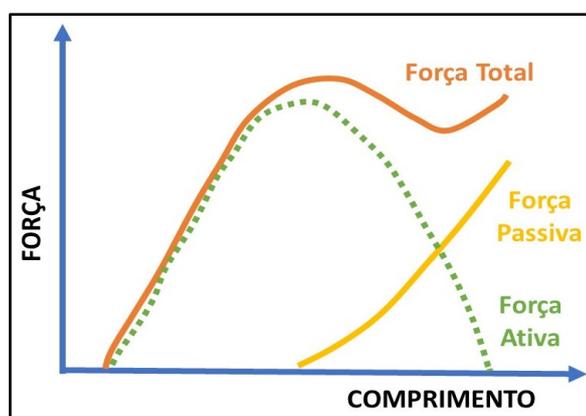
As contribuições dos fatores morfológicos na produção de força são muito estudadas, com maior enfoque nos músculos e tendões. A constituição de um músculo é formada por diferentes conjuntos de estruturas contráteis e não contráteis. As estruturas contráteis são as fibras musculares constituídas de sarcômeros que são compostos por proteínas (como a actina e a miosina), e as não-contráteis são o epímisio, endomísio e perímísio, e os fascículos que o conjunto de fibras musculares. Para que ocorra o movimento, os músculos se contraem, transmitindo a força para tendões e posteriormente para os ossos.

A contração muscular acontece a partir de eventos descritos na teoria conhecida como teoria dos filamentos deslizantes (HUXLEY, 1957). A partir dos resultados de diferentes estudos essa teoria foi aperfeiçoada ao final do século XX (RASSIER; MACINTOSH; HERZOG, 1999) e ao longo do XXI (MACINTOSH, 2017). Huxley (HUXLEY, 1957) demonstrou que a quantidade de interação entre os filamentos de actina e miosina, denominada de pontes cruzadas, determina a capacidade de geração de força gerada pelo músculo, propondo assim a teoria das pontes cruzadas. Ramsey e Street (1940) demonstraram a curva de força-comprimento em fibras musculares isoladas de sapos. E na década seguinte, Gordon et al. (GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966b) reforçou os achados de Huxley (1957) e Ramsey e Street (1940) sobre a relação força-comprimento.

Nos estudos de Ramsey e Street (1940) e Gordon et al. (1966b), foi demonstrado que

um sarcômero em uma condição isométrica varia sua produção de força conforme o comprimento se altera e que existe um platô de força quando ocorre uma sobreposição dos filamentos (GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966b; RAMSEY; STREET, 1940). Durante a fase descendente da curva força-comprimento muscular, com aumentos extremos de comprimento, existe a soma de uma força extra que se deve aos componentes passivos, ou seja, aqueles componentes capazes de oferecer resistência mecânica ao alongamento sem gasto de energia metabólica (GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966b; NATORI, 1954; WOITTIEZ et al., 1984). Sendo assim, a força muscular total é composta por força ativa e força passiva, conforme observado na Figura 1.

Figura 1 – Relação força-comprimento muscular de um músculo isolado



Fonte: Autor. Adaptado de Herzog (HERZOG, 2009).

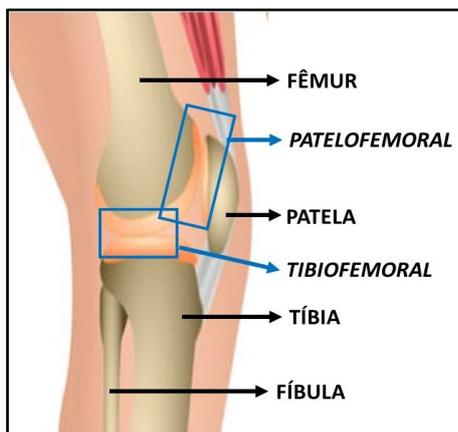
Quando esse tipo de experimento é realizado *in vivo*, os resultados são diferentes devido a outros fatores que podem interferir no resultado. Um dos motivos pode ser a adaptação do comprimento das fibras musculares pela demanda imposta (i.e., treinamento). Alguns estudos de Herzog et al. (HERZOG, 1988; HERZOG et al., 1991a) baseiam-se nessa suposição. Essa alteração do comprimento das fibras musculares ocorre em função da mudança do número de sarcômeros em série, denominada como sarcomerogênese (BUTTERFIELD; LEONARD; HERZOG, 2005). Em humanos essa relação é difícil de ser analisada, porém é possível realizar uma relação da força ou torque – comprimento do fascículo ou ângulo, e também temos diversos fatores que influenciam nessa relação força (torque)-comprimento (ângulo) como: a área de secção transversa fisiológica do músculo, comprimento do fascículo muscular, espessura e rigidez do tendão.

Dessa forma, neste tópico serão abordadas as adaptações musculotendíneas que ocorrem e podem alterar a capacidade de produção de força, em populações com um alto nível de treinamento (atletas). O tópico está dividido nos seguintes subtópicos: biomecânica da articulação do joelho, propriedades morfológicas musculares e adaptações musculotendíneas ao treinamento.

### 2.2.1 Biomecânica da articulação do joelho

A articulação do joelho é uma articulação sinovial complexa responsável por transmitir cargas, facilitar posições e movimentos do corpo necessários para as atividades que envolvam os membros inferiores. Essa articulação é considerada uma estrutura, composta por duas articulações envoltas em uma cápsula articular comum: tibiofemoral e patelofemoral (NORDIN; FRANKEL, 2014) (Figura 2), formadas pela junção do fêmur e da patela, e do fêmur e da tíbia, respectivamente. De modo funcional, o joelho pode suportar o peso corporal na posição ereta sem contração muscular, contando apenas com os ligamentos para manter a postura ereta (HOUGLUM; BERTOTI, 2014). Os principais ligamentos da articulação do joelho (Figura 4) são o cruzado anterior e posterior e os colaterais medial e lateral ((NORDIN; FRANKEL, 2014).

Figura 2 – Estruturas e articulações do joelho.



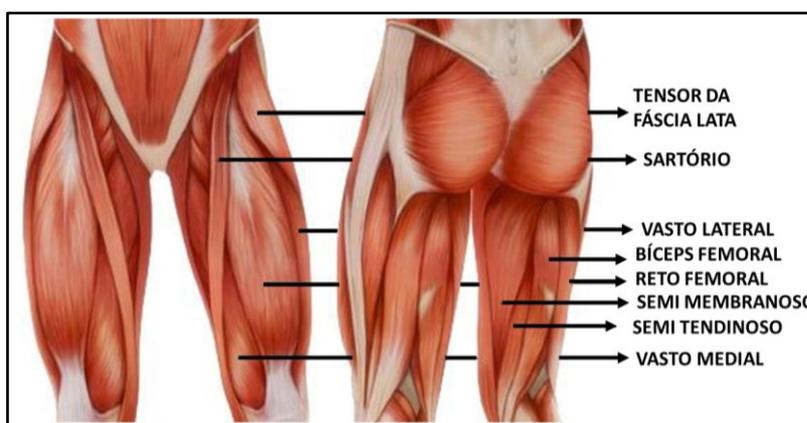
Fonte: Autor. Adaptado de imagens do Google.

Fibras musculares são embaladas em feixes (fascículos) que se estendem dos tendões proximal para distal, compreendendo um músculo inteiro (KAWAKAMI; ICHINOSE; FUKUNAGA, 1998). Os músculos que agem na articulação do joelho (Figura 3) produzem movimentos de flexão e extensão da perna, mas também certo grau de rotação e

adução/abdução. Alguns dos músculos responsáveis pelos movimentos do membro inferior encontram-se na região anterior da coxa e são definidos como quadríceps: VL, VM, vasto intermédio e RF. E na região posterior, encontram-se os músculos isquiotibiais: bíceps femoral (cabeça longa e curta), semitendinoso e semimembranoso (DÂNGELO; FATTINI, 2000; PÉREZ-BELLMUNT et al., 2015).

O arranjo estrutural das fibras musculares é um importante parâmetro funcional para a análise da mecânica da unidade musculotendínea (DE BOER et al., 2008; LIEBER; FRIDÉ N, 2000). O ângulo de penação se refere à angulação das fibras em relação à linha de ação de força do músculo. Se este for penado, como o músculo VL, possui um maior número de fibras em paralelo (KAWAKAMI, 2005), fato que o torna adequado para produzir força quando comparado com outro músculo de mesma área de secção transversa (BLAZEVIČH et al., 2007a; FINNI, 2006). Músculos do quadríceps apresentam fibras com arranjos unipenado (e.g., VL e VM) e bipenado (e.g., RF). O vasto intermédio tem uma aponeurose distal longa e, na extremidade proximal, todas as fibras se ligam diretamente ao fêmur (SON et al., 2018). As fibras do músculo RF seguem trajetórias tridimensionais, e há duas longas aponeuroses dentro do músculo (BLEMKER; DELP, 2006). Além desse grupamento muscular possuir grandes áreas de secção transversa fisiológica, estes músculos são grandes produtores de força (LIEBER; FRIDÉ N, 2000). Outra diferença destes músculos (VL, intermédio e medial) em relação ao RF é relativa ao fato de que eles são monoarticulares, enquanto o RF é um músculo biarticular, com ação nas articulações do quadril e do joelho.

Figura 3 – Músculos da articulação do joelho



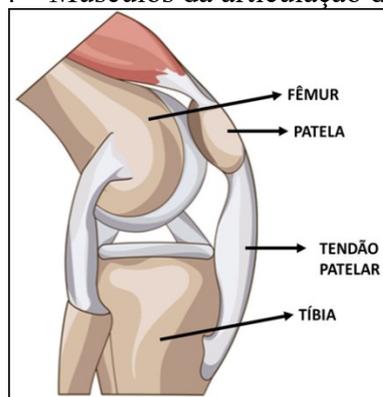
Fonte: Autor. Adaptado de imagens do Google.

Outra estrutura importante envolvida na produção de força da articulação do joelho

são os tendões. Os tendões são mecanicamente responsáveis pela transmissão das forças musculares ao osso e, ao fazê-la, permitem a locomoção e aumentam a estabilidade da articulação. Além disso, os tendões são considerados um tecido vivo e respondem às forças mecânicas, alterando seu metabolismo, bem como suas propriedades estruturais e mecânicas. Por exemplo, os tendões exibem maior resistência à tração, e os fibroblastos aumentam a produção de colágeno tipo I em resposta ao treinamento físico adequado (WANG, 2006). O tendão patelar humano se estende do ápice da patela até a tuberosidade da tíbia e, assim, transmite força do músculo quadríceps em contração para a tíbia, produzindo movimento (Figura 4) (HANSEN et al., 2006).

Para transmitir a força e possibilitar o movimento das articulações de forma eficaz, os tendões devem suportar grandes forças. Diversos são os fatores que afetam as forças mecânicas nos tendões durante a locomoção normal: 1) diferentes tendões do corpo são submetidos a diferentes níveis de cargas mecânicas; 2) a rigidez e módulo de elasticidade de cada tendão; 3) tanto o nível de contração muscular quanto o tamanho relativo do tendão influenciam as forças mecânicas aplicadas nesta estrutura. Em geral, quanto maior a área da seção transversal de um músculo, maior a força que ele produz e maior o estresse sofrido por um tendão (e.g., tendão patelar vs. tendões isquiotibiais) (KELLIS, 1998); e 4) diferentes atividades induzem diferentes níveis de forças, inclusive no mesmo tendão (KORVICK et al., 1996; MALAVIYA et al., 1998). Da mesma forma, a variação da frequência da carga mecânica resulta em diferentes níveis de forças tendíneas (FINNI; KOMI; LUKKARINIEMI, 1998; KYROLAINEN et al., 2003).

Figura 4 – Músculos da articulação do joelho



Fonte: Autor. Adaptado de imagens do Google.

A junção miotendínea (região de transição entre músculo e tendão) possibilita a transferência de forças entre essas estruturas, dos músculos para o tendão (BENJAMIN;

RALPHS, 1996). Esta junção apresenta características morfológicas especiais, as fibras musculares reduzem até 90% do seu diâmetro, os sarcômeros tendem a ser mais curtos, o que reduz a capacidade de gerar força, aumenta a taxa de contração e diminui a habilidade de mudar de comprimento. As fibrilas de colágeno do tendão são inseridas em recessos profundos formados por miofibroblastos, que permitem que as forças de tração geradas pelas fibras musculares sejam transmitidas às fibras de colágeno do tendão reduzindo a tensão sobre o tendão durante a contração muscular (MICHNA, 1983; TIDBALL, 1984, 1991). A junçãomiotendínea é o ponto mais fraco da unidade musculotendínea (GARRETT JR., 1990; JARVINEN; KANNUS; JOHNSON, 1991).

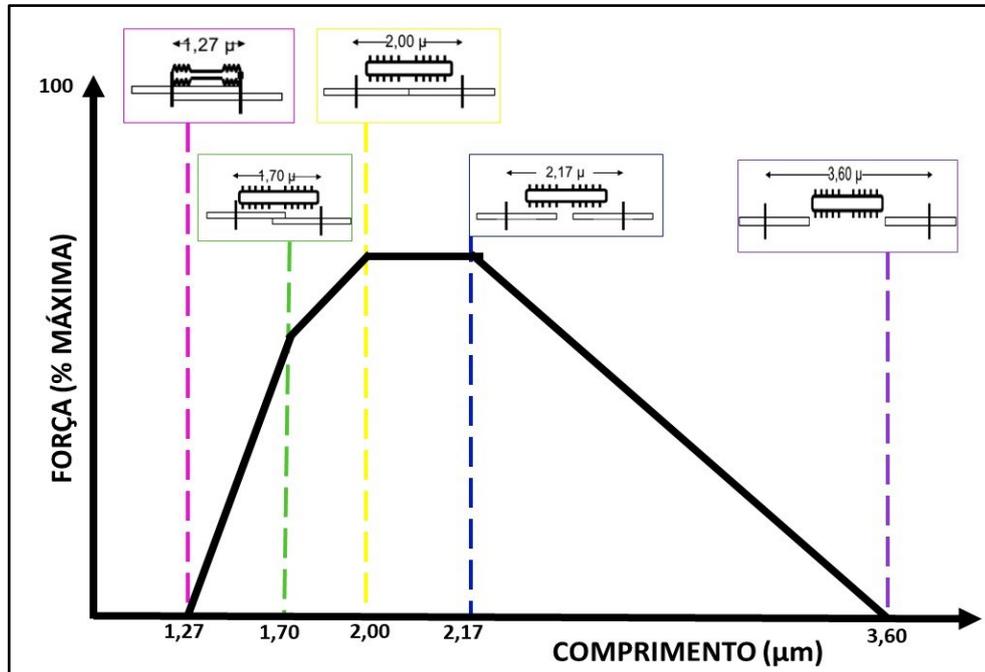
### **2.2.2 Propriedades morfológicas do músculo**

A arquitetura muscular é uma propriedade determinante da capacidade de geração de força e excursão do músculo esquelético (FUKUNAGA et al., 1997; LIEBER; FRIDÉN, 2001; NICOL; AVELA; KOMI, 2006). Os parâmetros da arquitetura de um músculo são: 1) área de secção transversa (fisiológica e anatômica), 2) volume muscular e 3) ângulo de penação (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2016). Durante as contrações concêntricas, o ventre muscular encurta e sua espessura muda à medida que os fascículos giram e aumentam o ângulo de penação (FUKUNAGA et al., 1997; KAWAKAMI; ICHINOSE; FUKUNAGA, 1998). O comprimento do músculo esquelético (fascículos) pode influenciar na produção da força muscular (ENOKA, 1988), pois músculos mais longos possuem maior excursão (amplitude total de alongamento e encurtamento) quando comparados com músculos mais curtos (LIEBER; FRIDÉN, 2000). Uma das formas de demonstrar essa associação é pela relação força-comprimento de um músculo, pois ela é dependente da produção de força do sarcômero e do número de sarcômeros em série nas fibras constituintes do músculo (FRASSON et al., 2008; HERZOG et al., 1991b; KOH, 1995).

A relação força-comprimento (Figura 5) pode ser dividida em três fases: fase ascendente da curva (região na qual a força cresce com o aumento do comprimento, ou seja, há uma maior sobreposição da actina e miosina aumentando o número de pontes cruzadas), um platô ou comprimento ótimo (sem mudança de comprimento crescente, corresponde à região onde ocorre a máxima sobreposição dos filamentos de actina e miosina até ocorrer o número máximo de pontes cruzadas) e fase descendente da curva (força decrescente com aumento do comprimento, ou seja, uma redução da quantidade de pontes cruzadas resultando

em redução da força, até não haver mais interação dos filamentos e a força ser quase nula).

Figura 5 – Relação força-comprimento de um sarcômero e a respectiva sobreposição dos filamentos.



Fonte: Autor. Adaptado de Gordon et al (GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966b)

Os fatores morfológicos possuem relação com o desempenho de atletas por meio da produção de força e velocidade de contração que podem resultar em um aumento de potência (ABE; KUMAGAI; BRECHUE, 2000; BRUGHELLI; CRONIN; NOSAKA, 2010a; KANEHISA et al., 2003). O estudo de Brughelli, Cronin e Nosaka (BRUGHELLI; CRONIN; NOSAKA, 2010a) utilizou a ultrassonografia para descrever a diferença de fatores morfológicos entre ciclistas e jogadores de futebol australiano. De acordo com os resultados, os ciclistas do estudo apresentaram similar área de seção transversa do músculo VL, maior ângulo de penação e comprimento de fascículo e ângulo ótimo de produção de força menor que dos jogadores de futebol australiano, entretanto não tiveram diferenças entre o pico de torque produzido.

Diferenças nas relações de força muscular e comprimento muscular entre corredores e ciclistas são explicadas, pelas diferenças no número de sarcômeros em série, entretanto são apenas suposições baseadas no estudo de Herzog et al. (HERZOG et al., 1991b) e em modelo animal (BUTTERFIELD; LEONARD; HERZOG, 2005). Herzog et al. (HERZOG et al.,

1991b) demonstraram que os corredores produzem mais força em maiores comprimentos musculares do que em menores comprimentos musculares, enquanto o oposto foi verdadeiro para os ciclistas. Os autores especularam que as diferenças podem ter sido devido a uma adaptação relacionada ao treinamento, no qual corredores treinam em maiores comprimentos de RF enquanto os ciclistas treinam em menores comprimentos (Figura 6).

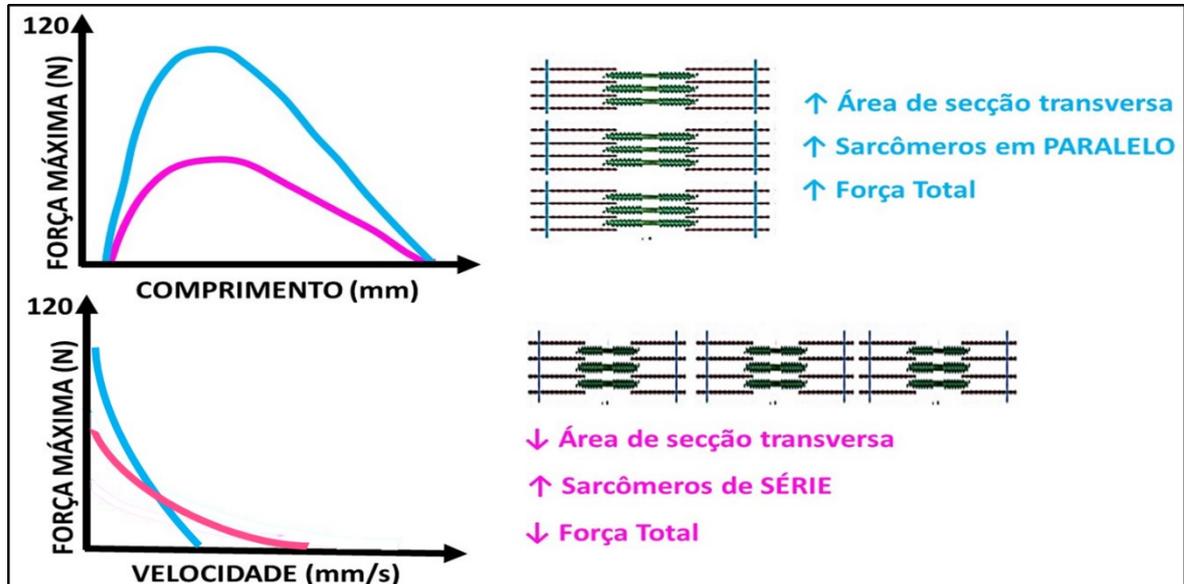
Figura 6 – Ângulo de treinamento do RF de ciclistas e corredores.



Fonte: Autor. Adaptado de imagens do Google.

Músculos que possuem as fibras mais longas, mais alinhadas ao tendão e a aponeurose (menor ângulo de penação), são capazes de encurtar-se a maiores velocidades, ao contrário de músculos com fibras menores, mais propícias a produzir força a menores velocidades de encurtamento (BLAZEVIICH; GILL; ZHOU, 2006; NARICI; MAGANARIS, 2006). Uma das hipóteses é de que o aumento no número de sarcômeros em série está relacionado com o aumento do comprimento do fascículo, enquanto o aumento do número de sarcômeros em paralelo está relacionado com o aumento do ângulo de penação (Figura 7). Ambas as alterações têm implicações para a produção de força máxima e na excursão muscular. O aumento do ângulo de penação é uma estratégia para permitir que o material contrátil seja envolto ao longo do comprimento do músculo, então, teoricamente, um número maior de sarcômeros paralelos sugere que o músculo produzirá uma força máxima maior.

Figura 7 – Relação força-comprimento e força-velocidade em diferentes arranjos de sarcômeros.



Fonte: Autor. Adaptado de imagens do Google e de Lieber; Yeh; Baskin (1984).

O comprimento ótimo de produção de força do fascículo muscular depende da quantidade de sarcômeros em série dentro da fibra muscular (KAWAKAMI; ICHINOSE; FUKUNAGA, 1998), e pode ser estimado por meio da ultrassonografia durante o repouso ou em uma condição dinâmica (DE BRITO FONTANA; HERZOG, 2016; MIYATANI et al., 2004). Com o auxílio dessa técnica, pode-se estimar a curva de força-comprimento pelo comprimento do fascículo e outros fatores morfológicos como o ângulo de penação e a área de secção transversa anatômica (BARONI et al., 2013). Trabalhos utilizando a ultrassonografia demonstram a influência da demanda mecânica decorrente do aumento treinamento físico e desportivo (ABE et al., 2001; KAWAKAMI, 2005; LIEBER; FRIDÉN, 2000). A ultrassonografia é uma técnica de imagem não invasiva e livre de radiação usada há alguns anos para diagnóstico de doenças e distúrbios musculoesqueléticos. A técnica permite uma avaliação dinâmica do sistema musculoesquelético (TAŞ et al., 2017). Ela também é muito reprodutível para a avaliação do comprimento do fascículo e ângulo de penação, podendo ser utilizada como forma de avaliação em estudos longitudinais (EMA et al., 2013a, 2016a).

Outra técnica que permite visualizar os fatores morfológicos é a ressonância magnética, a vantagem dessa técnica é de que é possível analisar de forma tridimensional o músculo. Um dos estudos que utilizou essa técnica em atletas foi o de Ema et al. (EMA et al., 2016b), que investigou a influência do treinamento de ciclistas no volume muscular da coxa. Para tal, 12 ciclistas e dez não atletas foram avaliados por meio de ressonância magnética em dois diferentes períodos (pré-treinamento e após 6 meses de treinamento de ciclismo de competição). Quando os grupos foram comparados, os atletas de ciclismo apresentaram um maior volume do músculo VL, e após 6 meses de treinamento, ocorreu um aumento no volume do quadríceps femoral, exceto para o RF. Isso demonstra que a adaptação dos músculos ocorreu devido ao treinamento em ciclismo e de que os músculos que hipertrofiaram são os mais utilizados nesta modalidade.

Outro estudo que buscou investigar as adaptações morfológicas em atletas de atividades cíclicas foi o de Ema et al. (EMA; SAKAGUCHI; KAWAKAMI, 2018). Os autores tinham dois objetivos: o primeiro era identificar as diferenças de volume muscular entre músculos da coxa de (quadríceps femoral, bíceps femoral e adutores) atletas (corredores de velocidade) e não atletas, e o segundo era examinar a relação dos músculos, cinemática da articulação do quadril e a velocidade de corrida. Para isso, foi realizada uma avaliação por ressonância magnética na coxa<sup>2</sup> de 15 velocistas e 12 não atletas, e um teste de velocidade máxima de 50 m com a captura de cinemática. Como resultado, os músculos responsáveis pela flexão e extensão de quadril possuíam um maior volume em atletas do que em não atletas. Como complemento, o desempenho do teste de velocidade máxima também possui uma correlação ( $r = 0,69$ ) com o maior volume muscular do RF.

### **2.2.3 Adaptações musculotendíneas ao treinamento de alto rendimento**

O sistema musculoesquelético é amplamente responsivo aos estímulos a qual é submetido. Essa capacidade de adaptação às situações mecânicas impostas a esse sistema é chamada de plasticidade. Em função de sua plasticidade, quando o organismo é submetido a uma atividade sistemática, como o treinamento físico, ocorrem adaptações estruturais e funcionais, que modificam a sua capacidade de produção de força (FRASSON et al., 2008).

---

<sup>2</sup> Músculos analisados: bíceps femoral, semitendinoso, semimembranoso, adutores (soma dos adutores magno, longo, curto e pectíneo), sartório, tensor da fáscia lata, grácil e psoas maior.

Além disso, a capacidade de adaptação não é igual entre os indivíduos. Fatores como o genótipo, sexo, idade cronológica, idade biológica ou maturacional, bem como experiências prévias influenciam nas respostas adaptativas de um treinamento físico (WEINECK, 2003).

Atletas engajados em diferentes modalidades esportivas sofrem adaptações distintas nos tecidos treinados, em decorrência da carga específica de treinamento (FRASSON et al., 2008), determinando mudanças nas propriedades de força e potência para melhorar as capacidades exigidas na realização das ações musculares esportivas. Jovens atletas sofrem adaptações nos músculos treinados em função da sobrecarga específica de cada esporte, a fim de melhorar o desempenho e obter bons resultados. A maior parte dos esportes de alto rendimento é organizada em treinamentos diários, com a repetição de exercícios específicos que requerem o esforço físico e psicológico do atleta (KRAEMER; RATAMESS, 2004). Dessa forma, torna-se importante a investigação das principais adaptações ao treinamento físico, principalmente em esportes caracterizados pela iniciação precoce e treinamento físico intenso.

Os requerimentos de cada esporte estão relacionados ao treinamento de valências físicas específicas, bem como a requisitos morfológicos e fisiológicos que influenciam no desempenho (DOUDA et al., 2007). Diversos estudos demonstram a relação entre características antropométricas e o desempenho esportivo (DI CAGNO et al., 2009; SMOLEUSKIY; GAVERDOUSKY, 1996; THEODOROPOULOU et al., 2005). Entretanto, fatores como arquitetura muscular e o tecido conectivo associado também apresentam importante influência no desempenho desportivo. Tem sido ressaltado que atletas de alto rendimento demonstram um arranjo fascicular, bem como uma espessura tendínea inerente aos requisitos físicos de suas modalidades (KANEHISA et al., 2003; KUBO et al., 2007).

A literatura tem demonstrado um aumento significativo de trabalhos sobre a avaliação da estrutura muscular e tendínea por meio de técnicas como ressonância magnética e ultrassonografia (ABE et al., 2001; LIEBER; FRIDÉN, 2001; O'BRIEN et al., 2010), bem como da capacidade física e desempenho de atletas, com a utilização de instrumentos como testes de salto para medida do desempenho (GOULART et al., 2011) e dinamômetros isocinéticos que avaliam a capacidade de produção de força (AQUINO et al., 2007; WEBER et al., 2010). Estudos como os de Herzog et al. (HERZOG et al., 1991b) e Frasson et al. (FRASSON et al., 2008) demonstraram que os atletas podem sofrer diferentes adaptações dependendo da especificidade da modalidade esportiva. No caso desses estudos, foi

demonstrado que o treinamento a longo prazo pode modificar a relação torque ângulo. Para que ocorra uma modificação dessa relação, diversas propriedades da arquitetura muscular devem ser modificadas como, por exemplo, o número de sarcômeros em série (FRASSON et al., 2008; HERZOG et al., 1991b; KOH, 1995). Por isso, esse tópico irá abordar algumas modificações da arquitetura muscular com o treinamento.

Abe et al. (ABE et al., 2001) relataram uma forte relação entre o comprimento fascicular do VL e o desempenho na prova dos 100 m, demonstrando que os corredores com melhor tempo apresentaram maiores comprimentos de fascículo. Kanehisa et al. (KANEHISA et al., 2003) evidenciaram maior comprimento de fascículo e espessura muscular do VL em nadadores comparados a jogadores de futebol. De acordo com os autores, nadadores precisam manter uma velocidade de contração rápida e contínua para gerar propulsão, enquanto jogadores de futebol realizam movimentos intervalados, com momentos de explosão e desaceleração, o que determina uma adaptação distinta entre as duas modalidades.

Benke et al. (2002) encontraram melhor desempenho no salto vertical em atletas juvenis de handebol, natação e ginástica de alto rendimento comparados a atletas de níveis competitivos mais baixos. Além disso, as ginastas apresentaram maior razão tempo de voo/tempo de contato no solo comparadas às atletas de handebol e natação. De acordo com os autores, essa diferença deve-se, principalmente, à especificidade do treinamento esportivo que determina a melhora de capacidades motoras importantes na realização dos movimentos típicos de cada modalidade.

Com o treinamento é possível aumentar a área de secção transversa (NARICI et al., 1989, 1996) e ângulo de penação do músculo (FRANCHI et al., 2014; TIMMINS et al., 2016), já para o tendão é possível aumentar a sua rigidez (CHAUDHRY et al., 2017) e sua espessura (VISNES; TEGNANDER; BAHR, 2015). Alguma dessas características possuem grande relação com o desempenho em determinadas modalidades, como no estudo de Abe et al. (ABE; KUMAGAI; BRECHUE, 2000) que demonstrou a possível relação entre o desempenho na corrida (*sprint*) e o comprimento do fascículo. Porém os autores relatam que não é possível determinar se essa característica é genética ou o treinamento que os atletas desempenharam ocasionou essas mudanças.

Para determinar se esse aumento do comprimento do fascículo foi em decorrência do treinamento, Blazevich et al. (2003) realizaram um treinamento com 23 atletas de ambos os sexos, consistindo de séries de *sprints* (20 - 30 m) e saltos (salto com contra movimento

unilateral e bilateral) durante 5 semanas. Foi encontrado um aumento do comprimento do fascículo e uma redução do ângulo de penação, principalmente no VL. Corroborando esses resultados, o estudo de Seynnes, Boer e Narici (SEYNNES et al., 2007) também encontrou aumento do comprimento do fascículo, ângulo de penação e área de secção transversa após 30 dias de treinamento de força em sete sujeitos recreacionalmente ativos.

Porém, o tipo de treinamento também pode interferir no ganho do comprimento do fascículo. No estudo de Coratella et al. (2018), foram comparados dois tipos de treinamento de saltos, um com carga e um sem carga (peso corporal) em 48 jogadores de futebol. Após 8 semanas de treinamento o grupo que treinou com carga, aumentou o comprimento do fascículo, e o grupo que treinou sem carga, aumentou o ângulo de penação. O estudo também avaliou testes de desempenho como a velocidade de *sprint* e altura do salto, resultando em aumento da velocidade no *sprint* para o grupo que treinou com carga e nenhuma mudança para o grupo que treinou sem carga, não melhorou a velocidade do *sprint*. Os autores sugerem que o aumento de carga pode ter gerado uma maior fase excêntrica, gerando essa adaptação morfológica.

A contribuição do tendão na produção de força ou energia deve-se ao armazenamento e reutilização da energia elástica e a transmissão de forças do músculo ao osso. Em função disso, a adaptação dos tendões e sua contribuição é estudada em atletas, pois poderia auxiliar na detecção de talentos e categorização dos atletas em desempenho. Um exemplo foi o estudo de Stafilidis e Arampatzis (2007), que teve o objetivo de verificar se fatores morfológicos do músculo ou tendão poderia separar grupos mais velozes dos menos velozes. Tanto para os fatores morfológicos do músculo (ângulo de penação, comprimento do fascículo e área de secção transversa) e do tendão (deformação máxima e tensão máxima) não foram encontradas diferenças entre os grupos. Entretanto, não iremos abordar de forma aprofundada sobre as adaptações tendíneas em atletas.

Há uma grande importância em se conhecer as características dos músculos e tendões responsáveis pela articulação do joelho, e como essas estruturas se comportam frente ao treinamento. Este capítulo buscou elucidar uma parte do comportamento e a influência das propriedades biomecânicas na produção de força do quadríceps.

### 2.3 FATORES NEURAIIS

Ao longo desse segundo tópico será abordada a utilização da NMES para avaliação.

Primeiramente, será descrita a eletrofisiologia voluntária e a involuntária utilizando a NMES, quais os diferentes métodos que podem ser utilizados e quais as respostas esperadas.

### **2.3.1 Eletrofisiologia voluntária e involuntária**

O movimento humano ocorre a partir da contração muscular e para que esta ocorra, é necessário que um estímulo elétrico chegue ao músculo. O estímulo elétrico é um evento biofísico-químico denominado de potencial de ação, que inicia nos neurônios e se propaga até os músculos pelos axônios (LATASH, 2008; SCHEEREN; KRUEGER; FREITAS, 2015). Para o estudo destas propriedades elétricas em tecidos biológicos existe uma área específica da ciência denominada eletrofisiologia, na qual, dependendo do tipo de avaliação utilizada, existem diferentes técnicas e ferramentas (MAFFIULETTI et al., 2011).

Dentre estas ferramentas, a NMES destaca-se por simular um potencial de ação de forma artificial, fornecendo informações do sistema periférico (músculos) e central (medula espinal). Além dessas informações, ela pode auxiliar como um tratamento analgésico na recuperação muscular, reabilitação e no treinamento (MAFFIULETTI, 2006; MAFFIULETTI et al., 2011). Existem diferentes tipos de eletroestimulação e elas são utilizadas conforme o objetivo pretendido. As mais comuns são a estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS), a estimulação elétrica funcional (FES) e a NMES (MAFFIULETTI et al., 2011; MILLET et al., 2011).

#### *2.3.1.1 Fisiologia da NMES*

Para abordarmos sobre a fisiologia da NMES, primeiramente é necessário compreender como ocorre a contração muscular desde a geração de um estímulo no cérebro até a sua chegada à fibra muscular. Nesse tópico será apresentado de forma resumida como ocorre todo esse processo. Inicialmente é necessário saber que nosso sistema nervoso é dividido em duas áreas: central (SNC) e periférica (SNP) (LATASH, 2008; SCHEEREN; KRUEGER; FREITAS, 2015), dois sistemas que são responsáveis pelo controle do corpo.

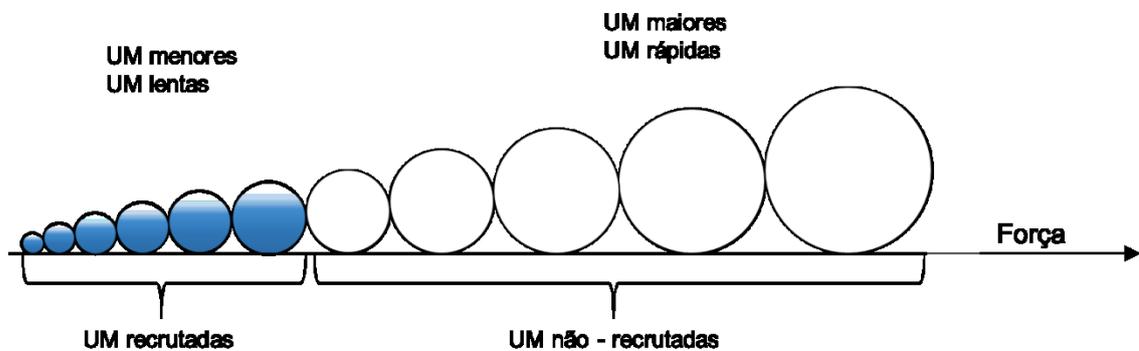
O SNC é dividido em encéfalo e medula espinal, e o SNP é constituído de todos os nervos fora da medula espinal (LATASH, 2008). Existem tipos diferentes de nervos e é possível classificá-los de acordo com sua função: nervos sensitivos (via aferente), nervos motores (via eferente) e nervos mistos. Os sensitivos possuem o papel de transmissão e condução das mensagens dos órgãos receptores (órgãos do sentido como tato, visão, audição,

etc.) para o SNC, enquanto os motores que conduzem o estímulo do SNC para o órgão efetor (músculos).

Em suma, utilizamos uma via eferente para que o potencial de ação saia do SNC e chegue ao SNP (moto neurônio) para realização da contração muscular. E, como em um sistema de *feedback*, temos a via aferente, na qual um estímulo externo (i.e., pressão, dor, temperatura, etc.) que é captado por sensores na pele é transmitido para a medula espinal, realizando o caminho inverso ao da via eferente. Também é possível que ocorra uma resposta motora previsível em decorrência de um estímulo externo, fenômeno denominado como reflexo. Um exemplo disso é quando colocamos a mão em uma superfície quente e rapidamente retiramos a mão de forma involuntária. Os reflexos serão abordados no tópico das variáveis da eletroestimulação.

Quando o potencial de ação ocorre, ele se propaga por meio do moto neurônio até chegar à menor unidade funcional do sistema nervoso eferente, a unidade motora (UM). A UM consiste de um motoneurônio e o grupo de fibras musculares que ele inerva. Caso o músculo necessite de um controle motor preciso (e.g., músculos da região dos olhos), este terá UM's menores que um músculo que não necessite de tanto controle motor (e.g., músculo sóleo). O recrutamento voluntário das UM segue o princípio do tamanho proposto por Henneman (1965) (Figura 8): as UMs são recrutadas de acordo com o seu tamanho, sendo as menores recrutadas primeiro e as maiores por último. Em um mesmo músculo, as UMs menores inervam fibras musculares ditas lentas, resistentes a fadiga, enquanto as maiores inervam fibras musculares mais rápidas e mais suscetíveis a fadiga.

Figura 8 – Representação do princípio de Henneman (1965).

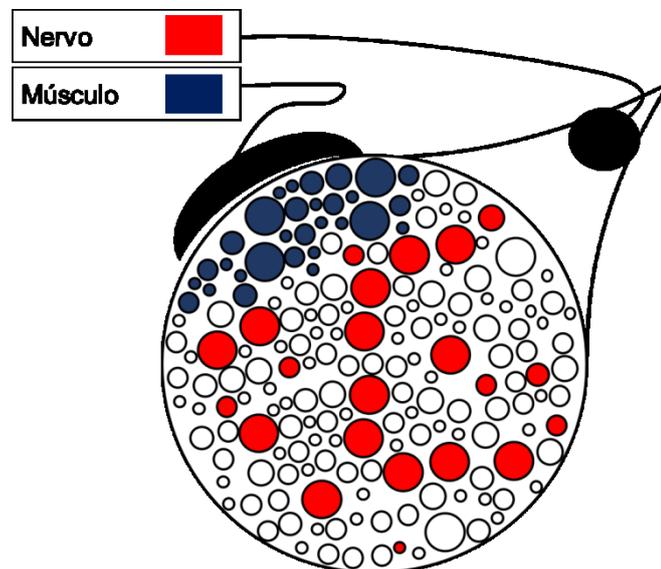


Fonte: Autor.

Existe uma diferença na ordem do recrutamento das UMs quando as contrações são realizadas de forma voluntária ou artificial (por meio de um estímulo elétrico da NMES). Outro fato que pode influenciar a ordem do recrutamento das UMs é a dependência do posicionamento dos eletrodos, que por sua vez pode gerar duas respostas distintas. Podemos posicioná-los em dois locais: no nervo motor e no ventre muscular. Quando estimulamos o nervo, as UMs maiores são ativadas primeiro fazendo com que aconteça uma inversão no princípio do tamanho, acelerando assim o processo de fadiga nos músculos. Já quando estimulamos o ventre muscular, ocorre um recrutamento desordenado das UMs, não importando o tamanho, porém as mesmas UMs são recrutadas repetidamente, acelerando assim o processo de fadiga (

Figura 9). Para uma melhor compreensão mecanismo dessa diferença de recrutamento, primeiro iremos abordar a metodologia da NMES e quais variáveis podem ser obtidas com o auxílio de diferentes ferramentas.

Figura 9 – Representação gráfica do recrutamento das unidades motoras com diferentes posicionamentos de eletrodos.



○ – Representa o tamanho da fibra; ● - Estímulo realizado no nervo; ● - Estímulo realizado no ventre do músculo. Fonte: Autor.

### 2.3.2 Métodos de avaliação na NMES

A NMES pode ser utilizada de diferentes formas: um pulso simples (*twitch*); dois pulsos (pulso de 200  $\mu$ s separados por 10 ms - *doublet*) que podem ser sobrepostos durante

a contração voluntária isométrica máxima (CVIM) (*superimposed doublet*) ou realizados pós CVIM (*potentiated doublet*); oito pulsos a 300 Hz, também conhecidos como octetos ou *train* de estimulação, e uma tetania que pode ter uma frequência de até 30 Hz durante um período de tempo (BOCHKEZANIAN et al., 2018). Cada uma dessas formas explica um processo fisiológico, mas apenas a utilização isolada da NMES não explica nenhuma, por isso é necessário a incorporação de diferentes ferramentas de avaliação. Os principais estudos que utilizam a NMES para a avaliação neuromuscular geralmente têm o objetivo de investigar a fadiga central ou periférica. Normalmente, utiliza-se alguma medida de força e/ou torque e sEMG. Quando a NMES é utilizada em conjunto com essas ferramentas é possível extrair importantes informações.

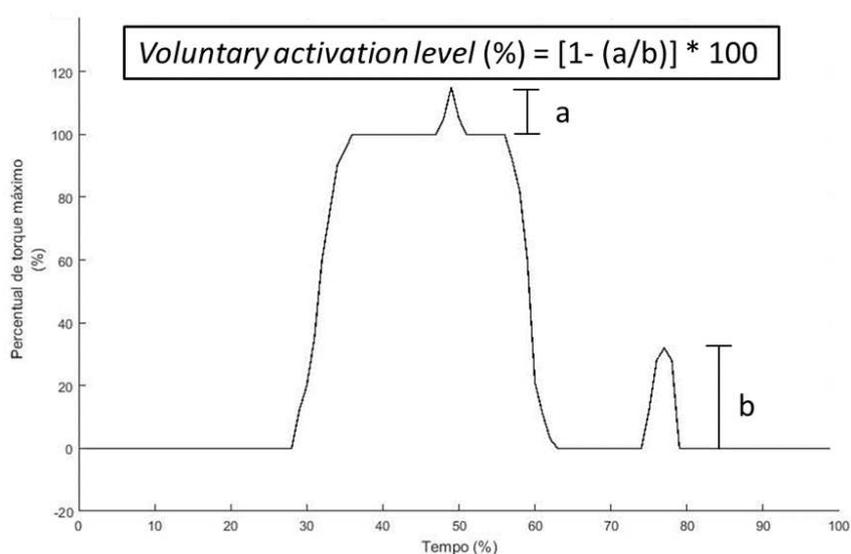
Essas ferramentas podem verificar se ocorreu o processo de fadiga, mas cada uma delas também explica um fenômeno e possui suas limitações. Por exemplo, quando utilizamos uma medida de força pode-se verificar o processo de fadiga CVIM pré e pós um protocolo de fadiga. Caso ocorra uma redução do valor de força ou torque máximo, pode-se supor que ocorreu fadiga muscular (periférica). Porém, uma limitação de utilizar apenas essa técnica de avaliação é que esta é influenciada por fatores motivacionais do indivíduo (MAFFIULETTI et al., 2011). No entanto, uma forma de minimizar tal fato é comparar a sEMG durante a CVIM nos períodos pré e pós aplicação do protocolo de fadiga. Caso tenha ocorrido fadiga, geralmente ocorre um aumento da magnitude do sinal [e.g., *root mean square* (RMS)] e redução da mediana da frequência (SCHEEREN; KRUEGER; FREITAS, 2015), assim se esses fenômenos ocorrerem junto com a redução da produção de força, atenua a interferência da motivação do indivíduo.

Quando a NMES é utilizada em conjunto com a avaliação de força e/ou torque e sEMG é possível analisar outros parâmetros. Utilizando a força, é possível calcular a VAL, na qual é utilizado a técnica *twitch interpolation* que consiste de estímulos elétricos simples ou duplos sobrepostos durante a CVIM (*superimposed doublet amplitude*), e estímulos potencializados na musculatura relaxada após a CVIM (*potentiated doublet amplitude*). Utiliza-se a seguinte equação para verificar o percentual de ativação voluntária:  $VAL(\%) = [1 - (\textit{Superimposed doublet amplitude} / \textit{Potentiated doublet amplitude})] \times 100$ . A Figura 10 ilustra como seria realizado um protocolo com a NMES e o torque ou força.

Outros parâmetros que podem ser analisados são obtidos pela sEMG, sendo uma resposta do sistema periférico e uma resposta do sistema central. A resposta do sistema

periférico representa da *M-wave* (M significa músculo), também denominada como *M-wave*, que é caracterizada pela resposta do músculo. A *M-wave* é o potencial de ação que viaja através do músculo que induz sua contração (LATASH, 2008) (Figura 11). Já a resposta do sistema central, é representada pelo reflexo H (H é uma homenagem ao neurologista alemão Johann Hoffmann que descreveu pela primeira vez esse reflexo). O estímulo realizado percorre os neurônios sensoriais (via aferente) até a medula espinal e retorna para o músculo (LATASH, 2008) (Figura 11). Cabe salientar que quanto maior a intensidade da NMES menor será a amplitude do reflexo H e maior será a amplitude da *M-wave*. Também existem outros fatores que influenciam no reflexo H, tais como os receptores periféricos (órgão tendinoso de Golgi e receptores mecânicos) e fatores externos que podem alterar sua amplitude (MILLET et al., 2011), podendo não ser o mais recomendado para a verificação da fadiga.

Figura 10 – Representação gráfica do cálculo do nível de ativação voluntária, utilizando um estímulo duplo durante e pós CVIM.



Fonte: Autor.

Entretanto, o reflexo H pode ser utilizado para verificar as adaptações da medula espinal em resposta ao treinamento, como demonstrado por Aagaard et al., (AAGAARD et al., 2002) que realizaram 14 semanas de treinamento de força em 14 jovens sem treinamento prévio e avaliaram o reflexo H no músculo sóleo. Foi obtido o reflexo H em duas condições: durante uma isometria de rampa (aumento gradual de torque de 0 a 100% de uma CVIM)

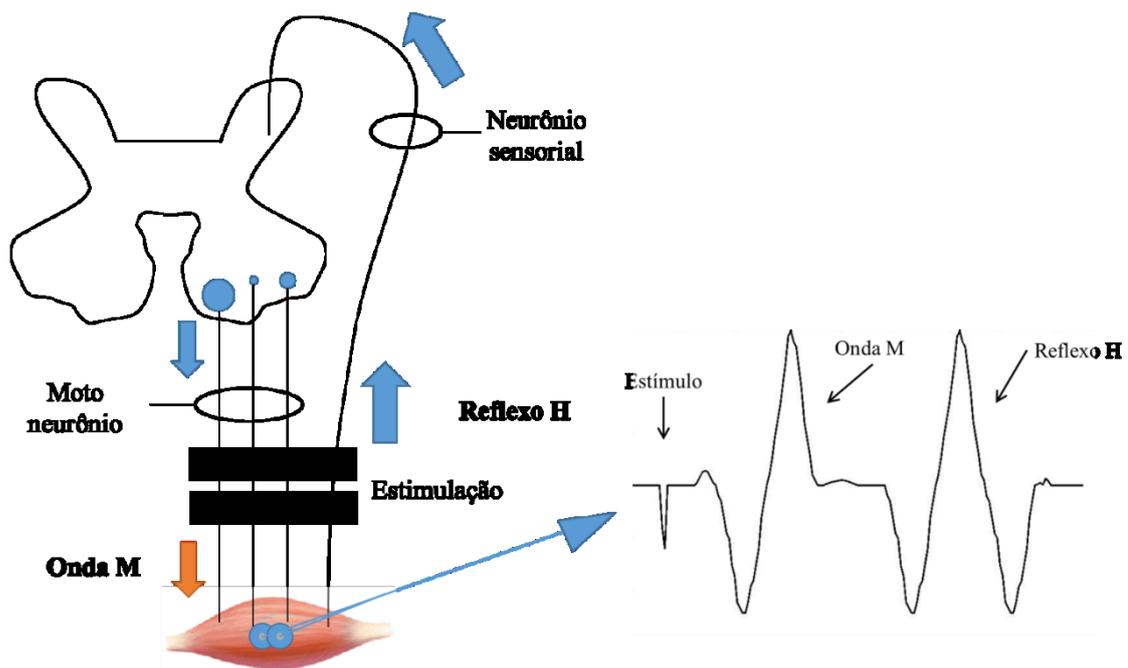
quando o participante alcançasse 90% da CVIM, e também em completo repouso com um estímulo de 20% da máxima intensidade correspondente da *M-wave*. Ao final do treinamento, foi observado aumento na amplitude reflexo H, que podem indicar um aumento da excitabilidade dos motoneurônios alfa. Esse foi um dos primeiros estudos a avaliar as adaptações neurais provocadas pelo treinamento de força utilizando o reflexo H. É possível ainda avaliar a eficácia de um tipo de tratamento, como no estudo de Christiansen et al. (CHRISTIANSEN et al., 2018), no qual foi investigado as mudanças do reflexo H em um grupo de atletas de taekwondo. Após uma sessão de manipulação espinal (terapia manual que pode alterar reflexos musculares) não foram encontradas diferenças no reflexo H, o que indica que apenas uma sessão dessa terapia não é suficiente para realizar mudanças no sistema central.

Já quando falamos sobre estudos que investigam a fadiga são demonstradas as mudanças de pico de torque voluntário, RMS, pico de torque involuntário, VAL e *M-wave*. Um desses estudos é o de Lepers et al. (2002), que demonstrou que quando atletas de resistência realizam 5 horas de exercício em ciclo ergômetro a 55% da potência máxima, existe uma queda de torque voluntário e torque involuntário na primeira hora de exercício. Com relação a amplitude da *M-wave*, os autores observaram mudanças apenas após a quarta hora de exercício. Também houve uma redução de 8% da VAL após essas 5 horas de exercício.

Ainda é possível utilizar o sinal da *M-wave* para normalizar o sinal eletromiográfico. Essa normalização é bem utilizada, pois a amplitude da sEMG pode variar por diferentes motivos como mudança de posição do eletrodo, ruídos no sinal, impedância da pele entre outros (SCHEEREN; KRUEGER; FREITAS, 2015). Já a NMES é mais reprodutiva e existem menos fatores que poderiam alterar sua amplitude. Estudos como o de Lanza et al. (2017a) mostraram a importância de utilizar o valor RMS normalizado pela *M-wave* máxima em vez do valor RMS voluntário. O objetivo do estudo foi investigar a influência do ângulo do joelho no valor RMS absoluto voluntário e normalizado pela *M-wave* máxima. Para isso, os autores realizaram a determinação da intensidade máxima da *M-wave* em todos os ângulos de joelho avaliados (25, 50, 80 e 106°, considerando como 0° a extensão completa do joelho) e utilizaram tanto o valor RMS normalizado pela *M-wave* máxima no ângulo correspondente, como o valor RMS absoluto do ângulo correspondente. Como resultado, foi encontrado que a produção de torque da CVIM varia entre os posicionamentos e que existe diferença no RMS

normalizado pela *M-wave* máxima no ângulo correspondente, mas não existe diferença no valor absoluto de RMS no ângulo correspondente. Os autores concluem que o ângulo articular pode afetar o sinal de sEMG, pois ao modificar a posição da articulação, alteraria o posicionamento do eletrodo, fazendo com que as unidades motoras diferentes fossem registradas.

Figura 11 – Representação gráfica das respostas fisiológicas da eletroestimulação.



O estímulo pode ser visto em outros artigos como artefato. Fonte: Autor.

É necessária certa precaução ao combinar diferentes técnicas com a NMES, como demonstrado no estudo de Simoneau-Buessinger et al. (2017). Os autores utilizaram NMES em conjunto com o ultrassom para investigar se as propriedades estruturais do músculo sofrem alterações quando são realizadas contrações musculares de forma voluntária submáxima, voluntária máxima e involuntária submáxima. Oito adultos fizeram parte do estudo, no qual foram familiarizados com o ergômetro de tornozelo e com a NMES em uma sessão prévia. Foi realizado um aquecimento com contrações isométricas submáximas e três contrações isométricas máximas de dorsiflexão e flexão plantar. Posteriormente, foi determinada a intensidade de estimulação elétrica. Para isso, realizou-se um aumento da intensidade da estimulação elétrica até ocorrer um platô de torque. Na sequência, foi utilizada

uma intensidade supramáxima de 120%. Imagens de ultrassom foram feitas do tibial anterior e gastrocnêmio lateral durante o repouso, na intensidade supramáxima de 120% de NMES, na contração voluntária máxima e em uma contração voluntária submáxima que tivesse o mesmo valor de torque do torque produzido pela NMES. O principal achado do estudo foi que quando se utiliza a NMES, a arquitetura muscular foi diferente (maior ângulo de penação e menor comprimento do fascículo) da contração voluntária com a mesma produção de torque. Isso ocorreu sem a alteração do músculo antagonista, demonstrando que a contração do antagonista pode não ser um fator determinante para o maior encurtamento dos fascículos do tibial anterior. Os autores sugerem que o menor comprimento durante a contração com a NMES ocorreu porque a estimulação elétrica realizada em uma porção do músculo faz um encurtamento maior no local perto da área do eletrodo. Outro resultado interessante é a semelhança entre os valores do comprimento do fascículo na NMES e na contração voluntária máxima, mesmo ocorrendo diferenças entre os torques. Isso demonstrou que a geração de torque não é limitada pelo encurtamento das fibras.

Como apresentado nesse subtópico, a NMES pode ser utilizada como forma de avaliação neuromuscular. Sendo assim, o quadro 1 apresenta um resumo dos equipamentos, variáveis e quais seus significados.

Quadro 1 - Resumo de todas as variáveis que podem ser obtidas com o auxílio da NMES.

Equipamento	Resultado	Significado
Célula de carga ou dinamômetro isocinético	<i>Superimposed doublet</i> amplitude	Aumento do <i>Superimposed doublet</i> amplitude. Inabilidade do SNC de enviar sinais para o músculo. Pode indicar fadiga central
		Diminuição do <i>Superimposed doublet</i> amplitude. Inabilidade do músculo de produzir força. Pode indicar fadiga periférica
	VAL	Decréscimo do VAL -inabilidade do SNC de enviar sinais ao músculo
Eletromiografia	M-wave	Diminuição da amplitude – Pode indicar fadiga periférica.
	Reflexo H	Aumento da amplitude – Pode indicar aumento da excitabilidade dos motoneurônios alfa
Ultrassom	Ângulo de penação	Pode aumentar o ângulo de penação; interferindo na análise.
	Comprimento de fascículo	Pode diminuir o comprimento do fascículo; interferindo na análise.

Como explicado anteriormente, existem duas limitações para o uso da NMES: a aceleração do processo de fadiga e o desconforto gerado pela aplicação do estímulo elétrico sobre a pele; por isso, alguns cuidados devem ser tomados na utilização dessa ferramenta. Diversos estudos foram realizados para tentar minimizar esse processo e identificar os melhores métodos e precauções que devem ser tomados para aperfeiçoar a sua utilização.

### 2.3.3 Otimização da aplicação da NMES

Um dos primeiros pontos a serem elucidados buscando essa otimização é o posicionamento dos eletrodos. Quando posicionados sobre o ventre muscular, este pode ser colocado sobre o ponto motor e isso modifica as respostas físicas da NMES (a distribuição do campo elétrico é relativa à densidade do tecido muscular e se este é sobre o nervo motor).

Assim, alguns guias comerciais da localização de pontos motores foram criados para facilitar o posicionamento dos eletrodos.

Entretanto, estudos como de Botter et al. (2011) demonstraram que existe uma grande individualidade na localização dos pontos motores nos membros inferiores. Para isso, ele identificou o ponto motor de 10 músculos do membro inferior preferido de 53 voluntários de ambos os sexos (28 homens e 25 mulheres) com diferentes idades (18 – 50 anos). Para realizar a identificação da localização dos pontos motores foi utilizado um eletrodo em forma de caneta que foi movido pela pele para verificar o local que produziria o maior valor de torque com uma intensidade fixa. Após isso, ele registrou a distância desse local em relação a diferentes pontos de referência anatômicos para a comparação entre os indivíduos. Cada indivíduo possuía uma distância diferente dos pontos de referência anatômicos, demonstrando que é necessária a realização da identificação individual do ponto motor. As recomendações do estudo foram: realizar a palpação do músculo, do tendão distal e proximal e determinação por inspeção visual da produção de torque involuntária.

Complementando o estudo de Botter et al. (2011) sobre o posicionamento do eletrodo, Gobbo et al. (2011) investigaram se existe diferença na percepção de dor e na produção de torque quando o eletrodo é colocado no ponto motor, localizado por meio dos métodos propostos por Botter et al. (2011), ou quando se utiliza um guia comercial da localização do ponto motor. Para isso, dez sujeitos de ambos os sexos realizaram duas visitas distintas, com dois diferentes procedimentos. Em cada visita era avaliado um músculo diferente (tibial anterior ou VL). No primeiro procedimento, localizou-se o ponto motor de forma individual seguindo o proposto por Botter et al (2011), e no segundo, o eletrodo foi posicionado de acordo com um guia comercial. O procedimento de estimulação foi igual entre as sessões, sendo um protocolo de rampa de frequência (2 a 50 Hz em 7,5 s), possibilitando extrair informações de torque de pulsos simples e das tetânicas. A cada protocolo, o voluntário tinha 3 minutos de recuperação. No final de cada estimulação, foi solicitada a percepção subjetiva de desconforto (0 – 10).

Os resultados desse estudo demonstraram que o posicionamento do ponto motor localizado de forma individualizada consegue gerar uma maior produção de torque e um menor desconforto em comparação ao posicionamento dos guias comerciais. Isso corrobora o estudo de Botter et al. (2011), e acrescenta a possibilidade de realizar uma reabilitação mais indolor (podendo utilizar estímulos elétricos maiores sem desconforto para o voluntário) e

mais efetiva (maior produção de torque, maior estímulo mecânico gerando maior hipertrofia). Porém, é necessária a criação de técnicas padronizadas e melhorias nos métodos, para que profissionais que utilizam a NMES como tratamento possam ter resultados mais consistentes e comparáveis entre diferentes tentativas.

Além do menor desconforto gerado pelos diferentes métodos, é possível posicionar o eletrodo no nervo ou no ventre muscular. Estudos como o de Rodriguez-Falces et al. (2013) e Bergquist et al. (BERGQUIST et al., 2011; BERGQUIST; WIEST; COLLINS, 2012) investigaram se existem diferenças nas respostas fisiológicas entre esses posicionamentos. Os objetivos desses quatro estudos foram semelhantes, mas tiveram algumas diferenças. Os estudos de Bergquist et al. (BERGQUIST et al., 2011; BERGQUIST; WIEST; COLLINS, 2012) investigaram se o posicionamento afeta o recrutamento das UMS nos músculos tríceps sural (BERGQUIST et al., 2011) e quadríceps femoral (BERGQUIST; WIEST; COLLINS, 2012); e os estudos de Rodriguez-Falces et al. (2013) investigaram se o posicionamento afeta o recrutamento das UMS em diferentes músculos e a potencialização (RODRIGUEZ-FALCES et al., 2013).

Os estudos de Bergquist et al. (BERGQUIST et al., 2011; BERGQUIST; WIEST; COLLINS, 2012) foram os primeiros a investigar a contribuição do sistema nervoso periférico e central quando a estimulação é realizada em diferentes locais (no nervo ou no ventre dos músculos) e em diferentes músculos (tríceps sural e quadríceps femoral). Os autores relatam que ao realizar a NMES, é possível ativar os dois tipos de neurônios (sensoriais e motores) e ao aumentar a contribuição do sistema central (representada pelo reflexo H), gera-se uma maior sincronização das UMS que poderiam aumentar a resistência da fadiga provocada pela NMES. Cabe salientar que o motivo da escolha dos músculos foi devido a eles serem os mais estimulados na reabilitação com a NMES (BERGQUIST et al., 2011; BERGQUIST; WIEST; COLLINS, 2012).

No primeiro estudo de Bergquist et al. (BERGQUIST et al., 2011) foi investigado os flexores plantares do tornozelo. Os autores relatam que quando a NMES é aplicada no nervo tibial, o reflexo H é proeminente no sinal eletromiográfico do músculo sóleo. E quando a NMES é realizada no ventre muscular do tríceps sural, apenas *M-wave* aparecem. Por isso, o objetivo do estudo foi investigar a contribuição do sistema central e periférico quando a NMES é realizada no nervo tibial ou no ventre muscular dos flexores plantares do tornozelo. O principal resultado do estudo foi que utilizando a mesma intensidade da NMES para os

diferentes locais existe uma maior contribuição do sistema central (representado pelo aumento do reflexo H) quando o nervo é estimulado, e quando a NMES é realizada no ventre muscular existe uma maior contribuição do sistema periférico (representado pelo aumento *M-wave*). Os resultados do segundo estudo de Bergquist et al. (2012) que analisou os extensores do joelho, foram similares.

Corroborando os estudos de Bergquist et al. (2012), o primeiro estudo de Rodriguez-Falces et al. (2013) procurou verificar se existiriam diferenças no recrutamento das UMS caso o eletrodo fosse posicionado no nervo ou no ventre muscular, nos diferentes músculos do quadríceps (VL ou VM) e em diferentes intensidades. O autor acreditava que a estimulação no nervo iria ativar de forma mais sincronizada as UMS e isso iria refletir em diferenças na *M-wave*. Para verificar essa possível diferença foram recrutados 22 participantes saudáveis, que realizaram o protocolo experimental que consistiu de pulsos simples em diferentes intensidades (submáximas, máximas e supramáximas) nas duas configurações (nervo femoral ou ventre do quadríceps femoral). Para a verificação da *M-wave*, foi coletado o sEMG dos músculos VL e VM, e para o desconforto, foi aplicada uma escala visual de dor.

O autor verificou que em intensidades máximas e supramáximas não foram observadas diferenças em nenhuma das configurações. No entanto, quando aplicadas intensidades submáximas foram observadas diferenças na amplitude da *M-wave* e do pico de força entre as configurações para o VL, mas mínimas mudanças para o VM. Outros resultados interessantes foram que a estimulação no nervo femoral produziu respostas similares entre os dois músculos analisados e quando realizada no ventre muscular, a resposta dos músculos foi diferente. Porém para a sensação de desconforto, os valores foram menores para a condição de estimulação no ventre muscular.

Esses resultados são importantes para a aplicação prática, pois mostram que estimulações submáximas no ventre do quadríceps femoral resultam em diferentes respostas dependendo do músculo e resultam em um menor desconforto, podendo ser utilizada para a reabilitação como uma forma mais tolerável. Já no segundo estudo de Rodriguez-Falces et al. (2013b) investigou se o local de estímulo (nervo ou ventre muscular) poderia afetar a potencialização (o fenômeno de potencialização possui duas definições, mas nesse artigo, a potencialização foi definida como o aumento da *M-wave*). A magnitude da potencialização é influenciada por diferentes fatores, como o número e tipo de UMS, tipo de contração e a sincronização das UMS. Quando a estimulação é realizada no nervo femoral, o impulso

elétrico é propagado pelo axônio primário até a musculatura, e quando realizado no ventre muscular o impulso elétrico ocorre nas ramificações finais dos axônios, que estariam muito mais próximas da placa motora. Porém, a velocidade de condução dos axônios primários é mais rápida do que as ramificações finais e a hipótese dos autores era de que essa diferença de velocidade de condução dos axônios poderia resultar em uma sincronização de mais fibras, aumentando a amplitude da *M-wave*, se realizada no nervo femoral. Outro fator que os autores também consideraram foi que, mesmo os músculos VL e VM serem parecidos em termos de composição de fibras e distribuição de UMS, existem especificidades anatômicas e estruturais que podem variar nas respostas das diferentes cabeças do quadríceps, explicando a investigação das respostas desses dois músculos.

Participaram do estudo dez voluntários saudáveis e foi analisada a força dos extensores de joelho e sEMG do VL e medial para analisar a *M-wave*. O protocolo experimental consistiu de avaliações pré e pós um protocolo de fadiga. Foram realizadas contrações involuntárias de extensores de joelho com a intensidade máxima da NMES, pré e pós-protocolo. Foram testados três estímulos pré-protocolo, alternando entre nervo e ventre muscular, e pós protocolo foi realizado um estímulo para cada posicionamento nos tempos: imediatamente pós, 1, 3, 5, 7 e 9 min. O protocolo de fadiga consistiu de 48 CVIM de 3 s com 5 s de intervalo, e a cada intervalo era realizado um estímulo intercalando entre o nervo e no ventre muscular.

Como resultado mais interessante do estudo, foi aceita a hipótese inicial de que a estimulação no nervo iria resultar em uma maior potencialização (definida como um aumento da *M-wave*) nos dois músculos em relação a estimulação no ventre muscular. Além disso, durante e pós o protocolo de fadiga, os dois posicionamentos foram idênticos na geração do pico de força. Essas respostas validam a ideia proposta no estudo anterior de Rodriguez-Falces et al. (RODRIGUEZ-FALCES et al., 2013) de que é possível utilizar a NMES no ventre muscular para provocar uma fadiga muscular como uma forma alternativa que de provocar menor desconforto.

Outros estudos que investigaram formas para reduzir o desconforto durante a aplicação da NMES, foi o de Cattagni et al (2017). De acordo com os autores, se o eletrodo fosse posicionado mais próximo do nervo seria necessária uma menor intensidade de estimulação elétrica para alcançar uma mesma produção de torque e acarretaria em um menor desconforto para o sujeito. Para tal, os autores compararam se a aplicação de pressão no

eletrodo durante a realização do estímulo poderia reduzir o desconforto sentido pelo voluntário e se afetaria a produção de torque. Doze adultos de ambos os sexos foram selecionados para fazer parte desse estudo. Os sujeitos foram posicionados em um dinamômetro isocinético e a articulação escolhida foi a do tornozelo, sendo realizados os estímulos elétricos no nervo tibial. Foram realizadas três condições de forma randomizada: a primeira condição foi a controle, na qual não era realizada nenhuma pressão. Na segunda, era realizada uma pressão manual constante no eletrodo, e na última condição foi utilizada uma fita para aplicar pressão no eletrodo. Neste estudo, foi demonstrada que a qualidade do sinal não se altera de acordo com os tipos de pressão, mas o nível de dor sentida pelos sujeitos é menor quando aplicada pressão. No quadro 2, são apresentadas todas as recomendações dos artigos citados nesse subtópico.

Quadro 2 - Resumo de todas as recomendações de procedimentos dos artigos acima para o uso da eletroestimulação. Cada recomendação foi comparada com o mesmo protocolo, sendo alterado apenas um procedimento.

<b>Recomendação de procedimentos</b>	<b>Resultado</b>
Identificação individual do ponto motor	↑ Produção de torque ↓ Intensidade de corrente ↓ Desconforto
Aplicação de pressão no eletrodo	= <i>M-wave</i> = Reflexo H ↓ Desconforto
Posicionamento do eletrodo no ventre muscular	↓ Desconforto ↑ Contribuição do sistema periférico ↑ <i>M-wave</i>
Posicionamento do eletrodo no nervo	↑ Contribuição do sistema central ↑ Reflexo H

Como explicado nos subtópicos anteriores sobre a metodologia e a otimização da utilização, o desconforto gerado por intensidades mais altas e a rápida fadiga provocada pela NMES, restringiam muito os benefícios da aplicação da NMES. Porém, os métodos apresentados acima e outros métodos já foram aprimorados e a utilização da NMES para promover o treinamento, reabilitação e recuperação já são utilizados.

Assim, entende-se que apesar dos diversos estudos realizados com a utilização da NMES é necessário que se organize de melhor forma sua metodologia antes da aplicação direta desta técnica nos processos de treinamento, reabilitação e recuperação, apesar dos resultados positivos. No entanto, quando falamos do processo de avaliação neuromuscular, necessita-se de uma associação da NMES a outros métodos de avaliação, principalmente a eletromiografia, células de carga ou dinamômetro isocinético e o ultrassom. Esta associação da NMES com outras técnicas traz o conhecimento sobre diversos processos físicos, como, fadiga periférica e central, inabilidade do SNC e alterações morfológicas (comprimento do fascículo e ângulo de penetração).

### 3 MÉTODOS

Para a construção dos métodos, foi realizado um estudo paralelo envolvendo a reprodutibilidade da eletroestimulação (anexo 1), que foi submetido na revista “IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering” com fator de impacto de 3,80. Também foi realizado um estudo envolvendo a reprodutibilidade da ultrassonografia panorâmica dos músculos VL e RF. Entretanto, nesse documento será apresentado apenas os valores de reprodutibilidade (correlação intraclasse e coeficiente de variação percentual).

#### 3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

O presente estudo é caracterizado como uma pesquisa básica. Quanto aos objetivos, caracteriza-se por ser uma pesquisa explicativa, pois serão registrados e descritos os fatos observados para que se possam identificar quais os fatores mais determinantes para a ocorrência do fenômeno (LAKATOS, 1995). Quanto aos procedimentos, caracteriza-se por ser uma pesquisa quase-experimental de desenho transversal, pois são selecionadas variáveis capazes de influenciar o objeto de estudo, são definidos mecanismos e formas de controle e observação dos efeitos causados em dois grupos, experimental e controle.

#### 3.2 PARTICIPANTES DO ESTUDO

A seleção dos sujeitos do estudo foi feita de forma não probabilística (escolha de forma não aleatória) e intencional (objeto do estudo é específico do grupo). Participaram do estudo (a) 10 ciclistas (média: 30 [mínimo: 24 - máximo: 51] anos; 1,76 [1,63 - 1,96] m; 74 [52 - 108] kg); (b) 10 corredores (28 [20 - 46] anos; 1,76 [1,73 - 1,85] m; 70 [61 - 75] kg); (c) 10 triatletas (37 [23 - 47] anos; 1,75 [1,60 - 1,86] m; 77,5 [60 - 93] kg) e (d) 10 homens fisicamente ativos (25 [20 - 31] anos; 1,74 [1,66 - 1,87] m; 70 [58 - 93] kg), todos com idade entre 18 e 55 anos e do sexo masculino. Os critérios de inclusão dos grupos de praticantes foram: realização de uma média de treinamento igual ou maior que 3 dias/semana e 10 horas/semana; ter mais de 2 anos de treinamento da modalidade; competir em nível regional. Para o grupo controle os critérios de inclusão foram: Não realizar treinamento sistematizado das modalidades corrida, ciclismo ou triatlo. Os critérios de exclusão para todos os grupos

foram: ter apresentado lesão nos 6 meses antecedentes à data da coleta e qualquer sujeito que não assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

### 3.3 ASPECTOS ÉTICOS

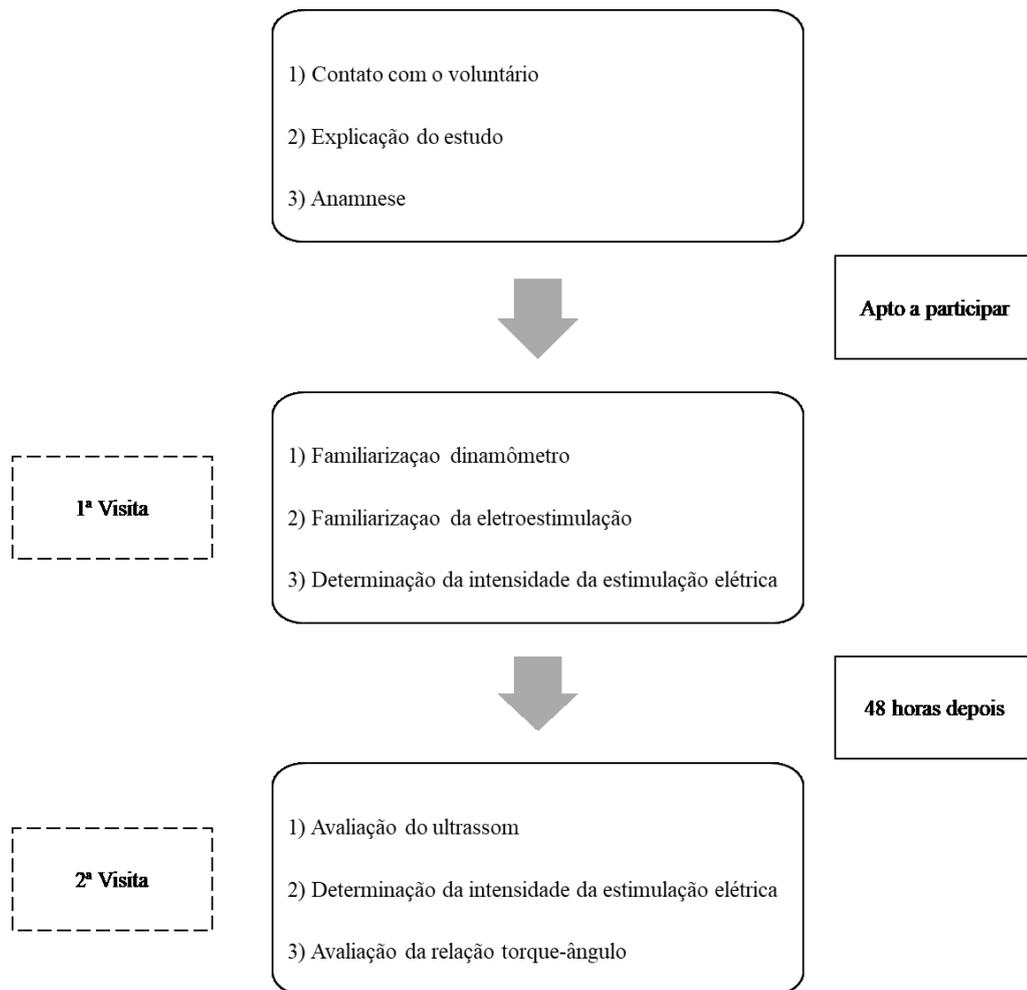
Todos os indivíduos concordaram em participar por livre e espontânea vontade e receberam um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), no qual foram informados dos procedimentos utilizados na pesquisa, possíveis benefícios e riscos atrelados ao estudo, garantia de anonimato, e a utilização de seus dados para bens científicos. O TCLE foi lido e assinado pelo sujeito, permitindo a utilização de seus dados na pesquisa. O protocolo de pesquisa foi delineado conforme as diretrizes propostas na resolução 466/12 para fins de pesquisas com seres humanos. A aprovação ética foi obtida pelo Comitê de Ética em pesquisas com seres humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (CAAE: 86710718.0.0000.0121).

### 3.4 PROCEDIMENTOS

O estudo foi divulgado por meio de folder em redes sociais, e os participantes que demonstraram interesse em ser voluntários da pesquisa supracitada foram contatados para o agendamento das duas visitas ao laboratório de biomecânica da UFSC. Quando os participantes chegaram ao laboratório, os objetivos, procedimentos, benefícios e malefícios do presente estudo foram explicados, e uma anamnese foi realizada para verificar se o indivíduo se enquadrava nos critérios de inclusão.

As avaliações foram realizadas nas dependências do Laboratório de Biomecânica (BIOMEC) e nas instalações do Laboratório de Esforço Físico (LAEF), localizados no Centro de Desportos da UFSC. Foi recomendado para que não realizassem treinamentos de alta intensidade e/ou alto volume 48 h antes dos testes. Os voluntários foram avaliados em dois dias, com no mínimo 48 h de intervalo entre os testes. Todas as etapas da coleta de dados estão ilustradas na Figura 12.

Figura 12 – Desenho experimental da coleta de dados do presente estudo.



Fonte: Autor.

### 3.4.1 Primeira visita

No primeiro dia foram realizadas as avaliações:

- Familiarização dinamômetro (Tópico 3.5.1);
- Familiarização da NMES (Tópico 3.5.2);
- Determinação da intensidade da estimulação elétrica (Tópico 3.5.2).

Para a familiarização do dinamômetro foi utilizado um dinamômetro isocinético (Biodex – System 4, Shirley Corporation, Nova Iorque, EUA), para a NMES e a determinação da intensidade da estimulação elétrica foi utilizado um eletroestimulador (Digitimer DS7AH,

Hertfordshire, UK) de corrente constante, máximo de 1 A, e alta tensão (máximo de 400 V), e o *software* LabView (Labview 11.0, National Instruments, Austin, TX, USA). Também foram utilizados dois eletrodos autoadesivos de estimulação de superfície, com configuração de 50 cm<sup>2</sup> (10 x 5 cm) retangular (Compex SA, Ecublens, Suíça).

### 3.4.2 Segunda visita

No segundo dia de avaliação foram realizadas as avaliações:

- Avaliação da relação torque-ângulo (Tópico 3.5.1).
- Determinação da intensidade da estimulação elétrica (Tópico 3.5.2);
- Avaliação da arquitetura muscular (Tópico 3.5.3);

Para as avaliações da relação torque-ângulo e determinação da intensidade da estimulação elétrica foram utilizados os mesmos equipamentos do primeiro dia sendo eles: dinamômetro isocinético, eletroestimulador, o *software* LabView e eletrodos passivos descartáveis de superfície. Também foi adicionado dois sistemas de eletromiografia de superfície Miotool 400 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda., Porto Alegre, Brasil) com quatro canais cada com frequência de amostragem de 2000 Hz por canal. Para o sistema de EMG foram utilizados eletrodos passivos descartáveis de superfície (Kendal Meditrace - 100; Ag/AgCl; diâmetro 40 de 20 mm, distância intereletrodos de 22 mm), em configuração bipolar. Também foi utilizado um cabo sincronizador do dinamômetro isocinético com o sistema de eletromiografia de superfície.

Na avaliação da arquitetura muscular, foi utilizada uma sonda linear de 50 mm (12 - 15 MHz *linear array*) conectada a um sistema de ultrassonografia (modelo LOGIC S7 Expert, General Electric, USA). Para o acoplamento acústico do condutor foi utilizado um gel condutor (Gel condutor incolor, RMC Gel Clínico Ltda). Também foi utilizado um trilho de plástico rígido com pouca maleabilidade como guia para os avaliadores.

### 3.5 AVALIAÇÕES

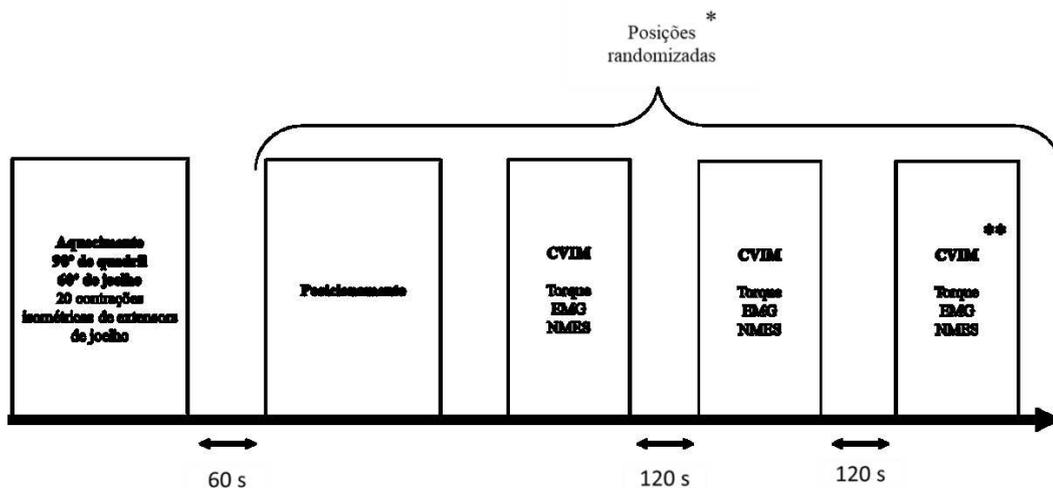
#### 3.5.1 Avaliação isométrica

No primeiro dia, foi realizada a familiarização do indivíduo ao dinamômetro em três diferentes posições. Primeiramente, os voluntários foram posicionados no dinamômetro isocinético. O joelho direito avaliado foi fixado em  $60^\circ$  e o eixo do braço de alavanca alinhado com o epicôndilo lateral do fêmur. Depois os eletrodos do eletroestimulador foram posicionados, e foi determinada a intensidade máxima dos pulsos simples e *doublets* (estímulos duplos pareados de alta frequência 100 Hz)(FOLLAND; WILLIAMS, 2007b).

Após essa determinação, foi realizado um aquecimento específico no dinamômetro para extensores de joelho. O aquecimento consistiu de uma série submáxima de 20 contrações isométricas de extensores de joelho na posição de quadril a  $90^\circ$  e joelho a  $60^\circ$ . Esse aquecimento foi realizado nos dois dias, previamente as CVIM. Após o aquecimento, uma ordem randomizada de posições de quadril (quadril a  $90^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $0^\circ$ ) foi adotada para a realização da familiarização da CVIM, considerando  $0^\circ$  como a extensão completa do joelho e quadril, o joelho permaneceu em  $60^\circ$  durante todas as contrações (WINTER; CHALLIS, 2010). Em cada posição, foram realizadas de duas a três CVIM com duração de 5 s, sendo o intervalo entre CVIM e as posições de 2 min

Figura 13

Figura 13 - Avaliações neuromusculares para determinação da relação torque-comprimento na segunda visita.



\*Três posições de quadril na familiarização ou nove posições randomizadas de quadril e joelho e foi repetida a primeira posição ao final; \*\*Caso uma das duas primeiras tentativas não fossem válidas era realizado a terceira tentativa. Fonte: Autor

Foi informado ao voluntário que, para que uma tentativa ser válida, ele deveria alcançar o máximo de torque em até 2 s e estabilizá-lo por pelo menos 2 s. Em cada tentativa da familiarização, foi disponibilizado um *feedback* visual por meio de um monitor do torque produzido durante a CVIM, para que o voluntário compreendesse como cada curva deveria ser executada (FOLLAND; WILLIAMS, 2007b). Esse procedimento foi adotado apenas na familiarização. Ao final de cada tentativa, foi informado ao voluntário se ele atingiu os critérios esperados. Foram anotadas as dimensões da cadeira do dinamômetro para manter uma padronização do posicionamento no segundo dia.

No segundo dia, os voluntários realizaram de 20 a 30 CVIMs em nove diferentes posições e ao final foi repetida a primeira posição. A ordem da posição do quadril e joelho foi selecionada de forma randomizada. A Tabela 1 é um exemplo de uma sessão randomizada. Para a verificação da ocorrência do processo de fadiga, a primeira posição foi repetida ao final do protocolo. Caso o torque da última CVIM fosse menor que 5% do valor da primeira CVIM, outra sessão da avaliação isométrica seria feita após um intervalo de 48 horas. Para cada posicionamento, foram feitas de duas a três tentativas de CVIM.

Tabela 1 - Exemplo das nove combinações randomizadas de posições de quadril e joelho, com a repetição da primeira tentativa.

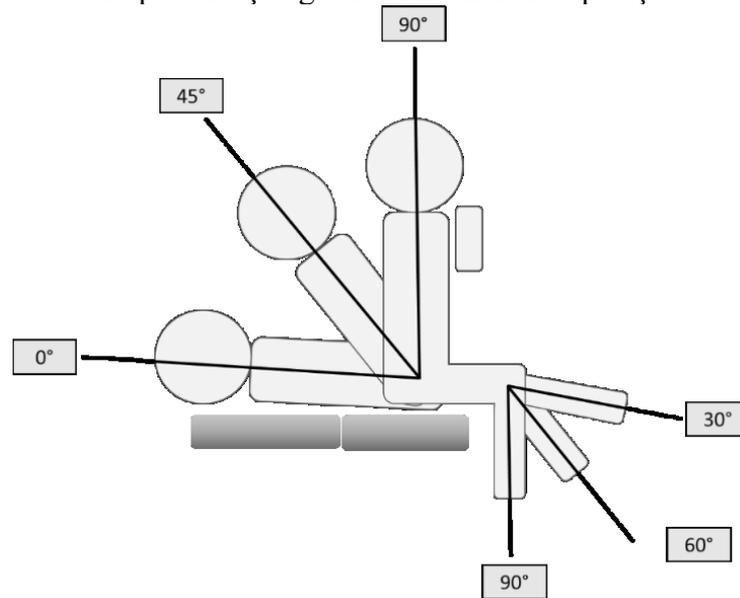
Posição	1 – 5 Posições		Posição	6 – 10 Posições	
	Quadril (°)	Joelho (°)		Quadril (°)	Joelho (°)
<b>1</b>	45	30	<b>6</b>	90	30
<b>2</b>	45	90	<b>7</b>	0	30
<b>3</b>	45	60	<b>8</b>	0	90
<b>4</b>	90	90	<b>9</b>	0	60
<b>5</b>	90	60	<b>10</b>	45	30

Fonte: Autor

Para a variação do posicionamento, foram randomizadas as ordens dos ângulos de quadril, e para cada ângulo de quadril, foi randomizada a ordem do ângulo de joelho. Os ângulos do joelho que foram utilizados são 90°, 60° e 30°, considerando 0° como a extensão completa. E os ângulos do quadril foram de aproximadamente 90°, 45° e 0 considerando 0° como a extensão completa do quadril (Figura 14). As variáveis da avaliação isométrica

analisadas foram: torque voluntário máximo, posição, torque involuntário máximo, torque do *doublet* em repouso e torque do pulso simples em repouso.

Figura 14 – Representação gráfica das diferentes posições.



Fonte: Autor.

### 3.5.2 Avaliação da ativação voluntária e nível da ativação voluntária

Para a avaliação da ativação voluntária e nível da ativação voluntária (contrações induzidas eletricamente) foi utilizado um estimulador elétrico. O estimulador elétrico foi acionado por um algoritmo desenvolvido no software LabView para gerar estímulos duplos. A NMES foi realizada nos dois dias do presente estudo, no primeiro foi realizada a familiarização e a determinação da intensidade de estimulação da CVIM e em repouso e no segundo, apenas a determinação da intensidade, pois diferentes fatores (i.e., hidratação e limiar de intensidade) podem afetar a intensidade máxima de um voluntário em diferentes dias. Primeiramente foi realizado o posicionamento dos eletrodos da NMES da seguinte maneira (FFigura 15):

- a) Tricotomia e limpeza da área;
- b) Posicionamento do eletrodo cátodo no lado direito sobre o triângulo femoral (eletrodo de forma circular com 0,5 cm de diâmetro);
- c) Posicionamento do eletrodo ânodo no lado direito sobre o ventre do glúteo máximo, oposto ao cátodo, (eletrodo de 50 cm<sup>2</sup> (10 x 5 cm) retangular).

Figura 15 - Figura ilustrativa do posicionamento dos eletrodos da eletroestimulação.



Fonte: Autor

Os dois eletrodos autoadesivos de estimulação de superfície, foram acoplados aos cabos condutores de tensão modelo D185-HB4 (Compex SA, Ecublens, Suíça). Os participantes permaneceram sentados na cadeira do dinamômetro durante todo o protocolo e foram estabilizados com o auxílio de cintos para evitar movimentos acessórios. Todos os participantes foram instruídos para adotar uma posição mais confortável e cruzar os braços sobre o tronco Figura 16. Esse procedimento foi adotado nos dois dias de avaliação.

Figura 16 - Figura representativa da coleta de dados.



Fonte: Autor.

Após o posicionamento foi determinada a intensidade dos pulsos simples e *doublets* da estimulação elétrica, com o quadril a 90° e o joelho a 60°. A familiarização da NMES foi realizada em dois momentos, sendo a primeira com o voluntário relaxado, e a segunda durante o platô de força da CVIM. Para a familiarização em repouso, foi instruído ao voluntário que permanecesse com a musculatura dos extensores de joelho o mais relaxado possível, antes e durante a estimulação. Inicialmente foram aplicados pulsos elétricos simples (pulsos retangulares de 0,2 ms de duração), com 10 s de intervalo, para localizar a região do ponto motor. Após a localização do ponto motor, foi demonstrado os dois tipos de pulsos em intensidades baixas. A intensidade teve aumentos de degraus pequenos (5 – 10 mA), até o voluntário autorizar o aumento da intensidade para determinar a intensidade máxima ou a desistência voluntária do protocolo.

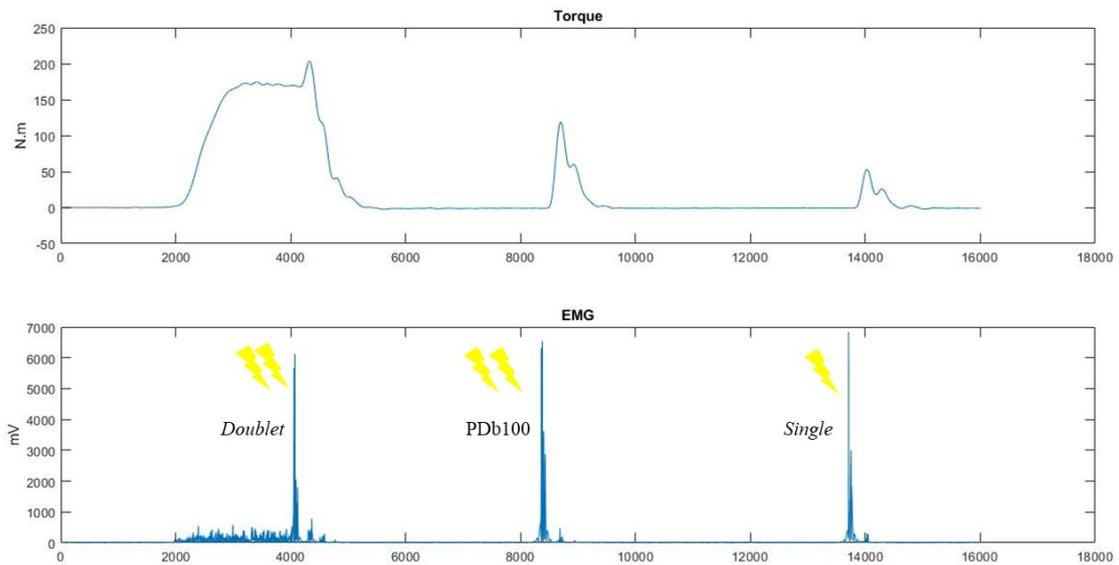
Para a determinação da intensidade, primeiramente foi iniciada com pulsos únicos, com aumentos de degraus na intensidade até a primeira resposta de torque ser identificada (FOLLAND; WILLIAMS, 2007b). A intensidade foi aumentada de forma progressiva para determinação da intensidade de estimulação. Foram aplicados os pulsos elétricos simples na mesma posição, até que ocorressem platôs no pico de torque, após isso foi realizada a

determinação da intensidade dos *doublets*. A intensidade máxima de corrente de NMES foi atingida quando os valores de torque permaneceram inalterados em três estímulos consecutivos nos pulsos simples ou *doublets*. Posteriormente, as intensidades foram aumentadas em 50% para garantir que os estímulos fossem supramáximos durante os protocolos (LANZA; BALSHAW; FOLLAND, 2017b).

Após isso, foram realizadas as avaliações isométricas. Para cada contração, foi realizado o estímulo *doublet* no platô de torque, um *doublet* pós 3 s e um estímulo simples pós 3 s (Figura 17). Após cada tentativa um intervalo de 2 min era respeitado e o voluntário recebia um *feedback* verbal (pelo avaliador) e na primeira visita também era informado de forma visual (curva gerada) cada contração. Caso a curva não tivesse um platô de torque, essa curva era descartada e o voluntário realizava uma nova tentativa. Esse protocolo foi realizado nos dois dias avaliação.

Foi realizada uma terceira tentativa caso o voluntário não alcançasse os seguintes critérios: ter uma variação de torque maior que 5% entre as duas tentativas; não atingir um platô da produção de torque ou caso o voluntário relatasse não ter conseguido alcançar sua máxima produção de torque. Todos os sujeitos alcançaram os critérios com, no máximo três tentativas.

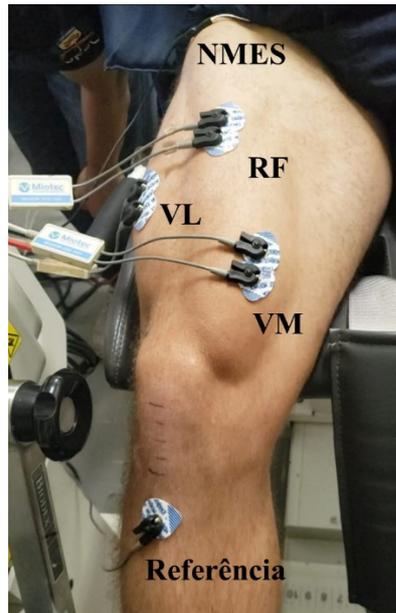
Figura 17 – Representação gráfica da coleta de torque e NMES. Doublet - estímulos duplos pareados de alta frequência (100 Hz) durante o platô de torque; PDb100 – estímulos duplos pareados de alta frequência (100 Hz) pós CVIM; Single – estímulo simples pós CVIM.



Fonte: Autor.

No segundo dia de avaliação foi incorporada a avaliação da atividade muscular. A atividade elétrica dos músculos VM, VL e RF foi registrada por meio de sEMG usando dois sistemas de eletromiografia de superfície Miotool 400 com quatro canais cada. Foi realizada a tricotomia da área e depois uma limpeza levemente abrasiva com algodão e álcool. Esse procedimento reduz a impedância da pele. Em seguida, cada canal foi acoplado a sensores diferenciais de superfície, conectados a eletrodos passivos descartáveis de superfície, em configuração bipolar. Os eletrodos foram fixados sobre o ventre dos músculos, na direção aproximada das fibras musculares, de acordo com a normalização proposta pela *International Society of Electrophysiology and Kinesiology* – SENIAM (HERMENS et al., 1999) (Figura 18). Do cabo sincronizador do dinamômetro isocinético com a eletromiografia de superfície foi utilizado apenas o sinal de torque.

Figura 18 – Figura representativa do posicionamento dos eletrodos de sEMG.



Fonte: Autor.

Um estudo paralelo foi desenvolvido a fim de investigar a reprodutibilidade e aplicabilidade da NMES com e sem pressão. Não foram encontradas diferenças entre os métodos com pressão e sem pressão manual e nem entre dias para as variáveis. Embora a condição com pressão tenha resultado em melhor conforto para os sujeitos. Para essa avaliação, optou-se por não utilizar a pressão no eletrodo. Essa escolha se deu pelo fato da aplicação de pressão pode ser avaliador dependente e pela ausência de um avaliador experiente na equipe de coleta que pudesse estar presente em todas as sessões (Apêndice I). As variáveis da avaliação da ativação voluntária e nível da ativação voluntária analisadas foram: sinal da sEMG dos músculos VL, VM e RF e amplitude da *M-wave*.

### 3.5.3 Avaliação da arquitetura muscular

A arquitetura muscular foi mensurada nos músculos RF e VL do lado direito do corpo, usando uma sonda linear conectada a um sistema de ultrassonografia. Foi utilizado um gel condutor para acoplamento acústico do transdutor. Durante todas as avaliações, foi mantido constante o ganho entre todos os voluntários. O voluntário permaneceu deitado na posição supinada (0° para quadril e joelho) e foi utilizado o modo panorâmico para identificar

o comprimento do fascículo. Para isso foi realizado as marcações dos pontos anatômicos do trocânter e da borda superior da patela (NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIK, 2010).

Um trilho foi criado para servir de guia para o avaliador, ele foi colocado acima do trocânter e abaixo da borda da patela para o VL. Para o RF, primeiramente foi identificado de forma manual em três diferentes porções (50 – 70% do comprimento coxa) com uma leve inclinação no sentido lateral do músculo até a visualização dos fascículos, conforme explicado por Ema et al. (2013), após isso o trilho foi posicionado. O trilho foi fixado por faixas elásticas na extremidade superior, sem realizar muita pressão na pele do voluntário. Após fixar o trilho, dois avaliadores realizaram a varredura do VL e apenas um avaliador realizou a do RF. A varredura do RF foi realizada sempre com uma leve inclinação no sentido lateral do músculo (EMA et al., 2013a), essa técnica empregada para o RF foi aplicada por apenas um pesquisador devido à dificuldade de realizar essa técnica na varredura panorâmica e também porque a medida do comprimento do fascículo do RF possui uma maior variabilidade quando comparado a outros músculos (ORANCHUK et al., 2020). As variáveis da arquitetura muscular analisadas foram: espessura muscular e comprimento de fascículo dos músculos VL e RF.

### **3.5.4 Relação Torque-comprimento**

Para construir a relação torque-comprimento, foram necessárias algumas análises, que serão explicadas ao longo do texto. De forma resumida, nós realizamos as seguintes análises: 1) Utilizamos a relação torque-ângulo construída a partir da avaliação isométrica; 2) Foi realizada a separação da contribuição de torque do RF em cada ângulo de quadril e joelho; 3) Utilizamos um modelo matemático para o cálculo do comprimento do RF e VL em cada posição de quadril e joelho. 4) Com os valores de torque e comprimento em cada posição, foi criado um gráfico com os valores da contribuição do RF no torque total em função do comprimento normalizado de cada posicionamento. Essa análise foi necessária, pois o RF é um músculo biarticular e ao modificar os ângulos de joelho e quadril, o seu comprimento e sua contribuição no torque final são alteradas e utilizar apenas a relação torque-ângulo não representaria as mudanças do RF.

Os sinais de torque foram filtrados utilizando um filtro recursivo de terceira ordem passa baixa *Butterworth* com frequência de 10 Hz de segunda ordem definida para minimizar

os resíduos do sinal, conforme descrito por Winter (2005). Para separar a contribuição do músculo RF do VL, foi adotado os procedimentos de Herzog et al. (1991). Também utilizamos a suposição proposta por Herzog et al. (1991), na qual o torque produzido pelo RF é constante para um mesmo comprimento do RF e possui um braço de alavanca constante, caso isso for violado isso não muda o formato da curva da relação torque-comprimento do RF.

As mudanças no torque de extensão de joelho produzidas pelo RF foram calculadas utilizando as equações propostas (1 – 3) por Herzog et al (1991). Os ângulos nas equações foram modificados, pois Herzog et al (1991), utilizou como extensão total da articulação o ângulo de 180°, no caso desse estudo foi utilizado 0° como a extensão total da articulação. Na equação também foi trocado momento para torque. Utilizando as equações de Herzog et al. (1991) foram obtidas a contribuição do RF para cada combinação de quadril e joelho.

$$\Delta Trf0 = Tk - Ts \quad (1)$$

$$\Delta Tv60 = Tk - Ts - \Delta Trf0 \quad (2)$$

$$\Delta Tv90 = Tk - Ts - [\Delta Tv60 + \Delta Trf0] \quad (3)$$

$\Delta T_{rf}$  = Mudanças do torque de extensão de joelho associada com a mudança no comprimento do RF.

$T_k$  = Torque variável da articulação do joelho.

$T_s$  = Menor torque da articulação do joelho (Todos os  $T_s$  foram observados na posição quadril 0° e joelho a 30°).

$\Delta T_v$  = Mudanças do torque da articulação do joelho associada com todos os músculos do joelho exceto o RF, quando mudando a articulação do joelho de 30° para 60° ( $\Delta T_v^{60}$ ) e de 60° para 90° ( $\Delta T_v^{90}$ ).

Também utilizamos o modelo de regressão proposto por Hawkins e Hull (1990) para o cálculo do comprimento do RF em cada combinação de quadril e joelho. O ângulo de flexão do tornozelo foi desprezado para os cálculos.

$$L = C0 + C1x + C2\beta + C3\beta^2 + C4\phi$$

L = Comprimento do músculo normalizado;

$C0 - C4$  = Coeficientes da regressão;

$x$  = Ângulo de flexão do quadril;

$\beta$  = Ângulo de flexão do joelho;

$\varphi$  = Ângulo de flexão do tornozelo.

Para o cálculo foram utilizadas as constantes da equação de regressão de Hawkins e Hull (1990) do RF (Tabela 2).

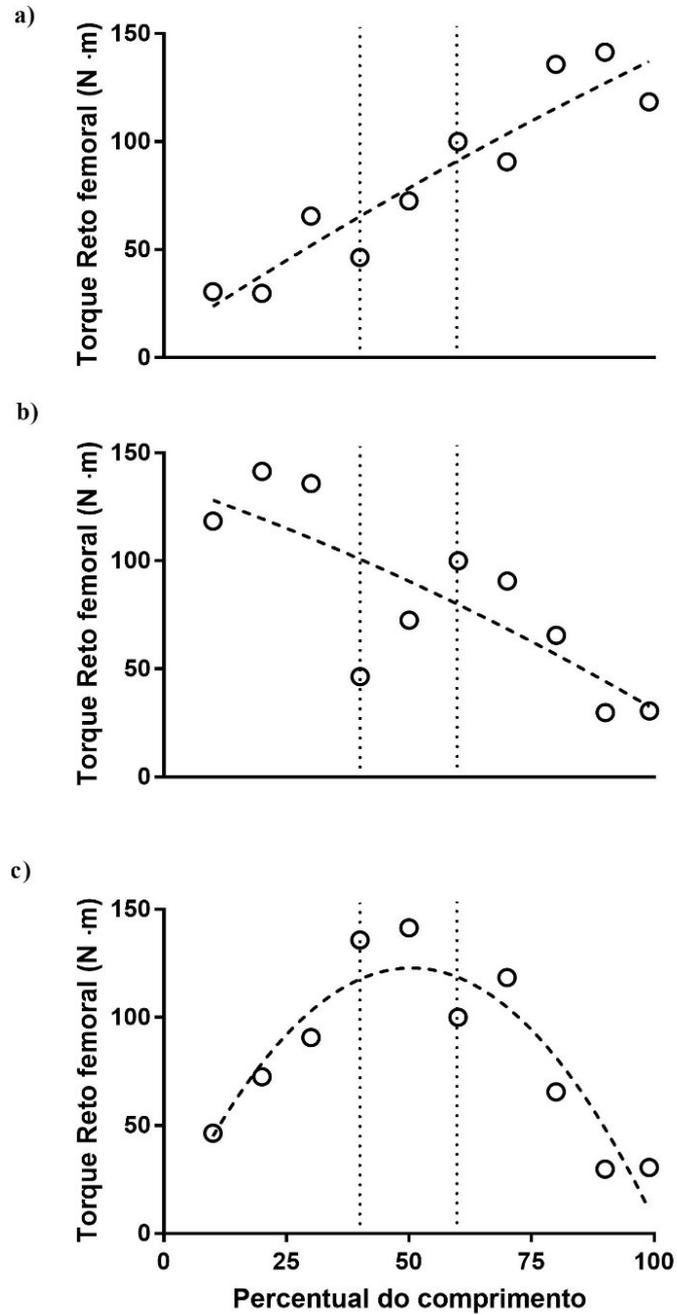
Tabela 2 - Constantes da equação de regressão de Hawkins e Hull (1990).

Músculo	C0	C1	C2	C3	C4
RF	1,107	$-1,50 \cdot 10^{-3}$	$1,99 \cdot 10^{-3}$	0	0

Adaptado de Hawkins e Hull (1990).

Utilizando esses resultados foi construído um gráfico com a mudança do torque do RF (eixo y) em função do comprimento do RF (eixo x). Os dados foram aproximados utilizando uma regressão polinomial *stepwise* de primeira ordem. Para calcular a contribuição do VL foi utilizada a diferença entre o torque total produzido pela contribuição do RF. Foram utilizados os critérios de Winter e Challis (2010) para categorizar os participantes em curvas ascendentes, descendentes e platô. Os critérios eram identificar a localização do pico de força na variação do comprimento da fibra; Se o músculo identificado tivesse o pico de força no local maior que 60% do comprimento do RF normalizado, ele era considerado como ascendente (Figura 19a); Caso fosse menor que 40% da curva ele foi considerado como descendente (Figura 19b); E se ele estivesse entre os valores de 40 a 60% da curva, ele foi considerado como platô (Figura 19c). Foi identificado o comprimento de maior contribuição de torque do RF, e o comprimento de maior contribuição de torque do VL, esse comprimento foi determinado como o comprimento de maior produção de torque.

Figura 19 – Figura ilustrativa com a curva polinomial de segunda ordem para dados fictícios da contribuição do torque do reto femoral em função do comprimento do reto femoral normalizado em percentual. Exemplo da categorização das curvas ascendentes (Figura 19a), descendente (Figura 19b) e platô (Figura 19c).



Fonte: Autor.

### 3.5.5 Ativação voluntária e nível de ativação voluntária.

Os sinais sEMG foram filtrados utilizando um filtro recursivo passa banda Butterworth com frequências de corte de 20 a 500 Hz e corte de frequências otimizadas reduzindo os resíduos do sinal (WINTER, 2005). A amplitude da sEMG foi calculada em um intervalo de 100 ms no platô de força pré estímulo elétrico e foi normalizada pela amplitude da *M-wave* (LANZA et al., 2018). A análise da ativação voluntária foi realizada por meio da técnica do *twitch interpolation* usando os estímulos duplos sobrepostos nas CVMs e potencializados na musculatura relaxada 3 s após as CVMs (PDb100) (PLACE et al., 2007). O nível de ativação voluntária foi determinado de acordo com a seguinte fórmula:

$$\text{VAL}(\%) = \left( 1 - \frac{\text{Superimposed doublet amplitude}}{\text{potentiated doublet amplitude}} \right) \times 100$$

Todos os dados de interesse foram analisados offline usando rotinas matemáticas escritas em ambiente MATLAB® (MathWorks Inc., Natick, MA, EUA).

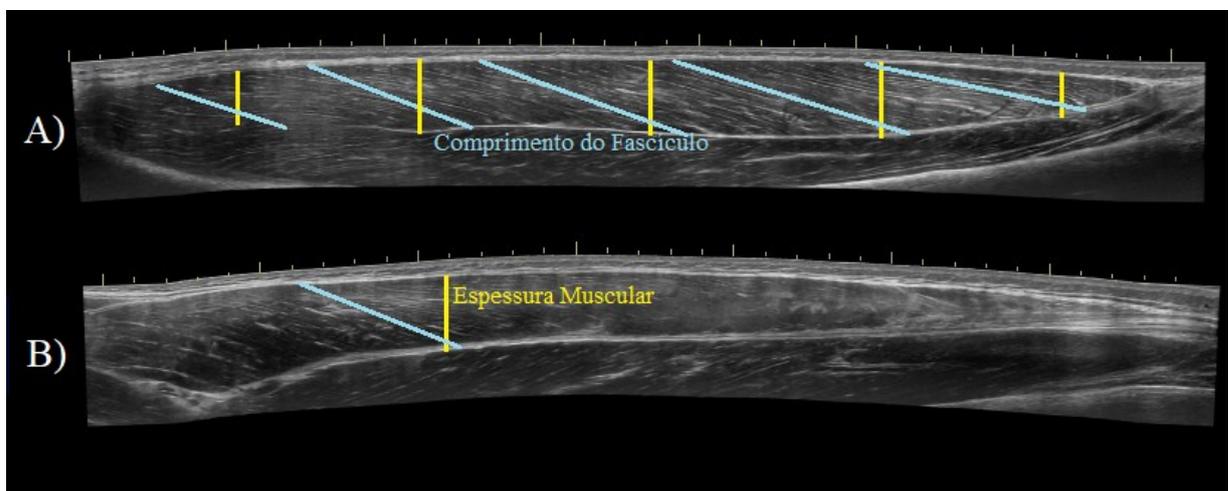
### 3.5.6 Arquitetura muscular.

Os dados da ultrassonografia foram rastreados manualmente por dois avaliadores de imagens (cegos as imagens coletadas de cada avaliador). Foram identificadas as variáveis espessura muscular, definida como a distância perpendicular no eixo y entre a aponeurose superficial e a aponeurose profunda e o comprimento do fascículo muscular. Para análise da espessura muscular do VL, foram identificadas cinco áreas (0, 25, 50, 75 e 100% do comprimento do VL) na qual foram feitas três medidas de cada área. Foi utilizada uma média de todas as medidas e distâncias. Para a espessura muscular do RF foi utilizado apenas o local de 50% do comprimento total, sendo realizadas três medidas dessa área. Esse local foi escolhido, pois possui menor variabilidade na análise de espessura muscular do RF (ORANCHUK et al., 2020).

E para o comprimento do fascículo, foram identificados três fascículos em cada área supracitada de cada músculo. Os valores de comprimento de fascículo foram normalizados pelo comprimento do membro inferior (ABE; KUMAGAI; BRECHUE, 2000) e são

apresentados como unidades arbitrárias. No segundo estudo paralelo, foi identificado os valores de ICC da análise panorâmica de ultrassom. O ICC, intervalo de confiança e o %CV dos avaliadores para o comprimento do fascículo do VL (0,69 [0,55 - 0,79]; 8,5%) foi moderado, e para a espessura muscular (0,86 [0,79 - 0,91]; 5%), foi bom. As imagens de ultrassom foram analisadas utilizando o *software ImageJ* 1.8.0 (National Institute of Health, USA).

Figura 20 - Ilustração da arquitetura dos músculos vasto lateral (VL) e reto femoral (RF).  
 Legenda: A) VL B) RF; Linhas amarelas representam a espessura muscular e linhas azuis representam o comprimento do fascículo.



Fonte: Autor

### 3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para o tratamento estatístico foi realizado um teste de normalidade Shapiro-Wilk para as variáveis de torque voluntário, involuntário, VAL, RMS normalizada pela *m-wave* dos músculos do quadríceps (VL, RF e VM), comprimento ótimo de produção de força (Quadríceps, RF e VL) e arquitetura muscular (espessura muscular e comprimento normalizado do fascículo do VL e RF). Para o efeito da fadiga (torque máximo da primeira posição e da repetição da primeira posição) foi utilizada uma Anova de medidas repetidas com os fatores (grupo e tentativa). Anova para medidas repetidas *three way* (fatores: ângulo de quadril; joelho e grupo) foi utilizado para comparar as variáveis: RMS/*M-wave* dos músculos avaliados, ativação voluntária e arquitetura muscular do RF e VL (espessura muscular e comprimento de fascículo) entre os grupos (ciclistas, corredores, triatletas e não

praticantes). Os efeitos principais significativos serão identificados pelo teste *post hoc* Bonferroni. Para o coeficiente de correlação intraclasse (ICC) e o coeficiente de variação percentual (% CV) foi utilizada uma planilha do Excel desenvolvida por Hopkins (2000). A análise estatística dos dados foi realizada pelo programa SPSS 17 for Windows (nível de significância  $\alpha = 0,05$ ).

#### 4 RESULTADOS

A Tabela 3 apresenta as variáveis de treinamento dos praticantes. O grupo de ciclista e corredores apresenta um período de treinamento similar, enquanto o grupo de triatletas possui um tempo muito maior. O volume de treinamento de ciclismo e de corrida dos ciclistas e corredores são similares ao volume de treinamento do grupo triatletas. O grupo de ciclista não possui volume de treinamento de corrida e o grupo de corrida não possuiu volume de treinamento de ciclismo.

Tabela 3 – Media e desvio padrão das variáveis do treinamento dos praticantes.

	<b>Ciclista</b>	<b>Corredor</b>	<b>Triatleta</b>
Tempo de treinamento (anos)	3,1 ± 2,7	3,0 ± 1,1	10,1 ± 6,0
Volume semanal de ciclismo (km)	203 ± 88	-	160 ± 71
Volume semanal de corrida (km)	-	47 ± 16	46 ± 16

Ao comparar primeira contração com a última de todos os voluntários, não ocorreu efeito de fadiga ao comparar todas as contrações ( $F = 2,856$ ;  $p = 0,101$ ) e também não ocorreu fadiga dentro do grupo ( $F = 1,369$ ;  $p = 0,270$ ) para o torque voluntário (Figura 21a). Não foram encontradas diferenças para o torque involuntário e a VAL ao comparar todas as contrações ( $F = 2,5$ ;  $p = 0,124$ ;  $F = 2,198$ ;  $p = 0,148$ ) e entre as modalidades ( $F = 1,765$ ;  $p = 0,174$ ;  $F = 0,254$ ;  $p = 0,858$ ) (Figura 21b e Figura 21c). Para o torque produzido pelo *doublet* e o *single* em repouso, não foram encontradas diferenças entre todas as contrações ( $F = 0,274$ ;  $p = 0,604$ ;  $F = 1,698$ ;  $p = 0,869$ ) e entre as modalidades ( $F = 0,191$ ;  $p = 0,902$ ;  $F = 0,238$ ;  $p = 0,869$ ) (Figura 22a e Figura 22b).

Figura 21 – Média e desvio padrão do torque voluntário (a), Torque sobreposto com *doublet* (b) e ativação voluntária máxima (c) nos momentos pré e pós protocolo de avaliação de todos os praticantes.

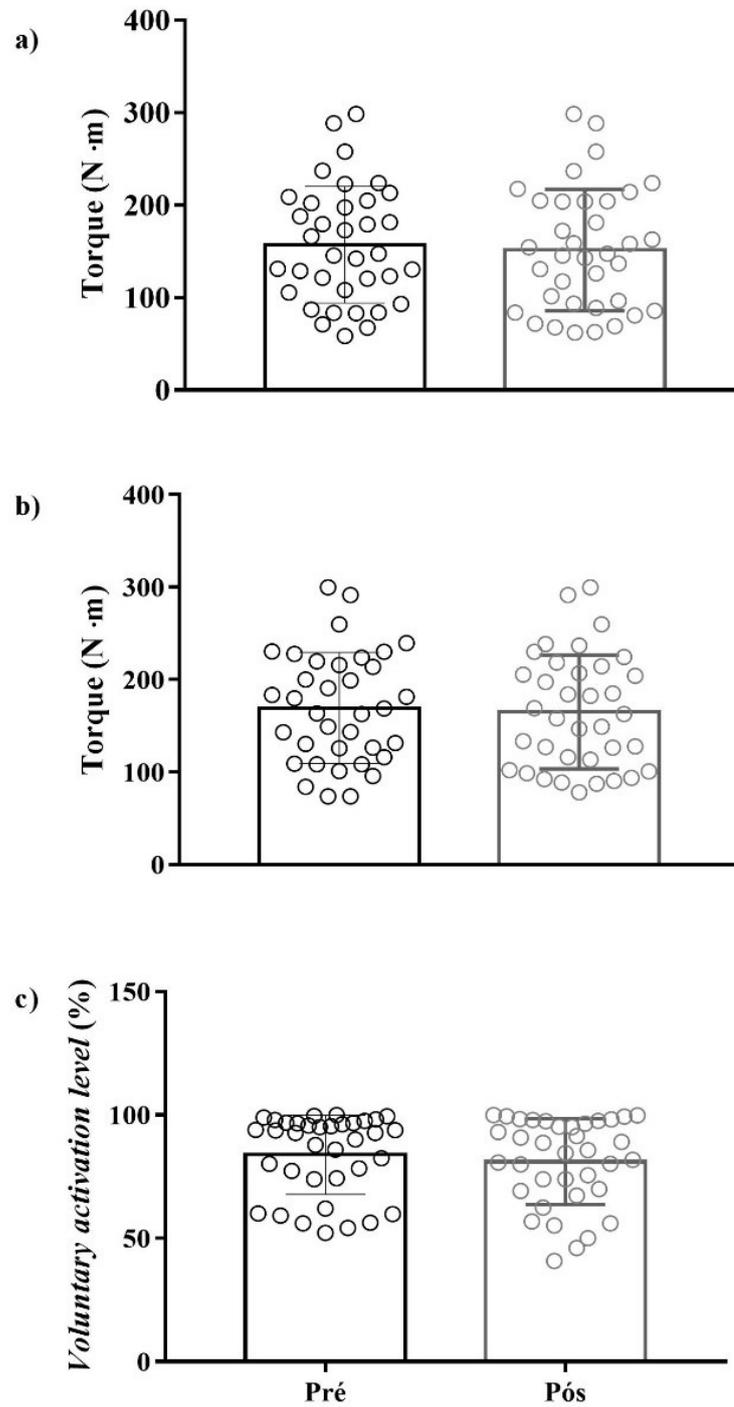
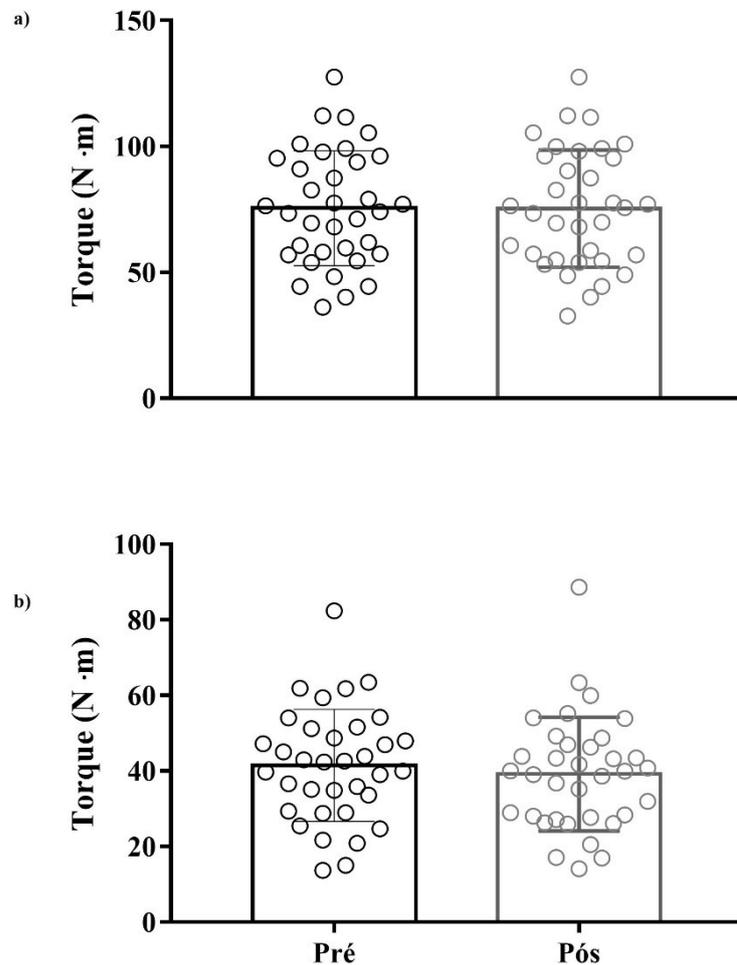
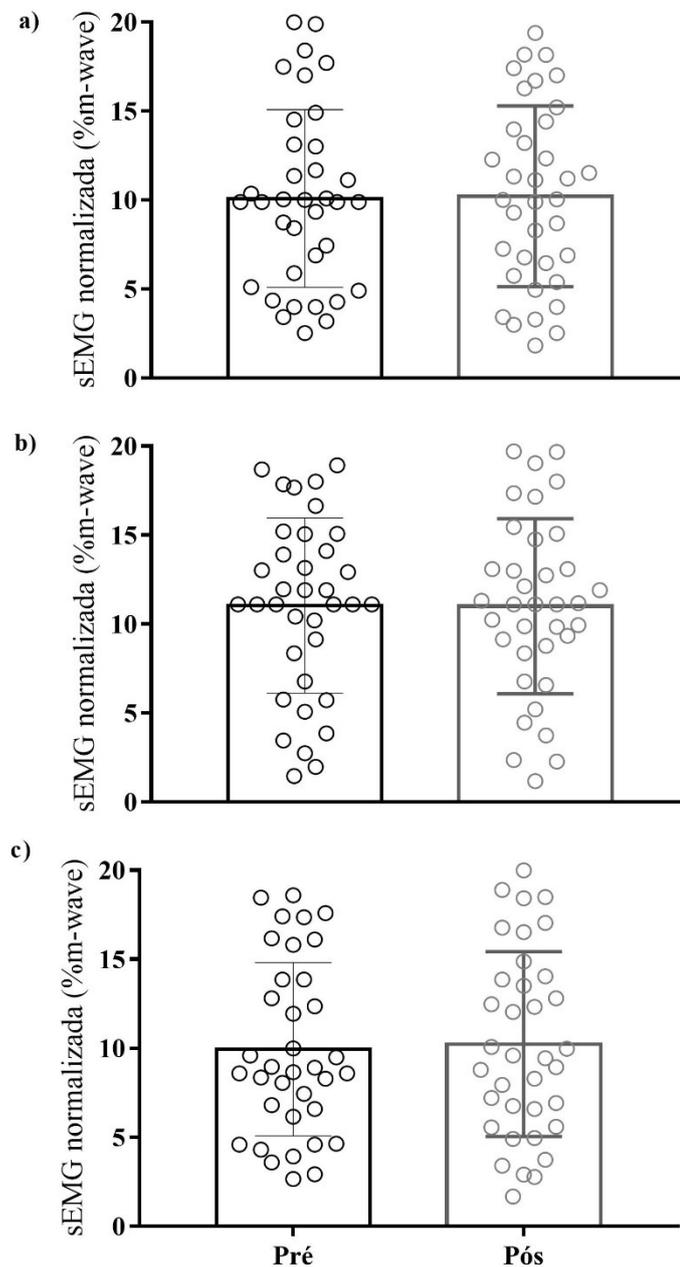


Figura 22 – Média e desvio padrão do torque produzido pelo *doublet* (Figura 22a) e *single* (Figura 22b) em repouso nos momentos pré e pós protocolo de avaliação de todos os praticantes.



Não tiveram diferenças as sEMG dos músculos VL ( $F = 1,351$ ;  $p = 0,254$ ); RF ( $F = 2,536$ ;  $p = 0,121$ ) e VM ( $F = 0,451$ ;  $p = 0,507$ ) entre o os momentos pré e o pós protocolo de avaliação de todos os praticantes. Também não tiveram interações para a modalidade para o VL ( $F = 0,191$ ;  $p = 0,901$ ); RF ( $F = 0,442$ ;  $p = 0,725$ ); e VM ( $F = 0,072$ ;  $p = 0,975$ ) (Figura 23a - c).

Figura 23 - Média e desvio padrão do sEMG normalizada pela *M-wave* do vasto lateral (a) reto femoral (b) e vasto medial (c) nos momentos pré e pós protocolo de avaliação de todos os praticantes.



Para as variáveis de torque máximo, comprimento ótimo de produção de força (total, contribuição do RF e contribuição dos músculos extensores de joelho sem o RF) e fatores morfológicos (comprimento de fascículo e espessura muscular) dos músculos RF e VL, não

foram encontradas diferença entre as modalidades (Tabela 4). Exceto para o comprimento do fascículo do VL entre o grupo controle e os triatletas ( $p = 0,033$ ), sendo o grupo controle possuindo um menor comprimento de fascículo do que o grupo triatleta.



Tabela 4 – Média e desvio padrão do torque máximo, comprimento ótimo de produção de torque, comprimento ótimo de produção de torque do reto femoral (RF), comprimento ótimo de produção de torque dos músculos extensores de joelho sem a contribuição do RF e fatores morfológicos (comprimento de fascículo e espessura muscular) dos músculos RF e vasto lateral (VL).

	<b>Controle</b>	<b>Ciclista</b>	<b>Corredor</b>	<b>Triatleta</b>	<b>p – valor</b>	<b>F</b>
Torque máximo (N·m)	224 ± 64	172 ± 59	184 ± 54	159 ± 30	0,22	1,54
Comprimento ótimo de produção de força (U.A.)	1,13 ± 0,04	1,07 ± 0,04	1,18 ± 0,07	1,12 ± 0,07	0,15	1,81
Comprimento ótimo de produção de força do RF (U.A.)	1,13 ± 0,04	1,08 ± 0,03	1,57 ± 0,05	1,12 ± 0,07	0,09	2,37
Comprimento ótimo de produção de força do VL (U.A.)	1,13 ± 0,04	1,07 ± 0,05	1,13 ± 0,06	1,12 ± 0,09	0,207	1,611
Comprimento do fascículo do RF (U.A.)	0,07 ± 0,01	0,08 ± 0,01	0,08 ± 0,01	0,08 ± 0,01	0,411	0,984
Comprimento do fascículo do VL (U.A.)	0,07 ± 0,01	0,06 ± 0,005	0,07 ± 0,007	0,074 ± 0,005	0,037*	3,146
Espessura do RF (cm)	2,03 ± 0,22	2,00 ± 0,39	2,02 ± 0,25	2,10 ± 0,11	0,851	0,264
Espessura do VL (cm)	1,96 ± 0,23	1,99 ± 0,22	1,96 ± 0,25	2,00 ± 0,21	0,964	0,091

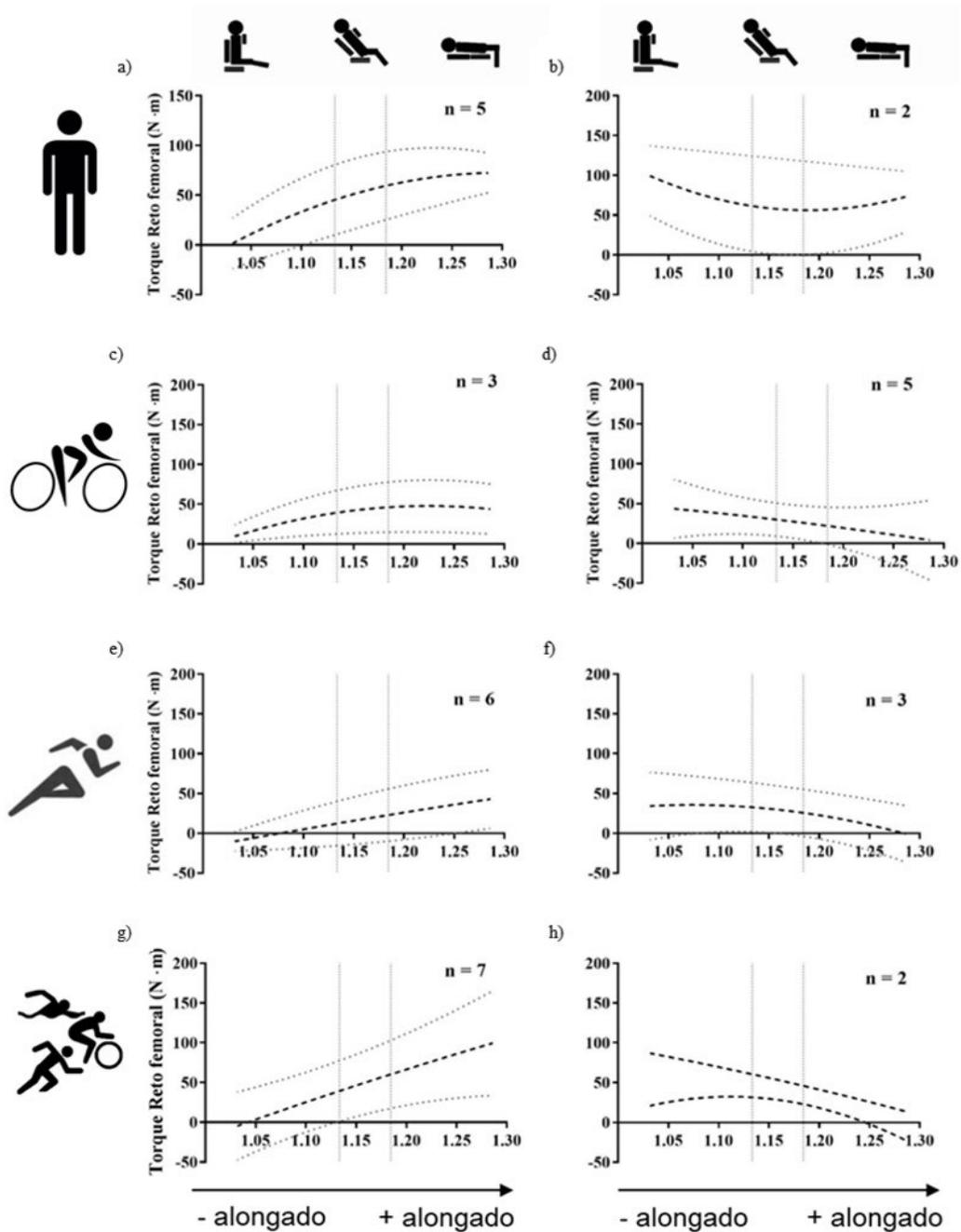
Na Tabela 5 está a caracterização da curva de cada modalidade, utilizando os critérios adotados por Winter e Challis (2010).

Tabela 5 – Frequências das curvas para cada modalidade.

	Controle	Ciclista	Corredor	Triatleta
Ascendente	5	3	6	7
Descendente	2	5	3	2
Platô	3	2	1	1

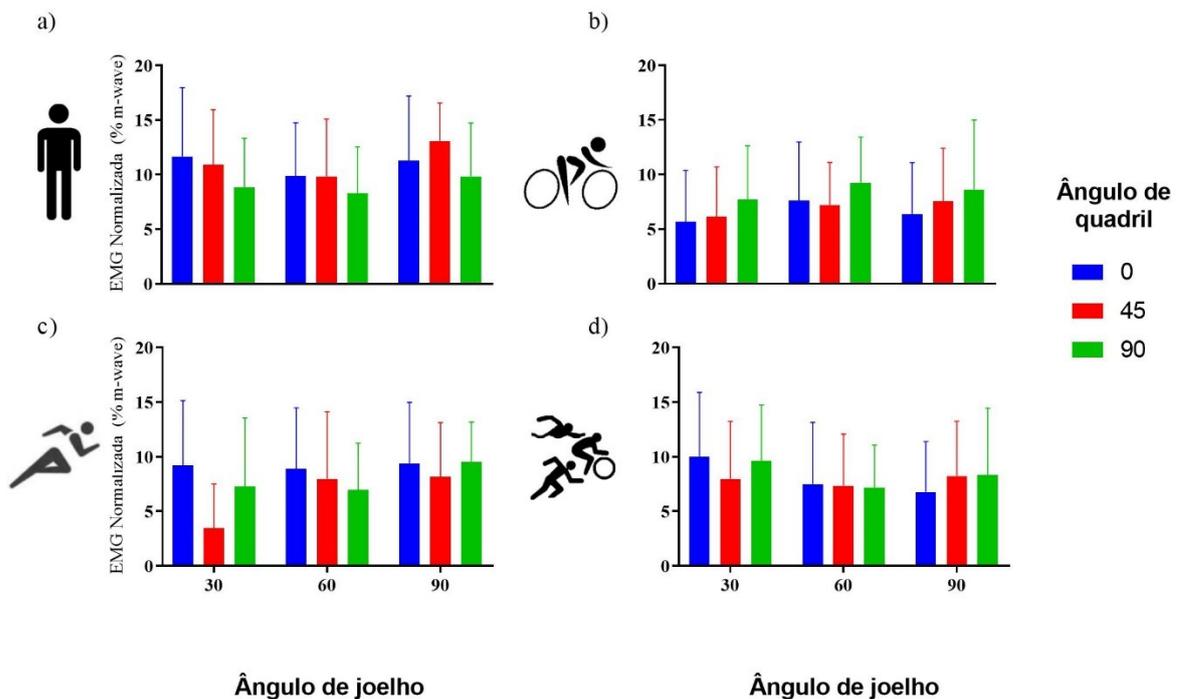
Na Figura 24 estão as curvas ascendentes (lado esquerdo) e descendentes (lado direito) dos grupos controle (Figura 24a - b), ciclista (Figura 24c - d), corredor (Figura 24e - f) e triatleta (Figura 24g - h). A Figura 24h apresentou dois sujeitos (triatleta como descendente), por isso cada curva representa um atleta.

Figura 24 - Média (linha tracejada preta) e desvio padrão (linhas pontilhadas cinza) das curvas da contribuição do RF pelo comprimento do RF, as linhas verticais (pontilhadas e cinza) representam o 40% a 60% do comprimento total da fibra. As curvas ascendentes estão ao lado esquerdo e as descendentes do lado direito dos grupos controle (a - b), ciclistas (c - d), corredores (e - f) e triatletas (g - h).



A Figura 25 apresenta os valores de sEMG normalizado pela *M-wave* do VL, entre os ângulos de joelho (eixo x) com os diferentes ângulos de quadril (barras coloridas) para as diferentes modalidades, sendo o painel “a” do grupo controle, painel “b” do grupo ciclista, painel “c” dos corredores e o painel “d” dos triatletas. Não foram encontradas interações entre modalidade, quadril e joelho ( $F = 0,405$ ;  $p = 0,952$ ), bem como para quadril e modalidade ( $F = 1,373$ ;  $p = 0,239$ ), joelho e modalidade ( $F = 1,779$ ;  $p = 0,117$ ) e quadril e joelho ( $F = 1,468$ ;  $p = 0,216$ ). Também não foram encontradas diferenças entre as modalidades ( $F = 1,717$ ;  $p = 0,183$ ), ângulo de joelho ( $F = 0,346$ ;  $p = 0,709$ ) e ângulo de quadril ( $F = 0,956$ ;  $p = 0,390$ ).

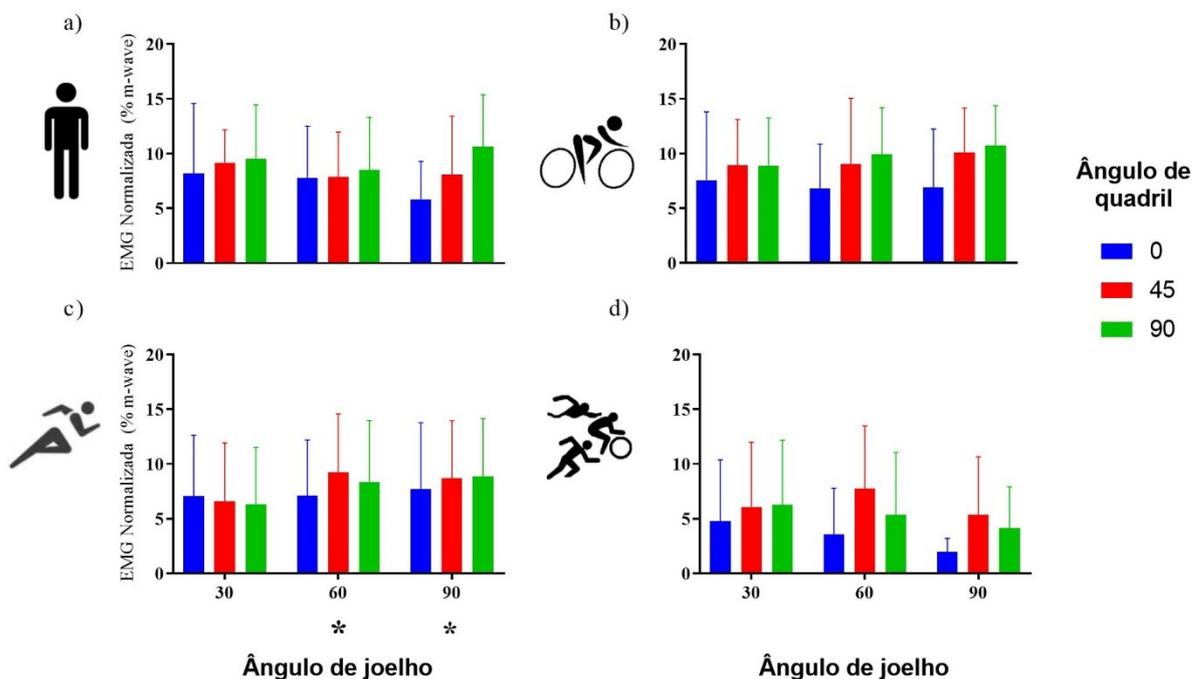
Figura 25 – Média e desvio padrão da sEMG normalizada pela *M-wave* do vasto lateral, nos ângulos de joelho (eixo x) com os diferentes ângulos de quadril (barras coloridas) dos grupos controle (a), ciclista (b), corredor (c) e triatleta (d).



A Figura 26 apresenta os valores de sEMG normalizada pela *M-wave* do músculo RF para cada ângulo de joelho (eixo x) e quadril (barras coloridas), entre as modalidades. Não foram encontradas interações entre os fatores modalidade, ângulo de joelho e ângulo de quadril ( $F = 1,983$ ;  $p = 0,136$ ). Também não apresentaram interações entre modalidade e

ângulo de joelho ( $F = 0,823$ ;  $p = 0,556$ ), modalidade e ângulo de quadril ( $F = 0,073$ ;  $p = 0,930$ ) e entre ângulo de joelho e quadril ( $F = 1,039$ ;  $p = 0,390$ ). Também não ocorreram diferenças entre os ângulos de quadril ( $F = 0,073$ ;  $p = 0,930$ ) e modalidade ( $F = 1,983$ ;  $p = 0,136$ ). Para o ângulo de joelho foi encontrado diferenças ( $F = 8,063$ ;  $p < 0,001$ ) entre os ângulos de  $30^\circ$  e  $60^\circ$  ( $p = 0,003$ ) e  $30^\circ$  e  $90^\circ$  ( $p = 0,002$ ).

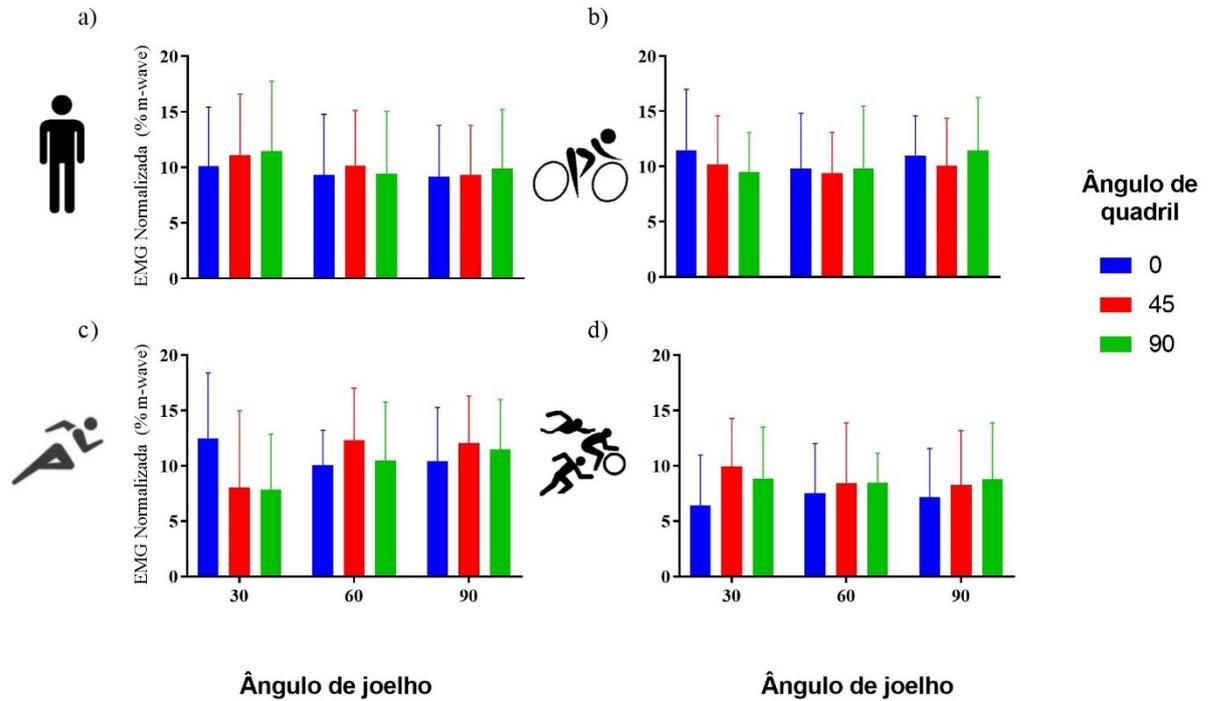
Figura 26 – Média e desvio padrão da sEMG normalizada pela *M-wave* do reto femoral, nos ângulos de joelho (eixo x) com os diferentes ângulos de quadril (barras) dos grupos controle (a), ciclista (b), corredor (c) e triatleta (d).



\*Diferença significativa em relação ao ângulo de  $30^\circ$  de joelho.

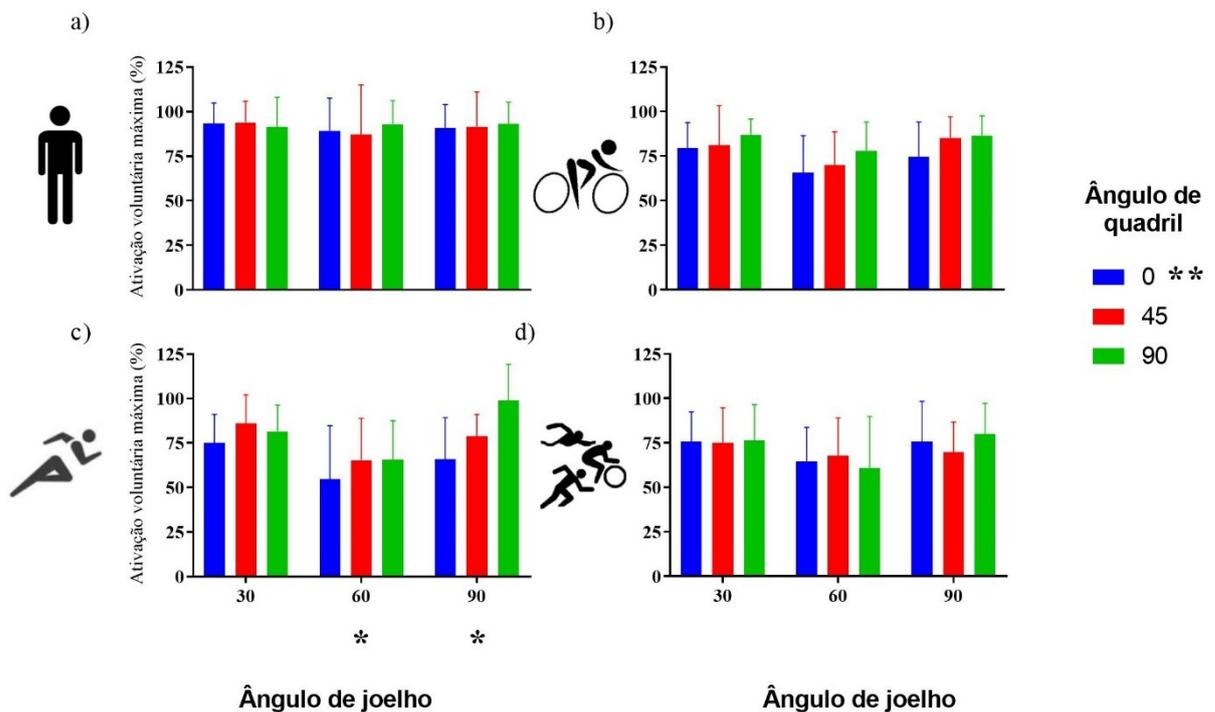
A Figura 27 apresenta os valores de sEMG normalizada pela *M-wave* do músculo VM para cada ângulo de joelho (eixo x) e quadril (barras coloridas), entre as modalidades. Não foram encontradas interações entre os fatores modalidade, ângulo de joelho e ângulo de quadril ( $F = 0,823$ ;  $p = 0,627$ ). Também não apresentaram interações entre modalidade e ângulo de joelho ( $F = 0,613$ ;  $p = 0,719$ ), modalidade e ângulo de quadril ( $F = 0,855$ ;  $p = 0,553$ ) e entre ângulo de joelho e quadril ( $F = 0,557$ ;  $p = 0,694$ ). Também não ocorreram diferenças entre os ângulos de quadril ( $F = 0,141$ ;  $p = 0,869$ ) e modalidade ( $F = 1,129$ ;  $p = 0,352$ ).

Figura 27 – Média e desvio padrão da sEMG normalizada pela *M-wave* do vasto medial, nos ângulos de joelho (eixo x) com os diferentes ângulos de quadril (barras) dos grupos controle (a), ciclista (b), corredor (c) e triatleta (d).



Na Figura 28 temos a VAL de todas as combinações de joelho (eixo x) e quadril (barras coloridas) de todas as modalidades. Não ocorreram interações entre as modalidades com os ângulos de joelho e quadril ( $F = 0,956$ ;  $p = 0,494$ ), bem como não tiveram interações entre joelho e quadril ( $F = 1,432$ ;  $p = 0,227$ ) e entre modalidade e ângulo de quadril ( $F = 1,708$ ;  $p = 0,133$ ) e modalidade e ângulo de joelho ( $F = 1,731$ ;  $p = 0,227$ ). Porém, ocorreram diferenças entre o quadril ( $F = 5,709$ ;  $p = 0,005$ ) e joelho ( $F = 17,920$ ;  $p < 0,001$ ). Em relação ao quadril foi observada uma diferença no ângulo de  $0^\circ$  (barra azul) em relação ao ângulo de  $90^\circ$  (barra verde;  $p = 0,04$ ). E para o joelho foi observada uma diferença entre o ângulo de  $30^\circ$  com o  $60^\circ$  ( $p < 0,001$ ) e do ângulo de  $60^\circ$  com o ângulo de  $90^\circ$  ( $p < 0,001$ ).

Figura 28 – Média e desvio padrão da ativação voluntária máxima nos ângulos de joelho (eixo x) com os diferentes ângulos de quadril (barras) dos grupos controle (a), ciclista (b), corredor (c) e triatleta (d).



\* Diferença significativa em relação ao ângulo de  $30^\circ$  de joelho. \*\* Diferença significativa em relação ao ângulo de  $90^\circ$  do quadril.

## 5 DISCUSSÃO

O objetivo geral do presente estudo foi de determinar as contribuições dos fatores morfológicos e neurais na relação torque-comprimento em praticantes de diferentes modalidades cíclicas. Alguns dos pontos fortes desse estudo foram: 1) Esse foi o primeiro estudo que buscou identificar as suposições propostas por Herzog et al. (1991b) nas adaptações do treinamento de modalidades cíclicas nas variáveis morfológicas e também investigamos se fatores neurais poderiam influenciar nessas adaptações. 2) A utilização da imagem panorâmica do ultrassom do RF e VL auxiliaram na redução dos erros na análise do comprimento do fascículo em comparação com a utilização de fórmulas matemáticas para estimar o comprimento do fascículo. 3) Também investigamos a modalidade triatlo que treina tanto corrida quanto ciclismo e verificamos que sua curva torque-comprimento pende para o lado do ciclismo.

Para atender o nosso objetivo geral o trabalho foi dividido em hipóteses, sendo a hipótese zero que não haveriam diferenças entre as variáveis morfológicas e neurais entre os grupos. Encontramos uma diferença entre os grupos para as variáveis morfológicas e neurais que é o comprimento do fascículo entre os grupos controle e o grupo triatletas, ela será melhor explicada na discussão da terceira hipótese (H2), por isso a primeira hipótese foi refutada.

A segunda hipótese (H1) é de que haverá diferença nas curvas torque-comprimento entre os grupos<sup>3</sup>. A partir dos resultados é possível observar que 50% dos ciclistas se enquadram na fase ascendente da curva torque-comprimento e 60% dos corredores se enquadram na fase descendente da curva torque-comprimento (Tabela 5). Tivemos resultados diferentes aos observados no estudo de Herzog et al. (1991b), pois no estudo de Herzog et al. (1991b) todos os três ciclistas e os quatro corredores avaliados se enquadravam em uma parte específica da curva força-comprimento (ciclistas na ascendente e corredores na descendente). Nossos resultados não apresentaram o mesmo comportamento, ou seja, 100% dos ciclistas e corredores em uma mesma parte específica da curva. Isso pode ter ocorrido em função do nível (amadores) e tempo de treinamento dos ciclistas e corredores avaliados no presente

---

<sup>3</sup> Nossa hipótese 2 (H1) era: Existirá diferença na curva torque-comprimento entre os grupos de ciclistas, corredores e triatletas, em que o grupo de ciclistas apresentará uma maior produção de torque em um menor comprimento quando comparado com corredores e triatletas. E os corredores e triatletas apresentaram uma maior produção de torque em um maior comprimento quando comparado com o grupo de ciclistas. Já o grupo controle, ocorrerá uma maior produção de torque dentro do intervalo dos extremos da curva de comprimento (platô).

estudo, que era em média de 3 anos de treinamento (Tabela 3). Já no estudo de Herzog et al. (1991b), todos eram atletas de elite com muitos anos de prática, tendo dois atletas competindo em nível internacional.

Porém, nossos resultados se assemelham mais ao estudo de Savelberg et al. (2003), que também teve cinco ciclistas na parte ascendente e cinco na descendente da curva torque-comprimento, e oito corredores na parte descendente da curva torque-comprimento. O tempo de treinamento dos atletas de Savelberg et al. (2003) se diferem dos nossos. Nossos praticantes possuíam um média inferior de tempo de treinamento (três anos para os ciclistas e corredores) em relação ao de Savelberg et al. (2003) (15 anos para os ciclistas e 12 anos para os corredores). Entretanto, obtivemos uma quantidade parecida de ciclistas na mesma parte específica da curva torque-comprimento, no entanto inferior quanto comparamos os corredores de ambos os estudos. Isso pode ter ocorrido pelo nível dos nossos praticantes que competiam em nível regional e os de Savelberg et al. (2003) eram de nível recreacional. Além da diferença no nível dos praticantes, pode ter havido discrepâncias no volume semanal de treino. Nossos praticantes de ciclismo tinham uma média semanal de 203 km (Tabela 3), enquanto no estudo de Savelberg et al. (2003) não foi especificado; mas o critério de inclusão do estudo era um volume semanal acima de 100 km. Sabe-se que com um maior volume semanal de treinamento ocorre uma melhor adaptação na modalidade (HAWLEY; STEPTO, 2001), e conseqüentemente melhora no nível dos praticantes. Nossos resultados confirmam as suposições de Savelberg et al. (2003), que o nível do praticante é um fator importante para a posição na curva torque-comprimento, porém também acrescentamos que o volume de treinamento também é um fator importante a ser considerado quando é realizado esse tipo de análise de torque em praticantes.

Para o grupo de triatletas, 70% se enquadraram na fase ascendente da curva torque-comprimento (Tabela 5), tendo um comportamento similar ao dos corredores. Cabe lembrar que o volume de treinamento semanal do triatleta nas modalidades de ciclismo e corrida são bem similares ao grupo de ciclista e corredores, respectivamente, e nesse grupo de triatletas temos praticantes com uma média de 10 anos de treinamento. Essa semelhança ao grupo de corredores pode ter ocorrido pois mesmo com um volume grande de treino no ciclismo, o tipo de contração da corrida (i.e., contração excêntrica) pode ter modificado os triatletas para serem similares aos corredores. Cabe ressaltar que a prova de ciclismo corresponde a 50% da prova de triatlo (DIEFENTHAELER et al., 2007), e que o desempenho na prova de ciclismo é

um dos melhores preditores do tempo total da prova de um triatlo (SOUSA et al., 2019), porém a adaptação da curva torque-comprimento foi muito mais afetada pelo tipo de contração. Em alguns estudos já foi demonstrado que as contrações excêntricas ocorre uma mudança nos sarcômeros em série e no comprimento do fascículo, quando comparado às contrações concêntricas (BUTTERFIELD; LEONARD; HERZOG, 2005; WALKER et al., 2020). Nossos resultados demonstram que o tipo de contração parece ser um dos grandes determinantes para a curva torque-comprimento e deve ser considerado quando essa análise for realizada.

O grupo controle foi o grupo que apresentou a maior variabilidade na curva torque-comprimento, já que cinco ficaram na porção ascendente; dois na descendente e três no platô comprimento (Tabela 5). Contrariando nossa hipótese de que o grupo controle se enquadraria mais na porção do platô da curva torque-comprimento, observamos que 50% dos indivíduos se enquadraram na fase ascendente da curva torque-comprimento. Tal resultado pode ter ocorrido por dois fatores: 1) O grupo controle não treina em posições similares ao ciclismo e são mais adaptados à caminhada e corrida, pois essas são formas mais usuais de locomoção; 2) Segundo Winter et al. (2010), existe uma grande variabilidade da contribuição do RF em voluntários não atletas.

A nossa terceira hipótese (H2) era de que existiria diferença para o comprimento do fascículo entre os grupos de ciclistas e corredores e triatletas, sendo o grupo de ciclistas com um menor comprimento de fascículo e os corredores e triatletas com um maior comprimento de fascículo e que não haveria diferença entre o grupo controle com as outras modalidades. No entanto, não observamos diferenças nos fatores morfológicos entre as modalidades (Tabela 4), exceto do comprimento do fascículo do VL entre o grupo controle e triatletas. Sendo assim, nossa hipótese foi refutada. Era esperada uma diferença no comprimento do fascículo entre os grupos de ciclistas e corredores, devido a suposição feita no estudo de Herzog et al. (1991b), na qual o treinamento nessas modalidades alteraria a quantidade de números de sarcômeros em série e conseqüentemente o aumento do comprimento do fascículo. Entretanto, poucos estudos conseguiram encontrar mudanças no comprimento do fascículo após um treinamento (EMA et al., 2016a).

Como forma de compreender como o treinamento a longo prazo pode modificar o comprimento do fascículo, um estudo transversal feito por Maden-Wilkinson et al. (2020) utilizou a ultrassonografia em 10 locais de cada músculo do quadríceps para avaliar 52

homens fisicamente ativos e 16 homens que realizavam treinamento de força (média de 4 anos ininterruptos). De acordo com os achados, a diferença encontrada no comprimento do fascículo entre indivíduos treinados e não treinados foi de 11%. Outros estudos que não encontraram resultados similares, utilizaram apenas um local para verificar essa mudança (BLAZEVIICH et al., 2007b; EMA et al., 2013b). É importante ressaltar, que esse tipo de análise faz com que seja feita um cálculo matemático para a estimativa do comprimento do fascículo, o que pode induzir a um erro de até 12% em relação à ultrassonografia estendida (NOORKOIV et al., 2010). Para minimizarmos esse erro, em nosso estudo realizamos a ultrassonografia estendida e avaliamos três fascículos em cinco áreas de cada músculo. Porém, só encontramos diferenças no músculo VL entre o grupo de triatletas e o grupo controle. Essa diferença pode ser explicada pelo tipo de treinamento entre os dois grupos. O grupo dos triatletas realizava um alto volume de treinamento em três modalidades, diferente do grupo controle que praticava diferentes atividades físicas, podendo ser uma delas o treinamento de força. Isso pode ser uma limitação dos nossos resultados já que a identificação do tipo e tempo de treinamento do grupo controle não foi avaliada.

Não conseguimos encontrar diferenças no comprimento do RF. Uma das razões desse resultado é de que o RF exige uma técnica específica para a identificação do comprimento do fascículo (EMA et al., 2013a). Essa técnica no ultrassom já foi validada e é precisa e reprodutível quando comparada com cadáveres (EMA et al., 2013a). No presente estudo realizamos essa técnica com a ultrassonografia estendida, pois ela possui uma variabilidade menor quando comparada ao comprimento de fascículo estimado por cálculos matemáticos (ORANCHUK et al., 2020). Porém, no estudo de Oranchuk et al., (2020) também foi demonstrado que mesmo com a imagem estendida, um avaliador experiente apresenta um maior erro de medida e uma alta variabilidade entre medidas do comprimento do fascículo do RF e por isso deve ser interpretado com cuidado.

Também foi avaliado o comprimento ótimo de produção de força do VL e RF (Tabela 4). Alguns estudos como o de Brugheli et al. (BRUGHELLI; CRONIN; NOSAKA, 2010b) e Follmer et al. (2017) encontraram diferenças no ângulo ótimo de produção de torque (joelho e cotovelo, respectivamente) em diferentes modalidades (ciclismo, rúgbi, jiu-jitsu). Esses estudos avaliaram a produção final de torque variando apenas uma articulação. No presente estudo duas articulações foram manipuladas e a contribuição dos músculos VL e RF foram separadas em relação ao comprimento teórico de cada músculo. Essa separação da

contribuição de cada músculo pode demonstrar alguns parâmetros particulares da adaptação feita pelas atividades praticadas (ULLRICH; BRUEGGEMANN, 2008). No entanto, no presente estudo não foram encontradas diferenças entre as modalidades, porém como mencionado anteriormente, nem todos os praticantes se enquadraram na porção específica da curva torque-comprimento esperada. Tal fato pode ter afetado a média de cada grupo podendo ter influenciado no resultado final do comprimento ótimo de produção de força. Uma análise utilizando subgrupos de praticantes que estão na porção específica esperada da curva torque-comprimento poderia nos demonstrar essas diferenças.

Nossa quarta hipótese (H3) era de que não iríamos encontrar diferença na ativação dos músculos entre as modalidades, mas existiria diferença entre os grupos de praticantes e grupo controle. Para os músculos VL e VM não foram encontradas diferenças entre os grupos, quadril ou joelho (Figura 25 e Figura 27). Porém para o RF foram encontradas diferenças entre os ângulos de joelho (Figura 26), refutando assim a nossa quarta hipótese. Diversos estudos já demonstraram diferença na ativação (i.e., valor RMS) do quadríceps quando o ângulo do joelho é modificado. Entretanto, também existem estudos com resultados contrários a isso. Uma das razões dessa contradição nos resultados é que esses estudos utilizaram o valor RMS absoluto em vez do valor RMS normalizado pela *M-wave*. Sendo assim, no presente estudo foi realizada a normalização do valor RMS pela *M-wave*. No estudo de Lanza et al. (2017b) foi demonstrado que não foram encontradas diferenças do valor RMS absoluto em diferentes ângulos de joelho, porém quando realizado a normalização do valor RMS foram observadas diferenças entre os ângulos de joelho. Entretanto, esse estudo utilizou a amplitude do valor RMS normalizado de todo o quadríceps. Nossos resultados demonstraram resultados similares ao de Lanza et al. (2017b) apenas para o RF e o valor RMS de todo o quadríceps não foi considerado para nossa análise.

Essa diferença no valor RMS do RF nos diferentes ângulos de joelho e a não diferença encontrada nos diferentes ângulos de quadril podem ser explicadas pelo estudo de Watanabe et al. (2014). Nesse estudo, foi utilizado um sistema de EMG multicanais no RF em diferentes ângulos de quadril e joelho. No entanto, também não foram encontradas diferenças no ângulo de quadril, mas foram encontradas no ângulo de joelho. Os autores relatam que essas diferenças podem ocorrer devido a fatores fisiológicos, anatômicos e geométricos, pois ao alterar o ângulo do joelho, também é alterado o comprimento do músculo e localização das zonas de inervações. Também cabe salientar o estudo de Farina et al. (2001), que demonstrou

que ao modificar o ângulo de joelho em 90° a zona de inervação do RF é deslocada em 5 mm. Em nosso estudo foi utilizado um sistema de EMG bipolar, com uma manipulação do ângulo do joelho em 30°, 60° e 90°. Essa mudança de 30° no ângulo do joelho pode ter modificado o comprimento do RF, como também as zonas de inerações. Essa é uma grande limitação dos nossos resultados, pois mesmo utilizando uma padronização do posicionamento dos eletrodos e realizando a normalização do valor RMS pela *M-wave* e dos músculos de forma individual para minimizar os erros. Não foi contabilizada a mudança do comprimento do músculo e das zonas de inerações quando manipulamos o ângulo de joelho. Por isso, nossos resultados para os valores RMS devem ser interpretados com cuidado.

Nossa quinta hipótese (H4) era de que haveria diferença na VAL entre os grupos praticantes e grupo controle e entre as modalidades. Não encontramos diferenças entre as modalidades, e também não obtivemos essas diferenças entre o grupo controle e praticantes (Figura 28), por isso nossa quinta hipótese foi negada. Esses resultados entre os grupos de praticantes e controle podem ser explicados por dois fatos: 1) os grupos de praticantes e não atletas realizavam atividades físicas e foram bem familiarizados com o protocolo; 2) Os voluntários conseguiram realizar valores próximos a 100% em todas as contrações. A VAL possui uma relação linear com o percentual de produção de torque, quanto menor torque voluntário produzido, menor será a VAL (HUANG et al., 2010). Behm et al. (1996) já havia demonstrado que em valores maiores que 60% da CVIM existe um platô da VAL nos músculos do quadríceps.

Entretanto, encontramos resultados da relação com a VAL e mudanças do posicionamento do joelho e quadril (Figura 28). Em nosso estudo foi demonstrado que ocorre uma menor VAL quando o joelho está mais estendido, e uma maior VAL quando ele está mais flexionado. Também encontramos uma menor ativação voluntária no ângulo de quadril a 0° em relação ao ângulo de 90°. Esses resultados podem ter ocorrido por dois fatores 1) A mudança no torque produzido pelo RF; 2) A mudança do posicionamento do eletrodo de estimulação quando o posicionamento do joelho ou quadril foi modificado. Em relação ao torque produzido pelo RF quando a articulação do quadril ou joelho está na posição mais estendida (0°; 30°, respectivamente) o músculo RF estaria mais alongado em relação as outras posições. O RF opera na porção ascendente da curva torque-comprimento, por isso esse alongamento faria com que ele operasse mais próximo do platô de força (BAMPOURAS et al., 2017). Os estudos de Maffiuletti e Lepers (2003) e Bampouras et al., (BAMPOURAS et

al., 2017) já demonstraram que esse aumento ocorre. Esse aumento do torque produzido pelo RF em posições mais alongadas (BAMPOURAS et al., 2017; MAFFIULETTI; LEPERS, 2003) pode alterar o valor da ativação voluntária.

Outro fator a ser considerado é que ao modificar o posicionamento do quadril, também podemos alterar o posicionamento do eletrodo de NMES. Diferente do estudo de Bampouras et al., (BAMPOURAS et al., 2017), que posicionou seus eletrodos no ventre do músculo estando sujeito a alterações anatômicas e geométricas do músculo, em nosso estudo o eletrodo foi posicionado no nervo femoral, reduzindo essa limitação. Também cabe salientar que nosso equipamento não é o mais preciso para o cálculo da ativação voluntária, pois existe uma grande diferença em magnitude (~5%) do cálculo da ativação voluntária entre um eletroestimulador neuromuscular e um eletroestimulador transcraniano (KRISHNAN; WILLIAMS, 2010). A VAL calculada por um eletroestimulador neuromuscular é válida e confiável, porém quando realizamos essas mudanças de posicionamento do voluntário não é possível afirmar que a posição do eletrodo ou o nervo femoral não irão sofrer alterações.

Este estudo possui algumas limitações que devem ser apontadas. Não foi utilizado o ultrassom durante as contrações, o que auxiliaria a identificar o comprimento do fascículo em cada ângulo estudado e não seria necessário a utilização de modelos matemáticos para demonstrar cada comprimento do fascículo. Contudo, essa técnica necessitaria de um ultrassom com uma frequência de amostragem alta e um transdutor grande o suficiente para identificar um fascículo inteiro. Além disso, as imagens do RF necessitam de uma técnica diferente para identificar os fascículos e esse método ainda não foi utilizado em contrações dinâmicas. Também poderiam ter sido coletados mais ângulos de quadril e joelho, isso aumentaria a quantidade de pontos na curva torque-comprimento e teríamos uma visualização melhor da curva dos praticantes. O nosso protocolo utilizou apenas nove posições com a repetição da primeira ao final para identificar os efeitos de fadiga. Porém, quando a NMES é utilizada pode ocorrer um efeito de fadiga muito mais rápido em comparação com as contrações voluntárias. Outra limitação foi que o torque do quadril poderia ter sido avaliado. Isso traria informações relevantes para a contribuição do RF na curva torque-comprimento. No entanto, o protocolo utilizando no presente (joelho e quadril) teve uma duração média de uma hora e meia, e seria necessário o mesmo período para avaliação do quadril e mais um dia de visita ao laboratório. Esse dia a mais de avaliação poderia ser inviável para alguns dos praticantes avaliados e isso poderia resultar em uma queda significativa dos números de

praticantes avaliados nesse estudo.

## **6 CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Como considerações finais desse estudo pode-se verificar que apenas o fato de praticar as modalidades avaliadas (ciclismo, corrida e triatlo) não determina totalmente o comportamento da curva torque-comprimento do quadríceps desses praticantes. Apesar disso, pode ser um grande indicativo da categorização da curva. Pode-se especular que o volume de treinamento do praticante e o tipo de contração pode ser os grandes determinantes no comportamento da curva torque-comprimento. A ativação muscular, o nível de ativação voluntária e o comprimento do fascículo não determinam a curva torque-comprimento. Outros fatores morfológicos como a espessura, complacência e comprimento do tendão podem ter influenciado a curva torque-comprimento.

## **7 PERSPECTIVAS**

Como perspectivas futuras, alguns pontos podem ser enaltecidos: 1) Um dos pontos principais é investigar o comprimento do fascículo do RF, VL e VM durante uma contração; 2) Outro fator importante é investigar se tendão patelar pode influenciar na produção de torque; 3) Também é importante investigar como o tendão patelar se comporta durante uma contração; 4) Utilização de sEMG de alta densidade para minimizar os erros do posicionamento do eletrodo; 5) Utilização de uma eletroestimulação transcraniana para estimar a VAL de forma mais fidedigna; 6) Avaliar as mesmas modalidades cíclicas, porém com grupos iniciantes, intermediários e atletas de alto nível. Esses pontos podem ser primordiais para compreender quais são as adaptações que ocorrem com o treinamento a longo prazo.

## REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P. et al. Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. **Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 6, p. 2309–2318, 2002.
- ABE, T. et al. Relationship between sprint performance and muscle fascicle length in female sprinters. **Journal of physiological anthropology and applied human science**, v. 20, p. 141–147, 2001.
- ABE, T.; KUMAGAI, K.; BRECHUE, W. F. Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 6, p. 1125–1129, jun. 2000.
- AQUINO, C. F. V. et al. A utilização da dinamometria isocinética nas ciências do esporte e reabilitação. **Revista Brasileira da Ciência e Movimento**, v. 15, n. 1, p. 93–100, 2007.
- BAMPOURAS, T. M. et al. The role of agonist and antagonist muscles in explaining isometric knee extension torque variation with hip joint angle. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 10, p. 2039–2045, out. 2017.
- BARONI, B. et al. Muscle architecture adaptations to knee extensor eccentric training: Rectus femoris vs. vastus lateralis. **Muscle and Nerve**, v. 48, n. 4, p. 498–506, 2013.
- BEHM, D. G.; ST-PIERRE, D. M. M. M.; PEREZ, D. Muscle inactivation: Assessment of interpolated twitch technique. **Journal of Applied Physiology**, v. 81, n. 5, p. 2267–2273, 1 nov. 1996.
- BENCKE, J. et al. Anaerobic power and muscle strength characteristics of 11 years old elite and non-elite boys and girls from gymnastics, team handball, tennis and swimming. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 12, n. 3, p. 171–178, 2002.
- BENJAMIN, M.; RALPHS, J. R. Tendons in health and disease. **Manual Therapy**, v. 1, n. 4, p. 186–191, set. 1996.
- BERGQUIST, A. J. et al. Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared with a muscle belly: triceps surae. **Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 3, p. 627–637, mar. 2011.
- BERGQUIST, A. J.; WIEST, M. J.; COLLINS, D. F. Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared with a muscle belly: quadriceps femoris Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared with a. **Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 780, p. 78–89, 2012.
- BLAZEVICH, A.; GILL, N.; ZHOU, S. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **Journal of Anatomy**, v. 209, n. 3, p. 289–310, 2006.
- BLAZEVICH, A. J. et al. Training-Specific Muscle Architecture Adaptation after 5-wk Training in Athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 12, p. 2013–2022, 2003.
- BLAZEVICH, A. J. et al. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. **Journal of Applied Physiology**, v. 103, n. 5, p. 1565–1575, 2007a.
- BLAZEVICH, A. J. et al. Lack of human muscle architectural adaptation after short-term strength training. **Muscle and Nerve**, v. 35, n. 1, p. 78–86, 2007b.
- BLEMKER, S. S.; DELP, S. L. Rectus femoris and vastus intermedius fiber excursions predicted by three-dimensional muscle models. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 8, p. 1383–1391, 2006.
- BOCHKEZANIAN, V. et al. **Effects of Neuromuscular Electrical Stimulation in People**

**with Spinal Cord Injury.** [s.l: s.n.]. v. 50

BOTTER, A. et al. Atlas of the muscle motor points for the lower limb: Implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 10, p. 2461–2471, 28 out. 2011.

BRUGHELLI, M.; CRONIN, J.; NOSAKA, K. Muscle Architecture and Optimum Angle of the Knee Flexors and Extensors: a Comparison Between Cyclists and Australian Rules Football Players. **Journal of strength and conditioning research**, v. 24, n. 3, p. 717–721, 2010a.

BRUGHELLI, M.; CRONIN, J.; NOSAKA, K. Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: Acomparison between cyclists and Australian rules football players. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 3, p. 717–721, 2010b.

BUTTERFIELD, T. A.; LEONARD, T. R.; HERZOG, W. Differential serial sarcomere number adaptations in knee extensor muscles of rats is contraction type dependent. **Journal of Applied Physiology**, v. 99, n. 4, p. 1352–1358, 2005.

CATTAGNI, T. et al. H-reflex and M-wave recordings: Effect of pressure application to the stimulation electrode on the assessment of evoked potentials and subject's discomfort. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, n. April, 2017.

CHAUDHRY, H. et al. Muscle strength and stiffness in resistance exercise: Force transmission in tissues. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 21, n. 3, p. 517–522, 2017.

CHRISTIANSEN, T. L. et al. The effects of a single session of spinal manipulation on strength and cortical drive in athletes. **European Journal of Applied Physiology**, v. 118, n. 4, p. 737–749, 2018.

CORATELLA, G. et al. Specific adaptations in performance and muscle architecture after weighted jumpsquat vs. body mass squat jump training in recreational soccer players. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 32, n. 4, p. 921–929, 2018.

CORMIE, P.; MCGUIGAN, M.; NEWTON, R. Developing maximal neuromuscular power Part 2 - Training considerations for improving maximal power production. **Sports medicine**, v. 41, n. 2, p. 125–146, 2011.

DÂNGELO, J.; FATTINI, C. **Anatomia humana sistêmica e segmentar.** 2ª Edição ed. [s.l.] Atheneu, 2000.

DE BOER, M. D. et al. Effect of 5 weeks horizontal bed rest on human muscle thickness and architecture of weight bearing and non-weight bearing muscles. **European Journal of Applied Physiology**, v. 104, n. 2, p. 401–407, 2008.

DE BRITO FONTANA, H.; HERZOG, W. Vastus lateralis maximum force-generating potential occurs at optimal fascicle length regardless of activation level. **European Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 6, p. 1267–1277, 2016.

DI CAGNO, A. et al. Factors influencing performance of competitive and amateur rhythmic gymnastics-Gender differences. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 12, n. 3, p. 411–416, 2009.

DIEFENTHAELER, F. et al. Comparação de respostas fisiológicas absolutas e relativas entre ciclistas e triatletas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 13, n. 3, p. 205–208, 2007.

DOUDA, H. et al. Adaptations on physical performance characteristics after a 6-month specific training in rhythmic gymnasts. **Medical Problems of Performing Artists**, v. 22, n. 1, p. 10–17, 2007.

EMA, R. et al. In vivo measurement of human rectus femoris architecture by ultrasonography: Validity and applicability. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 33, n. 4, p. 267–

273, 2013a.

EMA, R. et al. Inhomogeneous architectural changes of the quadriceps femoris induced by resistance training. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 11, p. 2691–2703, 2013b.

EMA, R. et al. Training-induced changes in architecture of human skeletal muscles: Current evidence and unresolved issues. **The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine**, v. 5, n. 1, p. 37–46, 2016a.

EMA, R. et al. Unique muscularity in cyclists' thigh and trunk: A cross-sectional and longitudinal study. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 26, n. 7, p. 782–793, 2016b.

EMA, R.; SAKAGUCHI, M.; KAWAKAMI, Y. Thigh and Psoas Major Muscularity and Its Relation to Running Mechanics in Sprinters. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 50, n. 10, p. 2085–2091, out. 2018.

EMA, R.; WAKAHARA, T.; KAWAKAMI, Y. Effect of hip joint angle on concentric knee extension torque. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 37, n. July, p. 141–146, 2017.

ENOKA, R. M. Muscle strength and its development: New perspectives. **Sports Medicine**, v. 6, n. November, p. 146–168, 1988.

FARINA, D. et al. Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 20, n. 6, p. 62–71, 2001.

FINNI, T. Structural and functional features of human muscle-tendon unit. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 16, n. 3, p. 147–158, 2006.

FINNI, T.; KOMI, P. V.; LUKKARINIEMI, J. Achilles tendon loading during walking: Application of a novel optic fiber technique. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 77, n. 3, p. 289–291, 1998.

FOLLAND, J. P.; WILLIAMS, A. G. The adaptations to strength training: Morphological and neurological contributions to increased strength. **Sports Medicine**, v. 37, n. 2, p. 145–168, 2007a.

FOLLAND, J. P.; WILLIAMS, A. G. Methodological issues with the interpolated twitch technique. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 17, n. 3, p. 317–327, 2007b.

FOLLMER, B. et al. Analysis of elbow muscle strength parameters in Brazilian jiu-jitsu practitioners. **Journal of Sports Sciences**, v. 35, n. 23, p. 2373–2379, 2017.

FRANCHI, M. V. et al. Architectural, functional and molecular responses to concentric and eccentric loading in human skeletal muscle. **Acta Physiologica**, v. 210, n. 3, p. 642–654, 2014.

FRASSON, V. et al. Dorsiflexor and Plantarflexor Torque-Angle and Torque-Velocity Relationships of Classical Ballet Dancers and Volleyball Players. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 8, n. 14, p. 31–37, 2008.

FUKUNAGA, T. et al. Muscle architecture and function in humans. **J Biomech**, v. 30, n. 5, p. 457–463, 1997.

GARRETT JR., W. E. Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. **Med Sci Sports Exerc**, v. 22, n. 4, p. 436–443, 1990.

GOBBO, M. et al. Transcutaneous neuromuscular electrical stimulation: influence of electrode positioning and stimulus amplitude settings on muscle response. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 10, p. 2451–2459, 30 out. 2011.

GORDON, A. M.; HUXLEY, A. F.; JULIAN, F. J. Tension development in highly stretched muscle fibers. **The Journal of physiology**, v. 184, p. 143–169, 1966a.

GORDON, A. M.; HUXLEY, A. F.; JULIAN, F. J. The variation in isometric tension with

- sarcomere length in vertebrate muscle fibres. **The Journal of Physiology**, v. 184, n. 1, p. 170–192, 1966b.
- GOULART, N. B. A. et al. Treinamento Pliométrico: Métodos de Avaliação, Benefícios a Diferente Modalidades Esportivas e Comparação com outro Tipos de Treinamento. **Arquivos em Movimento**, v. 7, n. 1, p. 86–103, 2011.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K.; DERRICK, T. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. [s.l.] Manole Editora, 2016.
- HANSEN, P. et al. Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 1, p. 54–58, 2006.
- HAWLEY, J. A.; STEPTO, N. K. Adaptations to training in endurance cyclists: Implications for performance. **Sports Medicine**, v. 31, n. 7, p. 511–520, 2001.
- HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D. O. FUNCTIONAL SIGNIFICANCE OF CELL SIZE IN SPINAL MOTONEURONS. **Journal of Neurophysiology**, v. 28, n. 3, p. 560–580, maio 1965.
- HERZOG, W. The relation between the resultant moments at a joint and the moments measured by an isokinetic dynamometer. **Journal of Biomechanics**, v. 21, n. 1, p. 5–12, 1988.
- HERZOG, W. et al. **A comparison of knee extensor strength curves obtained theoretically and experimentally** *Medicine and science in sports and exercise*, 1991a.
- HERZOG, W. et al. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 23, n. 11, p. 1289–1296, nov. 1991b.
- HERZOG, W. The biomechanics of muscle contraction: optimizing sport performance. **Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie**, v. 25, n. 4, p. 286–293, 2009.
- HOLT, N. C.; AZIZI, E. What drives activation-dependent shifts in the force - Length curve? **Biology Letters**, v. 10, n. 9, p. 806–812, 2014.
- HOPKINS, W. . “**Precision of measurement. In: A new view of statistics**”. Disponível em: <<http://sportsci.org/resource/stats>. Accessed June 24, 2012>.
- HOUGLUM, P.; BERTOTI, D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 4ª Edição ed. [s.l.] Manole Editora, 2014.
- HUANG, Y. M. et al. The non-linear relationship between muscle voluntary activation level and voluntary force measured by the interpolated twitch technique. **Sensors**, v. 10, n. 1, p. 796–807, 2010.
- HUXLEY, A. F. Muscle structure and theories of contraction. **Progress in biophysics and biophysical chemistry**, v. 7, p. 255–318, 1957.
- JARVINEN, M.; KANNUS, P.; JOHNSON, R. J. How to treat knee ligament injuries? **Annales chirurgiae et gynaecologiae**, v. 80, n. 2, p. 134–140, 1991.
- KANEHISA, H. et al. Fascicle arrangements of vastus lateralis and gastrocnemius muscles in highly trained soccer players and swimmers of both genders. / Disposition des faisceaux des muscles vaste externe et jumeaux de la jambe chez des joueurs de football et des nageurs des. **International Journal of Sports Medicine**, v. 24, n. 2, p. 90–95, 2003.
- KAWAKAMI, Y. The Effects of Strength Training on Muscle Architecture in Humans. **International Journal of Sport and Health Science**, v. 3, n. Special\_Issue\_2, p. 208–217, 2005.
- KAWAKAMI, Y.; ICHINOSE, Y.; FUKUNAGA, T. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 85, n. 2, p. 398–404, 1998.
- KELLIS, E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. **Sports Medicine**,

v. 25, n. 1, p. 37–62, 1998.

KOH, T. J. Do adaptations in serial sarcomere number occur with strength training? **Human Movement Science**, v. 14, n. 1, p. 61–77, 1995.

KORVICK, D. L. et al. The use of an implantable force transducer to measure patellar tendon forces in goats. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 4, p. 557–561, 1996.

KRAEMER, W. J.; RATAMESS, N. A. **Fundamentals of Resistance Training: Progression and Exercise Prescription** *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2004.

KRISHNAN, C.; WILLIAMS, G. N. Quantification method affects estimates of voluntary quadriceps activation. **Muscle and Nerve**, v. 41, n. 6, p. 868–874, 2010.

KUBO, K. et al. Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 10, p. 1801–1810, 2007.

KWAH, L. K. et al. Reliability and validity of ultrasound measurements of muscle fascicle length and pennation in humans: a systematic review. **Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 6, p. 761–769, 2013.

KYROLAINEN, H. et al. Neuromuscular behaviour of the triceps surae muscle-tendon complex during running and jumping. / Comportement neuromusculaire du complexe muscle / tendon du triceps sural lors de la course et lors du saut. **International Journal of Sports Medicine**, v. 24, n. 3, p. 153–155, 2003.

LAKATOS, E. M. **Metodologia do trabalho científico**. 2. ed. Novo Hamburgo/RS: Feevale, 1995.

LANZA, M. B. et al. Does normalization of voluntary EMG amplitude to MMAX account for the influence of electrode location and adiposity? **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 28, n. 12, p. 2558–2566, 2018.

LANZA, M. B.; BALSHAW, T. G.; FOLLAND, J. P. Do changes in neuromuscular activation contribute to the knee extensor angle–torque relationship? **Experimental Physiology**, v. 102, n. 8, p. 962–973, 2017a.

LANZA, M. B.; BALSHAW, T. G.; FOLLAND, J. P. Do changes in neuromuscular activation contribute to the knee extensor angle–torque relationship? **Experimental Physiology**, v. 102, n. 8, p. 962–973, 1 ago. 2017b.

LANZA, M. B.; BALSHAW, T. G.; FOLLAND, J. P. Is the joint-angle specificity of isometric resistance training real? And if so, does it have a neural basis? **European Journal of Applied Physiology**, v. 119, n. 11–12, p. 2465–2476, 2019.

LATASH, M. **Neurophysiological basis of movement**. 2nd. ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008.

LEPERS, R. et al. Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 4, p. 1487–1493, 2002.

LIEBER, R. L.; FRIDÉ N, J. Functional and Clinical Significance of Skeletal Muscle Architecture. **Muscle Nerve**, v. 23, n. November, p. 1647–1666, 2000.

LIEBER, R. L.; FRIDÉN, J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. **Muscle & Nerve**, v. 23, n. 11, p. 1647–1666, 2000.

LIEBER, R. L.; FRIDÉN, J. Clinical Significance of Skeletal Muscle Architecture. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 383, n. 383, p. 140–151, fev. 2001.

LIEBER, R. L.; YEH, Y.; BASKIN, R. J. Sarcomere length determination using laser diffraction. Effect of beam and fiber diameter. **Biophysical Journal**, v. 45, n. 5, p. 1007–1016, 1984.

MACINTOSH, B. Recent developments in understanding the length dependence of

- contractile response of skeletal muscle. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 6, p. 1059–1071, 2017.
- MADEN-WILKINSON, T. M. et al. What makes long-term resistance-trained individuals so strong? A comparison of skeletal muscle morphology, architecture, and joint mechanics. **Journal of Applied Physiology**, v. 128, n. 4, p. 1000–1011, 1 abr. 2020.
- MAFFIULETTI, N. A. et al. Effect of electromyostimulation training on soleus and gastrocnemii H- and T-reflex properties. **European Journal of Applied Physiology**, v. 90, n. 5–6, p. 601–607, 2003.
- MAFFIULETTI, N. A. The use of electrostimulation exercise in competitive sport. **International journal of sports physiology and performance**, v. 1, n. 4, p. 406–407, 2006.
- MAFFIULETTI, N. A. et al. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 10, p. 2391–2397, 25 out. 2011.
- MAFFIULETTI, N. A.; LEPERS, R. Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 9, p. 1511–1516, 2003.
- MALAVIYA, P. et al. In vivo tendon forces correlate with activity level and remain bounded: Evidence in a rabbit flexor tendon model. **Journal of Biomechanics**, v. 31, n. 11, p. 1043–1049, 1998.
- MICHNA, H. A peculiar myofibrillar pattern in the murine muscletendon junction. **Cell and Tissue Research**, v. 233, n. 1, p. 227–231, 1983.
- MILLET, G. Y. et al. Electrical stimulation for testing neuromuscular function: from sport to pathology. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 10, p. 2489–2500, 18 out. 2011.
- MIYATANI, M. et al. The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. **European Journal of Applied Physiology**, v. 91, n. 2–3, p. 264–272, 2004.
- NARICI, M. V. et al. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 59, n. 4, p. 310–319, 1989.
- NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading. **Journal of Anatomy**, v. 208, n. 4, p. 433–443, 2006.
- NARICI, M. V. et al. Human quadriceps cross-sectional area and neural activation during 6 months strength training. **Acta Physiol Scand**, v. 157, n. 2, p. 175–186, 1996.
- NATORI, R. The role of myofibrils, sarcoplasm and sarcolemma in muscle-contraction. **Jikeikai Med J**, v. 1, p. 18–28, 1954.
- NICOL, C.; AVELA, J.; KOMI, P. V. **The stretch-shortening cycle: A model to study naturally occurring neuromuscular fatigue** Sports Medicine, 2006.
- NOORKOIV, M. et al. In vivo assessment of muscle fascicle length by extended field-of-view ultrasonography. **Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 6, p. 1974–1979, 2010.
- NOORKOIV, M.; NOSAKA, K.; BLAZEVIČH, A. J. Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging. **European Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 4, p. 631–639, 2010.
- NORDIN, M.; FRANKEL, V. **Biomecânica Básica do Sistema Muscoesquelético**. 4ª Edição ed. [s.l.] Guanabara, 2014.
- O'BRIEN, T. D. et al. Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 6, p. 1190–1195, 2010.
- ORANCHUK, D. J. et al. Variability of Regional Quadriceps Architecture in Trained Men

- Assessed by B-Mode and Extended-Field-of-View Ultrasonography. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 15, n. 3, p. 430–436, 1 mar. 2020.
- PÉREZ-BELLMUNT, A. et al. An anatomical and histological study of the structures surrounding the proximal attachment of the hamstring muscles. **Manual Therapy**, v. 20, n. 3, p. 445–450, 2015.
- PLACE, N. et al. Assessment of the reliability of central and peripheral fatigue after sustained maximal voluntary contraction of the quadriceps muscle. **Muscle and Nerve**, v. 35, n. 4, p. 486–495, 2007.
- RAMSEY, R. W.; STREET, S. F. The isometric length-tension diagram of isolated skeletal muscle fibers of the frog. **Journal of Cellular and Comparative Physiology**, v. 15, n. 1, p. 11–34, 1940.
- RASSIER, D. E.; MACINTOSH, B. R.; HERZOG, W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. **Applied Physiology**, v. 86, n. 5, p. 1445–1457, 1999.
- RODRIGUEZ-FALCES, J. et al. Twitch and M-wave potentiation induced by intermittent maximal voluntary quadriceps contractions: Differences between direct quadriceps and femoral nerve stimulation. **Muscle & Nerve**, v. 48, n. 6, p. 920–929, dez. 2013.
- RODRIGUEZ-FALCES, J.; MAFFIULETTI, N. A.; PLACE, N. Spatial distribution of motor units recruited during electrical stimulation of the quadriceps muscle versus the femoral nerve. **Muscle & Nerve**, v. 48, n. 5, p. 752–761, nov. 2013.
- SAKUGAWA, R.; SAMPAIO, L.; DIEFENTHAELER, F. Utilização da eletroestimulação neuromuscular como ferramenta para avaliação, treinamento e recuperação. In: BEZERRA, E.; DELLAGRANA, R.; ROSSATO, M. (Eds.). . **Biomecânica: interfaces com o esporte, saúde e exercício físico**. 1ª Edição ed. Manaus: Dados eletroônico (pdf)., 2019. p. 99–121.
- SAVELBERG, H. H. C. M.; MEIJER, K. Contribution of mono- and biarticular muscles to extending knee joint moments in runners and cyclists. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, n. 6, p. 2241–2248, 2003.
- SCHEEREN, E.; KRUEGER, E.; FREITAS, C. **Eletromiografia O que é e para que serve**. 1ª Edição ed. Curitiba: PUCPRESS, 2015.
- SCHOENFELD, B. J. et al. Upper body muscle activation during low-versus high-load resistance exercise in the bench press. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 24, n. 3, p. 217–224, 2016.
- SEYNNES, O. R. et al. Hormonal responses and adaptations to resistance exercise and training. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 35, n. 5, p. 572–584, 2007.
- SIMONEAU-BUESSINGER, E. et al. Ultrasonographic quantification of architectural response in tibialis anterior to neuromuscular electrical stimulation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 36, p. 90–95, out. 2017.
- SMOLEUSKIY, V.; GAVERDOUSKY, I. **Tratado general de gimnasia artistica deportiva**. 1ª Edição ed. [s.l.] PAIDOTRIBO, 1996.
- SON, J. et al. Intraoperative and biomechanical studies of human vastus lateralis and vastus medialis sarcomere length operating range. **Journal of Biomechanics**, v. 67, p. 91–97, 2018.
- SOUSA, C. et al. Cycling as the Best Sub-8-Hour Performance Predictor in Full Distance Triathlon. **Sports**, v. 7, n. 1, p. 24, 2019.
- STAFILIDIS, S.; ARAMPATZIS, A. Muscle-tendon unit mechanical and morphological properties and sprint performance. **Journal of Sports Sciences**, v. 25, n. 9, p. 1035–1046, 2007.
- TAŞ, S. et al. Patellar tendon mechanical properties change with gender, body mass index and quadriceps femoris muscle strength. **Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica**, v. 51, n. 1, p. 54–59, 2017.

- THEODOROPOULOU, A. et al. Delayed but normally progressed puberty is more pronounced in artistic compared with rhythmic elite gymnasts due to the intensity of training. **Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism**, v. 90, n. 11, p. 6022–6027, 2005.
- TIDBALL, J. G. Myotendinous junction: Morphological changes and mechanical failure associated with muscle cell atrophy. **Experimental and Molecular Pathology**, v. 40, n. 1, p. 1–12, 1984.
- TIDBALL, J. G. **Myotendinous junction injury in relation to junction structure and molecular composition**. **Exercise and sport sciences reviews**, 1991.
- TIMMINS, R. G. et al. Architectural adaptations of muscle to training and injury: A narrative review outlining the contributions by fascicle length, pennation angle and muscle thickness. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 23, p. 1467–1472, 2016.
- TREZISE, J.; BLAZEVIČ, A. J. Anatomical and Neuromuscular Determinants of Strength Change in Previously Untrained Men Following Heavy Strength Training. **Frontiers in Physiology**, v. 10, n. 3, p. 378–383, 6 ago. 2019.
- ULLRICH, B.; BRUEGGEMANN, G. P. Moment-knee angle relation in well trained athletes. **International Journal of Sports Medicine**, v. 29, n. 8, p. 639–645, 2008.
- VISNES, H.; TEGNANDER, A.; BAHR, R. Ultrasound characteristics of the patellar and quadriceps tendons among young elite athletes. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 25, n. 2, p. 205–215, 2015.
- VISSCHER, R. M. S. et al. Vastus medialis and lateralis activity during voluntary and stimulated contractions. **Muscle & Nerve**, v. 56, n. 5, p. 968–974, nov. 2017.
- WALKER, S. et al. Increased fascicle length but not patellar tendon stiffness after accentuated eccentric-load strength training in already-trained men. **European Journal of Applied Physiology**, v. 120, n. 11, p. 2371–2382, 2020.
- WANG, J. H. C. Mechanobiology of tendon. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 9, p. 1563–1582, 2006.
- WATANABE, K.; KOUZAKI, M.; MORITANI, T. Non-uniform surface electromyographic responses to change in joint angle within rectus femoris muscle. **Muscle and Nerve**, v. 50, n. 5, p. 794–802, 2014.
- WEBER, F. S. et al. Avaliação isocinética em jogadores de futebol profissional e comparação do desempenho entre as diferentes posições ocupadas no campo. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 16, n. 4, p. 264–268, 2010.
- WEINECK, J. **Treinamento Ideal**. 9ª Edição ed. [s.l.] Manole Editora, 2003.
- WINTER. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 4. ed. New Jersey: Wiley, 2005.
- WINTER, S. L.; CHALLIS, J. H. The Force-Length Curves of the Human Rectus Femoris and Gastrocnemius Muscles in Vivo. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 26, n. 1, p. 45–51, fev. 2010.
- WOITTIEZ, R. D. et al. A three-dimensional muscle model: A quantified relation between form and function of skeletal muscles. **Journal of Morphology**, v. 182, n. 1, p. 95–113, 1984.

## ANEXO 1 – Artigo de reprodutibilidade da NMES

Nesse anexo se encontra o artigo sobre a reprodutibilidade da aplicação de pressão manual no eletrodo durante a NMES. Ao realizar a revisão de literatura da tese, o método de aplicação de pressão manual demonstrou ser um método interessante para a redução de intensidade e desconforto dos voluntários. Um dos motivos para a realização desse estudo foi que o protocolo criado para a tese envolvia muitas estimulações supramáximas que geram muito desconforto para os voluntários, além de ser um protocolo com duração mínima de 1 hora e 30 min. Esses fatores poderiam resultar em uma perda amostral muito grande, visto que avaliações em atletas geralmente são difíceis, pois uma única avaliação pode prejudicar o planejamento de treinamento deles, e esse desconforto durante um longo período de tempo poderia resultar na desistência voluntária da coleta de dados. Por isso esses dados foram coletados como piloto para o protocolo da tese.

Ao coletar dez voluntários, foi possível verificar que o método é reprodutível, porém encontramos outro resultado interessante. Voluntários com maior espessura de tecido adiposo reportavam menos desconforto com a aplicação da pressão manual sobre o eletrodo, e voluntários com menor espessura de tecido adiposo não reportavam diferenças entre a aplicação da pressão manual sobre o eletrodo. Por isso, realizamos a coleta de mais voluntários que resultou na ideia do artigo a seguir.

Esse artigo identificou que a aplicação de pressão manual é reprodutível em diferentes dias. E também, que quanto maior a espessura de tecido adiposo maior a redução da intensidade da eletroestimulação e desconforto com a aplicação da pressão manual. Porém, voluntários com menor espessura de tecido adiposo quase não se beneficiam com a aplicação da pressão manual sobre o eletrodo. Os voluntários avaliados na tese possuíam uma pequena espessura de tecido adiposo, por isso o protocolo da tese foi modificado para não utilizar a aplicação de pressão manual.

O artigo foi submetido na revista “*IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*” que tem o fator de impacto de 3,802 e está em revisão pelos pares. O documento a seguir é o artigo já formatado de acordo com a normas de submissão da revista.

## Pressure on the electrode to reduce discomfort during neuromuscular electrical stimulation in individuals with different subcutaneous fat thickness: is the procedure effective and reliable?

Raphael Luiz Sakugawa, Lucas B. R. Orssatto, Lucas T. Sampaio, Heiliane de Brito Fontana, Fernando Diefenthaler

**Abstract**—The addition of manual pressure on the electrode during neuromuscular electrical stimulation (NMES) has been used to reduce current intensity and perceived discomfort. In this study we aimed to test i) whether this approach affect the reliability of commonly made torque output measurements and ii) whether subcutaneous fat thickness influence the efficacy of this approach in reducing current intensity and perceived discomfort. Twenty-one men (24±3.1 years) performed knee extension maximal voluntary isometric contractions with and without manual pressure on the NMES femoral nerve electrode (superimposed and resting doublets, 2 pulses at 100 Hz) during two separate sessions. Torque output was measured in an isokinetic dynamometer and thigh subcutaneous fat thickness assessed with ultrasonography. A scale of perceived discomfort was presented after contractions. Reductions in current intensity ( $p > 0.001$ ) and discomfort during superimposed doublet ( $p = 0.002$ ) and resting potentiated doublet ( $p = 0.002$ ) were confirmed for the condition in which pressure was applied to the electrode. Fat thickness was correlated to changes in current intensity ( $r = 0.63$ ;  $p = 0.002$ ) and changes in discomfort ( $r = 0.45$ ;  $p = 0.04$ ) and no differences between pressure conditions and testing sessions were observed for torque output ( $p > 0.05$ ; ICC 0.95). Adding manual pressure during NMES on femoral nerve reduces discomfort and the maximal NMES intensity required to reach maximum torque without affecting torque output magnitude and reliability. Greater reduction in intensity and discomfort were observed in participants with higher subcutaneous fat thickness levels after adding pressure on the electrode.

**Index Terms**—Electrical nerve stimulation, fat thickness, discomfort, knee extension, reliability.

### I. INTRODUCTION

Neuromuscular electrical stimulation (NMES) is widely used to investigate muscular and neurophysiological mechanisms associated with resting states or responses to acute and chronic interventions [1]. It can provide information about the contractile properties of the muscle [2], [3], [4], such as peak force, rate of force development, and half relaxation time without major interference from the central nervous system [1], [3], [5]. Despite the importance of using NMES for neuromuscular assessments, delivering an electrical stimulus may cause great discomfort (in some cases, described as unbearably painful) [6], [7].

Strategies to reduce the NMES-induced pain/discomfort have been investigated in the past years [6] - [8]. For example, stimulating the nerve induces a lower discomfort compared to stimulating the

muscle belly [9]. Also, the use of a subject-specific identification of motor points instead of a standardized reference chart for electrode positioning has been recommended [8]. Recently, another strategy has been shown useful: the application of pressure on the electrode. Cattagni et al. [6] have shown that the discomfort induced by single pulses reduced significantly when applying pressure on the electrode compared with no pressure. Authors confirmed that this effect was not accompanied by significant changes on neurophysiological parameters such as the M-wave and H-reflex amplitudes but no information regarding torque output parameters were obtained. Additionally, only single pulses were tested. Although a single pulse are useful in estimating voluntary activation level, more than two stimuli were shown to result in less force variability and, consequently, better sensitivity in assessing torque changes [10].

The reason for this reduction in discomfort when pressure is applied to the electrode is thought to be related to the compression of fat tissue, which would reduce the distance between the electrode and the nerve [11], [12]. Previous studies have shown that the NMES current intensity required to reach maximum torque depends on skinfold thickness [11] but the associated reduction in discomfort has not been measured across individuals with different fat thickness levels. One may expect that the effect of adding pressure on the electrode during NMES offer greater benefits to volunteers with thicker subcutaneous fat layer than to lean subjects, since the reduction in the distance between the stimuli and the nerve and consequently the change in the stimulation intensity required and the perceived discomfort are likely to depend on subcutaneous fat thickness.

In this study we aimed to investigate the effect of adding manual pressure to the electrode during NMES on the current intensity required to reach maximum torque, on perceived NMES-related discomfort and on maximal torque output across individuals with different subcutaneous fat thickness. The dependence current intensity and discomfort reduction on subcutaneous fat thickness and the reliability between protocols and between sessions for each protocol were assessed. We hypothesized that i) applying pressure on the electrode results in a reduction current intensity and perceived discomfort that is dependent on subcutaneous fat thickness and ii) that the application of pressure will reduce the test-retest reliability of torque output measurements.

### II. METHODS

#### A. Subjects

To participate in this study, volunteers should: 1) be males aged between 18 and 35; 2) report no previous record of neural and musculoskeletal disease or injury in the tested limbs that could interfere in the test output; 3) withstand the electrical stimulation. The participants received a detailed explanation about the experimental procedure of the study and gave their written consent. The local Ethics Committee (protocol number: 86710718.0.0000.0121) approved all the experimental procedures, which followed the code of ethics of the world medical association (Declaration of Helsinki).

Manuscript submitted September 28, 2021. This work was supported by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Finance Code 001 and the National Council of Scientific Research (CNPq) Brazil for the provision of scholarships.

Raphael L Sakugawa and Lucas T. Sampaio and Fernando Diefenthaler are with the Biomechanics Laboratory, Center of Sports, Federal University of Santa Catarina, SC, Florianópolis 88040900 Brazil. (fernando.diefenthaler@ufsc.br).

Lucas B. R. Orssatto is with School of Exercise and Nutrition Sciences, Faculty of Health, Queensland University of Technology, Australia.

Heiliane de Brito Fontana is with Biological Sciences Center, Federal University of Santa Catarina, SC, Florianópolis 88040900 Brazil.

Sample size calculation was based on the study of Cattagni et al. [6] that have ten subjects. And the sample size calculation of reliability was based on Bonett [13] and was made on an online sample calculator [14] with a minimum acceptable reliability of 0.4, expected reliability of 0.8, significance level 0.05, power level of 80%, with two days and an expected dropout rate of 10%. A sample size of 19 volunteers was obtained, therefore twenty-three healthy adult men were recruited, two participants were excluded due to unbearable discomfort to the NMES in the familiarization session, and twenty-one healthy adult men ( $24 \pm 3.1$  years,  $1.75 \pm 0.05$  m, and  $85.9 \pm 9.4$  kg) have completed all the sessions.

### B. Procedures

The participants visited the laboratory in three different sessions 48 hours apart. They were asked to avoid exercise training in the last 48 hours before tests and to avoid caffeine consumption on the testing sessions. On the first sessions, the subcutaneous-fat thickness over the rectus femoris muscle was assessed with ultrasonography. After that, participants were familiarized to the protocol involving maximal voluntary contractions and NMES procedures. On the second day, participants performed the neuromuscular tests in the following order: i) determination of the maximal NMES current intensity, ii) voluntary warm-up, and iii) maximal voluntary contraction with superimposed doublet and resting doublet in two different protocols (with the evaluator pressing the electrode on the femoral nerve or not pressing) assigned in a random order (10 participants started with pressure and 11 started without pressure). In the third day, the same procedures were followed, including the order of protocols.

A computerized ultrasound system (LOGIC S7 Expert, General Electric, USA) with a 50 mm linear transducer (6-15 MHz linear array) was used to evaluate the subcutaneous thigh fat thickness of the participants. The measurement on the front thigh (rectus femoris muscle) is a standardized site to measure subcutaneous fat thickness for the thigh and have a high reliability and accuracy [15]. The transducer was positioned over the rectus femoris muscle at 50% of the total thigh-length using a water-based conductive gel to perform the acoustic coupling of the transducer to the participant's skin. A single, experienced evaluator performed this evaluation. Three cross-sectional images were recorded. The subcutaneous fat thickness evaluations were performed by identifying in the middle of the image, the upper and lower aponeuroses and passing a perpendicular line between them; this procedure was performed using the software ImageJ 1.8.0 (National Institute of Health, USA). After that, an averaged of thickness values on the three images was calculated.

Two adhesive electrodes (ValuTrode, Axelgaard, Fallbrook, CA, USA) were used for the NMES protocols. The circular cathode (3.2 cm of diameter and 5 cm<sup>2</sup>) was positioned on the femoral triangle and the rectangular anode (13x7.5 cm and 97.5 cm<sup>2</sup>) below the gluteal fold. Then, participants were seated on the isokinetic dynamometer (Biodex Medical Systems 4, Shirley, NY, EUA) and the dominant knee positioned at 70° of flexion (0° = total extension). Inelastic bands were used on the trunk, waist and evaluated thigh, to reduce unnecessary body movement. The lateral epicondyle of the knee was aligned with the axis of rotation of the dynamometer.

The electrical stimulation rectangular pulses (0.2 ms duration) were generated using a constant current stimulator (Digitimer DS7AH, Hertfordshire, UK) and doublets (paired pulse with 10 ms interpulse timing) were delivered using LabView software (Labview 11.0, National Instruments, Austin, TX, USA). The NMES current intensity was determined separately and randomly for each condition (i.e., pressure or no pressure). It was initiated with single pulses with step increases of 10 – 20 mA in the intensity until the first torque

output was identified. This current intensity was used to start the determination of the intensity for the doublets. The maximal NMES current intensity was reached when torque values were unchanged in three consecutive doublet stimulations. Thereafter, intensities were increased by 50% to guarantee that the stimulations were supra-maximal during the protocols.

The isometric warm-up for knee extensors consisted of 15 submaximal repetitions of 3 to 5-s with 10-s intervals between them. After that, two maximal voluntary isometric knee extensor contractions of 3 to 5-s duration was performed with doublet stimulus being delivered at the plateau of the isometric contraction and at 3 s after relaxation. Between each contraction, there was a 2-min rest period. The described testing procedures were performed twice and randomly, once for the pressure on the electrode condition and once for no pressure condition. The same experienced researcher applied the manual pressure aiming to bring the electrode as close as possible to the femoral nerve using the index and middle finger, also this researcher has no previous knowledge of thigh subcutaneous-fat thickness of the participant.

Immediately after each protocol, a visual analogue scale of perceived discomfort was presented to the participants. It consisted of a straight line with 10 cm having the words "no discomfort" and "the worst discomfort you can imagine" at the beginning and end respectively, and subjects had to indicate with a pen their perceived discomfort in regards to the doublet stimulus delivered at the plateau of the maximal voluntary contraction and the one at rest. The values of perceived discomfort were subsequently measured with a ruler (100 mm) and placed in a spreadsheet for further analysis.

The torque signal was recorded by the Miotool 400 system (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda., Porto Alegre, Brasil) with a sampling frequency of 2000 Hz. All torque data of interest were analyzed offline using mathematic routines on MATLAB® (MathWorks Inc., Natick, MA, USA). After a set-order frequency to minimize signal residues as described by Winter [16] torque signals were filtered using a Butterworth low-order recursive third-order filter with a cut-off frequency of 10 Hz. From the torque-time curve, it was obtained the peak torque values produced before the stimulus (plateau), at the superimposed doublet amplitude, and at the resting potentiated doublet amplitude.

### C. Statistical analyses

A 2x2 repeated measures ANOVA (protocols vs. testing session) was conducted for peak torque values during the plateau (before stimulation), during superimposed doublet, and during potentiated doublet, perceived discomfort, and NMES current intensity. Data normality was assessed using Shapiro Wilk test, and the equality of variance and sphericity using Levene's test and Mauchly's W respectively. Bonferroni post-hoc was performed to identify pairwise differences. The eta squared for the ANOVAs were presented as a measure of effect size. The influence of subcutaneous fat thickness on the efficacy of the pressure protocol to reduce current intensity and discomfort was tested with Pearson correlations between subcutaneous-fat thickness and the variation (delta) in NMES current intensity and discomfort between protocols. Correlation coefficient was interpreted as recommended by Cohen et al. [17], as > 0.1 = small, > 0.3 = moderate, and > 0.5 = large. Reliability between sessions and protocols was tested using Intraclass correlation coefficient (ICC) and percent coefficient of variation (%CV) from an Excel spreadsheet developed by Hopkins [18]. Agreement between protocols was explored using Bland-Altman plots. All data are presented as mean and 95% confidence interval (95%CI) lower and upper limits. P-values were considered statistically significant when < 0.05.

### III. RESULTS

No significant interaction was observed between protocol and sessions for peak torque during maximal voluntary isometric contraction ( $F_{(1,20)} < 0.001$ ;  $p = 0.990$ ;  $\eta_2 < 0.001$ ). In addition, no significant differences between protocols ( $F_{(1,20)} = 0.85$ ;  $p = 0.773$ ;  $\eta_2 = 0.004$ ) or sessions ( $F_{(1,20)} = 2.63$ ;  $p = 0.12$ ;  $\eta_2 = 0.116$ ) were observed (Fig. 1a). There was also no significant interaction between protocols and sessions for peak torque during superimposed doublet ( $F_{(1,20)} = 0.098$ ;  $p = 0.757$ ;  $\eta_2 < 0.005$ ) and no differences between protocols ( $F_{(1,20)} = 1.268$ ;  $p = 0.268$ ;  $\eta_2 = 0.061$ ) or sessions ( $F_{(1,20)} = 1.268$ ;  $p = 0.268$ ;  $\eta_2 = 0.061$ ) (Fig. 1b).

There was no significant interaction between protocols and sessions for peak torque during potentiated doublet ( $F_{(1,20)} = 1.965$ ;  $p = 0.176$ ;  $\eta_2 = 0.089$ ), and no differences between protocols ( $F_{(1,20)} = 3.889$ ;  $p = 0.063$ ;  $\eta_2 = 0.163$ ) or sessions ( $F_{(1,20)} = 0.011$ ;  $p = 0.917$ ;  $\eta_2 = 0.001$ ) (Fig. 1c). Reliability between protocols and sessions for these variables is presented in Table 1.

TABLE I

TEST VS. RETEST AND PRESSURE VS. NO PRESSURE RELIABILITY.

	Test vs. retest				Pressure vs. no pressure			
	Pressure		No pressure		Test		Retest	
	ICC	CV%	ICC	CV%	ICC	CV%	ICC	CV%
Peak torque during maximal voluntary isometric contraction	0.95	7.4	0.96	6.3	0.97	5.7	0.97	5.6
Peak torque during superimposed doublet	0.97	5.3	0.96	5.8	0.97	5.3	0.97	5.0
Peak torque during potentiated doublet	0.92	12.0	0.91	12.3	0.88	11.0	0.97	6.8

ICC, Intraclass correlation coefficient; CV, coefficient of variation.

Given the excellent reliability and the lack of interaction or significant effects involving the factor "sessions", further analyses were based on pooled data between sessions. In the Bland-Altman plots we show low bias (residual value of average of percent difference) and moderate random errors that were found for peak torque during maximal voluntary isometric contraction, peak torque during superimposed doublet, and peak torque during potentiated doublet (Fig. 2) between protocols showing a good agreement for torque output variables.

No significant interaction was observed between protocol and sessions for NMES current intensity ( $F_{(1,20)} = 0.631$ ;  $p = 0.436$ ;  $\eta_2 = 0.031$ ) and discomfort during ( $F_{(1,20)} = 3.534$ ;  $p = 0.076$ ;  $\eta_2 = 0.157$ ) and after the protocol ( $F_{(1,20)} = 1.334$ ;  $p = 0.262$ ;  $\eta_2 = 0.06$ ). In contrast to torque variables, significant differences between protocols were observed for NMES current intensity and discomfort during superimposed doublet and during potentiated doublet (Table

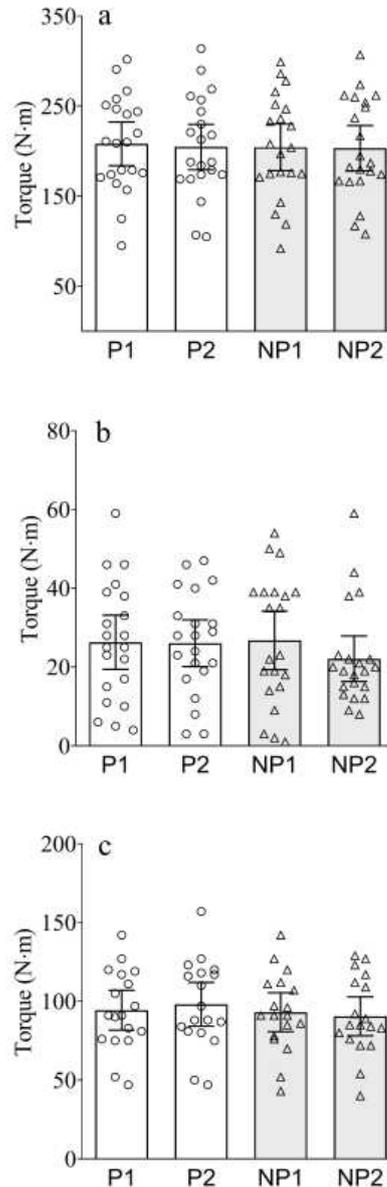


Fig. 1. Mean and 95% confidence interval lower and upper limits for peak torque during maximal voluntary isometric contraction (a); peak torque during superimposed doublet (b); peak torque during potentiated doublet (c) for pressure and no pressure conditions. P, pressure; NP, no pressure; and 1 and 2 refer to consecutive sessions.

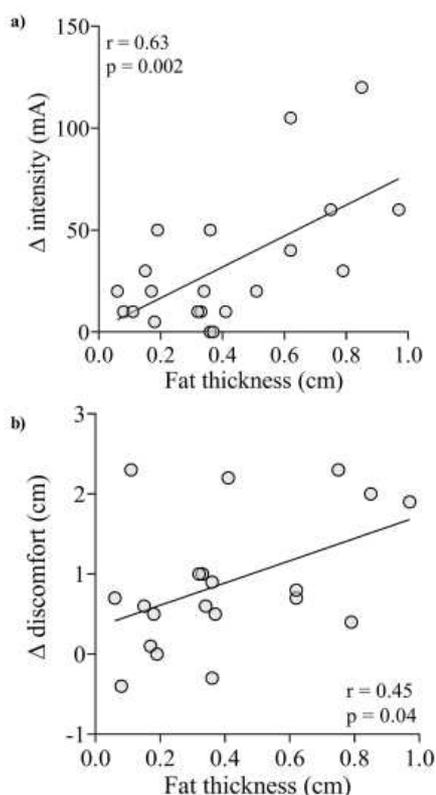


Fig. 3. Pearson correlation between thigh subcutaneous-fat thickness (cm) with stimulation  $\Delta$ INTENSITY (a); and  $\Delta$ DISCOMFORT (b).

pressure was based on an intense effort using the index and middle finger "to bring the electrode as close as possible to the femoral nerve". This is a common procedure and we are not aware of previous studies have evaluated the reliability of this technique. Our results show that adding manual pressure to the electrode does not affect the torque output during a maximal voluntary contraction, superimposed doublets, or potentiated doublets, and does not compromise the between-sessions reliability. The good reliability observed in our study is an important factor for the NMES measurement methods [3], [19]. Clark *et al.* [19] showed very high reliability of NMES between two nonconsecutive sessions without pressure on the electrode, and Place *et al.* [3] demonstrated very high reliability even in fatigued conditions. In addition to the benefits of reducing stimulation current intensity and perceived discomfort, we show that the condition with pressure also presents good reliability. The agreement between the protocols suggests that despite their differences in terms of comfort to the subject being evaluated, torque measures are comparable with biases under 4% of the average estimate, this demonstrated that both protocols can be used without interference in maximal torque production.

In addition, errors seem to be independent of the torque produced during the test. The lower electrical stimulation intensity and perceived discomfort observed in our study for the condition with manual pressure added to the electrode compared to the condition with no pressure agrees with a previous study on single pulses conducted by Cattagni *et al.* [6] The authors focused their investigation on the effect of adding pressure to the electrode on neurophysiological signals (e.g., M-wave). In our study, we show that a significant reduction in discomfort and current intensity can also be reliably achieved for doublet stimulus and that this effect is highly dependent on subcutaneous-fat thickness (Fig. 3).

The influence of subcutaneous-fat thickness on stimulation intensity was reported by Maffiuletti *et al.* [20] and Medeiros *et al.* [11], who demonstrated a positive relationship between subcutaneous-fat thickness and current intensity needed to evoke an electrophysiological response. This is thought to occur because the fat tissue has high resistance [12], and the thicker the layer, the longer the distance between the skin and the motor units [11]. In this study, we show that the higher value of current intensity required during NMES in subjects with thick subcutaneous fat layer might be avoided by adding pressure to the electrode.

Future studies controlling the change in subcutaneous fat thickness over the nerve during pressure application may help understand the interactions between pressure effect and subcutaneous fat thickness observed in our study. Changes in the pressure applied across individuals may be necessary since those with higher fat tissue required higher pressure than those with lower fat tissue. In our experiment a good reliability of the protocol was confirmed. But it is unknown if this reliability depends on the investigator. Future studies should also address the inter-rater reliability of our findings.

This study has some limitations that should be pointed out. While a single experienced evaluator applied the pressure on the electrodes for all measurements in all participants, the pressure on the electrodes was not controlled or quantified. This allowed the evaluator to change the pressure intensity according to each participant's subcutaneous-fat thickness. This flexibility may be necessary since the ones with higher fat tissue required higher pressure compared to the ones with lower fat tissue. Despite the lack of control, the good reliability of the protocol suggests that the evaluator is able to produce pressure in a consistent manner.

In conclusion, adding manual pressure to the NMES electrode on the femoral nerve results a stimulation current intensity and perceived discomfort that are lower than the ones associated with the protocol with no pressure. Importantly, these findings are accompanied by no changes in torque output during a maximal voluntary isometric contraction, superimposed and potentiated doublets, and by a good reliability between sessions. The strong relationship between stimulation current intensity and subcutaneous-fat thickness suggests that this protocol can be especially beneficial to individuals with higher body fat, lowering the required intensity during NMES tests.

#### ACKNOWLEDGMENT

The authors thank the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Finance Code 001 and the National Council of Scientific Research (CNPq) Brazil for the provision of scholarships.

#### REFERENCES

- [1] N. A. Maffiuletti, *et al.*, "Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues", *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 111, no. 10, pp. 2391-2397, Oct. 2011, DOI: 10.1002/mus.22050.

**TABLE II**  
COMPARISON BETWEEN THE NEUROMUSCULAR ELECTRICAL STIMULATION (NMES) CURRENT INTENSITY AND PERCEIVED DISCOMFORT DURING SUPERIMPOSED AND POTENTIATED DOUBLETS FOR PRESSURE AND NO PRESSURE ON THE ELECTRODE.

	Pressure	No pressure	p-value	F	$\eta^2$
NMES current intensity (mA)	134 (95 – 172)	169 (118 – 220)	>0.001	25,661	0.575
Discomfort during superimposed doublet (cm)	1.8 (1.3 – 2.2)	2.4 (1.7 – 3.0)	0.002	19,067	0.501
Discomfort during potentiated doublet (cm)	2.6 (1.7 – 3.4)	3.3 (2.4 – 4.3)	0.002	20,241	0.516

Data are presented as mean and 95% confidence interval lower and upper limits.

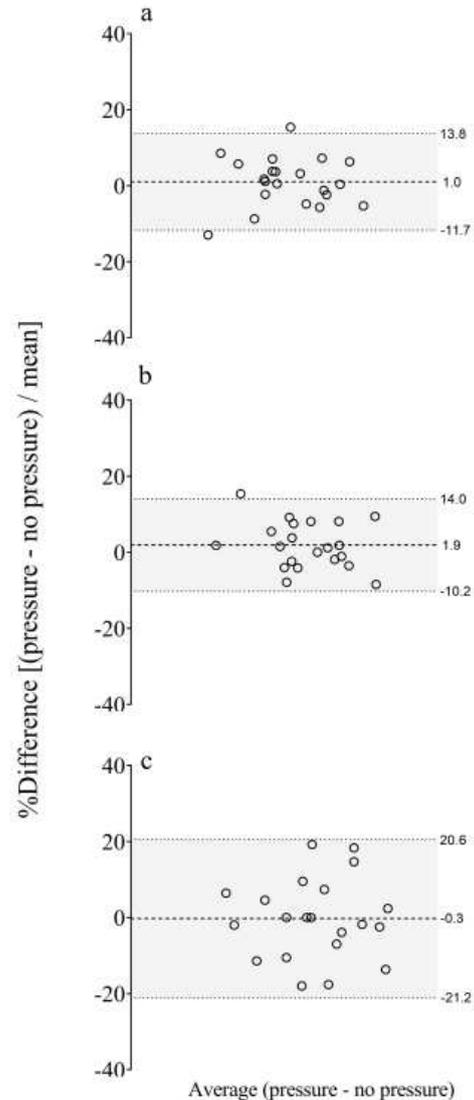
2). In table 2, we present the mean and 95%CI between protocols for NMES current intensity, discomfort during superimposed doublet and discomfort during potentiated doublet.

Participants presented 0.41 cm (95%CI: 0.28 – 0.52 cm) of thigh subcutaneous-fat thickness. We observed a positive large correlation between thigh subcutaneous-fat thickness and changes in current intensity between protocols ( $\Delta$ INTENSITY) ( $r = 0.63$ , and  $p = 0.002$ ) (Fig. 3a) and a positive moderate correlation between thigh subcutaneous-fat thickness and changes in discomfort ( $\Delta$ DISCOMFORT) ( $r = 0.45$ ,  $p = 0.04$ ) (Fig. 3b).

#### IV. DISCUSSION

The main findings of this study suggest that applying manual pressure on the electrical-stimulation anode electrode at the plateau of a maximal voluntary contraction (superimposed doublet) and during the subsequent resting period (potentiated doublet) reduced the stimulation current intensity required to evoke maximal torque and the associated perceived discomfort. Contrary to our hypothesis, the application of pressure on the electrode did not result in significant changes in torque output magnitude and/or reliability. With regards to the influence of subcutaneous fat thickness on the efficacy of the pressure protocol, we observed a strong positive correlation between the subcutaneous-fat thickness and the difference between protocols for the current intensity required to evoke a maximal torque and for discomfort. This result indicates that participants with higher body fat benefit from the pressure condition in a greater extent than individuals with a thinner subcutaneous-fat layer. For lean subjects, the application of pressure does not necessarily lead to a reduction in current intensity (Fig 3a) and may lead to an increase in discomfort (Fig 3b).

The technique of adding pressure during NMES is usually performed with manual pressure and the magnitude of the pressure applied is based on the investigator best judgement. In this study,



**Fig. 2** Legend Figure 2 - Bland-Altman plots for peak torque during maximal voluntary isometric contraction (a), peak torque during superimposed doublet (b), and peak torque during potentiated doublet (c).

- [2] S. D. Blacker, J. I. Fallowfield, and M. E. T. Willems, "Intra- and interday reliability of voluntary and electrically stimulated isometric contractions of the quadriceps femoris", *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 23, no. 4, pp. 886–891, Aug. 2013, DOI 10.1016/j.jelekin.2013.02.007.
- [3] N. Place, N. A. Maffiuletti, A. Martin, and R. Lepers, "Assessment of the reliability of central and peripheral fatigue after sustained maximal voluntary contraction of the quadriceps muscle", *Muscle Nerve*, vol. 35, no. 4, pp. 486–495, Apr. 2007, DOI 10.1002/mus.20714.
- [4] T. Kesar, and S. Binder-Macleod, "Effect of frequency and pulse duration on human muscle fatigue during repetitive electrical stimulation", *Exp. Physiol.*, vol. 91, no. 6, pp. 967–976, Nov. 2006, DOI 10.1113/expphysiol.2006.033886.
- [5] G. Y. Millet, V. Martin, A. Martin, and S. Vergès, "Electrical stimulation for testing neuromuscular function: from sport to pathology", *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 111, no. 10, pp. 2489–2500, Oct. 2011, DOI 10.1007/s00421-011-1996-y.
- [6] T. Cattagni, A. N. Merlet, C. Cornu, and M. Jubeau, "H-reflex and M-wave recordings: effect of pressure application to the stimulation electrode on the assessment of evoked potentials and subject's discomfort", *Clin. Physiol. Funct. Imaging*, vol. 38, no. 3, pp. 416–424, May. 2018, DOI 10.1113/expphysiol.2006.033886.
- [7] M. Miller, D. Downham, J. Lexell, "Effects of superimposed electrical stimulation on perceived discomfort and torque increment size and variability", *Muscle Nerve*, vol. 27, no. 1, pp. 90–98, Jan. 2003, DOI 10.1002/mus.10289.
- [8] M. Gobbo, N. A. Maffiuletti, C. Orizio, and M.A. Minetto, "Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use", *J. NeuroEng. Rehabil.*, vol. 11, no. 1, pp. 1–6, Feb. 2014, DOI 10.1186/1743-0003-11-17.
- [9] J. Rodriguez-Falces, and N. Place, "Recruitment order of quadriceps motor units: Femoral nerve vs. direct quadriceps stimulation", *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 113, no. 12, pp. 3069–3077, Dec. 2013, DOI 10.1007/s00421-013-2736-2.
- [10] A. Shield, and S. Zhou, S., "Assessing Voluntary Muscle Activation with the Twitch Interpolation Technique", *Sports Medicine*, vol. 34, no. 4, pp. 253–267, Sep. 2004, DOI 10.2165/00007256-200434040-00005.
- [11] J. Petrofsky, "The effect of the subcutaneous fat on the transfer of current through skin and into muscle", *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 9, pp. 1168–1176, Nov. 2008, DOI 10.1016/j.medengphy.2008.02.009.
- [12] F. V. A. Medeiros, et al., "Skinfold thickness affects the isometric knee extension torque evoked by neuromuscular electrical stimulation", *Braz. J. Phys. Ther.*, vol. 19, no. 6, pp. 466–472, Sep. 2015, DOI 10.1590/bjpt-rbf.2014.0114.
- [13] D. G. Bonett, "Sample size requirements for estimating intraclass correlations with desired precision", *Stat Med.*, vol. 21, no. 9, pp. 1331–1335, May. 2002, DOI 10.1002/sim.1108.
- [14] W. N. Arifin, *Sample size calculator (web)*, 2021. Accessed on: Jan. 23, 2021. [Online]. Available: <http://wnarifin.github.io>.
- [15] P. Stöckle, et al., "Standardized Ultrasound Measurement of Subcutaneous Fat Patterning: High Reliability and Accuracy in Groups Ranging from Lean to Obese", *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 43, no. 2, pp. 427–438, Feb. 2017, DOI 10.1016/j.ultrasmedbio.2016.09.014.
- [16] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th ed. New Jersey, JWS, 2009, pp. 1–370.
- [17] J. Cohen, *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2nd ed. New Jersey, L. Erlbaum Associates, 1988, pp. 1–400.
- [18] W. G. Hopkins, *Precision of measurement. In: A New View of Statistics*, Oct. 2011. Accessed on: Jan. 10, 2021. [Online]. Available: <https://www.sportsci.org/resource/stats/precision.html>
- [19] B. C. Clark, S. B. Cook, and L. L. Ploutz-Snyder, "Reliability of techniques to assess human neuromuscular function in vivo", *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 17, no. 1, pp. 90–101, Feb. 2007, DOI 10.1016/j.jelekin.2005.11.008.
- [20] N. A. Maffiuletti, et al., "Effect of gender and obesity on electrical current thresholds", *Muscle Nerve*, vol. 44, no. 2, pp. 202–207, Aug. 2011, DOI 10.1002/mus.22050.