

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB**  
**FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA - FEF**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO MUSCULAR E DO TIPO DE  
CONTRAÇÃO NA FADIGA NEUROMUSCULAR: DA ANÁLISE  
LINEAR À ANÁLISE DE COMPLEXIDADE DE SINAIS  
MECÂNICOS E ELETROFISIOLÓGICOS**

Jonathan Galvão Tenório Cavalcante

Orientador: Professor Dr. João Luiz Quagliotti Durigan

Co-orientador: Professor Dr. Jeam Geremia

DOCTORAL THESIS IN PHYSICAL EDUCATION

BRASÍLIA – DF

2025

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB**  
**FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA - FEF**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO MUSCULAR E DO TIPO DE  
CONTRAÇÃO NA FADIGA NEUROMUSCULAR: DA ANÁLISE  
LINEAR À ANÁLISE DE COMPLEXIDADE DE SINAIS  
MECÂNICOS E ELETROFISIOLÓGICOS**

*Influence of muscle length and contraction type on neuromuscular fatigue: from linear to complexity  
analysis of mechanical and electrophysiological signals*

Jonathan Galvão Tenório Cavalcante

DOCTORAL THESIS IN PHYSICAL EDUCATION

Approved by:

---

**Prof. Dr. João Luiz Quagliotti Durigan**

---

**Prof. Dr. Martim Francisco Botaro Marques**

---

**Prof. Dr. Denis César Leite Vieira**

---

**Prof. Dr. José Roberto de Souza Júnior**

**Alternate member: Prof. Dr. Ritielli de Oliveira Valeriano**

BRASÍLIA – DF

2025

## SUMMARY

|                                                                                                                                                                                                        |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| DEDICATION .....                                                                                                                                                                                       | 2  |
| ACKNOWLEDGMENTS .....                                                                                                                                                                                  | 3  |
| EPIGRAPH .....                                                                                                                                                                                         | 4  |
| TÍTULO EM PORTUGUÊS: .....                                                                                                                                                                             | 6  |
| RESUMO EXPANDIDO: .....                                                                                                                                                                                | 6  |
| SCIENTIFIC PRODUCTION DURING THE DOCTORAL PROGRAM .....                                                                                                                                                | 8  |
| CONTEXTUALIZATION .....                                                                                                                                                                                | 9  |
| JUSTIFICATIVE .....                                                                                                                                                                                    | 12 |
| REFERENCES .....                                                                                                                                                                                       | 12 |
| ARTICLE 1 – OS ÂNGULOS DAS ARTICULAÇÕES DO QUADRIL E DO JOELHO DETERMINAM O INÍCIO DA FADIGA DURANTE A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DO QUADRÍCEPS .....                                          | 17 |
| ARTICLE 2 - EFEITO DO COMPRIMENTO MUSCULAR SOBRE O TORQUE EVOCADO MÁXIMO, DESCONFORTO, FADIGA E ADAPTAÇÕES DE FORÇA DURANTE A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA EM POPULAÇÕES ADULTAS: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA..... | 51 |
| ARTICLE 3 – THE EFFECT OF SQUAT JUMPS VS. DROP JUMPS ON NEUROMUSCULAR FATIGUE: INTEGRATING SUBMAXIMAL TESTS AND NONLINEAR ANALYSES INTO CONVENTIONAL APPROACHES .....                                  | 88 |

## DEDICATION

I dedicate this work to my beloved wife Alexandra, who grows and dreams with me, and makes my hardest days lighter, helping me stay focused on the work when I need it most and taking care of me in every detail.

To my sister-in-law and her parents, for their incredible support and for trusting me during difficult times, showing generosity and patience in practice. Their help allowed me to complete this doctorate, overcoming the challenges that came with the courage of giving up material security to live the dream of doing research abroad and experiencing French culture.

I dedicate this to my little daughter Milena, whose inspiration reminds me that beyond responsibilities, I have purposes.

My thanks to my mother Zélia, for her daily presence through biblical messages, advice, and affection.

To my father Hélio, who never expects less from me.

To my sister Suellen, my dear nephews Lucas and Davi, my aunts (with special affection for Aunt Denise), and my cousins. Every step I take, every challenge I embrace, is guided by the wish to help and bring everyone closer.

Finally, to my friends, who brighten my days with random conversations, shared memories, and moments of reunion.

I am truly blessed to have such wonderful people around me.

## ACKNOWLEDGMENTS

I would like to express my gratitude to my advisor, Professor Dr. João Durigan, for teaching by example and for countless conversations and pieces of advice. I am also grateful to the Laboratory of Muscle-Tendon Plasticity (LaPlast) and the Strength Laboratory of the Faculty of Physical Education at the University of Brasília for supporting my research.

My sincere thanks to Dr. Denis Vieira for his essential help with every aspect of my research exchange in France, and to Professor Dr. Nicolas Babault and the Université Bourgogne Europe for welcoming me and trusting me during several intense weeks of data collection at the Centre d'Expertise de la Performance G. Cometti. Professor Babault is truly admirable for mastering both the theoretical and technical aspects of experimental research and for teaching them with remarkable clarity and expertise.

I am especially grateful to Mr. Lucas Pereira for his friendship and partnership, which made it possible to conduct our experiment with joy, ethics, and even some post-work football nights. His cooperation was essential for recruiting and communicating with participants, whom I also remember with gratitude.

I am deeply grateful to my co-supervisor, Professor Dr. Jeam Geremia, for the solid foundation he provided in the development of studies already completed and for those that will continue beyond this doctorate.

I also thank the Physical Education Program for the 1-year grant (2021–2022), and the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) for the 6-month financial support (2024) for the Sandwich Doctorate (Edital 30/2023) at Université Bourgogne Europe, which provided a period of high dedication to the completion of this thesis. Finally, I acknowledge the financial support for scientific publications from DPG (Editais 0007/2021 and 001/2025) and Fundação de Amparo à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF, Edital 03/2023).

## EPIGRAPH

### **Proverbs 16:3**

*Commit to the Lord whatever you do,  
and He will establish your plans.*

## **AUTHOR'S ACADEMIC JOURNEY**

I started my PhD in January 2021, but the foundations for my doctoral research were established during my Master's degree (2018–2020). That period sparked my interest in exploring the mechanisms underlying neuromuscular fatigue and performance, which later evolved into the central theme of my PhD thesis.

Between 2018 and 2025, I had the privilege of engaging in remarkable academic experiences and collaborations with both Brazilian and international researchers. These included technical visits to the Universidade de Brasília by Professors Nicolas Babault and Jean Geremia, whose insights greatly contributed to my scientific development.

In December 2018, I also had the opportunity to visit the University of Delaware (USA), where I met Professor Karin Silbernagel and her PhD students at the Tendon Research Lab—an enriching experience that broadened my understanding of methods to assess tendon properties.

From June 2024 to January 2025, I carried out a Sandwich Doctorate at the Université Bourgogne Europe (France), which provided me with an exceptional environment to refine my experimental methods, collaborate in an international setting, and strengthen the scientific and human aspects of my academic journey.

I consider the PhD a challenging but worthwhile journey. There are so many opportunities to gain knowledge and collaborate with people worldwide. I am proud of everything I have learned, and I look forward to continuing to advance in my research and professional endeavors.

## **Título em português:**

Influência do comprimento muscular e do tipo de contração na fadiga neuromuscular: da análise linear à análise de complexidade de sinais mecânicos e eletrofisiológicos

## **Resumo expandido:**

A fadiga neuromuscular é um fenômeno multifatorial que envolve processos centrais e periféricos do sistema neuromuscular, caracterizando-se pela redução da capacidade de gerar força em decorrência de interações metabólicas, eletrofisiológicas e neurais devido atividade prolongada. Entre os fatores determinantes, o comprimento muscular e o tipo de contração merecem destaque por influenciarem diretamente a eficiência mecânica e os mecanismos de fadiga. O comprimento muscular afeta a sobreposição dos filamentos de actina e miosina, enquanto o tipo de contração define o padrão de recrutamento das unidades motoras e o estresse mecânico sobre as fibras.

A estimulação elétrica neuromuscular (NMES) é amplamente empregada em contextos clínicos e esportivos para fortalecimento e recuperação muscular. Contudo, as contrações evocadas pela NMES são mais fatigantes e potencialmente mais danosas que as voluntárias, devido ao recrutamento sincrônico e fixo das unidades motoras. Além disso, o comprimento muscular exerce influência determinante sobre a fatigabilidade: comprimentos mais curtos reduzem torque e custo metabólico, enquanto comprimentos mais longos aumentam a produção de torque, mas aceleram o aparecimento da fadiga. O primeiro estudo desta tese (*“Hip and knee joint angles determine fatigue onset during quadriceps neuromuscular electrical stimulation”*) demonstrou experimentalmente que a fatigabilidade induzida pela NMES depende fortemente da posição articular, reforçando a importância de ajustar o posicionamento dos membros para equilibrar torque e resistência à fadiga.

O segundo estudo (*“Effect of muscle length on maximum evoked torque, discomfort, fatigue, and strength adaptations during electrical stimulation in adult populations: a systematic review”*) sintetizou as evidências disponíveis e confirmou que a NMES aplicada em comprimentos intermediários a longos gera maior torque e melhores adaptações de força, embora com maior fatigabilidade. Em contrapartida, a estimulação em comprimentos curtos reduz a fadiga, mas também limita o torque e os ganhos de força. Assim, o comprimento muscular se apresenta como variável ajustável que pode ser otimizada conforme o objetivo clínico ou esportivo.

O terceiro estudo (*“The effect of squat jumps vs. drop jumps on neuromuscular fatigue: Integrating submaximal tests and nonlinear analyses into conventional approaches”*) investigou como diferentes tipos de contração influenciam a fadiga durante exercícios voluntários. Os resultados mostraram que o drop jump, de natureza pliométrica, induziu maior fadiga periférica e dor muscular tardia, enquanto o squat jump, predominantemente concêntrico, gerou fadiga mais central e metabólica. Para uma análise mais abrangente, o estudo integrou métricas lineares tradicionais a abordagens não lineares, como entropia amostral e análise multifractal, revelando que a fadiga está associada à perda de complexidade fisiológica, isto é, à redução da variabilidade e da adaptabilidade do sistema neuromuscular.

Em conjunto, os três estudos formam um arcabouço integrativo que conecta perspectivas mecânicas, eletrofisiológicas e computacionais sobre a fadiga. Os dois primeiros elucidam como o comprimento muscular e a configuração articular modulam a relação entre torque e fadiga durante a NMES, enquanto o terceiro amplia essa análise para exercícios voluntários, evidenciando como o tipo de contração afeta os mecanismos de fadiga e a complexidade dos sinais. Ao integrar análises lineares e não lineares, esta tese propõe uma visão multidimensional da fadiga como um processo adaptativo, e não meramente degenerativo. As implicações práticas estendem-se à otimização de protocolos individualizados de treinamento e reabilitação, contribuindo para aprimorar o desempenho, prevenir lesões e aproximar achados laboratoriais de resultados funcionais em ciências do movimento humano.

Palavras-Chave: relação força-comprimento; estimulação elétrica; pliometria; fadiga; análise não linear

## SCIENTIFIC PRODUCTION DURING THE DOCTORAL PROGRAM

### PUBLISHED ARTICLES

- Cavalcante JGT, Marqueti RC, Geremia JM, de Sousa Neto IV, Baroni BM, Silbernagel KG, et al. The Effect of Quadriceps Muscle Length on Maximum Neuromuscular Electrical Stimulation Evoked Contraction, Muscle Architecture, and Tendon-Aponeurosis Stiffness. *Front Physiol.* 2021;12:633589.
- Cavalcante JGT, Marqueti RdC, Corrigan P, de Sousa AMM, Bottaro M, Babault N, et al. The effects of knee and hip joint angles on patellar tendon loading during quadriceps neuromuscular electrical stimulation. *Translational Sports Medicine* 2021;4(5):587-96.
- \*Cavalcante JGT, de Almeida Ventura Á, de Jesus Ferreira LG, de Sousa AMM, de Sousa Neto IV, de Cássia Marqueti R, et al. Hip and Knee Joint Angles Determine Fatigue Onset during Quadriceps Neuromuscular Electrical Stimulation. *Applied Bionics and Biomechanics.* 2022;2022:4612867.
- Ventura A, Gomes L, Cavalcante J, Vieira D, Sousa CV, Marqueti RC, et al. Does Electrode Sensor Positioning over Motor Points Affect Different Portions of Quadriceps Muscle Architecture during Submaximal Evoked Torque? *Journal of Sensors.* 2023;2023:7.
- Santana L, Fachin-Martins E, Borges DL, Tenorio Cavalcante JG, Babault N, Neto FR, et al. Neuromuscular disorders in women and men with spinal cord injury are associated with changes in muscle and tendon architecture. *J Spinal Cord Med.* 2023;46(5):742-52.
- de Sousa AMM, Cavalcante JGT, Bottaro M, Vieira DCL, Babault N, Geremia JM, et al. The Influence of Hip and Knee Joint Angles on Quadriceps Muscle-Tendon Unit Properties during Maximal Voluntary Isometric Contraction. *Int J Environ Res Public Health.* 2023;20(5).
- \*Cavalcante JGT, Ribeiro VHS, Marqueti RC, Paz IA, Bastos JAI, Vaz MA, et al. Effect of muscle length on maximum evoked torque, discomfort, contraction fatigue, and strength adaptations during electrical stimulation in adult populations: A systematic review. *PLoS One.* 2024;19(6):e0304205.
- Cavalcante J, Ribeiro V, Marqueti R, Babault N, Maffiuletti N, Costa R, Vaz M, Durigan J. Part I: Effects of Asynchronous vs Conventional Synchronous Neuromuscular Electrical Stimulation on Maximal Evoked Torque, Fatigability, Discomfort, and Strength Gains – A Systematic Review with Meta-Analysis and Meta-Regression. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Nov.2025. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2025.10.026>.

*\* Article published as part of this Thesis.*

### MANUSCRIPTS TO BE SUBMITTED AFTER THE DOCTORAL COMMITTEE'S REVIEW

- The effect of squat jumps vs. drop jumps on neuromuscular fatigue: Integrating submaximal tests and nonlinear analyses into conventional approaches.

## CONTEXTUALIZATION

Neuromuscular fatigue is a multifactorial phenomenon involving processes at both the central and peripheral levels of the neuromuscular system (Gandevia, 2001; Allen *et al.*, 2008). It represents a decline in the capacity to produce force or power, resulting from complex interactions between metabolic, electrophysiological, and neural adjustments (Rampichini *et al.*, 2020). Among the factors influencing fatigue, muscle length and contraction type have received particular attention. Muscle length modulates the overlap between actin and myosin filaments, the torque–angle relationship, and joint moment arm (Gordon *et al.*, 1966; Fitch and McComas, 1985; Hansen *et al.*, 2003). Contraction type, in turn, determines the pattern of motor unit recruitment, energy expenditure, and the extent of mechanical stress on muscle fibers (Komi, 2000; Staniszewski *et al.*, 2021). Both factors have profound implications for the development of neuromuscular fatigue, especially when muscle activation is externally evoked or when mechanical loads differ between concentric, isometric, and stretch–shortening contractions (Gandevia, 2001; Allen *et al.*, 2008). Understanding the mechanisms and determinants of fatigue is essential not only for optimizing sports performance but also for improving neuromuscular function in rehabilitation contexts.

### *Neuromuscular electrical stimulation and fatigue*

Neuromuscular electrical stimulation (NMES) is widely used to recover functionality and strengthen muscles (Vaz *et al.*, 2013; Herzig *et al.*, 2015; Knutson *et al.*, 2015). However, NMES-evoked contractions are more fatiguing and damaging than voluntary contractions (Jubeau *et al.*, 2008; Maffiuletti, 2010; Jubeau *et al.*, 2015), a limitation related to the synchronous and spatially fixed recruitment of motor units that contrasts with the natural, asynchronous activation during voluntary contractions (Enoka and Duchateau, 2016; Bastos *et al.*, 2021). In addition, muscle length has a decisive impact on the mechanical efficiency and fatigability of NMES-evoked contractions. At shorter lengths, fewer cross-bridges are available, which reduces torque, metabolic cost, and fatigue; conversely, at optimal or slightly longer lengths, torque is higher, but fatigue develops faster (Fitch and McComas, 1985; Chan *et al.*, 2001; Lee *et al.*, 2007; Marion *et al.*, 2009; Pethick *et al.*, 2021). The first article of this thesis (Cavalcante *et al.*, 2022), experimentally examined these interactions. By varying hip and knee angles to alter quadriceps muscle length, it confirmed that NMES-

induced fatigability is highly dependent on joint positioning. These results emphasize the importance of adjusting lower-limb position to balance torque output and fatigue development in NMES protocols.

Although NMES parameters such as current type, amplitude, frequency, and pulse duration have been extensively studied (Maffiuletti, 2010; Medeiros *et al.*, 2017; Vaz and Frasson, 2018; Rabello *et al.*, 2021; Modesto *et al.*, 2022), evidence on the optimal muscle length has been fragmented. The second article (Cavalcante *et al.*, 2024), addressed this gap by systematically synthesizing data from studies comparing different joint configurations. The review showed that NMES at intermediate to long muscle lengths produces the greatest evoked torque and strength adaptations (Fahey *et al.*, 1985; Delitto *et al.*, 1988; Gerrits *et al.*, 2005), although at the cost of increased fatigability (Marion *et al.*, 2009; Cavalcante *et al.*, 2022). Conversely, stimulation at shorter lengths may reduce fatigue but also limit torque and training gains, and sometimes increases discomfort (Herzig *et al.*, 2015). These results align with the classical force-length relationship (Gordon *et al.*, 1966; Hansen *et al.*, 2003; Fukutani *et al.*, 2017; de Sousa *et al.*, 2023). Therefore, muscle length represents a modifiable factor that can be optimized depending on the therapeutic goal, either maximizing force and strengthening at the expense of faster fatigue or minimizing discomfort and allowing longer-duration sessions. Importantly, such findings have direct clinical and performance implications, particularly for designing individualized NMES protocols that balance torque generation, fatigue resistance, and comfort (Fitzgerald *et al.*, 2003; Maffiuletti, 2010).

### ***Contraction type and fatigue mechanisms***

While NMES provides a controlled model of externally driven activation, voluntary exercises introduce additional physiological complexities, particularly those involving different contraction types. Concentric and stretch–shortening cycle (SSC) exercises, particularly squat jump (SJ) and drop jump (DJ), differ markedly in their mechanical and neural demands. Plyometric SSC tasks involve eccentric loading, stretch reflex contribution, and elastic energy storage (Komi, 2000; Staniszewski *et al.*, 2021), which in turn influence the origin of fatigue, whether predominantly central or peripheral (Gandevia, 2001; Allen *et al.*, 2008). The third article, “*The effect of squat jumps vs. drop jumps on neuromuscular fatigue: Integrating submaximal tests and nonlinear analyses into conventional approaches*”, compared fatigue induced by concentric versus plyometric exercises. The results demonstrated that DJ produced greater peripheral fatigue

and delayed-onset muscle soreness (DOMS), consistent with eccentric-induced muscle damage (Maffulli *et al.*, 2013), whereas SJ elicited a more central or metabolic fatigue pattern.

To better characterize these phenomena, the study combined traditional linear analyses (e.g., RMS, torque variability) (DeAngelis *et al.*, 1990; Troiano *et al.*, 2008; Pethick and Tallent, 2022), with nonlinear approaches, including sample entropy (Pincus, 1991) and multifractal detrended fluctuation analysis (Kantelhardt *et al.*, 2002). Nonlinear tools capture temporal organization and self-similarity in EMG and torque signals (Lipsitz and Goldberger, 1992; Ivanov *et al.*, 1999; West, 2010), providing a richer description of the adaptive reorganization of motor control under fatigue (Hernandez and Camic, 2019; Rampichini *et al.*, 2020; Babault *et al.*, 2022). This integration revealed that fatigue is not merely a reduction in output but a loss of physiological complexity, reflecting decreased variability and adaptability of the neuromuscular system leading (Peng *et al.*, 2009; Marri and Swaminathan, 2016), leading in turn to impaired motor control (e.g., greater torque variation during submaximal isometric contraction, as we also tested). The use of complexity metrics thus represents a promising advancement in understanding the multifaceted nature of fatigue across different contraction types and intensities.

### ***Integrative perspective***

Together, the three studies provide a comprehensive framework linking mechanical, electrophysiological, and computational perspectives on neuromuscular fatigue. The first two articles clarify how muscle length and joint configuration modulate the balance between torque generation and fatigue during NMES, while the third extends this reasoning to voluntary exercises, showing how contraction type affects fatigue mechanisms and signal complexity. By integrating linear and nonlinear analyses, this thesis advances a multidimensional view of fatigue as an adaptive, rather than purely degenerative, process. These insights are particularly relevant for professionals in exercise physiology, physiotherapy, and sports science, providing a physiological basis for individualized training and rehabilitation strategies that optimize performance while minimizing excessive fatigue and injury risk.

## JUSTIFICATIVE

The rationale for this thesis lies in the need to understand how mechanical conditions and contraction modalities shape neuromuscular fatigue and recovery. Despite extensive research on fatigue mechanisms, there remains a gap in integrating findings across electrically evoked and voluntary activation paradigms. This knowledge is essential for optimizing both performance and rehabilitation strategies. During NMES, fatigue onset is often a limiting factor, hindering its use in strength training and motor recovery. Although numerous parameters can be adjusted, muscle length and joint positioning are modifiable variables that directly influence torque production, comfort, and fatigue development. Yet, evidence had been inconsistent regarding their optimal configuration. Addressing this gap, the first two studies of this thesis explored, respectively, the experimental and systematic perspectives of muscle length effects on NMES-induced fatigue.

In line, voluntary exercises with different contraction types, such as plyometric versus concentric jumps, offer a model to investigate fatigue origin and recovery. Understanding how these exercise types modulate central and peripheral mechanisms, and how they affect signal complexity, is critical for designing evidence-based protocols in sports and rehabilitation. Furthermore, traditional linear metrics (e.g., RMS, median frequency, torque decline) often fail to capture the intricate reorganization of neuromuscular control under fatigue. By incorporating complexity-based analyses, this thesis introduces a multidimensional framework that reflects the dynamic nature of motor system adaptation.

Therefore, the combination of these three studies offer a coherent scientific narrative. It advances knowledge on how muscle length and contraction type determine fatigue behavior and recovery, offering insights that extend from mechanistic physiology to practical applications in training optimization, injury prevention, and rehabilitation. Ultimately, the thesis contributes to bridging the gap between laboratory findings and functional outcomes in human movement science.

## REFERENCES

- Allen, D.G., Lamb, G.D., Westerblad, H., 2008. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiol Rev* 88, 287-332.
- Babault, N., Hitier, M., Cometti, C., 2022. Usefulness of Surface Electromyography Complexity Analyses to

Assess the Effects of Warm-Up and Stretching during Maximal and Sub-Maximal Hamstring Contractions: A Cross-Over, Randomized, Single-Blind Trial. *Biology (Basel)* 11.

Bastos, J.A.I., Martins, W.R., Junior, G.C., Collins, D.F., Durigan, J.L.Q., 2021. Contraction fatigue, strength adaptations, and discomfort during conventional versus wide-pulse, high-frequency, neuromuscular electrical stimulation: a systematic review. *Appl Physiol Nutr Metab* 46, 1314-1321.

Cavalcante, J.G.T., de Almeida Ventura, Á., de Jesus Ferreira, L.G., de Sousa, A.M.M., de Sousa Neto, I.V., de Cássia Marqueti, R., Babault, N., Durigan, J.L.Q., 2022. Hip and Knee Joint Angles Determine Fatigue Onset during Quadriceps Neuromuscular Electrical Stimulation. *Applied Bionics and Biomechanics* 2022, 4612867.

Cavalcante, J.G.T., Ribeiro, V.H.S., Marqueti, R.C., Paz, I.A., Bastos, J.A.I., Vaz, M.A., Babault, N., Durigan, J.L.Q., 2024. Effect of muscle length on maximum evoked torque, discomfort, contraction fatigue, and strength adaptations during electrical stimulation in adult populations: A systematic review. *PLoS One* 19, e0304205.

Chan, A.Y., Lee, F.L., Wong, P.K., Wong, C.Y., Yeung, S.S., 2001. Effects of knee joint angles and fatigue on the neuromuscular control of vastus medialis oblique and vastus lateralis muscle in humans. *Eur J Appl Physiol* 84, 36-41.

de Sousa, A.M.M., Cavalcante, J.G.T., Bottaro, M., Vieira, D.C.L., Babault, N., Geremia, J.M., Corrigan, P., Silbernagel, K.G., Durigan, J.L.Q., Marqueti, R.C., 2023. The Influence of Hip and Knee Joint Angles on Quadriceps Muscle-Tendon Unit Properties during Maximal Voluntary Isometric Contraction. *Int J Environ Res Public Health* 20.

DeAngelis, G.C., Gilmore, L.D., DeLuca, C.J., 1990. Standardized evaluation of techniques for measuring the spectral compression of the myoelectric signal. *IEEE Trans Biomed Eng* 37, 844-849.

Delitto, A., Rose, S.J., McKowen, J.M., Lehman, R.C., Thomas, J.A., Shively, R.A., 1988. Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. *Phys Ther* 68, 660-663.

Enoka, R.M., Duchateau, J., 2016. Translating Fatigue to Human Performance. *Med Sci Sports Exerc* 48, 2228-2238.

Fahey, T.D., Harvey, M., Schroeder, R.V., Ferguson, F., 1985. Influence of sex differences and knee joint position on electrical stimulation-modulated strength increases. *Med Sci Sports Exerc* 17, 144-147.

Fitch, S., McComas, A., 1985. Influence of human muscle length on fatigue. *J Physiol* 362, 205-213.

Fitzgerald, G.K., Piva, S.R., Irrgang, J.J., 2003. A modified neuromuscular electrical stimulation protocol for quadriceps strength training following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther* 33, 492-501.

Fukutani, A., Misaki, J., Isaka, T., 2017. Relationship between joint torque and muscle fascicle shortening at various joint angles and intensities in the plantar flexors. *Sci Rep* 7, 290.

Gandevia, S.C., 2001. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 81, 1725-1789.

Gerrits, K.H., Maganaris, C.N., Reeves, N.D., Sargeant, A.J., Jones, D.A., de Haan, A., 2005. Influence of knee joint angle on muscle properties of paralyzed and nonparalyzed human knee extensors. *Muscle Nerve* 32, 73-80.

Gordon, A.M., Huxley, A.F., Julian, F.J., 1966. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol* 184, 170-192.

Hansen, E.A., Lee, H.D., Barrett, K., Herzog, W., 2003. The shape of the force-elbow angle relationship for maximal voluntary contractions and sub-maximal electrically induced contractions in human elbow flexors. *J Biomech* 36, 1713-1718.

Hernandez, L.R., Camic, C.L., 2019. Fatigue-Mediated Loss of Complexity is Contraction-Type Dependent in Vastus Lateralis Electromyographic Signals. *Sports (Basel)* 7.

Herzig, D., Maffiuletti, N.A., Eser, P., 2015. The Application of Neuromuscular Electrical Stimulation Training in Various Non-neurologic Patient Populations: A Narrative Review. *PM R* 7, 1167-1178.

Ivanov, P.C., Amaral, L.A., Goldberger, A.L., Havlin, S., Rosenblum, M.G., Struzik, Z.R., Stanley, H.E., 1999. Multifractality in human heartbeat dynamics. *Nature* 399, 461-465.

Jubeau, M., Sartorio, A., Marinone, P.G., Agosti, F., Van Hoecke, J., Nosaka, K., Maffiuletti, N.A., 2008. Comparison between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris for growth hormone response and muscle damage. *J Appl Physiol* (1985) 104, 75-81.

Jubeau, M., Y, L.E.F., Duhamel, G., Wegrzyk, J., Confort-Gouny, S., Vilmen, C., Cozzone, P.J., Mattei, J.P.,

Bendahan, D., Gondin, J., 2015. Localized metabolic and t2 changes induced by voluntary and evoked contractions. *Med Sci Sports Exerc* 47, 921-930.

Kantelhardt, J.W., Zschiegner, S.A., Koscielny-Bunde, E., Havlin, S., Bunde, A., Stanley, H.E., 2002. Multifractal detrended fluctuation analysis of nonstationary time series. *Physica A* 316, 28.

Knutson, J.S., Fu, M.J., Sheffler, L.R., Chae, J., 2015. Neuromuscular Electrical Stimulation for Motor Restoration in Hemiplegia. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 26, 729-745.

Komi, P.V., 2000. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech* 33, 1197-1206.

Lee, S.C., Braim, A., Becker, C.N., Prosser, L.A., Tokay, A.M., Binder-Macleod, S.A., 2007. Diminished fatigue at reduced muscle length in human skeletal muscle. *Muscle Nerve* 36, 789-797.

Lipsitz, L.A., Goldberger, A.L., 1992. Loss of 'complexity' and aging. Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA* 267, 1806-1809.

Maffiuletti, N.A., 2010. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *Eur J Appl Physiol* 110, 223-234.

Maffulli, N., Oliva, F., Frizziero, A., Nanni, G., Barazzuol, M., Via, A.G., Ramponi, C., Brancaccio, P., Lisitano, G., Rizzo, D., Freschi, M., Galletti, S., Melegati, G., Pasta, G., Testa, V., Valent, A., Del Buono, A., 2013. ISMuLT Guidelines for muscle injuries. *Muscles Ligaments Tendons J* 3, 241-249.

Marion, M.S., Wexler, A.S., Hull, M.L., Binder-Macleod, S.A., 2009. Predicting the effect of muscle length on fatigue during electrical stimulation. *Muscle Nerve* 40, 573-581.

Marri, K., Swaminathan, R., 2016. Analysis of Biceps Brachii Muscles in Dynamic Contraction Using sEMG Signals and Multifractal DMA Algorithm. *International Journal of Signal Processing System* 4, 7.

Medeiros, F.V., Bottaro, M., Vieira, A., Lucas, T.P., Modesto, K.A., Bo, A.P.L., Cipriano, G., Jr., Babault, N., Durigan, J.L.Q., 2017. Kilohertz and Low-Frequency Electrical Stimulation With the Same Pulse Duration Have Similar Efficiency for Inducing Isometric Knee Extension Torque and Discomfort. *Am J Phys Med Rehabil* 96, 388-394.

Modesto, K.A.G., Bastos, J.A.I., Vaz, M.A., Durigan, J.L.Q., 2022. Effects of Kilohertz Frequency, Burst Duty Cycle, and Burst Duration on Evoked Torque, Perceived Discomfort and Muscle Fatigue: A Systematic

Review. Am J Phys Med Rehabil.

Peng, C.K., Costa, M., Goldberger, A.L., 2009. Adaptive Data Analysis of Complex Fluctuations in Physiologic Time Series. *Adv Adapt Data Anal* 1, 61-70.

Pethick, J., Tallent, J., 2022. The Neuromuscular Fatigue-Induced Loss of Muscle Force Control. *Sports (Basel)* 10.

Pethick, J., Winter, S.L., Burnley, M., 2021. Fatigue-induced changes in knee-extensor torque complexity and muscle metabolic rate are dependent on joint angle. *Eur J Appl Physiol* 121, 3117-3131.

Pincus, S.M., 1991. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proc Natl Acad Sci U S A* 88, 2297-2301.

Rabello, R., Frohlich, M., Maffiuletti, N.A., Vaz, M.A., 2021. Influence of Pulse Waveform and Frequency on Evoked Torque, Stimulation Efficiency, and Discomfort in Healthy Subjects. *Am J Phys Med Rehabil* 100, 161-167.

Rampichini, S., Vieira, T.M., Castiglioni, P., Merati, G., 2020. Complexity Analysis of Surface Electromyography for Assessing the Myoelectric Manifestation of Muscle Fatigue: A Review. *Entropy (Basel)* 22.

Staniszewski, M., Hammoud, N., Zybko, P., Witek, K., Tkaczyk, J., Urbanik, C., 2021. Effect of concentric vs. eccentric variant of lower limbs plyometric training on biomechanical and biochemical parameters. *Eur J Sport Sci* 21, 351-358.

Troiano, A., Naddeo, F., Sosso, E., Camarota, G., Merletti, R., Mesin, L., 2008. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. *Gait Posture* 28, 179-186.

Vaz, M.A., Baroni, B.M., Geremia, J.M., Lanferdini, F.J., Mayer, A., Arampatzis, A., Herzog, W., 2013. Neuromuscular electrical stimulation (NMES) reduces structural and functional losses of quadriceps muscle and improves health status in patients with knee osteoarthritis. *J Orthop Res* 31, 511-516.

Vaz, M.A., Frasson, V.B., 2018. Low-Frequency Pulsed Current Versus Kilohertz-Frequency Alternating Current: A Scoping Literature Review. *Arch Phys Med Rehabil* 99, 792-805.

West, B.J., 2010. Fractal physiology and the fractional calculus: a perspective. *Front Physiol* 1, 12.

**ARTICLE 1 – Os ângulos das articulações do quadril e do joelho determinam o início da fadiga durante a estimulação elétrica neuromuscular do quadríceps**

Publicado em: Applied Bionics and Biomechanics

Ano: 2022

<https://doi.org/10.1155/2022/4612867>

# **Os ângulos das articulações do quadril e do joelho determinam o início da fadiga durante a estimulação elétrica neuromuscular do quadríceps**

## **Autores:**

Jonathan Galvão Tenório Cavalcante<sup>a</sup>, Álvaro de Almeida Ventura<sup>b</sup>, Leandro Gomes de Jesus Ferreira<sup>b</sup>, Alessandra Martins Melo de Sousa<sup>a</sup>, Ivo Vieira de Sousa Neto<sup>c</sup>, Rita de Cassia Marqueti<sup>b,c</sup>, Nicolas Babault<sup>d</sup>, João Luiz Quaglioti Durigan<sup>a,b</sup>

## **Afiliações:**

a Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Universidade de Brasília, Distrito Federal, Brasil.

b Curso de Graduação em Fisioterapia da Universidade de Brasília, Distrito Federal, Brasil.

c Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias da Saúde, Universidade de Brasília, Distrito Federal, Brasil.

<sup>d</sup> Centre d'Expertise de la Performance, INSERM UMR1093-CAPS, University of Burgundy Franche-Comté, UFR des Sciences du Sport, F-21000, Dijon.

## RESUMO

A estimulação elétrica neuromuscular (NMES) tem sido utilizada para aumentar a força muscular e a função física. No entanto, a NMES induz fadiga rápida, o que limita sua aplicação. Até o momento, não está claro o efeito do comprimento do músculo quadríceps femoral (QF), modulado pela manipulação das articulações do joelho e do quadril, sobre a fatigabilidade das contrações induzidas pela NMES. O objetivo deste estudo foi quantificar os efeitos de diferentes comprimentos musculares sobre a fatigabilidade das contrações induzidas pela NMES, o índice de fadiga e a atividade eletromiográfica (EMG) do músculo QF. A contração máxima evocada do QF (QMEC) foi aplicada em um protocolo de 26 minutos (10 s ON; 120 s OFF; 12 contrações) em 20 participantes saudáveis ( $24,0 \pm 4,6$  anos), ao longo de quatro sessões em dias distintos para testar diferentes condições. As condições testadas foram: decúbito dorsal com flexão de joelho a  $60^\circ$  (SUP60); sentado com flexão de joelho a  $60^\circ$  (SIT60); decúbito dorsal com flexão de joelho a  $20^\circ$  (SUP20); e sentado com flexão de joelho a  $20^\circ$  (SIT20). Foram avaliadas a fatigabilidade das contrações (declínio do torque avaliado pela contração voluntária máxima [CVM] e durante a NMES), o índice de fadiga (percentual de redução da CVM) e a atividade EMG (Root Mean Square [RMS] e frequência mediana) dos componentes superficiais do QF. Após a NMES, todas as posições, exceto SUP20, apresentaram redução absoluta da CVM ( $p < 0,001$ ). O índice de fadiga foi maior em SIT20 do que em SIT60 ( $p < 0,001$ ) e SUP20 ( $p = 0,01$ ). Houve redução significativa do torque ao longo das 12 QMEC nas condições SUP60 e SIT60, de até 10,5% ( $p < 0,001-0,005$ ) e 9,49% ( $p < 0,001-0,033$ ), respectivamente. Não houve redução do torque durante a NMES nas condições SUP20 e SIT20. A fadiga foi acompanhada por aumento do RMS ( $p = 0,032$ ) e diminuição da frequência mediana em SUP60 ( $p < 0,001$ ). A frequência mediana aumentou apenas na condição SUP20 ( $p = 0,021$ ). Concluímos que a fatigabilidade das contrações induzidas pela NMES no QF é maior quando o joelho está flexionado a  $60^\circ$  em comparação a  $20^\circ$ . Além disso, a posição em decúbito dorsal promove fadiga mais precoce com flexão de joelho a  $60^\circ$ , mas retarda o início da fadiga com flexão de joelho a  $20^\circ$  em comparação à posição sentada. Esses resultados fornecem uma base para o posicionamento dos membros inferiores durante a NMES, que deve depender dos objetivos do treinamento, como fortalecimento ou treinamento funcional específico da tarefa.

**Palavras-chave:** Estimulação elétrica neuromuscular; quadríceps femoral; fadiga; comprimento muscular; ângulo articular.

## INTRODUÇÃO

A estimulação elétrica neuromuscular (NMES) é comumente aplicada para a recuperação da funcionalidade e para o fortalecimento muscular [1, 2]. No entanto, as contrações evocadas pela NMES são mais fatigantes e lesivas do que as contrações voluntárias, o que pode limitar sua aplicabilidade [3–5]. A fadiga muscular é um fenômeno complexo e multifatorial, dependente de alterações tanto em nível central quanto periférico [6]. As reduções na força de contração induzidas pela NMES constituem um tipo de fatigabilidade do desempenho (isto é, diminuição de uma medida objetiva de desempenho ao longo de um período discreto de tempo) [7], que doravante neste manuscrito será denominada “fatigabilidade da contração” ou simplesmente “fatigabilidade” [8].

Estudos prévios demonstraram a dependência do início da fadiga em relação ao comprimento muscular por meio da manipulação do ângulo articular. Em protocolos fatigantes com contrações voluntárias, foi demonstrado que, em ângulos de joelho mais estendidos, o músculo quadríceps femoral (QF) é menos fatigável do que em ângulos mais flexionados [9, 10], o que é considerado consequência de um maior metabolismo quando uma força mais elevada é gerada, de acordo com o número de interações de pontes cruzadas actina-miosina [11]. Considerando isso, a manipulação dos ângulos articulares pode também ter implicações importantes para o equilíbrio entre produção de força e fatigabilidade em protocolos isométricos de NMES.

Um estudo prévio mostrou que a NMES do QF é mais fatigante a 90° de flexão de joelho do que a 15° (0° corresponde à extensão completa), ou seja, em maior comprimento muscular [12]. Outro estudo demonstrou fadiga mais precoce e mais acentuada a 65° em comparação a 90° ou 20° [13], isto é, em um comprimento muscular intermediário. O aumento da fatigabilidade da contração nesses exemplos foi explicado pelo maior torque absoluto dos extensores do joelho em condição inicial. Alguns estudos elegantes relataram maior torque

evocado em decúbito dorsal (quadril estendido) em comparação à posição sentada (quadril flexionado), o que foi atribuído a uma relação comprimento-tensão mais favorável do reto femoral (RF), o componente biarticular do QF [14, 15]. No entanto, até o momento, a influência das alterações no comprimento muscular, por meio da manipulação do ângulo do quadril, sobre a fadigabilidade das contrações induzidas pela NMES não havia sido investigada.

A NMES permite a observação do início da fadiga periférica, isto é, falha no acoplamento excitação–contração [16], descrita como uma redução da capacidade de geração de força sem a necessidade de comando voluntário/central [6]. Além disso, alterações agudas na contração voluntária máxima (CVM), acompanhadas por sinais eletromiográficos (EMG), podem informar como o QF é afetado pela NMES. A EMG tem sido amplamente utilizada na avaliação da fadiga muscular devido ao seu caráter não invasivo, em tempo real e à sua aplicabilidade. Entre os parâmetros fisiológicos para avaliação da fadigabilidade da contração [17], o Root Mean Square (RMS), uma medida do recrutamento de unidades motoras [18], e a frequência mediana, que mensura a taxa de disparo das unidades motoras [19], são comumente utilizados. No entanto, esses desfechos eletromiográficos não foram avaliados sob a influência do comprimento muscular do QF antes e após uma série de contrações máximas evocadas do QF (QMEC). Alterações relativas nos parâmetros espectrais dos sinais EMG podem refletir diferenças intermusculares entre os constituintes sinérgicos do QF [20, 21] e impactar as adaptações ao treinamento com NMES. Ademais, como todos os constituintes do QF atuam como um todo e são interconectados [22, 23], é possível que, ao modificar o comprimento do RF, todos os demais constituintes também apresentem alterações relacionadas à fadiga.

A fadigabilidade das contrações induzidas pela NMES pode indicar sobrecarga muscular, o que é desejável para fins de fortalecimento, mas também pode limitar a duração de atividades funcionais prolongadas em um protocolo de reabilitação. Uma compreensão

detalhada da fatigabilidade do QF pode auxiliar nos ajustes do posicionamento do membro inferior em protocolos isométricos de NMES. Portanto, o objetivo deste estudo foi investigar os efeitos de diferentes comprimentos musculares, por meio da alteração dos ângulos das articulações do quadril e do joelho, sobre a fatigabilidade das contrações induzidas pela NMES, o índice de fadiga e a atividade EMG do QF (RF, vasto lateral [VL] e vasto medial [VM]). Com base nas evidências existentes, formulamos a hipótese de que a fadiga seria mais precoce e mais acentuada nos comprimentos musculares nos quais é produzido maior torque.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

### ***Desenho do estudo e participantes***

Este estudo corresponde a um desfecho secundário de um ensaio registrado em <http://clinicaltrials.gov> (NCT03822221). Foi adotado um delineamento randomizado, intraindivíduos, com medidas repetidas, com a participação de 20 homens (média  $\pm$  DP), idade:  $24,0 \pm 4,6$  anos, massa corporal:  $77,0 \pm 9,3$  kg e estatura:  $177,6 \pm 6,3$  cm. Todos os participantes foram informados sobre os procedimentos, benefícios e potenciais riscos do estudo e forneceram consentimento livre e esclarecido por escrito. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ceilândia/Universidade de Brasília (94388718.8.0000.8093), em conformidade com a Declaração de Helsinque de 1975. Os procedimentos foram realizados no Laboratório de Força da Faculdade de Educação Física/Universidade de Brasília. O manuscrito foi elaborado de acordo com as diretrizes CONSORT (Schulz et al., 2010).

Os participantes foram recrutados por meio de cartazes afixados na universidade local e convites verbais. Os critérios de elegibilidade foram: idade entre 18 e 30 anos, sexo masculino, saudáveis, fisicamente ativos de acordo com o Questionário Internacional de Atividade Física (International Physical Activity Questionnaire) e não engajados em treinamento sistemático de força para os membros inferiores. Os critérios de exclusão

incluiram: não responsividade ou desconforto significativo durante a NMES (torque < 40% da CVM para cada posição), presença de doenças neuromusculares ou condições musculoesqueléticas que pudessem limitar a realização do procedimento experimental.

### ***Randomização e ocultação da alocação***

Os participantes abriram um envelope opaco contendo quatro pequenos papéis, cada um com o desenho e a descrição de uma posição. Cada papel foi retirado sem que o participante visualizasse o interior do envelope, e a ordem de retirada foi registrada e utilizada como a sequência de testagem. As posições foram: decúbito dorsal (0° = quadril estendido) com flexão de joelho a 60° (0° = extensão completa do joelho) (SUP60); sentado (flexão de quadril a 85°) com flexão de joelho a 60° (SIT60); decúbito dorsal com flexão de joelho a 20° (SUP20); e sentado com flexão de joelho a 20° (SIT20).

Essas combinações de ângulos articulares foram escolhidas porque: (1) 60° de flexão de joelho (ou valor próximo) é considerado ótimo para a geração de força máxima [24]; (2) argumenta-se que a NMES do QF com o joelho totalmente estendido é prática, pois não seria necessário fixar o pé em um ângulo específico, porém essa abordagem pode comprometer os ganhos de força [25]. Como a leitura do torque no dinamômetro é prejudicada quando o joelho está totalmente estendido, optou-se por 20° de flexão de joelho para contrastar com a posição ótima, mantendo ao mesmo tempo um comprimento muscular curto, comumente descrito como 30° ou menos [26]; (3) a NMES do QF é comumente aplicada com o indivíduo sentado, em decúbito dorsal ou em posições intermediárias; assim, foram escolhidas duas posições extremas (0° e 85°) sem comprometer a segurança biomecânica (por exemplo, hiperextensão ou inclinação excessiva do tronco).

### ***Intervenções***

Este estudo envolveu cinco visitas ao laboratório: uma sessão de familiarização e quatro sessões experimentais, cada uma correspondente a uma posição (conforme descrito na

randomização). Todas as sessões foram realizadas com intervalo de sete dias, tiveram duração de 2 a 3 horas e ocorreram no período diurno (entre 09h00 e 16h00). Os participantes foram instruídos a não ingerir álcool ou estimulantes (por exemplo, cafeína, chocolate e suplementos ergogênicos) 24 e 6 horas antes das visitas, respectivamente, a evitar exercícios extenuantes por 36 horas antes da sessão seguinte e a manter sua dieta habitual.

### *Configuração geral*

Os participantes realizaram o experimento posicionados em um dinamômetro (System 4, Biodex Medical Systems, Nova York, EUA) para a mensuração do torque extensor (voluntário ou evocado) do joelho direito. O eixo do equipamento foi alinhado visualmente com o eixo de flexoextensão do joelho, isto é, o epicôndilo lateral do fêmur. Os ângulos de joelho e quadril foram ajustados com um goniômetro, e o braço de alavanca do transdutor do dinamômetro foi firmemente fixado 2–3 cm acima do maléolo lateral por meio de uma cinta. Os voluntários foram rigidamente estabilizados à cadeira com cintos posicionados sobre o tórax e a cintura pélvica, a fim de minimizar movimentos corporais.

A EMG do vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e reto femoral (RF) foi registrada de forma bipolar utilizando três pares de eletrodos circulares de cloreto de prata (Ag/Cl), cada um com 20 mm de diâmetro e diâmetro de registro de 10 mm, separados por uma distância intereletrodos (centro a centro) de 20 mm. Cada par de eletrodos foi posicionado longitudinalmente sobre o ventre de cada músculo superficial do QF. Um eletrodo de referência foi fixado sobre a patela do membro inferior ipsilateral. Antes da colocação dos eletrodos, realizou-se tricotomia e limpeza da pele com álcool para reduzir a impedância cutânea ( $< 5$  k $\Omega$ ). Os sinais EMG foram amplificados com banda de frequência entre 15 Hz e 500 Hz (taxa de rejeição de modo comum = 90 dB; impedância = 100 M $\Omega$ ; ganho = 1.000). Em seguida, o Root Mean Square (RMS; em  $\mu$ V) e a frequência mediana (em Hz) foram obtidos por meio do sistema Miotool (Miotec®), selecionando-se uma janela de 500 ms no platô da CVM.

### *Familiarização*

Inicialmente, foram realizadas a avaliação antropométrica (massa corporal e estatura) e a localização dos pontos motores. Cada ponto motor nos músculos VL e VM (Botter et al., 2011) foi registrado como a distância em relação à base da patela e à linha média da coxa, para ser reproduzido nas sessões subsequentes. Posteriormente, foram realizadas três CVM e três QMEC em cada posição para familiarizar os participantes com os procedimentos e verificar a responsividade e o conforto durante a NMES. Durante cada CVM, os participantes receberam encorajamento verbal para desempenhar o esforço máximo e feedback visual do torque produzido. Para atingir a QMEC, a amplitude da corrente foi aumentada gradualmente em incrementos de 2 a 10 mA, de acordo com a tolerância do participante. Simultaneamente, os participantes relataram o desconforto percebido utilizando uma escala numérica de 0 a 10 após cada trem de NMES, na qual 0 representava ausência de desconforto e 10 representava o máximo desconforto percebido. Os participantes foram informados de que um valor de 8 em 10 deveria corresponder à máxima amplitude de corrente tolerada que estivessem dispostos a suportar. Além disso, os ensaios em um determinado ângulo poderiam ser interrompidos a qualquer momento, caso desejassem interromper o teste [27]. A amplitude máxima de corrente para cada posição foi registrada e utilizada nas sessões subsequentes, permitindo o rápido alcance da QMEC no protocolo de fadiga.

### *Protocolo de fatigabilidade da contração*

Em cada sessão experimental, uma das quatro posições (SUP60, SIT60, SUP20 e SIT20) foi testada quanto à fadiga dos extensores do joelho (QF) durante e imediatamente após um protocolo de 12 QMEC. Antes do protocolo fatigante, os participantes realizaram duas CVM, com monitoramento do torque e da EMG. O estimulador de NMES (Neurodyn 2.0, Ibramed, SP, Brasil) foi conectado a dois cabos isolados, e um par de eletrodos autoaderentes de 25 cm<sup>2</sup> foi aplicado sobre os pontos motores. Utilizou-se uma corrente pulsada (frequência:

100 Hz; duração de fase: 500  $\mu$ s; tempo de subida: 3 s; tempo ligado: 4 s; tempo de descida: 3 s; tempo desligado: 2 min). O protocolo teve duração total de 26 minutos (12 contrações no total). Esse número de contrações foi necessário para uma avaliação completa de imagem do QF durante a QMEC em um estudo prévio [28]. Os voluntários relataram o desconforto após cada QMEC, e a amplitude da corrente foi aumentada (2–5 mA), se necessário, para manter o nível-alvo de desconforto de 8 em 10, conforme descrito na familiarização. Os participantes foram instruídos a permanecer completamente relaxados durante a NMES. Todos os parâmetros físicos do estimulador foram verificados utilizando um osciloscópio digital (modelo DS1050E; Rigol, Cleveland, Ohio).

### ***Desfechos***

Os desfechos avaliados foram a variação absoluta do torque evocado ao longo das 12 QMEC e a variação da CVM (absoluta e relativa), bem como da EMG (RMS e frequência mediana), antes (linha de base) e após o procedimento fatigante.

### ***Mensuração do torque***

O registro do torque foi realizado durante o protocolo de 12 QMEC e durante as CVM pré e pós-NMES. Para a CVM, utilizou-se a média de duas tentativas separadas por 2 minutos. Tanto para a CVM quanto para a QMEC, o torque de repouso foi registrado em cada posição e utilizado para a correção gravitacional subsequente, considerando o peso do membro ou outras forças, como a tensão passiva das estruturas que cruzam o joelho. O registro do torque foi armazenado em computador para análise posterior, utilizando o dispositivo de aquisição de dados New Miotool (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda., Porto Alegre, Brasil) como interface com o dinamômetro. Os dados foram analisados no software MiotecSuite 1.0 (Miotec Equipamentos Biomédicos, RS, Brasil), selecionando-se uma janela de 500 ms no platô máximo de cada torque.

### ***Fatigabilidade da contração na contração voluntária máxima***

A fatigabilidade da contração foi quantificada como a alteração absoluta e percentual entre o torque da CVM gerado no pré- (linha de base) e no pós-NMES. O índice de fadiga foi obtido de acordo com a equação:  $(CVM_{pós} - EENM - CVM_{linhadabase}) / CVM_{pós} - EENM \times 100$  [29].

#### *Avaliação da fatigabilidade da contração durante a QMEC*

Para a fadiga obtida durante a NMES, a fatigabilidade da contração foi quantificada como a diferença absoluta entre o torque gerado durante a primeira QMEC e os torques das QMEC subsequentes (12 no total).

#### *Avaliação da fadiga a partir da EMG*

Para o RMS, foram apresentados os valores brutos (rRMS) dos constituintes superficiais do QF separadamente e de forma agregada (isto é, a média). Além disso, o RMS foi apresentado pela soma de todos os constituintes, normalizada pelo torque da CVM (QF nRMS). Esse procedimento foi necessário para comparar condições com diferentes valores de torque, uma vez que não foi possível inferir a contribuição individual de cada constituinte para o torque. Assim, considerando que os constituintes do QF atuam de forma sinérgica, o efeito do RMS somado dos constituintes superficiais, normalizado pela CVM, serviu como um substituto da ativação global do grupo muscular.

#### *Análise estatística*

O tamanho amostral ( $n = 20$ ) foi determinado a priori utilizando o software G\*Power (versão 3.1.3; Universidade de Trier, Trier, Alemanha), com nível de significância estabelecido em  $p = 0,05$  e poder estatístico  $(1 - \beta) = 0,80$ . Todos os desfechos são apresentados como média e respectivo intervalo de confiança de 95% (IC 95%). Uma ANOVA de dois fatores (posição [SUP60, SIT60, SUP20 e SIT20]  $\times$  tempo [pré e pós-QMEC]) foi utilizada para avaliar diferenças na CVM e no QF nRMS. O índice de fatigabilidade da contração foi analisado por meio de uma ANOVA de um fator, com efeito principal de posição. Uma ANOVA de dois

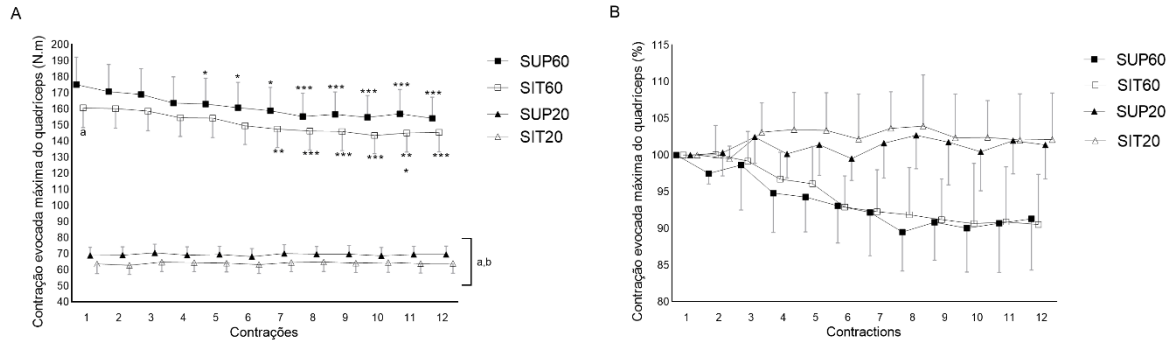
fatores (posição  $\times$  tempo [da 1ª à 12ª QMEC]) foi empregada para avaliar diferenças no torque evocado. Uma ANOVA de três fatores (posição  $\times$  músculo [RF, VL e VM]  $\times$  tempo [pré e pós-QMEC]) foi utilizada para avaliar diferenças no rRMS e na frequência mediana. O limiar de significância foi estabelecido em  $\alpha < 0,05$ . Quando identificada diferença significativa, aplicou-se o teste post hoc de Tukey para identificação das diferenças. Os tamanhos de efeito (eta quadrado parcial –  $\eta^2$ ) e o poder estatístico foram calculados. Todas as análises estatísticas foram realizadas no software Statistica 23.0 (STATSOFT Inc., Tulsa, Oklahoma, EUA).

## RESULTADOS

### *Fatigabilidade de contração avaliada durante QMEC*

Houve efeito significativo da interação (posição  $\times$  tempo) para a QMEC ( $F_{33,627} = 3,23$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,14$ ; poder = 1,0). Todas as diferenças significativas estão demonstradas na Fig. 1A, enquanto a Fig. 1B apresenta a variação percentual. A análise post hoc mostrou que a QMEC foi maior na condição SUP60 em comparação à SIT60 ( $p = 0,001$ ) na primeira contração evocada. Além disso, as condições SUP60 e SIT60 apresentaram QMEC maior do que SUP20 e SIT20 em todas as contrações ( $p < 0,001$ ). Redução significativa do torque ocorreu apenas nas condições SUP60 e SIT60. Na condição SUP60, a redução significativa ocorreu a partir da quinta contração e de forma progressiva nas contrações subsequentes ( $p < 0,001$ – $0,005$ ), enquanto na condição SIT60 a redução significativa do torque ocorreu a partir da sétima contração e de forma progressiva nas contrações subsequentes ( $p < 0,001$ – $0,033$ ).

Figura 1. Contração máxima evocada do quadríceps em valores absolutos (N·m; A) e relativos (%; B) da 1ª à 12ª contração nas posições SUP60, SIT60, SUP20 e SIT20.

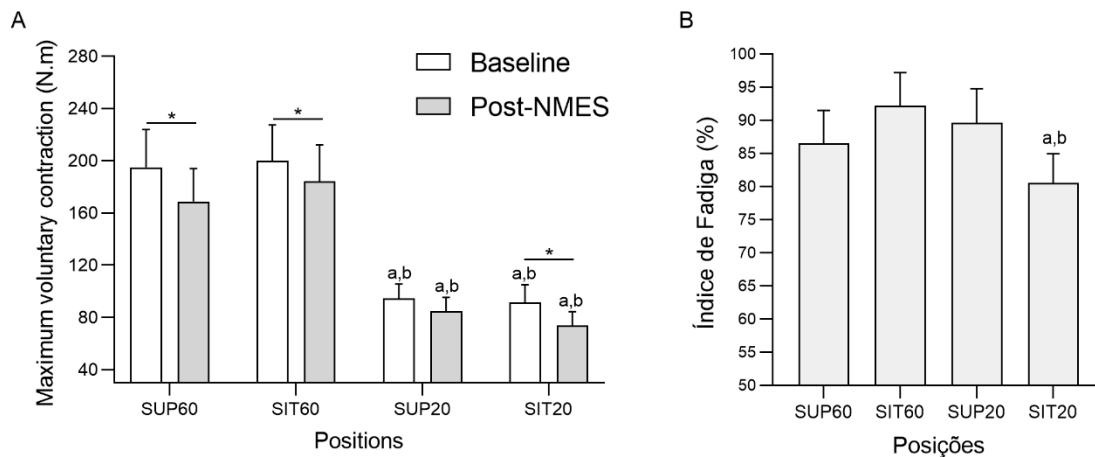


Os dados são apresentados como média e IC 95%. Abreviações: SUP60: decúbito dorsal com joelho flexionado a 60°; SIT60: sentado com joelho flexionado a 60°; SUP20: decúbito dorsal com joelho flexionado a 20°; SIT20: sentado com joelho flexionado a 20°. NMES: estimulação elétrica neuromuscular. Diferenças estatisticamente significativas: \* $p < 0,05$  vs. 1ª contração; \*\* $p < 0,05$  vs. 1ª e 2ª contrações; \*\*\* $p < 0,05$  vs. 1ª, 2ª e 3ª contrações; a  $p < 0,05$  vs. SUP60; b  $p < 0,05$  vs. SIT60.

#### *Fatigabilidade da contração na contração voluntária*

Foi observado efeito significativo da interação entre posição e tempo para a CVM ( $F_{3,57} = 3,92$ ;  $p = 0,012$ ;  $\eta^2 = 0,17$ ; poder = 0,80; Fig. 2A). Tanto na linha de base quanto no pós-NMES, a CVM foi maior nas condições SUP60 e SIT60 em comparação às condições SUP20 e SIT20 ( $p < 0,001$ ). Ao comparar os dois momentos, a análise post hoc mostrou redução significativa da CVM nas condições SUP60 ( $p < 0,001$ ), SIT60 ( $p = 0,001$ ) e SIT20 ( $p < 0,001$ ), mas não em SUP20 ( $p = 0,11$ ). O índice de fadiga é apresentado na Fig. 2B, demonstrando que, ao considerar a variação percentual, a condição SIT20 apresentou maior redução de torque do que SIT60 ( $p < 0,001$ ) e SUP20 ( $p = 0,011$ ).

Figura 2. Contração voluntária máxima em valores absolutos (N·m; A) e relativos (índice de fadiga [%]; B) no pré- (linha de base) e pós-NMES.



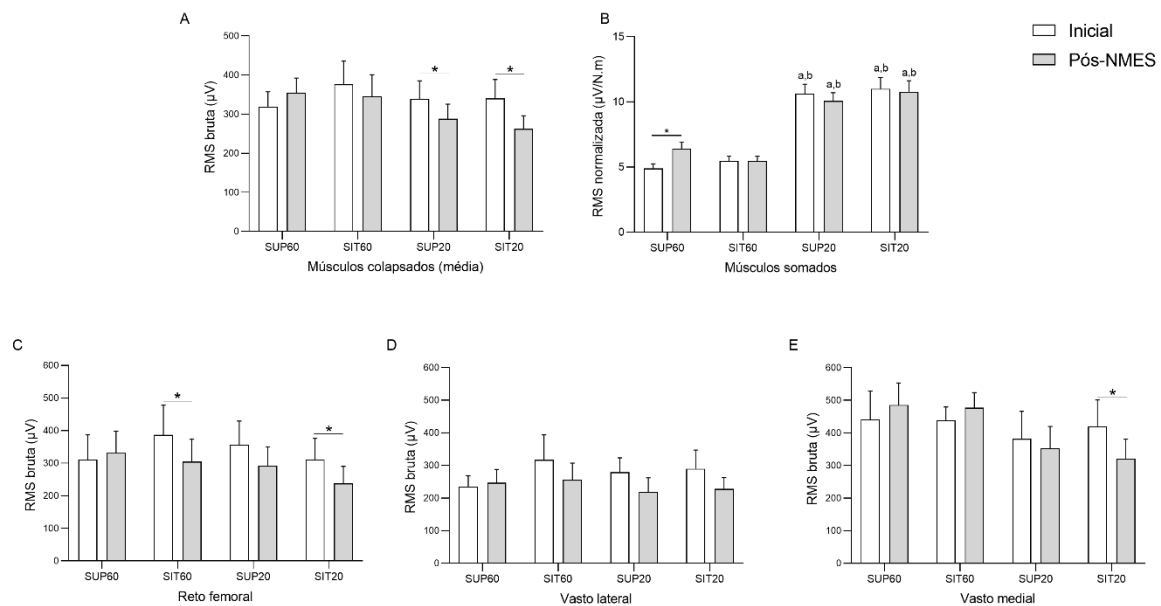
Os dados são apresentados como média e IC 95%. Abreviações: SUP60: decúbito dorsal com joelho flexionado a 60°; SIT60: sentado com joelho flexionado a 60°; SUP20: decúbito dorsal com joelho flexionado a 20°; SIT20: sentado com joelho flexionado a 20°. NMES: estimulação elétrica neuromuscular. Diferenças estatisticamente significativas: \* $p < 0,05$  vs. linha de base; <sup>a</sup>  $p < 0,05$  vs. SUP60; <sup>b</sup>  $p < 0,05$  vs. SIT60; <sup>c</sup>  $p < 0,05$  vs. SUP20.

#### *Avaliação da fadiga por EMG*

Houve efeito significativo da interação posição  $\times$  músculo  $\times$  tempo para o rRMS ( $F_{6,114} = 3,44$ ;  $p = 0,003$ ;  $\eta^2 = 0,15$ ; poder = 0,93). Comparando a linha de base com o pós-NMES, o rRMS reduziu para o RF nas condições SIT60 ( $p = 0,010$ ) e SIT20 ( $p = 0,043$ ), e para o VM na condição SIT20 ( $p < 0,001$ ; Fig. 3C–E). Também foi observada interação posição  $\times$  tempo ( $F_{3,57} = 10,72$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,36$ ; poder = 0,99), apresentada como um substituto do rRMS do QF por meio da agregação de seus constituintes superficiais (Fig. 3A). Houve redução significativa do rRMS nas condições SUP20 ( $p = 0,020$ ) e SIT20 ( $p < 0,001$ ) após as QMECs em comparação à linha de base.

Além disso, foi observada interação posição  $\times$  tempo ( $F_{3,57} = 3,98$ ;  $p = 0,019$ ;  $\eta^2 = 0,17$ ; poder = 0,81) para o nRMS do QF (Fig. 3B). A análise post hoc mostrou aumento do nRMS na condição SUP60 após as QMECs em comparação à linha de base ( $p = 0,032$ ). Ademais, tanto na linha de base quanto após as QMECs, o nRMS foi menor nas condições SUP60 e SIT60 em comparação às condições SUP20 e SIT20 ( $p < 0,001$ ).

Figura 3. Root Mean Square (RMS) bruto e normalizado no pré- (linha de base) e pós-NMES para os constituintes do quadríceps, analisados individualmente e de forma agrupada.

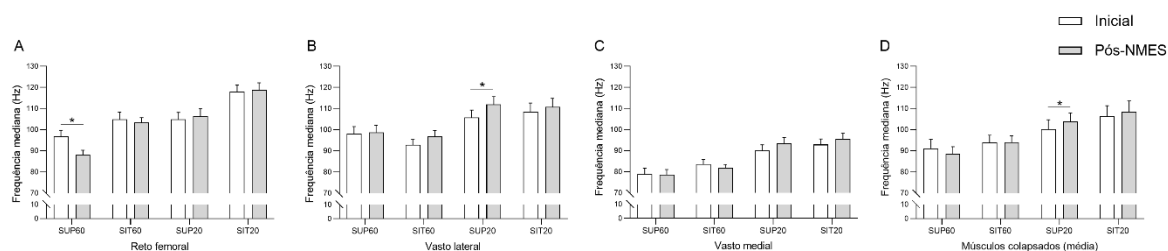


Os dados são apresentados como média e IC 95%. Abreviações: SUP60: decúbito dorsal com joelho flexionado a 60°; SIT60: sentado com joelho flexionado a 60°; SUP20: decúbito dorsal com joelho flexionado a 20°; SIT20: sentado com joelho flexionado a 20°. NMES: estimulação elétrica neuromuscular. Diferenças estatisticamente significativas:  $p < 0,05$  vs. *linha de base*;  $a p < 0,05$  vs. *SUP60*;  $b p < 0,05$  vs. *SIT60*.

Houve um efeito de interação entre posição  $\times$  músculo  $\times$  tempo para a frequência mediana ( $F_{6,114} = 2,262$ ,  $p = 0,042$ ,  $\eta^2$ : 0,10, poder: 0,77). A frequência mediana reduziu para o RF em SUP60 ( $p < 0,001$ ; Fig. 4A) e aumentou para o VL em SUP20 ( $p = 0,021$ ; Fig. 4B), ao comparar o baseline com o pós-NMES. Também houve uma interação entre posição  $\times$  tempo ( $F_{3,57} = 9,46$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2$ : 0,25, poder: 0,96), evidenciada como um substituto da frequência mediana do QF ao agrupar seus constituintes superficiais (Fig. 4D). Houve ainda um aumento significativo da frequência mediana em SUP20 ( $p = 0,021$ ) após as QMECs em comparação ao baseline.

Figura 4. Median Frequency pre- (baseline) and post-NMES for quadriceps constituents

individually and grouped.



Os dados são apresentados como média e IC de 95%. Abreviações: SUP60: decúbito dorsal com joelho flexionado a 60°; SIT60: sentado com joelho flexionado a 60°; SUP20: decúbito dorsal com joelho flexionado a 20°; SIT20: sentado com joelho flexionado a 20°. NMES: estimulação elétrica neuromuscular. Diferenças estatisticamente significativas: \* $p < 0,05$  vs. baseline.

## DISCUSSÃO

Demonstramos que a fatigabilidade das contrações induzidas pela NMES depende do comprimento muscular do QF, determinado pela manipulação dos ângulos das articulações do quadril e do joelho. Nossos principais achados novos foram: (i) após a NMES, todas as posições, exceto SUP20, apresentaram redução da MVC em comparação ao baseline; (ii) apenas as posições com o joelho a 60° de flexão foram capazes de gerar fadiga durante a NMES, sendo significativa a partir da 5ª (SUP60) e 7ª (SIT60) QMEC; (iii) a fadiga foi acompanhada por aumento do nRMS do QF e redução da frequência mediana em SUP60, e redução do rRMS do QF em SUP20 e SIT20; (iv) SUP20, a única posição sem redução da MVC, apresentou aumento da frequência mediana, principalmente devido ao VL. Nossos achados podem auxiliar clínicos a interpretar o início da fatigabilidade das contrações em seus protocolos de NMES, contribuindo para o desenho de estratégias clínicas de estimulação mais racionais.

### *Fadiga durante contrações máximas evocadas do quadríceps*

A fatigabilidade das contrações durante a NMES foi observada apenas nas posições com o joelho a 60° de flexão. Essas posições (SUP60 e SIT60) também apresentaram maior QMEC absoluto do que SUP20 e SIT20 (Fig. 1). De forma semelhante, um estudo prévio

relatou maior fadiga nos ângulos articulares em que o músculo gerava maior força no estado pré-fadiga (maior torque a 65° em comparação a 20° e 90°) [12]. Outros estudos com estimulação elétrica também sustentam esses achados, acrescentando racional para os mecanismos subjacentes à maior fatigabilidade, como aumento da taxa metabólica e prejuízo do acoplamento excitação–contração [13], maior fadiga periférica do vasto intermédio [30] e dano muscular [31]. Contudo, alguns estudos mostraram maior fadiga em comprimentos musculares mais curtos [32, 33]. Por fim, um estudo recente demonstrou que a contração voluntária com o joelho mais estendido (30°) foi mais resistente à fadiga do que a 60° e 90°, devido ao menor consumo de oxigênio a 30° [10]. Estudos mecanísticos adicionais são necessários para elucidar esse tema em protocolos de fadiga induzida por NMES.

No estado pré-fadiga, demonstramos que a posição com o quadril estendido (SUP60) gerou maior torque evocado do que a posição com o quadril flexionado (SIT60), promovendo, por sua vez, fadiga maior e mais precoce. Até onde sabemos, este é o primeiro estudo a manipular o comprimento do QF pelo ângulo do quadril durante NMES para avaliação da fadiga. Estudos anteriores [14,15] observaram que a posição deitada poderia gerar maior torque evocado em comparação à posição sentada (com o joelho a 90°), mas a fatigabilidade das contrações não foi avaliada. No presente estudo, o início mais rápido da fadiga em SUP60 pode indicar maior carga mecânica imposta ao QF associada à melhora da geração de força no RF alongado [34]. Entretanto, outros mecanismos podem estar envolvidos, incluindo alterações na complacência dos componentes de transmissão de força do mecanismo extensor do joelho [35] e conexões intermusculares entre os constituintes do QF [22].

#### *Fatigabilidade de contração após estimulação elétrica neuromuscular*

Para a MVC obtida no baseline e pós-NMES (Fig. 2A), a redução do torque foi detectável na maioria das condições (SUP60, SIT60 e SIT20), exceto em SUP20. Curiosamente, a fadiga não se estabeleceu em SIT20 durante as QMECs, mas foi evidenciada

logo após, na MVC. Atualmente, o mecanismo de início (central ou periférico) subjacente à fatigabilidade induzida pela NMES ainda não está totalmente estabelecido, o que exigiria resultados eletrofisiológicos como a amplitude da onda M. Sabe-se que contrações isométricas voluntárias geram primeiro fadiga central e depois fadiga periférica [19], o que também pode ser o caso das QMECs, causando redução do torque voluntário sem alterações no torque evocado em SIT20. Contudo, essa interpretação deve ser feita com cautela, pois o nível de torque durante a NMES é significativamente menor do que o produzido durante a MVC. Assim, mesmo durante a QMEC, os baixos torques podem mascarar o momento em que a geração máxima de força foi reduzida.

Em SUP20, o alongamento do RF no quadril foi responsável por anular o início da fadiga em nosso protocolo, o que pode ser explicado pelo aumento da frequência mediana, conforme apresentado na seção seguinte. Assim, sugerimos que alterações no desempenho do QF podem ser esperadas por meio de variações no ângulo do quadril. Apesar de o RF ser o único constituinte biarticular do QF, todos os constituintes compartilham a mesma inserção e o principal nervo periférico (isto é, o nervo femoral) [36]. Os músculos sinérgicos compartilham tecidos conjuntivos intermusculares que permitem interdependência anatômica e mecânica [22]. Além disso, preocupações quanto a maior desconforto sensorial durante contrações máximas em comprimentos musculares encurtados (como em SIT20) foram descritas por alguns autores [2], o que pode explicar respostas diferentes entre SUP20 e SIT20. Essas hipóteses são especulativas e mais estudos são necessários para compreender esse desfecho complexo.

O índice de fatigabilidade das contrações mostrou maior redução percentual de torque para SIT20 do que para SUP60 e SIT60. Possivelmente, isso ocorreu devido aos menores valores basais de torque em SIT20, tornando a redução percentual maior do que nas outras posições com 60° de flexão do joelho. De fato, um estudo recente com contração voluntária [10]

demonstrou que um ângulo de joelho mais estendido (30°) foi mais resistente à fadiga do que 60° e 90°, devido ao menor consumo de oxigênio a 30°. A geração de torque está relacionada à melhor transmissão da força muscular para o tendão e ao comprimento ótimo de sarcômeros/fibras, fatores críticos responsáveis por melhorias na geração de força pela configuração arquitetônica fisiológica [37]. Assim, na prática clínica, é essencial enfatizar que maior torque e maior eficiência da NMES, acompanhados de menor desconforto percebido, são estratégias relevantes para melhorar o fortalecimento e os padrões de movimento.

#### *nRMS e frequência mediana*

Em SUP60 (Fig. 3C–E), após as QMECs, todos os constituintes do QF contribuíram para um pequeno aumento do RMS, apesar da redução da MVC (Fig. 2A), resultando em maior nRMS nessa posição (Fig. 3B). O aumento do nRMS no início da fadiga já foi demonstrado como uma tentativa de aumentar o recrutamento de unidades motoras [18]. No presente estudo, a falha em manter o nível de torque da MVC ocorreu apesar desse aumento no recrutamento de unidades motoras, sugerindo fadiga periférica [38]. Em SIT60, o rRMS tendeu a reduzir (exceto para o VM), acompanhando a redução da MVC, de modo que o nRMS permaneceu inalterado. As posições com o joelho a 20° de flexão demonstraram maior razão RMS/torque nos estados fresco e fadigado, indicando um mecanismo compensatório para gerar mais força [39]. Esse efeito pode estar relacionado a um desajuste do complexo actina-miosina, como esperado em posições encurtadas. Consequentemente, esse fato provavelmente precipitou o déficit de ativação com a fadiga, evidenciado pela redução consistente do rRMS.

Em SUP60, houve redução da frequência mediana do RF, achado previamente observado após contrações isométricas voluntárias fatigantes para extensores do joelho [19] e do cotovelo [18]. Assim, em estados de fadiga, não aumentar a MF, isto é, a taxa de descarga dos neurônios motores alfa pelo sistema nervoso central [40], pode ser um fator importante na redução da capacidade de geração de força. O RF pode ser chave no torque evocado

ligeiramente maior observado em SUP60 em comparação a SIT60 (Fig. 1). Interessantemente, em SUP60, apenas o RF apresentou redução da MF (Fig. 4A). Em SUP20, a única posição que não manifestou redução da MVC, observamos aumento da frequência mediana (Fig. 3B, D). Nessa posição, o VL foi o principal responsável por esse aumento compensatório no espectro de potência, o que pode indicar uma mudança no tipo de unidade motora recrutada ou na taxa de disparo das unidades motoras, fatores essenciais para a recuperação da fadiga muscular [41]. Além disso, a frequência mediana tendeu a aumentar gradualmente da condição mais alongada (SUP60) para a mais encurtada (SIT20), conforme demonstrado anteriormente [42,43].

### *Limitações*

Algumas limitações do presente estudo devem ser destacadas. Este estudo faz parte de um estudo mais amplo que exigiu confiabilidade do torque para as QMECs. Assim, permitimos um período de repouso de dois minutos entre as contrações. Além disso, aumentamos gradualmente a amplitude da corrente após cada contração, quando permitido pelo voluntário, para compensar a acomodação neuromuscular à corrente elétrica [3] e manter a verdadeira QMEC a um nível de desconforto de 8/10. Apesar disso, argumentamos que essa estratégia é realista, pois é recomendada na prática clínica [3] e nos permite detectar apenas alterações relacionadas à fadiga no QF (e não apenas acomodação à corrente elétrica). Ademais, existem outras ferramentas para avaliação da fatigabilidade das contrações que não utilizamos (por exemplo, amplitude da onda M, vias metabólicas), e não consideramos a contribuição eletromiográfica do vasto intermédio profundo. Por fim, nossos resultados se limitam aos ângulos específicos, à população e ao intervalo de tempo estudados. Assim, se períodos mais longos de alteração dos ângulos do quadril e do joelho continuarem a determinar o início da fatigabilidade das contrações permanece uma hipótese provocativa para investigações futuras.

### *Implicações práticas*

A fatigabilidade das contrações induzidas pela NMES pode ser desejável ou deve ser postergada conforme os objetivos do treinamento. Por exemplo, a estimulação elétrica funcional é frequentemente utilizada em atividades prolongadas, como caminhada [44] e ciclismo [45], enquanto a NMES para fortalecimento e hipertrofia requer sobrecarga em exercícios relativamente mais curtos [3]. Na primeira aplicação, a fadiga precoce é evitada para permitir a conclusão da atividade; na segunda, a fadiga provavelmente indicará alta intensidade de treinamento e, portanto, deve ser esperada. Demonstramos que o comprimento muscular modula o início da fadiga, sugerindo que os ângulos do quadril e do joelho podem ser controlados estrategicamente de acordo com os objetivos e especificidades do treinamento. Os dados atuais reforçam a utilização da manipulação de ângulos como uma abordagem baseada em evidências para decisões clínicas.

## **CONCLUSÕES**

Em síntese, a fatigabilidade das contrações induzidas por NMES no QF depende das alterações no comprimento muscular promovidas pelos ângulos das articulações do quadril e do joelho. A fatigabilidade é maior quando o joelho está flexionado a 60° do que a 20°. Quando o joelho está a 60°, a posição em decúbito dorsal promove fadiga mais precoce; quando o joelho está a 20°, a posição em decúbito dorsal retarda o início da fadiga em comparação à posição sentada. A análise do sinal EMG revelou aumento dos valores de RMS do QF e redução da frequência mediana do RF na posição SUP60. Em SUP20, o aumento da frequência mediana provavelmente favoreceu a manutenção do nível de torque. Em SIT20, houve redução da MVC, mas não do torque evocado. Esses resultados fornecem uma base racional para o posicionamento dos membros inferiores durante a NMES, o qual deve depender dos objetivos do treinamento, como fortalecimento ou treinamento funcional específico da tarefa.

### **Abreviações:**

NMES: estimulação elétrica neuromuscular

MVC: contração voluntária máxima

QMEC: contração máxima evocada do quadríceps

QF: quadríceps femoral

RF: reto femoral

VL: vasto lateral

VM: vasto medial

EMG: eletromiografia / eletromiográfico

RMS: raiz quadrática média

rRMS: raiz quadrática média bruta

nRMS: raiz quadrática média normalizada

### **Disponibilidade de dados**

Os dados poderão ser solicitados mediante solicitação

### **Conflitos de interesse**

Os autores declaram não haver potenciais conflitos de interesse em relação à pesquisa, autoria e publicação deste artigo.

### **Contribuições dos autores:**

Concepção e delineamento: JGTC, NB e JLQD. Análise e interpretação: JGTC, AAV, LGJF, AMMS, IVSN e RCM. Redação do manuscrito e conteúdo intelectual: JGTC, AAV, LGJF, IVSN, RCM, NB e JLQD. Todos os autores revisaram e aprovaram a versão final do manuscrito.

### **Agradecimentos:**

Somos gratos a todos os participantes que dedicaram seu tempo e esforço para participar deste estudo.

### **Financiamento:**

Este projeto foi apoiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES, Código de Financiamento 001), pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq, processos nº: 404746/2018-7; 312136/2018-8), pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF, processo nº: 00193.0000168/2019-87) e pelo Decanato de Pesquisa e Inovação (DPI, processo nº: 04/2019).

### **REFERENCES**

1. Knutson, J.S., et al., *Neuromuscular Electrical Stimulation for Motor Restoration in Hemiplegia*. Phys Med Rehabil Clin N Am, 2015. **26**(4): p. 729-45.

2. Herzig, D., N.A. Maffiuletti, and P. Eser, *The Application of Neuromuscular Electrical Stimulation Training in Various Non-neurologic Patient Populations: A Narrative Review*. PM R, 2015. **7**(11): p. 1167-1178.
3. Maffiuletti, N.A., *Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation*. Eur J Appl Physiol, 2010. **110**(2): p. 223-34.
4. Jubeau, M., et al., *Localized metabolic and t2 changes induced by voluntary and evoked contractions*. Med Sci Sports Exerc, 2015. **47**(5): p. 921-30.
5. Jubeau, M., et al., *Comparison between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris for growth hormone response and muscle damage*. J Appl Physiol (1985), 2008. **104**(1): p. 75-81.
6. Allen, D.G., G.D. Lamb, and H. Westerblad, *Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms*. Physiol Rev, 2008. **88**(1): p. 287-332.
7. Enoka, R.M. and J. Duchateau, *Translating Fatigue to Human Performance*. Med Sci Sports Exerc, 2016. **48**(11): p. 2228-2238.
8. Bastos, J.A.I., et al., *Contraction Fatigue, Strength Adaptations, and Discomfort during Conventional Versus Wide-Pulse, High-Frequency, Neuromuscular Electrical Stimulation: A Systematic Review*. Appl Physiol Nutr Metab, 2021.
9. Chan, A.Y., et al., *Effects of knee joint angles and fatigue on the neuromuscular control of vastus medialis oblique and vastus lateralis muscle in humans*. Eur J Appl Physiol, 2001. **84**(1-2): p. 36-41.
10. Pethick, J., S.L. Winter, and M. Burnley, *Fatigue-induced changes in knee-extensor torque complexity and muscle metabolic rate are dependent on joint angle*. Eur J Appl Physiol, 2021. **121**(11): p. 3117-3131.
11. Fitch, S. and A. McComas, *Influence of human muscle length on fatigue*. J Physiol, 1985. **362**: p. 205-13.
12. Marion, M.S., et al., *Predicting the effect of muscle length on fatigue during electrical stimulation*. Muscle Nerve, 2009. **40**(4): p. 573-81.
13. Lee, S.C., et al., *Diminished fatigue at reduced muscle length in human skeletal muscle*. Muscle Nerve, 2007. **36**(6): p. 789-97.
14. Bampouras, T.M., et al., *The role of agonist and antagonist muscles in explaining isometric knee extension torque variation with hip joint angle*. Eur J Appl Physiol, 2017. **117**(10): p. 2039-2045.
15. Maffiuletti, N.A. and R. Lepers, *Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position*. Med Sci Sports Exerc, 2003. **35**(9): p. 1511-6.

16. Wan, J.J., et al., *Muscle fatigue: general understanding and treatment*. Exp Mol Med, 2017. **49**(10): p. e384.
17. Wang, L., et al., *A Comparative Study of EMG Indices in Muscle Fatigue Evaluation Based on Grey Relational Analysis during All-Out Cycling Exercise*. Biomed Res Int, 2018. **2018**: p. 9341215.
18. Hussain, J., et al., *Analysis of fatigue in the three heads of the triceps brachii during isometric contractions at various effort levels*. J Musculoskelet Neuronal Interact, 2019. **19**(3): p. 276-285.
19. Babault, N., et al., *Neuromuscular fatigue development during maximal concentric and isometric knee extensions*. J Appl Physiol (1985), 2006. **100**(3): p. 780-5.
20. Cifrek, M., et al., *Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009. **24**(4): p. 327-40.
21. Glaviano, N.R. and S. Saliba, *Can the Use of Neuromuscular Electrical Stimulation Be Improved to Optimize Quadriceps Strengthening?* Sports Health, 2016. **8**(1): p. 79-85.
22. Maas, H. and T.G. Sandercock, *Force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages*. J Biomed Biotechnol, 2010. **2010**: p. 575672.
23. Grob, K., et al., *The interaction between the vastus medialis and vastus intermedius and its influence on the extensor apparatus of the knee joint*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2018. **26**(3): p. 727-738.
24. Pincivero, D.M., et al., *Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque*. J Biomech, 2004. **37**(11): p. 1689-97.
25. Fitzgerald, G.K., S.R. Piva, and J.J. Irrgang, *A modified neuromuscular electrical stimulation protocol for quadriceps strength training following anterior cruciate ligament reconstruction*. J Orthop Sports Phys Ther, 2003. **33**(9): p. 492-501.
26. Bremner, C.B., W.R. Holcomb, and C.D. Brown, *Knee joint angle influences neuromuscular electrical stimulation-induced torque*. Athletic Training and Sports Health Care, 2015. **7**(4): p. 165-172.
27. Scott, W., et al., *Electrically elicited quadriceps muscle torque: Comparison at three knee angles*. Physiother Theory Pract, 2019: p. 1-7.
28. Cavalcante, J.G.T., et al., *The Effect of Quadriceps Muscle Length on Maximum Neuromuscular Electrical Stimulation Evoked Contraction, Muscle Architecture, and Tendon-Aponeurosis Stiffness*. Front Physiol, 2021. **12**: p. 633589.
29. Jeon, W. and L. Griffin, *Effects of pulse duration on muscle fatigue during electrical*

- stimulation inducing moderate-level contraction*. Muscle Nerve, 2018. **57**(4): p. 642-649.
30. Ando, R., et al., *Knee joint angle and vasti muscle electromyograms during fatiguing contractions*. Clin Physiol Funct Imaging, 2018. **38**(4): p. 566-572.
  31. Foure, A., et al., *Muscle alterations induced by electrostimulation are lower at short quadriceps femoris length*. Eur J Appl Physiol, 2020. **120**(2): p. 325-335.
  32. Sacco, P., D.B. McIntyre, and D.A. Jones, *Effects of length and stimulation frequency on fatigue of the human tibialis anterior muscle*. J Appl Physiol (1985), 1994. **77**(3): p. 1148-54.
  33. Rassier, D.E., *The effects of length on fatigue and twitch potentiation in human skeletal muscle*. Clin Physiol, 2000. **20**(6): p. 474-82.
  34. Herzog, W., S.K. Abrahamse, and H.E. ter Keurs, *Theoretical determination of force-length relations of intact human skeletal muscles using the cross-bridge model*. Pflugers Arch, 1990. **416**(1-2): p. 113-9.
  35. Raiteri, B.J., *Aponeurosis behaviour during muscular contraction: A narrative review*. Eur J Sport Sci, 2018. **18**(8): p. 1128-1138.
  36. Glenn, L.L. and B.G. Samojla, *A critical reexamination of the morphology, neurovasculature, and fiber architecture of knee extensor muscles in animal models and humans*. Biol Res Nurs, 2002. **4**(2): p. 128-41.
  37. Lieber, R.L. and J. Friden, *Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture*. Muscle Nerve, 2000. **23**(11): p. 1647-66.
  38. Harnie, J., et al., *Acute effect of tendon vibration applied during isometric contraction at two knee angles on maximal knee extension force production*. PLoS One, 2020. **15**(11): p. e0242324.
  39. Suydam, S.M., et al., *Compensatory muscle activation caused by tendon lengthening post-Achilles tendon rupture*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2015. **23**(3): p. 868-74.
  40. Allison, G.T. and T. Fujiwara, *The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2002. **17**(6): p. 464-9.
  41. Farina, D., M. Fosci, and R. Merletti, *Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables*. J Appl Physiol (1985), 2002. **92**(1): p. 235-47.
  42. Farina, D., et al., *Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles*. IEEE Eng Med Biol Mag, 2001. **20**(6): p. 62-71.

43. Potvin, J.R. and L.R. Bent, *A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks*. J Electromyogr Kinesiol, 1997. **7**(2): p. 131-9.
44. Tenniglo, M.J.B., et al., *Influence of functional electrical stimulation of the hamstrings on knee kinematics in stroke survivors walking with stiff knee gait*. J Rehabil Med, 2018. **50**(8): p. 719-724.
45. Allen, B.C., K.J. Stubbs, and W.E. Dixon, *Characterization of the Time-Varying Nature of Electromechanical Delay During FES-Cycling*. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2020. **28**(10): p. 2236-2245.

**ARTICLE 2 - Efeito do comprimento muscular sobre o torque evocado máximo, desconforto, fadiga e adaptações de força durante a estimulação elétrica em populações adultas: uma revisão sistemática**

Publicado em: PlosOne

Ano: 2024

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0304205>

**Efeito do comprimento muscular sobre o torque evocado máximo, desconforto, fadiga e adaptações de força durante a estimulação elétrica em populações adultas: uma revisão sistemática**

**Autores:**

Jonathan Galvão Tenório Cavalcante, Msc<sup>a</sup>, Victor Hugo de Souza Ribeiro, PT<sup>b</sup>, Rita de Cássia Marqueti, PhD<sup>c</sup>, Isabel de Almeida Paz, Msc<sup>d</sup>, Júlia Aguillar Ivo Bastos, Msc<sup>b</sup>, Marco Aurélio Vaz, PhD<sup>d</sup>, Nicolas Babault, PhD<sup>e</sup>, João Luiz Quaglioti Durigan, PhD<sup>a,b</sup>

**Afilições:**

<sup>a</sup> Universidade de Brasília, Laboratório de Plasticidade Muscular e Tendínea, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, Distrito Federal, Brasil.

<sup>b</sup> Universidade de Brasília, Laboratório de Plasticidade Muscular e Tendínea, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Distrito Federal, Brasil.

<sup>c</sup> Universidade de Brasília, Laboratório de Análises Moleculares, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Distrito Federal, Brasil.

<sup>d</sup> Laboratório de Pesquisa em Exercício – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança – Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, RS, Brasil.

<sup>e</sup> Centre d'Expertise de la Performance, INSERM UMR1093-CAPS, University of Burgundy Franche-Comté, UFR des Sciences du Sport, F-21000, Dijon.

## Resumo

A estimulação elétrica neuromuscular (NMES) pode melhorar a função física em diferentes populações. Os desfechos relacionados à NMES podem ser influenciados pelo comprimento muscular, um modulador da capacidade de geração de força das fibras musculares. No entanto, ainda não havia sido apresentada uma síntese abrangente das evidências científicas sobre o ângulo articular ideal para maximizar a efetividade da NMES. O objetivo desta revisão sistemática (PROSPERO: CRD42022332965) foi investigar o efeito do comprimento muscular sobre o torque isométrico induzido pela NMES, o desconforto, a fadiga e as adaptações ao treinamento de força em populações adultas saudáveis e clínicas. Foram realizadas buscas em sete bases de dados eletrônicas — PUBMED, Web of Science, EMBASE, PEDro, BIREME, SciELO e Cochrane — abrangendo o período de junho de 2022 a outubro de 2023, sem restrição quanto ao ano de publicação. Foram incluídos estudos transversais e longitudinais que utilizaram a NMES como intervenção ou ferramenta de avaliação para comparar diferentes comprimentos musculares em qualquer população adulta. Foram excluídos estudos envolvendo músculos da vocalização, respiração ou assoalho pélvico. A extração de dados foi realizada por meio de um formulário padronizado para coletar informações sobre participantes, intervenções e desfechos. O risco de viés foi avaliado utilizando a ferramenta revisada da Cochrane para estudos cross-over (RoB-CO) e a escala PEDro. Dos 1.185 artigos recuperados pela estratégia de busca, 36 estudos foram incluídos na análise, envolvendo 448 adultos jovens saudáveis (idade: 19–40 anos) para investigar torque evocado máximo ( $n = 268$ ), fatigabilidade contrátil ( $n = 87$ ), desconforto ( $n = 82$ ) e fortalecimento muscular ( $n = 22$ ), além de seis participantes com lesão medular e 15 adultos idosos saudáveis. As meta-análises foram possíveis apenas para a comparação do torque evocado máximo em função do comprimento do músculo quadríceps determinado pelo ângulo da articulação do joelho. No comprimento muscular ótimo ( $55^{\circ}$ – $65^{\circ}$  de flexão do joelho, em que  $0^{\circ}$  corresponde à extensão completa), observou-se maior torque evocado em comparação com comprimentos musculares muito curtos ( $0^{\circ}$ – $30^{\circ}$ ) ( $p < 0,001$ ; IC 95%:  $-2,03$  a  $-1,15$  para estimulação sobre o ventre muscular e  $-3,64$  a  $-1,10$  para estimulação do nervo femoral) e longos ( $66^{\circ}$ – $90^{\circ}$ ) ( $p < 0,001$ ; IC 95%:  $0,48$  a  $1,22$ ). Em comprimentos musculares longos, a NMES também evocou maior torque do que em comprimentos musculares muito curtos ( $p = 0,002$ ; IC 95%:  $-2,47$  a  $-0,57$ ). O menor comprimento do músculo quadríceps gerou o maior desconforto percebido para uma mesma amplitude de corrente. A magnitude da fadiga foi maior quando o comprimento muscular permitiu maior geração de torque na condição pré-fadiga. Os ganhos de força (isométrica e isocinética) foram maiores quando o protocolo foi aplicado no comprimento muscular ótimo em comparação aos comprimentos curtos. A qualidade da evidência foi muito alta para todas as comparações relacionadas ao torque evocado. Assim, novos achados não são esperados para modificar as conclusões apresentadas nesta revisão. Entretanto, mais estudos são necessários para maior certeza em relação aos demais desfechos. O comprimento muscular ótimo deve ser considerado a principal escolha durante intervenções com NMES, pois promove maiores níveis de produção de força e facilita a preservação/ganho de força e massa muscular, com menor desconforto percebido. Ainda assim, comprimentos musculares maiores que o ótimo também podem ser utilizados, devido à possível ocorrência de alongamento muscular sob altas tensões evocadas. A compreensão aprofundada desses princípios fisiológicos é fundamental para a prescrição adequada da NMES em populações saudáveis e clínicas.

Palavras-chave: Agentes eletrofísicos; Dinamometria; Fadiga; Desconforto sensorial; Reabilitação física.

## Introdução

A estimulação elétrica neuromuscular (NMES) pode melhorar a função neuromuscular em diferentes populações [1–3]. Os desfechos relacionados à NMES podem ser influenciados por diversos parâmetros, tais como parâmetros derivados do dispositivo (por exemplo, tipo de corrente, amplitude da corrente, frequência de estimulação, duração do pulso) [3–8], a interface dispositivo–humano (por exemplo, tipo, tamanho e configuração dos eletrodos; estimulação nervosa ou muscular) e parâmetros derivados do indivíduo (por exemplo, tipo de contração, músculo-alvo, comprimento da unidade musculotendínea, estado de saúde) [9–15]. Esses fatores devem interagir de modo a produzir contrações evocadas mais elevadas com menor desconforto, a fim de se obter máxima eficiência da NMES. Nesse contexto, o comprimento muscular é um modulador especialmente reconhecido da capacidade de geração de força das fibras musculares e do estímulo para fortalecimento e hipertrofia no exercício voluntário [16–19]. Assim, o comprimento muscular ótimo (ou ideal, ou preferível) para a NMES estaria localizado na região de platô da relação força–comprimento, por meio da manipulação do ângulo articular [20–22]. Contudo, até o momento, não há uma síntese dos dados científicos sobre como os efeitos da NMES podem ser otimizados pelo “melhor ângulo articular”, o que pode limitar os benefícios de programas baseados em NMES e de novas abordagens para mitigar o desconforto percebido e a fadiga.

A relação força–comprimento de fibras musculares isoladas *in vitro* é classicamente descrita como apresentando um ramo ascendente e outro descendente, com um platô intermediário no qual a tensão máxima é alcançada [20], achado que tem sido corroborado por pesquisas mais recentes [23]. Além disso, *in vivo*, os experimentos devem considerar o braço de momento de cada músculo, pois a relação ângulo articular–torque torna-se a tradução prática da relação força–comprimento para a avaliação do

desempenho humano [24]. O estudo clássico de Marsh et al. [25] apresenta dados relevantes ao demonstrar diferentes formatos da relação torque–ângulo dos dorsiflexores de acordo com o tipo de ativação (MVC ou estimulação em diferentes frequências). Entretanto, enquanto os dorsiflexores apresentam aumento progressivo do torque evocado à medida que o ângulo do tornozelo se desloca em direção à flexão plantar [25], para o músculo quadríceps o torque é maior próximo a 60° de flexão do joelho, considerando uma faixa entre 30° e 90° [14]. Esses achados divergentes provavelmente podem ser atribuídos a múltiplos fatores, incluindo diferenças nos braços de momento, na amplitude total de movimento articular, na arquitetura muscular e nas características dos tecidos tendíneos elásticos em série [9,13,21].

Na aplicação da NMES, é fundamental considerar não apenas a geração de torque, mas também a minimização do desconforto percebido. Uma revisão narrativa [1] relatou que uma posição encurtada (por exemplo, joelho estendido durante a estimulação dos extensores do joelho) pode levar a contrações dolorosas do tipo câibra. Assim, durante a aplicação da NMES, além das considerações biomecânicas, alterações no comprimento muscular podem contribuir para diferentes níveis de desconforto percebido. Por outro lado, recomenda-se que o treinamento com NMES seja iniciado no comprimento muscular “ideal” (isto é, no ângulo articular que permite a maior geração de torque evocado) e, posteriormente, progrida para comprimentos musculares mais longos. Embora não haja evidências de que essa abordagem reduza o desconforto durante as sessões de NMES, ela pode ajudar a mitigar o risco aumentado de dano muscular precoce associado a comprimentos musculares mais longos [6].

Tem sido sugerido que a NMES aplicada em posição encurtada (extensão completa do joelho) para fortalecimento do quadríceps promove maior proteção dos tecidos moles articulares após a reconstrução do ligamento cruzado anterior [26]. No

entanto, segundo os próprios autores, os ganhos de força observados foram inferiores ao esperado, considerando estudos prévios que utilizaram um ângulo de flexão do joelho de 60° [26,27]. Esses resultados corroboram os de um estudo anterior [28], que relatou maior efeito de fortalecimento em uma posição alongada (65° de flexão do joelho) em comparação com uma posição encurtada (15° de flexão do joelho). Um estudo prévio demonstrou que a fadiga do quadríceps induzida pela NMES depende de alterações no comprimento muscular decorrentes dos ângulos das articulações do quadril e do joelho [12]. A fatigabilidade é maior com o joelho a 60° de flexão em comparação a 20°. No caso de 60° de flexão do joelho, a posição supina leva a uma fadiga mais precoce, enquanto, com 20° de flexão do joelho, a posição supina retarda o aparecimento da fadiga em comparação à posição sentada [9]. Embora existam dados abundantes sobre a influência do comprimento muscular na força evocada pela NMES, ainda não havia uma compilação sistemática em forma de revisão que identificasse o comprimento muscular ótimo para potencializar as adaptações musculares e reduzir a fadiga contrátil induzida pela NMES e o desconforto percebido durante programas de reabilitação e treinamento com NMES.

Assim, esta revisão foi desenvolvida para sintetizar as pesquisas que compararam diferentes configurações de comprimento muscular durante a NMES, seguindo as recomendações da Colaboração Cochrane [29], a fim de avaliar os efeitos dessas intervenções sobre desfechos relevantes para programas baseados em NMES. Especificamente, comparamos os efeitos do comprimento muscular sobre o torque isométrico evocado pela NMES, a fatigabilidade contrátil, o desconforto e as adaptações ao treinamento de força em populações adultas saudáveis e clínicas. Nossa hipótese foi que o comprimento muscular ótimo, de acordo com o ângulo articular preferível para o desenvolvimento máximo de força, induziria maior fadiga, principalmente devido à maior força muscular absoluta (e torque) no estado fresco (pré-fadiga). Também hipotetizamos

que o desconforto seria menor no comprimento muscular ótimo durante as contrações induzidas pela NMES. Por fim, hipotetizamos que os ganhos de força seriam mais pronunciados no comprimento muscular ótimo, enquanto uma maior hipertrofia poderia potencialmente ser alcançada em posições mais alongadas em comparação ao comprimento muscular ótimo.

## **Materiais e métodos**

Esta revisão sistemática seguiu as recomendações propostas pela Colaboração Cochrane e pelo Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses Statement (PRISMA) [29, 30], e foi registrada no PROSPERO (CRD42022332965). O Conteúdo Digital Suplementar 1 apresenta a lista de verificação PRISMA (Disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0304205>).

### *Estratégia de busca*

Realizamos buscas em sete bases de dados eletrônicas: PUBMED, Web of Science, EMBASE, PEDro, BIREME, SCIELO e Cochrane, no período de junho de 2022 a outubro de 2023. A estratégia de busca foi estabelecida seguindo o modelo PICO (População, Intervenção, Controle, Desfecho) para qualquer população adulta ( $\geq 18$  anos, saudável ou clínica) submetida à estimulação elétrica aplicada em diferentes comprimentos musculares (de acordo com o ângulo articular) e que avaliasse seus efeitos sobre o torque máximo evocado, a fadigabilidade da contração, o desconforto percebido ou as adaptações ao treinamento de força.

Utilizamos os seguintes descritores na estratégia de busca, sem restrições de idioma ou data de publicação: “healthy”, “adults”, “participants”, “volunteers”. “muscle weakness”, “muscle atrophy”, “cachexia”, “elderly”, “muscle diseases”, “muscle paralysis”, “Parkinson”, “neuromuscular disease”, “stroke”, “multiple sclerosis”, “anterior cruciate ligament reconstruction”, “chronic obstructive pulmonary disease”,

“lung disease”, “cardiac disease”, “obese”, “vascular disease”, “diabetes”, “orthopedic patients”, “nephrology patients”, “electric stimulation”, “functional electrical stimulation”, “neuromuscular electrical stimulation”, “muscle length”, “joint angle”, “joint position”, “torque”, “force”, “fatigue”, “discomfort”, “pain”. The searches were adapted for each database to identify all relevant articles. Additional articles were screened on the reference list of included studies. As buscas foram adaptadas para cada base de dados com o objetivo de identificar todos os artigos relevantes. Artigos adicionais foram identificados por meio da análise das listas de referências dos estudos incluídos. A estratégia de busca específica de cada base de dados é descrita no Conteúdo Digital Suplementar 2 (Disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0304205>). A literatura cinzenta não foi pesquisada devido à ausência de revisão por pares ou de uma revisão científica independente rigorosa, o que pode gerar vieses e fatores de confusão que não são adequadamente abordados, além de que a falta de rigor científico pode reduzir significativamente a validade dos resultados.

Os critérios de inclusão foram: (i) estudos transversais, de medidas repetidas ou ensaios clínicos randomizados; (ii) contração muscular induzida eletricamente como intervenção para gerar torque máximo, fatigabilidade da contração, desconforto percebido ou adaptações ao treinamento de força; (iii) comparação de diferentes comprimentos musculares (ou seja, diferentes ângulos articulares); (iv) resultados reportados que pudessem ser convertidos em um efeito padronizado [31]; (v) populações adultas saudáveis ou clínicas ( $\geq 18$  anos). Os estudos foram excluídos se investigassem músculos da vocalização, respiração ou assoalho pélvico.

#### *Extração de dados*

Dois pesquisadores (J.G.T.C. e V.H.R.) avaliaram de forma independente os títulos de todos os artigos encontrados pela estratégia de busca. Quando o título indicava

claramente um tema não relevante para a presente revisão, o estudo era excluído. Em caso de incerteza, o artigo era selecionado para leitura do resumo, assim como aqueles potencialmente elegíveis. O mesmo procedimento foi adotado durante a leitura dos resumos, ou seja, estudos cujos resumos não forneciam informações suficientes sobre os critérios de inclusão e exclusão foram selecionados para avaliação do texto completo. Divergências entre os revisores foram resolvidas por consenso e, caso o conflito persistisse, um terceiro revisor (J.L.Q.D.) foi consultado. A extração dos dados foi realizada de forma independente pelos mesmos dois revisores por meio de um formulário padronizado, no qual foram coletadas informações sobre os participantes (estado de saúde, idade, dados antropométricos), intervenções (comparações de ângulos articulares, características e posicionamento dos eletrodos, parâmetros da corrente elétrica) e desfechos. Nenhuma ferramenta de automação foi utilizada.

Para as meta-análises, quando múltiplos dados estavam disponíveis para as medidas de torque máximo evocado, sempre escolhemos os dados com maior probabilidade de produzir maior torque (por exemplo, duplete em vez de contração evocada por estímulo único, ou frequência de estimulação de 50 Hz em vez de 20 Hz), e sempre selecionamos dados não explicitamente afetados por estímulos prévios (por exemplo, não potencializados em vez de potencializados). Para a fadiga, nosso interesse foi o declínio do torque evocado durante um protocolo fatigante, bem como o torque evocado e/ou voluntário obtido antes e após o protocolo fatigante. Quando os dados não estavam disponíveis em tabelas ou na seção de resultados, eles foram extraídos de gráficos utilizando o software ImageJ (v. 1.46; National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, EUA).

#### *Avaliação do risco de viés*

O risco de viés foi avaliado utilizando a ferramenta revisada da Cochrane para

ensaios cruzados (RoB-CO) e a escala Physiotherapy Evidence Database (PEDro). O RoB-CO avalia seis domínios: viés decorrente do processo de randomização; viés decorrente de efeitos de período e carryover; viés devido a desvios da intervenção pretendida; viés devido a dados de desfecho ausentes; viés na mensuração dos desfechos; e viés na seleção do resultado reportado. A escala PEDro possui 11 itens que envolvem: (1) critérios de elegibilidade (não utilizados para o cálculo da pontuação); (2) alocação aleatória; (3) alocação oculta; (4) comparabilidade basal; (5) cegamento dos participantes; (6) cegamento dos terapeutas; (7) cegamento dos avaliadores; (8) acompanhamento adequado; (9) análise por intenção de tratar; (10) comparações estatísticas entre grupos; (11) estimativas pontuais e variabilidade. Cada item foi marcado como “sim (1/0)” ou “não (0/0)”, resultando em uma escala de 0 a 10.

#### *Qualidade da Evidência*

O sistema GRADE (Grading of Recommendations, Assessment, Development, and Evaluation) foi utilizado para avaliar a qualidade geral da evidência. O GRADE considera cinco domínios: desenho do estudo e risco de viés; inconsistência; evidência indireta; imprecisão; e outros fatores (por exemplo, viés de relato e viés de publicação). Evidência de alta qualidade indica resultados consistentes em pelo menos 75% dos ensaios clínicos de boa qualidade metodológica, com dados consistentes, diretos e precisos, sem viés de publicação suspeito ou conhecido, e com baixa probabilidade de que novas pesquisas alterem a estimativa ou a confiança nos resultados. Evidência de qualidade moderada indica que pelo menos um domínio não foi atendido, e novas pesquisas provavelmente terão impacto significativo na confiança da estimativa do efeito. Evidência de baixa qualidade indica que dois domínios não foram atendidos, e pesquisas adicionais devem impactar significativamente a confiança na estimativa do efeito e provavelmente alterar a estimativa. Evidência de qualidade muito baixa indica que três

domínios não foram atendidos, tornando os resultados altamente incertos [32].

### *Análise de dados*

As meta-análises foram realizadas utilizando o software Review Manager 5.4.1 (The Cochrane Collaboration), quando os dados disponíveis eram suficientes e pelo menos dois estudos podiam ser comparados de forma adequada, ou seja, com correspondência das principais características: população, músculo envolvido e comprimento muscular. Considerando essas regras básicas, houve compatibilidade para meta-análises apenas para o torque evocado, mas não para desconforto percebido, fadiga e adaptações ao treinamento de força. Os valores contínuos (média e desvio padrão) do torque máximo evocado e o número de participantes para cada comparação entre grupos foram extraídos para estimar a diferença média padronizada (SMD) da intervenção e seu intervalo de confiança (IC) de 95%, utilizando um modelo de efeitos aleatórios com variância inversa como método estatístico. O teste do efeito global (teste Z) forneceu o valor de p, com nível de significância estabelecido em  $p < 0,05$ .

A referência do ângulo articular pode variar; por exemplo, a extensão completa do joelho é mais comumente citada como  $0^\circ$ , embora também possa ser considerada como  $180^\circ$ . Portanto, definimos a extensão completa como  $0^\circ$  para as articulações do joelho e do quadril. Ao discutir outras articulações, a referência angular é fornecida conforme necessário. Para aumentar a compatibilidade entre os estudos para a meta-análise, categorizamos o comprimento do músculo quadríceps (com o ângulo do quadril fixado entre  $70^\circ$  e  $90^\circ$ ) com base no ângulo do joelho da seguinte forma: muito curto ( $0^\circ$ – $30^\circ$ ), curto ( $31^\circ$ – $54^\circ$ ), ótimo ( $55^\circ$ – $65^\circ$ ), longo ( $66^\circ$ – $90^\circ$ ) e muito longo ( $> 90^\circ$ ). A maioria dos estudos utiliza valores arredondados para especificar os ângulos da articulação do joelho, embora alguns estudos envolvendo as articulações do tornozelo e do cotovelo tenham empregado ângulos específicos (por exemplo,  $16^\circ$ ,  $48^\circ$  e  $104^\circ$ ).

Atualmente, não existe um padrão-ouro para a classificação do comprimento do músculo quadríceps. No entanto, na maioria dos estudos, um intervalo entre 55° e 65°, sendo 60° o ponto médio mais comum, é frequentemente considerado como comprimento ótimo ou intermediário [9, 33, 34]. Os termos “curto” e “longo” são geralmente definidos no contexto dos ângulos articulares específicos comparados. Por exemplo, Skurvydas et al. (35) definiram “curto” como um ângulo de flexão do joelho de 50° e “longo” como 100°, enquanto Place et al. (36) utilizaram “curto” para 35° e “longo” para 75° de flexão do joelho. Em contraste, Rassier (33) descreveu “ótimo” como 60°, “mais curto que o ótimo” como 30° e “mais longo que o ótimo” como 90°. Para a realização da meta-análise, asseguramos que os músculos estimulados, os grupos de participantes (compostos por indivíduos jovens e saudáveis) e a metodologia de geração de torque (incluindo estimulação do nervo ou do ponto motor) fossem consistentes entre os estudos.

## **Resultados**

### ***Resultados da Busca***

Nossa estratégia de busca recuperou 1185 registros. Após a remoção de 277 duplicatas e 82 registros de ensaios clínicos, foram triados os títulos de 826 estudos. Títulos não elegíveis foram excluídos ( $n = 761$ ). Em seguida, 63 estudos tiveram seus resumos avaliados, restando 36 estudos para leitura do texto completo. Após a leitura completa, seis estudos foram excluídos (um padronizou a mesma porcentagem de MVC durante o torque evocado, não permitindo qualquer comparação de torque máximo evocado; um não avaliou torque isométrico; um não especificou os ângulos articulares; um não apresentou resultados que permitissem comparação entre ângulo articular/comprimento muscular; um apresentou a mesma variável de interesse e a mesma população de outro estudo dos mesmos autores; e um estava em língua japonesa). Assim, 30 estudos foram selecionados e seis estudos adicionais foram incluídos. Um estudo foi

identificado na lista de referências [33], dois foram encontrados por busca manual no Google [34, 35], dois foram publicados por alguns autores desta revisão sistemática [12, 36], e outro foi fornecido por um autor mediante solicitação [37]. Consequentemente, um total de 36 estudos foi incluído nesta revisão. O fluxograma PRISMA de identificação e seleção dos estudos é apresentado na Figura 1.

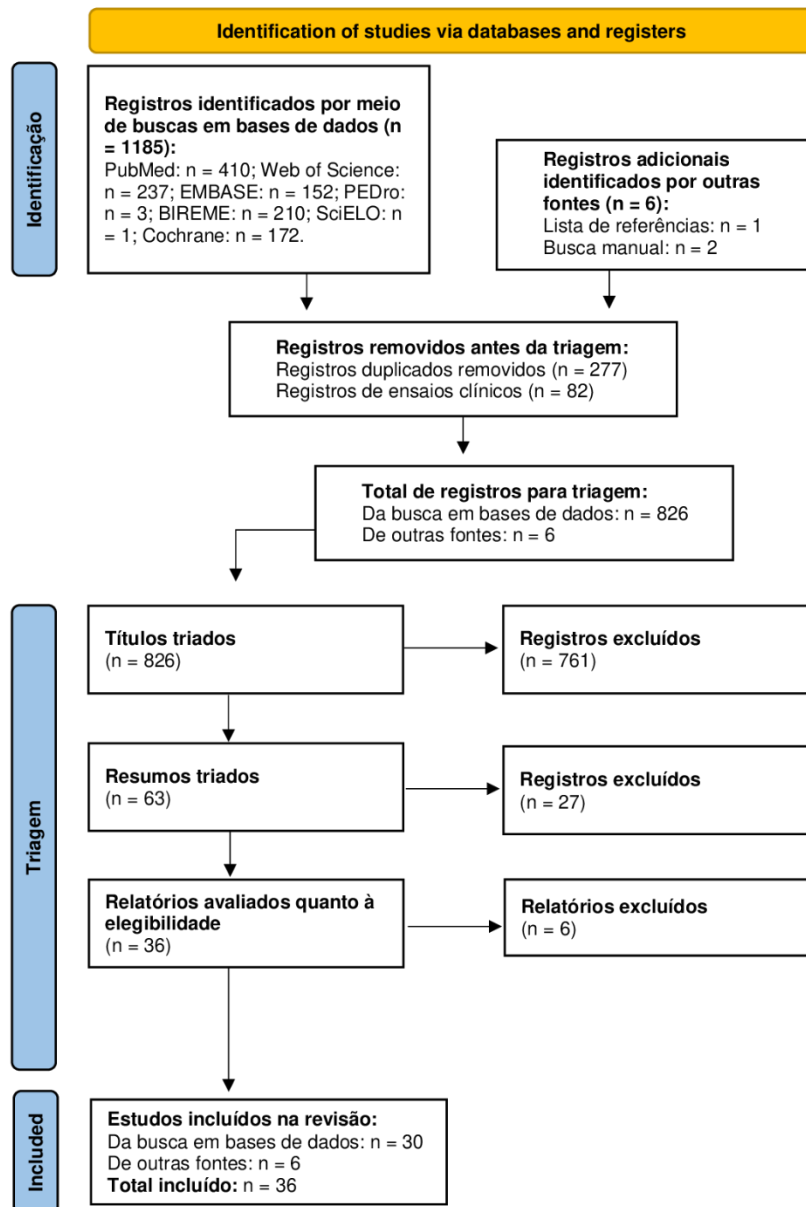


Figura 1. Fluxograma para identificação e seleção de artigos para inclusão final (baseado no modelo de fluxograma Prisma).

### ***Qualidade da evidência***

Os resultados da avaliação pelo RoB-CO podem ser encontrados no Conteúdo Digital Suplementar 3 (Disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0304205>). Em resumo, nenhum dos estudos apresentou viés decorrente de desvios da intervenção pretendida, dados de desfecho ausentes, problemas na mensuração dos desfechos ou relato seletivo de resultados. Embora um estudo tenha apontado a possibilidade de efeitos de *carryover*, três estudos não forneceram informações claras sobre o seu processo de randomização. Além disso, dez estudos levantaram preocupações devido a alto risco ou potenciais problemas relacionados a efeitos de *carryover*. As avaliações pelo GRADE são apresentadas juntamente com a descrição dos resultados das meta-análises.

Os resultados da escala PEDro estão apresentados na Tabela 1. Três estudos obtiveram pontuação ‘7’, 22 estudos obtiveram pontuação ‘6’, oito estudos obtiveram pontuação ‘5’ e três estudos obtiveram pontuação ‘4’.

**Tabela 1.** Qualidade metodológica dos estudos incluídos (escala PEDro).

| Autor (ano)               | Alocação aleatória | Alocação sigilosa | Grupos semelhantes | Cegamento dos participantes | Cegamento dos terapeutas | Cegamento dos avaliadores | Seguimento adequado | Análise por intenção de tratar | Comparações entre grupos | Estimativa pontual e variabilidade | Total |
|---------------------------|--------------------|-------------------|--------------------|-----------------------------|--------------------------|---------------------------|---------------------|--------------------------------|--------------------------|------------------------------------|-------|
| Cavalcante et al., 2022   | S                  | S                 | S                  | S                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 7     |
| Cavalcante et al., 2021a  | S                  | S                 | S                  | S                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 7     |
| Harnie et al., 2020       | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Hali <i>et al.</i> , 2020 | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | N                   | N                              | S                        | S                                  | 5     |
| Fouré et al., 2019        | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | N                   | N                              | S                        | S                                  | 5     |
| Debenham & Power, 2019    | N                  | N                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 4     |
| Scott et al., 2019        | S                  | S                 | S                  | S                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 7     |
| Gavin et al., 2018        | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Merlet et al., 2018       | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Yanase et al., 2017       | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Visscher et al., 2017     | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Bampouras et al., 2017    | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | N                   | N                              | S                        | S                                  | 5     |
| Ando et al., 2016         | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Bremner et al., 2015a     | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Bremner et al., 2015b     | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Frigon et al., 2011       | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Skurvydas et al., 2010    | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | N                   | N                              | S                        | S                                  | 5     |
| Marion et al., 2009       | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Ruiter et al., 2008       | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Kooistra et al., 2007     | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Lee et al., 2007          | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Guerrits et al., 2005     | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Miyamoto & Oda, 2005      | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | N                   | N                              | S                        | S                                  | 5     |
| Kooistra et al., 2005     | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | N                   | N                              | S                        | S                                  | 5     |
| Place et al., 2004        | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Ruiter et al., 2004       | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Babault et al., 2003      | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Maffiuletti et al., 2003  | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Hansen et al., 2003       | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | N                   | N                              | S                        | S                                  | 5     |
| Mela et al., 2001         | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | N                   | N                              | S                        | S                                  | 5     |
| Rassier, 2000             | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Sacco et al., 1994        | N                  | N                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 4     |
| McNeal & Bake, 1988       | N                  | N                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 4     |
| Fitch & McComas, 1985     | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Fahey et al., 1984        | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |
| Marsh et al., 1981        | S                  | S                 | S                  | N                           | N                        | N                         | S                   | N                              | S                        | S                                  | 6     |

### ***Principais características dos estudos incluídos***

A Tabela 2 (disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0304205>) apresenta as principais características dos estudos incluídos na análise. Esses estudos foram publicados entre 1981 e 2022, redigidos em inglês e categorizados como delineamento de medidas repetidas (cross-over), ensaio clínico randomizado ou autocontrole (quando membros opostos foram comparados). Um total de 448 participantes jovens e saudáveis, com idades entre 19 e 40 anos, foi incluído nesses estudos. As contribuições desses participantes tiveram como objetivo avaliar diferentes aspectos, incluindo torque máximo evocado ( $n = 268$ ), fatigabilidade da contração ( $n = 87$ ), desconforto ( $n = 82$ ) e fortalecimento muscular ( $n = 22$ ). Além disso, seis pacientes com lesão medular foram incluídos e pareados com uma amostra de indivíduos hígidos [14], e um estudo envolveu exclusivamente uma amostra saudável de idosos com 15 participantes [38]. Vinte e três estudos relataram alguma medida de torque máximo induzido eletricamente (twitch pico, estimulação supramáxima em triplete, torque tetânico ou torque evocado), oito estudos aplicaram um protocolo de fadiga induzida por NMES, cinco estudos relataram o desconforto percebido, um estudo avaliou ganhos de força [28] e dois estudos avaliaram outros desfechos de força (sem relatar apenas torque): a taxa de desenvolvimento de torque [39] e as forças adicionais com atividade prévia [40]. ***Parâmetros físicos dos protocolos de estimulação elétrica***

Todos os parâmetros utilizados nas intervenções são apresentados na Tabela 3 (disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0304205>). O tipo de corrente e a forma de onda geralmente não foram totalmente descritos, e apenas dois estudos relataram ambos os parâmetros. A duração do pulso variou entre 50 e 1000  $\mu$ s, porém dois estudos não relataram a duração do pulso. Quando uma contração tetânica foi aplicada na avaliação e/ou intervenção, os estudos ( $n = 4$ ) utilizaram frequências de estimulação entre 75 Hz e 300 Hz, com duração de pulso variando entre 200  $\mu$ s e 600  $\mu$ s. Notavelmente, um estudo desviou do uso de corrente pulsada e optou pela utilização da corrente russa. Os músculos estimulados e os ângulos articulares são apresentados na Tabela 2. O músculo quadríceps femoral foi o mais frequentemente estudado, seguido pelos flexores plantares e dorsiflexores do tornozelo, e pelos flexores do cotovelo. Apenas um estudo

investigou um rotador externo do ombro (infraespinal).

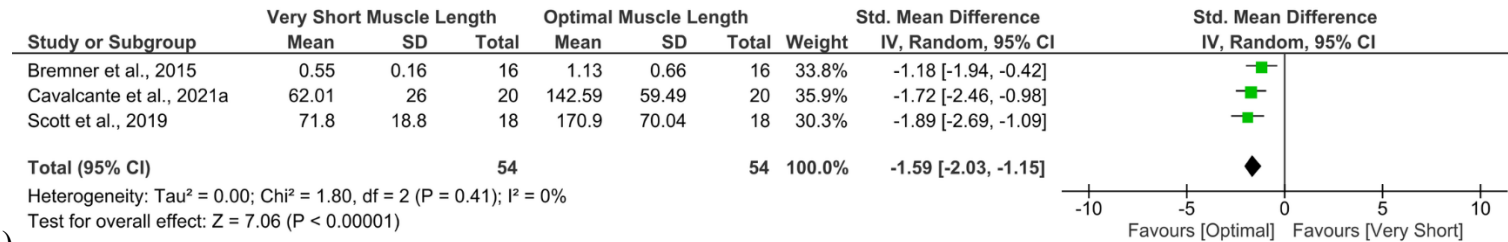
### ***Torque evocado***

As meta-análises foram possíveis apenas para esse desfecho. Vinte e três estudos relataram alguma medida de contração máxima evocada por meio de estimulação do ponto motor (contração tetânica ou twitch) ou estimulação nervosa (twitch, duplete, triplete ou octeto), comparando os valores alcançados em diferentes comprimentos musculares. Desses, 17 foram conduzidos nos extensores do joelho, dois nos flexores plantares do tornozelo, dois nos dorsiflexores do tornozelo e dois no músculo bíceps braquial.

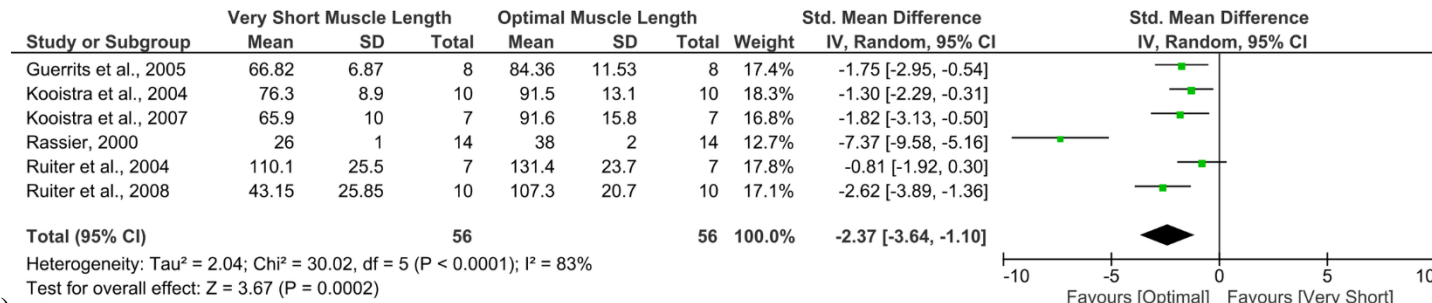
Um total de seis meta-análises foi realizado envolvendo dados de 12 estudos (Fig. 2 A–F) que aplicaram NMES ao músculo quadríceps femoral (não houve estudos compatíveis para outros grupos musculares). O estudo de Guerrits et al. [14] atendeu aos critérios de inclusão nas meta-análises; contudo, apenas os dados dos participantes hígidos foram utilizados, uma vez que a amostra também incluía indivíduos com lesão medular. Além disso, os dados de torque em triplete para ângulos de flexão do joelho de 40° e 50° foram agrupados para representar comprimento muscular curto, enquanto os dados para ângulos de 70°, 80° e 90° foram combinados para representar comprimento muscular longo. Observou-se um efeito significativo (SMD: -1,59; IC 95%: -2,03 a -1,15;  $p < 0,001$ ) favorecendo o comprimento muscular ótimo em relação ao comprimento muito curto durante a estimulação do ventre muscular (Fig. 2A). Essa observação foi baseada em três estudos caracterizados por evidência de alta qualidade [9, 34, 41]. No entanto, para esse tipo de estimulação, não houve artigo correspondente para comparação entre outros comprimentos musculares.

Para a estimulação do nervo femoral, todos os desfechos foram classificados como evidência de alta qualidade. Houve um efeito significativo de maior torque evocado favorecendo o comprimento muscular ótimo em comparação ao comprimento muito curto (SMD: -2,37; IC 95%: -3,64 a -1,10;  $p < 0,001$ ; Fig. 2B) [14, 42–46], em comparação ao comprimento curto (SMD: -1,05; IC 95%: -1,78 a -0,32;  $p = 0,005$ ; Fig. 2E) [14, 36], e em comparação ao comprimento

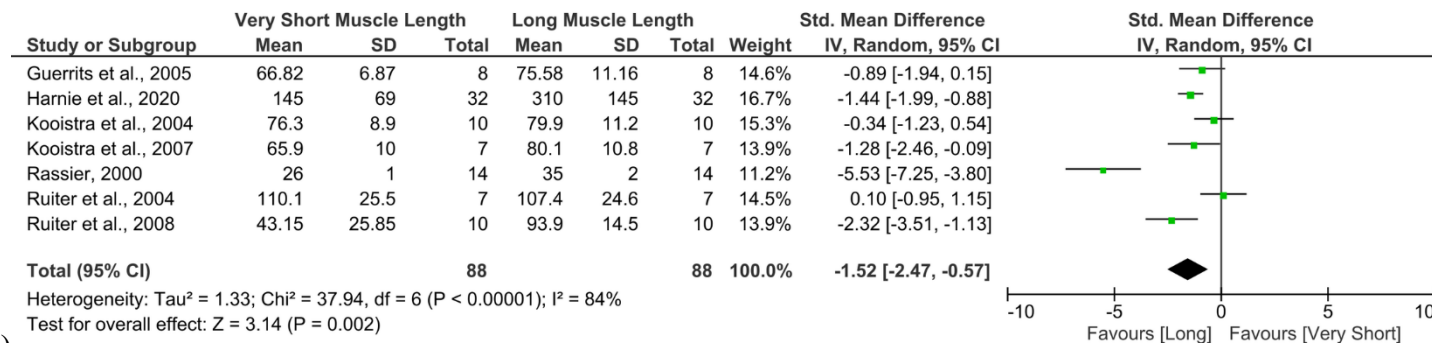
longo (SMD: 0,85; IC 95%: 0,48 a 1,22;  $p < 0,001$ ; Fig. 2D) [14, 36, 42–46]. Além disso, houve um efeito significativo de maior torque evocado favorecendo o comprimento longo em relação ao comprimento muito curto (SMD: -1,52; IC 95%: -2,47 a -0,57;  $p = 0,002$ ; Fig. 2C) [14, 42–47], e em relação ao comprimento curto (SMD: -1,05; IC 95%: -1,78 a -0,32;  $p = 0,005$ ; Fig. 2F) [14, 36, 48].



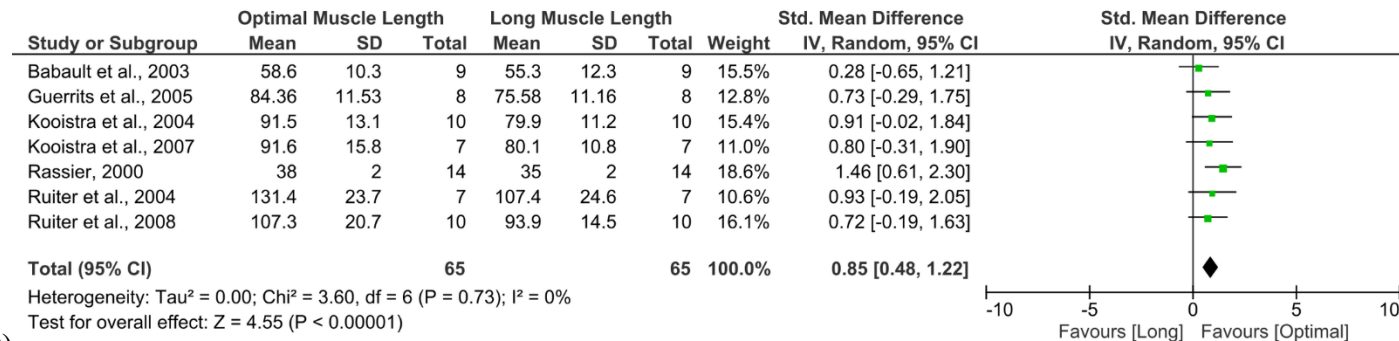
(A)



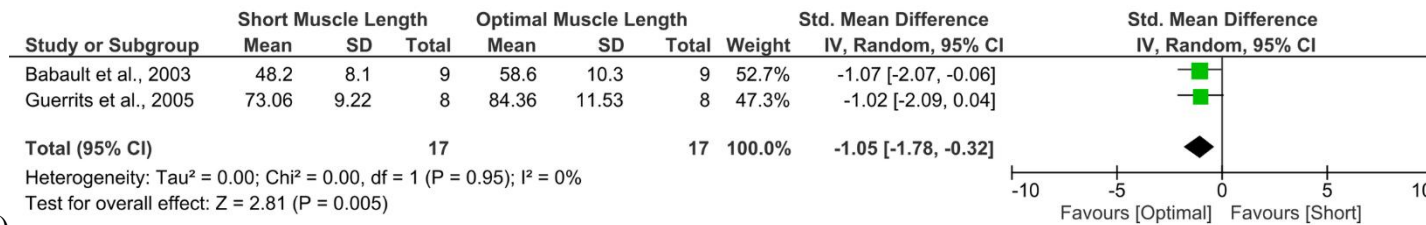
(B)



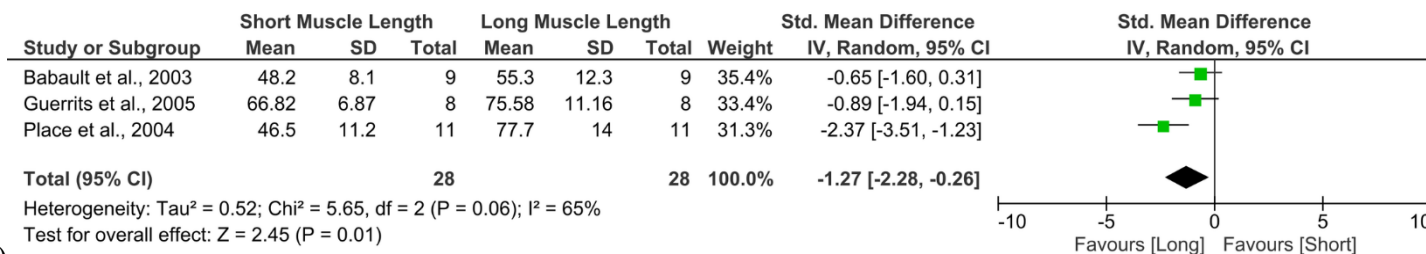
(C)



(D)



(E)



(F)

**Figura 2.** Meta-análises de (A) comprimento muscular muito curto vs. comprimento muscular ótimo para torque máximo evocado produzido durante a estimulação do ponto motor do músculo quadríceps; (B) comprimento muscular muito curto vs. comprimento muscular ótimo para torque máximo evocado produzido durante a estimulação do nervo femoral; (C) comprimento muscular muito curto vs. comprimento muscular longo para torque máximo evocado produzido durante a estimulação do nervo femoral; (D) comprimento muscular ótimo vs. comprimento muscular longo para torque máximo evocado produzido durante a estimulação do nervo femoral; (E) comprimento muscular curto vs. comprimento muscular ótimo para torque máximo evocado produzido durante a estimulação do nervo femoral; e (F) comprimento muscular curto vs. comprimento muscular longo para torque máximo evocado produzido durante a estimulação do nervo femoral.

### ***Fadiga induzida pela NMES***

Oito estudos conduziram protocolos de fadiga induzida por NMES, sendo seis no músculo quadríceps femoral (um deles por meio de estimulação do nervo femoral) e dois no músculo tibial anterior. Ângulos de flexão mais acentuados do joelho foram mais fatigantes para o quadríceps: 20° vs. 60° [12], 50° vs. 100° [49], 60° vs. 110° [50] e 15° vs. 90° [51]. No entanto, quando a comparação envolvia mais de dois ângulos articulares, a capacidade inicial de desenvolvimento de torque exerceu papel significativo na influência dos resultados relacionados à fatigabilidade. No estudo de Marion et al. [52], a fadiga foi mais pronunciada no ângulo articular que apresentou maior força pré-fadiga, enquanto, inversamente, a menor fadiga foi observada no ângulo articular caracterizado por menor força pré-fadiga. Nesse caso, 65° de flexão do joelho demonstrou maior força pré-fadiga em comparação aos ângulos de 20° e 90°. O estudo conduzido por Rassier [42] apresentou resultados e descrição contraditórios. Os autores indicaram um declínio relativo de torque mais substancial na posição mais alongada (90°, em comparação a 60° e 30° de flexão do joelho), enquanto o texto se referia consistentemente a maior fadiga ocorrendo no comprimento muscular mais encurtado. Em relação ao músculo tibial anterior, os achados sugeriram que a fadiga induzida por NMES foi mais pronunciada no comprimento muscular ótimo em comparação à posição encurtada [33, 53].

### ***Desconforto percebido***

Seis estudos relataram o desconforto percebido por meio de uma escala numérica. Esses estudos utilizaram a Escala Visual Analógica (EVA), enquanto um estudo também utilizou a Escala Verbal de Classificação (VRS) [38]. Três estudos utilizaram um valor fixo de EVA para alcançar a contração máxima evocada durante NMES do quadríceps: 7 de 10 [41] e 8 de 10 [9, 12]. Um estudo [37] identificou a amplitude de corrente necessária para alcançar 30% a 40% da MVC no ângulo de joelho mais estendido (15°) e utilizou a mesma amplitude de corrente para o joelho a 60° (o que

produziria uma porcentagem muito menor da MVC nesse ângulo), comparando então a EVA. Os autores encontraram que, para 15° e 60°, a EVA foi de 32,42 mm (IC superior: 42,09; IC inferior: 23,02) e 17,11 mm (IC superior: 27,34; IC inferior: 7,09), respectivamente. Um estudo, com população idosa saudável [38], escolheu uma amplitude de corrente fixa (27 mA) para a estimulação do nervo fibular comum para evocar dorsiflexão isométrica (ângulo do tornozelo não mencionado), a fim de comparar, entre outras variáveis, o desconforto percebido em três ângulos de joelho (0°, 45° e 90°). A duração do pulso foi gradualmente aumentada de 50  $\mu$ s para 400  $\mu$ s. Na maior duração de pulso, não foi observada diferença significativa no desconforto percebido entre os ângulos do joelho, conforme avaliado tanto pela EVA quanto pela VRS. Em outro estudo [54], um protocolo de NMES de 20 minutos foi aplicado ao músculo infraespinal. Os participantes foram divididos em quatro grupos com base no ângulo articular e no tipo de contração (três para contrações isométricas e um para contração concêntrica), além de um grupo controle. Para as contrações isométricas, foram utilizados três ângulos de rotação do ombro, com os participantes em decúbito ventral e ombros abduzidos a 90°: rotação interna máxima ( $82,5^\circ \pm 9,6^\circ$ ), rotação neutra e rotação externa máxima ( $86,1^\circ \pm 13,5^\circ$ ). Os primeiros cinco minutos de estimulação muscular foram utilizados para aumentar progressivamente a amplitude de corrente até o nível máximo tolerável para cada participante (EVA inicial não relatada). Essa amplitude permaneceu inalterada durante todo o protocolo. Após o protocolo, não foram encontradas diferenças relevantes entre os grupos (amplitude de corrente [mA]:  $83,5 \pm 20,4$ ;  $85,0 \pm 27,2$ ; e  $79,0 \pm 20,4$ ; EVA [mm]:  $63,1 \pm 19,0$ ;  $65,9 \pm 18,8$ ; e  $59,8 \pm 19,9$  para os grupos de rotação interna, neutra e externa, respectivamente). Uma limitação do estudo foi a ausência de mensuração da produção de força [54]. Infelizmente, esses estudos não puderam ser submetidos à meta-análise devido a essas limitações.

### ***Treinamento de fortalecimento com NMES***

Entre os estudos, apenas um [28] investigou os efeitos da NMES sobre o fortalecimento muscular em relação ao comprimento muscular. O treinamento foi realizado em dois ângulos articulares: extensão completa do joelho (0°) e posição flexionada (65°), com os participantes em decúbito dorsal (ângulo do quadril não especificado). Os resultados revelaram que a NMES promoveu aumento da força isométrica e isocinética em ambas as posições. Notavelmente, pareceu que a NMES foi mais eficaz para melhorar o desempenho isocinético quando o joelho estava flexionado durante o tratamento.

### **Discussão**

Esta é a primeira revisão sistemática a avaliar o efeito do comprimento muscular sobre o torque máximo eletricamente induzido, o desconforto percebido, a fadiga induzida por NMES e a força após um programa de fortalecimento com NMES. Verificamos que, para o músculo quadríceps femoral, maior torque evocado foi obtido no comprimento muscular ótimo em comparação aos comprimentos curto e longo. Além disso, o comprimento longo permitiu maior torque evocado do que o comprimento muscular curto. De acordo com as recomendações do GRADE [32], a qualidade da evidência foi muito alta para todas as comparações de comprimento muscular durante o torque evocado. Assim, novos achados não são esperados para alterar as conclusões apresentadas nesta revisão. Outros músculos, como os dorsiflexores do tornozelo e o bíceps braquial, também apresentam um comprimento ideal (intermediário). Entretanto, para os flexores plantares do tornozelo, comprimentos mais longos (obtidos pela manipulação dos ângulos do tornozelo ou do joelho) permitem maior produção de torque, o que está de acordo com a relação torque-ângulo desse grupo muscular, que atua no ramo ascendente da relação força-comprimento [55].

Ao considerar uma determinada amplitude de corrente, um comprimento mais curto do músculo quadríceps parece resultar em maior desconforto em comparação à posição neutra, embora não seja possível tirar conclusões definitivas para outros comprimentos musculares e diferentes músculos. A fadiga induzida por NMES parece ser maior quando o comprimento muscular permite maior geração de torque na condição pré-fadiga. Embora protocolos conduzidos no comprimento muscular ideal promovam maiores ganhos de força do quadríceps em comparação aos comprimentos curtos, há dados limitados disponíveis para comparar outros comprimentos musculares e outros músculos. Esses achados sugerem que a priorização do comprimento muscular ótimo deve ser a escolha inicial para intervenções com NMES, enquanto o uso de comprimentos longos ou curtos deve ser cuidadosamente considerado e selecionado com base em diversos fatores clínicos.

### ***Torque evocado***

#### *Comprimento muscular ‘muito curto’ e ‘curto’ vs. ‘ótimo’ do quadríceps femoral*

Embora a relação força-comprimento seja uma propriedade bem estabelecida dos músculos, esta meta-análise marca a primeira confirmação de diferenças de força entre múltiplos comprimentos do músculo quadríceps femoral durante a estimulação elétrica. Notavelmente, um comprimento muscular ótimo supera os comprimentos muito curtos ou curtos na capacidade de gerar maior torque evocado durante a NMES. Essa descoberta fundamental tem implicações significativas para o uso da NMES tanto em contextos clínicos quanto esportivos. Consequentemente, tentativas de empregar um comprimento muscular encurtado para facilitar uma determinada posição do membro (como joelho totalmente estendido) provavelmente limitarão os potenciais benefícios da NMES [26]. A seleção do comprimento muscular deve ser criteriosa, especialmente em cenários específicos, como casos com amplitude de movimento limitada/dolorosa ou

objetivos que não envolvam fortalecimento/hipertrofia. Por exemplo, em exercícios voluntários isométricos de extensão de joelho realizados em comprimentos musculares curto ( $43,1^\circ \pm 4,6^\circ$  de flexão do joelho) e longo ( $86,9^\circ \pm 6,5^\circ$ ), o comprimento longo pode acelerar a hipertrofia, enquanto o comprimento curto resulta em maior ganho de força no ângulo de treinamento [56].

#### *Comprimento muscular 'muito curto' e 'curto' vs. 'longo' do quadríceps femoral*

O comprimento muscular longo demonstrou maior capacidade de gerar torque evocado quando comparado aos comprimentos muito curto e curto durante a estimulação nervosa. É importante destacar que a relação força-comprimento estabelece um potencial alinhamento dos níveis de força entre comprimentos musculares curtos e longos ao longo dos ramos ascendente e descendente da curva [20]. De fato, é possível obter maior torque a  $50^\circ$  de flexão do joelho em comparação a  $90^\circ$  durante a estimulação do ventre muscular do quadríceps [57]. No entanto, é importante considerar que o comprimento muscular longo tende a induzir maior estresse tensional [58], um fator favorável ao aumento do crescimento muscular [56] e à melhoria das propriedades mecânicas dos tendões [59]. Isso, por sua vez, reforça a ideia de favorecer comprimentos musculares longos para utilização prolongada, alinhando-se a objetivos de longo prazo.

#### *Comprimento muscular 'ótimo' vs. 'longo' do quadríceps femoral*

Uma meta-análise foi conduzida com sucesso, focando exclusivamente na comparação entre comprimentos musculares ótimo e longo durante a estimulação nervosa. Os resultados favoreceram o comprimento muscular ótimo, em consonância com as expectativas derivadas da relação força-comprimento. Consequentemente, optar por um comprimento muscular ótimo provavelmente acelera o progresso na obtenção de ganhos de força. Contudo, é crucial observar que o impacto mencionado do estresse tensional pode tornar os comprimentos musculares longos mais vantajosos para outros

aspectos relacionados às propriedades da unidade músculo-tendínea [58]. Além disso, comprimentos musculares longos podem estimular maior ocorrência de sarcomerogênese em série, o que é particularmente relevante no tratamento de diversas condições clínicas caracterizadas pela perda de sarcômeros em série (como períodos de repouso no leito e intervenções pós-cirúrgicas), seguidas por perda funcional [56, 59, 60].

#### *Outras comparações de comprimento muscular para o quadríceps femoral*

Alguns estudos não puderam ser incluídos em meta-análises [35, 57, 61]. Vissler et al. [61] compararam o torque evocado por meio da estimulação do nervo femoral em três ângulos do joelho e observaram um pico de torque de contração simples (twitch) a 30° de flexão do joelho significativamente menor do que a 65° e 90°. Contudo, os autores utilizaram uma amplitude de corrente de 100 mA para todos os testes, sem mencionar se isso evocava um estímulo máximo ou supramáximo. De forma semelhante, um estudo pioneiro [35] padronizou uma amplitude de 60 mA para três ângulos diferentes do joelho (15°, 45° e 75°) durante a estimulação do ventre muscular do quadríceps femoral. Embora a utilização da mesma amplitude de corrente facilite a comparação da eficiência (ou seja, a razão entre torque e amplitude de corrente) [9], ela não fornece informações sobre o torque máximo evocado.

Maffiuletti et al. [62], utilizando estimulação do nervo femoral, e Bampouras et al. [63], empregando estimulação do ventre muscular, observaram maior torque evocado do quadríceps na posição supina em comparação à posição sentada quando o joelho foi fixado a 90°. Isso sugere que a postura supina pode posicionar o músculo reto femoral biarticular mais próximo de seu comprimento ótimo, em consonância com a faixa funcional do músculo [64]. No entanto, quando o joelho é posicionado a 60°, essa diferença se torna menos evidente e pode ou não se manifestar [9]. Uma explicação subjacente para esses resultados divergentes pode ser a maior tensão passiva

experimentada pelos extensores do joelho quando o joelho está flexionado a 90°, em comparação a 60°. As disparidades podem ser atribuídas à variação da tensão passiva dos extensores do joelho sob diferentes ângulos articulares. Investigações futuras têm o potencial de esclarecer se a manipulação dos ângulos do quadril pode trazer benefícios na aplicação da NMES aos extensores do joelho.

Deve-se ter cuidado com as definições de comprimento muscular curto, ótimo e longo. Por exemplo, Fouré et al. [49] sugeriram que “programas de treinamento de reabilitação incluindo contrações isométricas eletricamente induzidas devem ser realizados em comprimento muscular curto”. Contudo, isso pode levar à interpretação equivocada de que o comprimento curto seria superior ao ótimo em qualquer programa de NMES. Entretanto, nesse estudo, “curto” correspondia a 50° e “longo” a 100° de flexão do joelho, sendo que 50° está mais próximo da faixa de ângulos comumente relatada como ótima (intermediária): 55°–65° de flexão do joelho [9, 36, 61].

#### *Comparações de comprimento para outros grupos musculares*

Nossa pesquisa identificou estudos com outras comparações de comprimento muscular que não puderam ser incluídos em meta-análises. Hali et al. [65] compararam uma posição encurtada (20° de flexão plantar a partir da posição neutra) e uma posição alongada (20° de dorsiflexão a partir da posição neutra) para o músculo tríceps sural e encontraram maior pico de torque de contração simples para o comprimento muscular longo ( $39,5 \pm 12,5$  vs.  $11,9 \pm 4,8$ ). Embora o estudo não inclua uma posição neutra para comparação, pesquisas focadas em MVC demonstraram que maior torque é gerado em comprimentos musculares alongados em comparação às posições neutras [55, 66]. Isso indica que a unidade músculo-tendínea e o complexo articular avaliados diferem do mecanismo extensor do joelho quanto à resposta ao comprimento muscular. De forma semelhante, os torques evocados por twitch e doublet (bem como o MVC) aumentam para

os flexores plantares quando o joelho está mais estendido, o que alonga o gastrocnêmio biarticular, embora os autores aparentemente afirmem na discussão o oposto do que seus resultados expressam [67].

Mela et al. [68] estimularam os dorsiflexores por meio da estimulação do nervo fibular profundo, enquanto Marsh et al. [25] aplicaram a estimulação diretamente sobre o ventre do músculo tibial anterior. Especificamente no estudo de Marsh et al. [25], que avaliou vários ângulos articulares (de 30° de flexão plantar a 20° de dorsiflexão em incrementos de 5°), o maior torque foi obtido a 10° de flexão plantar. Marsh et al. [25] podem ter interpretado de forma equivocada o argumento de que o torque evocado não atingiu valores de MVC devido ao método de estimulação não incluir outros dorsiflexores. No estudo de Mela et al. [68], a estimulação nervosa aplicada para ativar todos os quatro dorsiflexores ainda resultou em um torque evocado médio de 50% do MVC no respectivo ângulo. Em voluntários saudáveis, o torque evocado raramente atinge 100% do MVC [1]. Ambos os autores, apesar de utilizarem métodos de estimulação diferentes, encontraram consistentemente maior geração de torque na posição em flexão plantar (alongada) em comparação à posição em dorsiflexão (encurtada). Essa concordância ressalta a influência do ângulo articular na produção de torque, independentemente dos detalhes específicos do método de estimulação.

Hansen et al. [24] avaliaram a relação força-ângulo dos flexores do cotovelo durante contrações isométricas em vários ângulos. Eles observaram que os picos de torque do MVC, double twitch e single twitch ocorreram a 90° ( $223,6 \pm 56,3$  N), 104° ( $223,6 \pm 56,3$  N) e 118° ( $223,6 \pm 56,3$  N), respectivamente. Isso indicou um deslocamento das curvas para a direita em forças submáximas, possivelmente devido ao aumento da sensibilidade ao  $\text{Ca}^{2+}$  com o alongamento muscular durante contrações submáximas [69]. Estudos futuros poderiam explorar o direcionamento da região de pico da relação força-

ângulo com NMES para melhorar a força dos flexores do cotovelo. O uso de curvas submáximas provenientes de contrações evocadas para intervenções clínicas é plausível, dado que a maioria das atividades diárias não exige esforço máximo. Investigar essa abordagem pode otimizar protocolos de NMES para ganhos mais eficientes de força dos flexores do cotovelo. Além disso, Miyamoto e Oda [70] observaram achados semelhantes, com torque significativamente maior a 120° (ou 60°, considerando a extensão completa do cotovelo como 0°) em comparação a ângulos mais flexionados. Estudos futuros também podem examinar o impacto dos ângulos do ombro e do antebraço na relação força-ângulo dos flexores do cotovelo durante a NMES.

### ***Fadigabilidade da contração***

Não foi possível conduzir uma meta-análise para esse desfecho devido às discrepâncias metodológicas entre os estudos. Notavelmente, a fadiga induzida por NMES parece aumentar quando o comprimento muscular permite maior geração de torque no estado inicial (pré-fadiga), o que pode ser explicado pela maior demanda metabólica de contrações de maior intensidade, relacionada a um maior número de pontes cruzadas actina-miosina [33]. Alguns estudos que aplicaram protocolos de fadiga por contração voluntária estão de acordo com esses resultados [71], enquanto outros não encontraram diferenças significativas [72]. Esses estudos utilizam diferentes ângulos articulares do joelho e metodologias de protocolos de fadiga, limitando a generalização. Notavelmente, mesmo com maior fadiga observada após protocolos de fadiga com NMES, o comprimento muscular ótimo continua a produzir maior torque em comparação aos comprimentos mais curtos [12, 51, 52]. Embora a expectativa de que comprimentos musculares mais curtos gerem menos força e, conseqüentemente, menor fadiga em comparação ao comprimento ótimo seja válida para o quadríceps femoral, o mesmo princípio não se aplica uniformemente ao músculo tibial anterior [42]. Assumindo que

maior carga mecânica na unidade músculo-tendínea possa levar a maior e possivelmente mais rápida adaptação muscular, a maior fadiga observada no comprimento ótimo serve como evidência do maior trabalho induzido pela NMES. Isso reforça a importância de considerar o comprimento ótimo em detrimento de comprimentos musculares mais curtos em ensaios clínicos de longo prazo. Além disso, para músculos que cruzam múltiplas articulações, como o quadríceps femoral, um alongamento adicional, como a extensão do quadril, pode acelerar o início da fadiga e intensificar seus efeitos [12].

### ***Desconforto percebido***

A avaliação do desconforto percebido no contexto da manipulação do comprimento muscular ainda é relativamente limitada. Não foi possível tirar conclusões robustas a partir dos estudos disponíveis. Embora seja frequentemente relatado que comprimentos musculares mais curtos podem induzir contrações dolorosas semelhantes a câibras, essa hipótese ainda não foi rigorosamente testada [1]. Especificamente, encontramos um único estudo demonstrando que, para a mesma amplitude de corrente, maior desconforto é relatado quando a NMES do quadríceps é aplicada a 15° de flexão do joelho em comparação a 60°. Esses resultados levantam considerações para contrações dinâmicas com NMES, uma vez que é necessário cuidado com desconforto excessivo durante o final da amplitude de movimento. Curiosamente, estudos que utilizaram a EVA como meio para alcançar contrações eletricamente induzidas máximas [9, 25] obtiveram consistentemente a mesma porcentagem da contração voluntária máxima. No entanto, isso pode ocorrer ao custo de uma maior amplitude de corrente aplicada em comprimentos musculares mais longos em comparação a posições mais curtas [9]. Assim, uma compreensão abrangente da influência do comprimento muscular no desconforto percebido envolve questões inevitáveis, como o acompanhamento das mudanças na localização dos ramos nervosos motores e sensoriais sob os eletrodos com alterações do

ângulo articular, o que pode exigir estratégias significativas para otimizar os desfechos clínicos [73].

Por fim, Yanase et al. [54] apresentam uma limitação, pois não dispõem de monitoramento de torque, restringindo a interpretação abrangente de seus dados de desconforto. Para uma compreensão completa do impacto do comprimento muscular no desconforto percebido induzido por NMES, o torque resultante (indicativo da intensidade da contração) também deve ser considerado. Assim, pesquisas futuras devem enfatizar o desenvolvimento de metodologias de controle de torque adaptáveis a diversos contextos clínicos e músculos, particularmente em situações em que equipamentos dedicados, como uma cadeira dinamométrica, não estejam prontamente disponíveis [26].

### ***Fortalecimento por treinamento com NMES***

Os efeitos do treinamento de força com NMES ainda não são totalmente compreendidos. Um único estudo [28] comparou os resultados de um protocolo de NMES de seis semanas em diferentes ângulos do joelho (65° e 15°). Os participantes estavam em decúbito dorsal durante o protocolo de tratamento, mas o ângulo do quadril não foi mencionado. Os autores encontraram maiores ganhos de força para o protocolo realizado a 65° de flexão do joelho. Assim, nossa hipótese sobre fortalecimento muscular foi parcialmente respondida, pois não há estudos disponíveis para comprimentos musculares mais longos nem para hipertrofia. Apesar da escassez de estudos, uma revisão recente [74] sobre os efeitos da NMES na reabilitação do joelho pós-cirurgia considera o ângulo do joelho um parâmetro crítico que pode impactar os objetivos funcionais. Além disso, conclui que um ângulo de 60° ou próximo a esse seria preferível, desde que clinicamente seguro.

A maioria dos protocolos de NMES envolve predominantemente contrações isométricas. Embora contrações isométricas com o joelho totalmente estendido não

exijam equipamentos especializados, elas podem resultar em menores ganhos de força [26]. Para controle preciso do ângulo articular e do torque, uma cadeira dinamométrica é a escolha ideal. Contudo, tais recursos podem ser limitados, especialmente fora de ambientes clínicos, como no cuidado domiciliar [26]. Em contextos clínicos com recursos limitados, uma abordagem prática para gerenciar ângulos articulares durante contrações isométricas é o uso de suporte para o joelho com peso no tornozelo. Essa abordagem, demonstrada por Toth et al. [75], mantém efetivamente o joelho em um ângulo definido, por exemplo, 40°. Outra estratégia viável envolve sentar o paciente em uma cadeira e utilizar uma faixa ajustável para restringir a extensão do joelho, mantendo os ângulos do quadril e do joelho em aproximadamente 90° [2]. É importante observar que, embora essas soluções simples não garantam níveis elevados de torque, ajustar a amplitude de corrente ao máximo desconforto tolerado provavelmente produzirá o efeito terapêutico mais significativo [74]. Além disso, para avaliar a qualidade da contração, pode-se utilizar a inspeção visual, juntamente com a opção de resistência manual, se necessário. O uso de inspeção visual e resistência manual ajuda a monitorar o progresso e a garantir a resposta muscular desejada em programas de NMES.

### ***Limitações***

Esta revisão apresenta algumas limitações. O escopo da investigação foi restrito ao torque evocado (não potencializado), fadiga (queda do torque), desconforto e medidas de adaptação crônica (ganhos de força e massa muscular) em resposta à NMES. Entretanto, alguns estudos incluídos abordam outras variáveis que podem ser relevantes para revisões futuras, como a relação força-frequência, torque potencializado, onda-M e integral força-tempo. Além disso, a presença de múltiplas medidas de desfecho introduz complexidade e dificulta comparações descritivas entre estudos. Ademais, a considerável variabilidade entre avaliações e a heterogeneidade clínica dos estudos impediram a

realização de meta-análises, limitando esta revisão a comparações descritivas, e não quantitativas. Por fim, apesar de uma busca abrangente na literatura em diversas bases de dados, é importante reconhecer que a busca foi direcionada principalmente a periódicos em língua inglesa, o que pode ter excluído estudos publicados em outros idiomas e bases regionais.

Os estudos incluídos apresentaram escores variando de regular a bom, entre 4 e 7 pontos na escala PEDro. Uma avaliação combinando os instrumentos PEDro e RoB-CO revela várias preocupações, particularmente a ausência de uma descrição clara dos métodos para eliminar efeitos de carryover. Isso é especialmente relevante ao considerar desfechos relacionados ao torque máximo evocado. Embora exemplos de randomização inadequada tenham sido raros, eles foram identificados em três estudos. Além disso, é importante destacar que alcançar o cegamento de participantes e avaliadores em estudos envolvendo ângulos articulares apresenta desafios inerentes. Para pesquisas futuras, recomendamos o cegamento dos participantes em relação a desfechos específicos que possam influenciar o desempenho. Ademais, é essencial ressaltar que um número significativo de estudos não incluiu uma sessão prévia de familiarização, apesar de seu potencial impacto no desempenho dos participantes.

### ***Conclusão***

O comprimento muscular ótimo é fundamental para maximizar a geração de torque durante a NMES. Comprimentos musculares mais longos também contribuem para maior torque, enquanto comprimentos mais curtos podem resultar em maior desconforto. A adaptação dos ângulos articulares aos objetivos do treinamento pode influenciar a fadiga da contração. Os ganhos de força do quadríceps são superiores no comprimento muscular ideal, auxiliando na recuperação muscular. Esses achados são particularmente relevantes para populações com mobilidade limitada devido ao desuso. No entanto, mais

pesquisas são necessárias para avaliar de forma abrangente os efeitos de curto e longo prazo de diferentes comprimentos musculares nas adaptações musculoesqueléticas após programas de fortalecimento com NMES.

### **Agradecimentos**

Este estudo foi financiado, em parte, pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Brasil, Código de Financiamento 001; pela Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF) (processos nº 00193-00001615/2023-00, 00193-00002357/2022-90, 00193-00001222/2021-26, 00193-00001261/2021-23); e pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq; processo nº 310269/2021). M.A.V. e J.L.Q.D. são bolsistas de produtividade em pesquisa do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico.

### **Conflitos de interesse**

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

### **Referências**

1. Herzig, D., N.A. Maffiuletti, and P. Eser, *The Application of Neuromuscular Electrical Stimulation Training in Various Non-neurologic Patient Populations: A Narrative Review*. PM R, 2015. 7(11): p. 1167-1178.
2. Vaz, M.A., et al., *Neuromuscular electrical stimulation (NMES) reduces structural and functional losses of quadriceps muscle and improves health status in patients with knee osteoarthritis*. J Orthop Res, 2013. 31(4): p. 511-6.
3. Bastos, J.A.I., et al., *Contraction fatigue, strength adaptations, and discomfort during conventional versus wide-pulse, high-frequency, neuromuscular electrical stimulation: a systematic review*. Appl Physiol Nutr Metab, 2021. 46(11): p. 1314-1321.
4. Rabello, R., et al., *Influence of Pulse Waveform and Frequency on Evoked Torque, Stimulation Efficiency, and Discomfort in Healthy Subjects*. Am J Phys Med Rehabil, 2021. 100(2): p. 161-167.
5. Medeiros, F.V., et al., *Kilohertz and Low-Frequency Electrical Stimulation With the Same Pulse Duration Have Similar Efficiency for Inducing Isometric Knee Extension Torque and Discomfort*. Am J Phys Med Rehabil, 2017. 96(6): p. 388-394.
6. Maffiuletti, N.A., *Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation*. Eur J Appl Physiol, 2010. 110(2): p. 223-34.

7. Modesto, K.A.G., et al., *Effects of Kilohertz Frequency, Burst Duty Cycle, and Burst Duration on Evoked Torque, Perceived Discomfort and Muscle Fatigue: A Systematic Review*. Am J Phys Med Rehabil, 2022.
8. Vaz, M.A. and V.B. Frasson, *Low-Frequency Pulsed Current Versus Kilohertz-Frequency Alternating Current: A Scoping Literature Review*. Arch Phys Med Rehabil, 2018. **99**(4): p. 792-805.
9. Cavalcante, J.G.T., et al., *The Effect of Quadriceps Muscle Length on Maximum Neuromuscular Electrical Stimulation Evoked Contraction, Muscle Architecture, and Tendon-Aponeurosis Stiffness*. Front Physiol, 2021. **12**: p. 633589.
10. Silva, P.E., et al., *Safety and feasibility of a neuromuscular electrical stimulation chronaxie-based protocol in critical ill patients: A prospective observational study*. J Crit Care, 2017. **37**: p. 141-148.
11. Allen, B.C., K.J. Stubbs, and W.E. Dixon, *Characterization of the Time-Varying Nature of Electromechanical Delay During FES-Cycling*. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2020. **28**(10): p. 2236-2245.
12. Cavalcante, J.G.T., et al., *Hip and Knee Joint Angles Determine Fatigue Onset during Quadriceps Neuromuscular Electrical Stimulation*. Applied Bionics and Biomechanics, 2022. **2022**: p. 4612867.
13. Cavalcante, J.G.T., et al., *The effects of knee and hip joint angles on patellar tendon loading during quadriceps neuromuscular electrical stimulation*. Translational Sports Medicine 2021. **4**(5): p. 587-596.
14. Gerrits, K.H., et al., *Influence of knee joint angle on muscle properties of paralyzed and nonparalyzed human knee extensors*. Muscle Nerve, 2005. **32**(1): p. 73-80.
15. Ventura, A., et al., *Does Electrode Sensor Positioning over Motor Points Affect Different Portions of Quadriceps Muscle Architecture during Submaximal Evoked Torque?* Journal of Sensors, 2023. **2023**: p. 7.
16. Abe, T., K. Kumagai, and W.F. Brechue, *Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners*. Med Sci Sports Exerc, 2000. **32**(6): p. 1125-9.
17. Alegre, L.M., et al., *Effects of isometric training on the knee extensor moment-angle relationship and vastus lateralis muscle architecture*. Eur J Appl Physiol, 2014. **114**(11): p. 2437-46.
18. Maeo, S., et al., *Greater Hamstrings Muscle Hypertrophy but Similar Damage Protection after Training at Long versus Short Muscle Lengths*. Med Sci Sports Exerc, 2021. **53**(4): p. 825-837.
19. Hollander, K., *Long-term adaptations of habitual barefoot locomotion on foot morphology and biomechanics during childhood and adolescence (PhD Academy Award)*. Br J Sports Med, 2019. **53**(9): p. 583-584.
20. Gordon, A.M., A.F. Huxley, and F.J. Julian, *The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres*. J Physiol, 1966. **184**(1): p. 170-92.
21. de Sousa, A.M.M., et al., *The Influence of Hip and Knee Joint Angles on Quadriceps Muscle-Tendon Unit Properties during Maximal Voluntary Isometric Contraction*. Int J Environ Res Public Health, 2023. **20**(5).
22. Fukutani, A., J. Misaki, and T. Isaka, *Relationship between joint torque and muscle fascicle shortening at various joint angles and intensities in the plantar flexors*. Sci Rep, 2017. **7**(1): p. 290.
23. Moo, E.K., T.R. Leonard, and W. Herzog, *The sarcomere force-length relationship in an intact muscle-tendon unit*. J Exp Biol, 2020. **223**(Pt 6).
24. Hansen, E.A., et al., *The shape of the force-elbow angle relationship for maximal*

- voluntary contractions and sub-maximal electrically induced contractions in human elbow flexors.* J Biomech, 2003. **36**(11): p. 1713-8.
25. Marsh, E., et al., *Influence of joint position on ankle dorsiflexion in humans.* J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol, 1981. **51**(1): p. 160-7.
  26. Fitzgerald, G.K., S.R. Piva, and J.J. Irrgang, *A modified neuromuscular electrical stimulation protocol for quadriceps strength training following anterior cruciate ligament reconstruction.* J Orthop Sports Phys Ther, 2003. **33**(9): p. 492-501.
  27. Delitto, A., et al., *Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery.* Phys Ther, 1988. **68**(5): p. 660-3.
  28. Fahey, T.D., et al., *Influence of sex differences and knee joint position on electrical stimulation-modulated strength increases.* Med Sci Sports Exerc, 1985. **17**(1): p. 144-7.
  29. Liberati, A., et al., *The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: explanation and elaboration.* PLoS Med, 2009. **6**(7): p. e1000100.
  30. Moher, D., et al., *Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015 statement.* Syst Rev, 2015. **4**: p. 1.
  31. Christie, A., E.M. Snook, and J.A. Kent-Braun, *Systematic review and meta-analysis of skeletal muscle fatigue in old age.* Med Sci Sports Exerc, 2011. **43**(4): p. 568-77.
  32. Mendoza, C., et al., *[Clinical guidelines using the GRADE system (Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation)].* Rev Med Chil, 2017. **145**(11): p. 1463-1470.
  33. Fitch, S. and A. McComas, *Influence of human muscle length on fatigue.* J Physiol, 1985. **362**: p. 205-13.
  34. Bremner, C.B., W.R. Holcomb, and C.D. Brown, *Knee joint angle influences neuromuscular electrical stimulation-induced torque.* Athletic Training and Sports Health Care, 2015. **7**(4): p. 165-172.
  35. McNeal, D.R. and L.L. Baker, *Effects of joint angle, electrodes and waveform on electrical stimulation of the quadriceps and hamstrings.* Ann Biomed Eng, 1988. **16**(3): p. 299-310.
  36. Babault, N., et al., *Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions.* J Appl Physiol (1985), 2003. **94**(3): p. 983-90.
  37. Bremner, C.B., et al., *Assessment of Comfort During NMES-induced Quadriceps Contractions at Two Knee Joint Angles.* Athletic Training & Sports Health Care, 2015. **7**(5): p. 181-189.
  38. Gavin, J.P., M. Cooper, and T.W. Wainwright, *The effects of knee joint angle on neuromuscular activity during electrostimulation in healthy older adults.* J Rehabil Assist Technol Eng, 2018. **5**: p. 2055668318779506.
  39. Debenham, M.I.B. and G.A. Power, *The influence of preceding activity and muscle length on voluntary and electrically evoked contractions.* Appl Physiol Nutr Metab, 2019. **44**(3): p. 301-308.
  40. Frigon, A., et al., *Extra forces evoked during electrical stimulation of the muscle or its nerve are generated and modulated by a length-dependent intrinsic property of muscle in humans and cats.* J Neurosci, 2011. **31**(15): p. 5579-88.
  41. Scott, W., et al., *Electrically elicited quadriceps muscle torque: Comparison at three knee angles.* Physiother Theory Pract, 2019: p. 1-7.
  42. Rassier, D.E., *The effects of length on fatigue and twitch potentiation in human*

- skeletal muscle*. Clin Physiol, 2000. **20**(6): p. 474-82.
43. Kooistra, R.D., C.J. de Ruiter, and A. de Haan, *Conventionally assessed voluntary activation does not represent relative voluntary torque production*. Eur J Appl Physiol, 2007. **100**(3): p. 309-20.
  44. de Ruiter, C.J., et al., *Relative torque contribution of vastus medialis muscle at different knee angles*. Acta Physiol (Oxf), 2008. **194**(3): p. 223-37.
  45. de Ruiter, C.J., et al., *Initial phase of maximal voluntary and electrically stimulated knee extension torque development at different knee angles*. J Appl Physiol (1985), 2004. **97**(5): p. 1693-701.
  46. Kooistra, R.D., C.J. de Ruiter, and A. de Haan, *Muscle activation and blood flow do not explain the muscle length-dependent variation in quadriceps isometric endurance*. J Appl Physiol (1985), 2005. **98**(3): p. 810-6.
  47. Harnie, J., et al., *Acute effect of tendon vibration applied during isometric contraction at two knee angles on maximal knee extension force production*. PLoS One, 2020. **15**(11): p. e0242324.
  48. Place, N., et al., *Twitch potentiation is greater after a fatiguing submaximal isometric contraction performed at short vs. long quadriceps muscle length*. J Appl Physiol (1985), 2005. **98**(2): p. 429-36.
  49. Foure, A., et al., *Muscle alterations induced by electrostimulation are lower at short quadriceps femoris length*. Eur J Appl Physiol, 2020. **120**(2): p. 325-335.
  50. Ando, R., et al., *Knee joint angle and vasti muscle electromyograms during fatiguing contractions*. Clin Physiol Funct Imaging, 2018. **38**(4): p. 566-572.
  51. Lee, S.C., et al., *Diminished fatigue at reduced muscle length in human skeletal muscle*. Muscle Nerve, 2007. **36**(6): p. 789-97.
  52. Marion, M.S., et al., *Predicting the effect of muscle length on fatigue during electrical stimulation*. Muscle Nerve, 2009. **40**(4): p. 573-81.
  53. Sacco, P., D.B. McIntyre, and D.A. Jones, *Effects of length and stimulation frequency on fatigue of the human tibialis anterior muscle*. J Appl Physiol (1985), 1994. **77**(3): p. 1148-54.
  54. Yanase, K., et al., *Acute effect of electrical stimulation on the infraspinatus muscle using different types of muscle contractions and shoulder joint positions*. Edizioni Minerva Medica, 2017. **176**(12): p. 8.
  55. Frasson, V.B., et al., *Dorsiflexor and plantarflexor torque-angle and torque-velocity relationships of classical ballet dancers and volleyball players*. Revista Brasileira de Biomecânica 2007. **8**: p. 31 - 36.
  56. Noorkoiv, M., K. Nosaka, and A.J. Blazevich, *Neuromuscular adaptations associated with knee joint angle-specific force change*. Med Sci Sports Exerc, 2014. **46**(8): p. 1525-37.
  57. Skurvydas, A., et al., *Peripheral and central fatigue after muscle-damaging exercise is muscle length dependent and inversely related*. J Electromyogr Kinesiol, 2010. **20**(4): p. 655-60.
  58. Kubo, K., et al., *Effects of isometric training at different knee angles on the muscle-tendon complex in vivo*. Scand J Med Sci Sports, 2006. **16**(3): p. 159-67.
  59. O'Sullivan, K., S. McAuliffe, and N. Deburca, *The effects of eccentric training on lower limb flexibility: a systematic review*. Br J Sports Med, 2012. **46**(12): p. 838-45.
  60. de Boer, M.D., et al., *Time course of muscular, neural and tendinous adaptations to 23 day unilateral lower-limb suspension in young men*. J Physiol, 2007. **583**(Pt 3): p. 1079-91.
  61. Visscher, R.M.S., et al., *Vastus medialis and lateralis activity during voluntary*

- and stimulated contractions. Muscle Nerve*, 2017. **56**(5): p. 968-974.
62. Maffiuletti, N.A. and R. Lepers, *Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position. Med Sci Sports Exerc*, 2003. **35**(9): p. 1511-6.
  63. Bampouras, T.M., et al., *The role of agonist and antagonist muscles in explaining isometric knee extension torque variation with hip joint angle. Eur J Appl Physiol*, 2017. **117**(10): p. 2039-2045.
  64. Herzog, W., S.K. Abrahamse, and H.E. ter Keurs, *Theoretical determination of force-length relations of intact human skeletal muscles using the cross-bridge model. Pflugers Arch*, 1990. **416**(1-2): p. 113-9.
  65. Hali, K., A.M. Zero, and C.L. Rice, *Effect of ankle joint position on triceps surae contractile properties and motor unit discharge rates. Physiol Rep*, 2021. **8**(24): p. e14680.
  66. Landin, D., M. Thompson, and M. Reid, *Knee and Ankle Joint Angles Influence the Plantarflexion Torque of the Gastrocnemius. J Clin Med Res*, 2015. **7**(8): p. 602-6.
  67. Merlet, A.N., et al., *Effect of knee angle on neuromuscular assessment of plantar flexor muscles: A reliability study. PLoS One*, 2018. **13**(3): p. e0195220.
  68. Mela, P., P.H. Veltink, and P.A. Huijing, *The influence of stimulation frequency and ankle joint angle on the moment exerted by human dorsiflexor muscles. J Electromyogr Kinesiol*, 2001. **11**(1): p. 53-63.
  69. Balnave, C.D. and D.G. Allen, *The effect of muscle length on intracellular calcium and force in single fibres from mouse skeletal muscle. J Physiol*, 1996. **492** ( Pt 3)(Pt 3): p. 705-13.
  70. Miyamoto, N. and S. Oda, *Effect of joint angle on mechanomyographic amplitude during unfused and fused tetani in the human biceps brachii muscle. Eur J Appl Physiol*, 2005. **95**(2-3): p. 221-8.
  71. Pincivero, D.M., et al., *Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. J Biomech*, 2004. **37**(11): p. 1689-97.
  72. Akima, H., A. Tomita, and R. Ando, *Effect of knee joint angle on the neuromuscular activation of the quadriceps femoris during repetitive fatiguing contractions. J Electromyogr Kinesiol*, 2019. **49**: p. 102356.
  73. Ichikawa, K., et al., *Joint angle based motor point tracking stimulation for surface FES: A Study on biceps brachii. Med Eng Phys*, 2021. **88**: p. 9-18.
  74. Conley, C.E.W., et al., *A Comparison of Neuromuscular Electrical Stimulation Parameters for Postoperative Quadriceps Strength in Patients After Knee Surgery: A Systematic Review. Sports Health*, 2021. **13**(2): p. 116-127.

**ARTICLE 3 – The effect of squat jumps vs. drop jumps on neuromuscular fatigue:  
Integrating submaximal tests and nonlinear analyses into conventional approaches**

**The effect of squat jumps vs. drop jumps on neuromuscular fatigue in women:  
Integrating submaximal tests and complexity analyses into conventional  
approaches**

**Authors:**

**Jonathan Galvão Tenório Cavalcante<sup>a,b</sup>, Lucas Pereira Peixoto<sup>c</sup>, João Luiz Quagliotti Durigan<sup>a,b</sup>, Carole Cometti<sup>c</sup>, Nicolas Babault<sup>c</sup>**

**Affiliations:**

<sup>a</sup> Laboratory of Muscle and Tendon Plasticity, Graduate Program of Rehabilitation Sciences, University of Brasília, Distrito Federal, Brazil.

<sup>b</sup> Graduate Program of Physical Education, University of Brasília, Distrito Federal, Brazil.

<sup>c</sup> Université Bourgogne Europe, INSERM, CAPS UMR 1093, Centre d'Expertise de la Performance, Faculty of sport sciences, 21000, Dijon, France

## ABSTRACT

**Introduction:** Neuromuscular fatigue induced by plyometric and concentric exercises involves distinct mechanisms that may differently impact the neuromuscular system.

**Objectives:** Our primary aim was to compare the fatigue origins induced by a plyometric (drop jump, DJ) versus a concentric (squat jump, SJ) protocol using conventional linear analyses of torque and EMG. Secondly, we applied complexity-based approaches to further characterize the neuromuscular adjustments underlying fatigue. Additionally, participants were reassessed with 48 h and 7 days post-exercise to monitor performance recovery and delayed-onset muscle soreness (DOMS), allowing differentiation between transient fatigue and exercise-induced muscle damage.

**Methods:** Sixteen physically active young women performed three sets of 30 repetitions of either DJ or SJ on separate days. Torque and electromyography (EMG) of the vastus lateralis were recorded during maximal (MVIC) and submaximal (SubMax50%) voluntary isometric contractions, and evoked contractions before and after exercise. Analyses included linear (root mean square, RMS) and nonlinear (sample entropy, multifractal detrended fluctuation analysis) metrics. Participants were reassessed 48 h and 7 days post-exercise to monitor delayed-onset muscle soreness (DOMS) and recovery.

**Results:** Significant Jump  $\times$  Time interactions were found for MVIC ( $p = .046$ ), SubMax50% ( $p = .007$ ), and countermovement jump (CMJ) ( $p < .001$ ). Post hoc tests showed reduced torque from PRE to POST only for DJ ( $p = .017-.02$ ). Single and doublet torque decreased in both jumps (interaction:  $p = .001-.008$ ; post hoc:  $p < .001$ ), with no changes in Mmax, RMS/Mmax, or voluntary activation ( $p = .53-.57$ ). In SubMax50%, torque variability increased ( $p = .001-.003$ ), while torque sample entropy and EMG multifractal peak decreased only after DJ ( $p = .040-.016$ ). RMS increased after both conditions ( $p = .004$ ). During recovery, DJ caused greater and longer-lasting impairments: MVIC remained depressed up to 48 h ( $p = .10$  vs POST) and fully recovered by day 7 ( $p < .001$ ), whereas SJ returned to baseline within 48 h. DOMS peaked at 48 h after DJ and recovered by day 7.

**Conclusion:** DJ led to greater peripheral fatigue, performance declines, increased torque variability, and heightened DOMS compared to SJ. While central drive remains intact initially, subtle changes in motor control are best detected through complexity metrics. This highlights the need for a multimodal approach to assess neuromuscular fatigue and suggests that future research should investigate the effects of contraction type and feedback mechanisms to enhance training and rehabilitation strategies.

**Keywords:** Plyometrics; electromyography; entropy; fractals

## INTRODUCTION

Neuromuscular fatigue is a transient decline in the ability to generate force, emerging from prolonged or repeated muscle contractions and recovering with rest (Gandevia, 2001; Rampichini et al., 2020). Fatigue is classified as an indirect trauma resulting from non-structural muscle impairment (type 1A injury), whereas delayed onset muscle soreness (DOMS) reflects the other form of non-structural indirect injury (type 1B), associated with exercise-induced muscle damage (EIMD) (Maffulli et al., 2013). EIMD typically arises from eccentric or stretch-shortening cycle (SSC) contractions, as seen in plyometric exercises (Staniszewski et al., 2021). Both fatigue and EIMD alter neuromuscular performance and increase the risk of subsequent injury.

Plyometric exercises are known to induce greater eccentric loading during the SSC compared to purely concentric tasks (Staniszewski et al., 2021). Thus, these contraction modes place different demands on the neuromuscular system. While concentric contractions primarily involve voluntary motor drive and muscle shortening, SSC tasks require a rapid transition between eccentric and concentric phases, eliciting both mechanical and neural adaptations. The stretch reflex, elastic energy storage, and changes in muscle-tendon stiffness contribute to these responses (Komi, 2000). Consequently, the origin of fatigue - that is, whether it arises predominantly from central (e.g., reduced motor command, altered corticospinal drive) or peripheral mechanisms (e.g., metabolic disturbances, excitation-contraction coupling failure) - may differ between contraction types (Gandevia, 2001; Allen et al., 2008). However, the literature remains limited regarding how distinct contraction modes, such as concentric versus SSC tasks, influence the origin and expression of fatigue.

To characterize fatigue origins, both voluntary and electrically evoked torque assessments are commonly used, along with surface electromyography (EMG), which provides insights into neural drive and muscle fiber conduction properties (Troiano et al., 2008). These linear approaches include measures such as the root mean square (RMS), median frequency, and torque variability indices (standard deviation [SD], coefficient of variation[CV]) (DeAngelis et al., 1990; Pethick and Tallent, 2022). However, such metrics capture only the magnitude or frequency of fluctuations, not their temporal organization. Since force and EMG outputs reflect complex physiological interactions across multiple hierarchical levels, linear analyses may fail to fully describe the adaptive dynamics underlying fatigue (Webber et al., 1995; Rampichini et al., 2020).

Nonlinear analytical techniques, such as sample entropy (SampEn) and multifractal detrended fluctuation analysis (MFDFA), have been increasingly used to assess the complexity of biological time series (Lipsitz and Goldberger, 1992; Ivanov et al., 1999; Stosic and Stosic, 2006; Lopes and Betrouni, 2009; Babault et al., 2024). Entropy quantifies the unpredictability or irregularity of a signal, while fractal analyses capture self-similarity, long-range correlations, and variability across scales (Pincus, 1991). A fractal structure is characterized by scale invariance and quantified by the fractal dimension, a non-integer value that describes how the complexity or self-similarity of a signal changes across different scales (West, 2010). MFDFA extends this approach by capturing the presence of multiple scaling exponents, thereby describing heterogeneous local fluctuations in the signal's dynamics over time or space (Kantelhardt et al., 2002). Growing evidence suggests reduced signal complexity with fatigue (Marri and Swaminathan, 2016; Hernandez and Camic, 2019), and an increase after warm-up and stretching (Babault et al., 2022). The overarching principle is that healthy systems tend

to show greater complexity, which declines with fatigue, disease, or aging (Peng et al., 2009).

Although fatigue is expected to reduce EMG complexity, most studies have focused on isolated muscles (e.g., biceps brachii, trapezius, quadriceps) (Webber et al., 1995; Talebinejad et al., 2010; Hernandez and Camic, 2019), rather than on how torque and EMG (both linear and nonlinear features) behave during complex tasks. Jumping, for instance, involves multi-muscle coordination and broader central control, while systemic factors (e.g., cardiovascular, thermoregulatory) may further modulate neuromuscular responses (Stewart et al., 2003; Davies et al., 2015; Arazi et al., 2016). However, no study has directly compared plyometric and concentric jumps in this context. Therefore, the present study compared fatigue induced by a plyometric (drop jump, DJ) versus concentric (squat jump, SJ) protocol, combining conventional and complexity-based analyses of torque and EMG to distinguish their peripheral and central mechanisms. Measurements were taken during maximal, submaximal, and evoked contractions, with reassessments at 48 h and 7 days to track recovery and EIMD. We hypothesized that both protocols would cause fatigue but with distinct origins: DJ producing more peripheral fatigue and EIMD due to eccentric load, and SJ eliciting mainly central or metabolic fatigue. We further expected EMG complexity analysis to be more sensitive than conventional metrics for detecting neural adjustments associated with fatigue.

## **METHODS**

### **Study design**

A randomized, crossover, single-blinded trial was conducted, comprising seven laboratory sessions per participant: one familiarization session; two fatiguing sessions

(one for each jump type), each including PRE and POST assessments of the main outcomes; and follow-up sessions at 48 h (D2) and 7 days (D7) after each fatiguing session to monitor the recovery for DOMS and performance (MVIC and CMJ). Participants attended sessions at the same time of day ( $\pm 1$  hour). They were instructed to maintain their regular training routines but to avoid intensive exercise for two days prior to the fatiguing session and throughout the one-week follow-up period. Fatiguing and follow up sessions lasted, respectively, up to 90 and 45 min.

The first session served to familiarize participants with the procedures, ensure proper execution of the physical tests and exercises, assess tolerance to electrical stimulation, collect anthropometric data, and document their sports routines and medical histories. One week later, the first fatiguing jump protocol (either SJ or DJ, randomly assigned) was performed following a standardized warm-up. Before (PRE) and immediately after (POST) the fatiguing protocol, a standardized sequence of assessments was conducted: rate of perceived pain; two countermovement jumps (CMJ); two quadriceps MVICs; determination of the maximal current amplitude ( $I_{max}$ ) to elicit peak twitch (Pt) (not repeated at POST); two sequences of stimulations at 120%  $I_{max}$ : one Pt, one doublet twitch (DT), one DT superimposed onto MVIC, and one potentiated DT (DTpot), in this order; and two 10-seconds submaximal isometric contractions at 50% of MVIC (SubMax<sub>50%</sub>). At 48 h (D2) and 196 h (D7) after the fatiguing protocol, participants returned for reassessment of pain, CMJ, and MVIC. The second fatiguing protocol was then initiated 14 days after Day 0, ensuring a complete washout from the previous session.

### **Randomization and blinding**

Both volunteers and researchers remained unaware of the jump type to be performed until the pre-fatigue assessment was completed. Before initiating the fatiguing protocol, a researcher presented an opaque envelope containing two identically folded

pieces of paper, each labeled on the inside with one of the jump types. The volunteer then selected and unfolded one paper to reveal the jump to be performed first.

Volunteers and group names were coded. Data (torque and EMG) were analyzed by a blind researcher (N.B). Due to the nature of the experiment, it was not possible to blind volunteers and researchers involved in data collection to the type of jump being performed. To address this limitation, we ensured standardized procedures throughout sessions, the volunteers did not receive any information regarding fatigue response expectation, and they were maximally encouraged during every effort.

### **Participants**

Sixteen healthy physically active women (mean age  $\pm$  SD:  $23.5 \pm 6.7$  years; height:  $164.2 \pm 5.0$  cm; body mass:  $56.6 \pm 6.2$  kg; body mass index:  $20.9 \pm 2.2$ ) volunteered to participate in this study and successfully completed the study protocol. Inclusion criteria were: women ( $> 18$  years old), physically active ( $> 2$  hours training/week), absence of injuries in the six months prior to enrollment, not reporting pain or physical limitations that could affect performance in the study procedure. Participants were involved in soccer training and regional competitions (87.5%;  $4.5 \pm 0.3$  hours/week), followed by strength training (37.5%;  $5.1 \pm 2.1$  hours/week), running (12.5%;  $2 \pm 1$  hours/week), and badminton (6.25%; 1.5 hours/week) (more than one answer was allowed).

The sample size was determined a priori using G\*Power (version 3.1.9.6, Düsseldorf, Germany) based on a repeated-measures ANOVA with two experimental conditions and two repeated measurements, assuming  $\alpha = 0.05$ , power  $(1 - \beta) = 0.8$ , and an effect size  $f = 0.40$ . This analysis indicated that 16 participants were required to detect significant effects for the primary outcome (electromyographic activity).

Participants were recruited from the environments of the Sport Science faculty, Université Bourgogne Europe, through verbal communication. After receiving a detailed explanation of the experiment, participants provided their written informed consent. The study was conducted in accordance with the principles outlined in the Declaration of Helsinki and received approval from the Ethics Committee for sport science research (CERSTAPS; IRB00012476-2023-17-10-272).

### **Warm up**

Participants performed a standardized warm-up protocol consisting of submaximal (50% of maximal effort) concentric (5 repetitions) and eccentric (5 repetitions) lower limb exercises, followed by athletic drills (20 m) and various jump types (5 repetitions each). The sequence comprised: single-leg squats, prone self-resisted knee flexion, manually self-resisted hip flexion, single-leg calf raises, high knees, butt kicks, straight-leg bounds, SJ, DJ, and CMJ.

### **Fatiguing protocols**

The fatiguing exercise protocol consisted of 3 sets of 30 maximum jumps with 2 min of rest between each set, guided by a custom chronometer audio file at 1Hz with a counting voice to help in dictate the rhythm at one jump each six seconds. Thus, each set lasted 3 min. The performance during the jump exercises was monitored with an opto electronic system (Optojump, Microgate, Bolzano, Italy). Real-time feedback was provided by the monitor displaying bar graphs of jump height in cm, calculated by the device's software (Optojump Next) from fly time. The researchers encouraged the volunteers to perform the highest jump with proper form in every single jump. Soon after the last jump of the last set, after rating the level of quadriceps muscle exertion with a 100-mm ruler, the neuromuscular assessments were performed in the same order of PRE:

two CMJs, two MVICs, two sequences of electrically evoked torques, and two SubMax<sub>50%</sub>.

### ***Drop Jump protocol***

The DJs were executed from a 40-cm-height bench, with participants standing upright, hands on the hips. The volunteers were instructed to deviate their center of gravity anteriorly while stepping one foot forward and out of the bench, without bending their knees, so letting their body fall onto the interior of the OptoJump bars. Then, by contacting both feet at the same time with the floor, knees extended, they were instructed to absorb the impact rapidly by flexing their knees at 90° degrees and then to jump maximally (as fast and high as they can) with knees straight. Then, when contacting the ground with both feet. They were instructed to not bend the knees while absorbing the impact. After, they returned to the initial position stepping up two 20-cm steps that minimized the concentric effort. During the entire protocol, the volunteers did not remove their hands from hips.

### ***Squat Jump protocol***

The SJs were performed from an upright standing position, with feet shoulder-width apart and hands on the hips. The volunteers were instructed to squat at 90° degrees of knee flexion and maintain the position for one second, then jump maximally (as fast and high as they can) with knees straight. Then, when contacting the ground, they were instructed to absorb the impact without bending the knees. During the entire protocol, the volunteers did not remove their hands from hips.

## **Neuromuscular measurements**

### ***Counter movement jump***

In order to assess maximal jump capacity (jump height in cm), two CMJs were performed and averaged. The volunteers started standing with both feet approximately at

shoulder-width and hands on the hips. The volunteers were instructed to squat at 90° of knee flexion and to subsequently jump maximally (as fast and high as they can) with knees straight. Then, when contacting the ground, they were instructed to absorb the impact without bending the knees. During the jumps, the volunteers did not remove their hands from hips.

### ***Maximal voluntary isometric contraction***

Volunteers were seated on an isokinetic dynamometer (Biodex 4 Quickset, Biodex Corporation, Shirley, NY, USA) chair. The rotation axis of the device was aligned with the volunteer's right knee axis, with the knee positioned at 70° of flexion and the hip at 85° (0° = full extension for both joints). The right leg was strapped two digits above the lateral malleolus to the dynamometer lever arm, and upper body movement was restricted by straps across the trunk and waist. Torque signals were recorded synchronously with the EMG signals using an analog-to-digital conversion system (MP150; Biopac Systems Inc., Goleta, CA, USA) operating at a sampling frequency of 2000 Hz and a 30 Hz low-pass filter and displaying curves and values on the computer software Acqknowledge (AcqKnowledge® 4.2, BIOPAC Systems, Inc., Goleta, CA). Two MVICs (30 s apart) were performed at PRE, POST, D2, and D7. Each contraction lasted 4 seconds and was performed under strong verbal encouragement. Maximum torque was determined as the highest torque value.

### ***Neuromuscular electrical stimulation and Maximal M-wave***

A high voltage (400 V), constant current stimulator (DS7A, Digitimer, Hertfordshire, UK) delivered 1-ms pulses as single or doublet (100 Hz) twitches. Two 5 x 9 self-adhesive electrodes (Compex, SA) were placed on the superficial quadriceps femoris muscle bellies. The proximal electrode was placed anterior-laterally, right above the RF EMG electrodes. The distal electrode was placed anterior-medially, approximately

5 cm above the patella base. Electrode positioning was individually adjusted to optimize torque and minimize discomfort for a given current intensity, ensuring proper targeting of motor points. To ensure consistent electrodes placements across sessions, we used a memory-aiding device for each volunteer made of cardboard pieces. A larger piece (30 cm x 6 cm) was placed on the anterior thigh with its distal edge aligned to the patella base. Smaller pieces, cut in the size of the electrical stimulation electrodes, were attached at the corresponding electrode positions on the larger piece (more details in *Electromyographic Activity Recording section*).

To determine the maximal current intensity ( $I_{max}$ ) required to evoke the highest torque, series of single twitches were applied every 5 seconds, starting at 30 mA and increasing by 10 mA after every two twitches until torque plateaued. To ensure maximal motor unit recruitment, all subsequent stimulations were delivered at 120%  $I_{max}$ : (i) a single twitch to elicit the maximal M-wave ( $M_{max}$ ) for EMG normalization, (ii) followed ~3 s later by a doublet (100 Hz) to assess peripheral fatigue, (iii) approximately 2 s after participants initiated a MVIC during which a superimposed doublet was applied to assess voluntary activation and (iv) about 3 s after MVIC ended, a potentiated doublet was delivered at rest. The sequence was repeated after a 30 s rest, and the highest torque from each stimulus was used for analysis.

### ***Voluntary activation level***

Using the interpolated twitch technique, we calculated the voluntary activation level (VAL) as a measure of central fatigue, expressed as a percentage. A correction was applied (Strojnik and Komi, 1998), which accounts for the mismatch between the torque just before ( $T_b$ ) the superimposed doublet ( $DT_{sup}$ ) and the true MVIC. The calculation is expressed as follows:

$$VAL = 100 - (Tb - DT_{sup}) * \frac{\left(\frac{Tb}{MVIC}\right)}{DT_{pot}} * 100$$

### ***Electromyographic activity recording***

EMG activity during MVIC were obtained in the right VL, submaximal contraction, and electrical stimulation using bipolar technique by means of disposable Ag/AgCl electrodes (diameter: 7 mm, interelectrode center to center distance: 20 mm). Firstly, the skin surface was shaved and cleaned with alcohol to ensure low skin impedance (<5 kW). Pairs of electrodes were placed longitudinally along the muscle fibers at the most prominent region of each muscle belly, identified during a submaximal isometric contraction. A reference electrode was positioned over the ipsilateral patella. To ensure consistent placement across fatigue sessions, distances from electrode centers to the memory-aider border were measured and recorded directly on the device. EMG signals were acquired using the Biopac system with AcqKnowledge software. Raw signals were amplified (gain = 500), bandpass-filtered (10–500 Hz), and notch-filtered (90–110 Hz) to remove noise. VL activity was quantified by calculating the root mean square (RMS) over 250 ms sliding windows from the filtered data, using the “biosignalEMG” R package (Guerrero and Macias-Diaz, 2018).

### ***Submaximal voluntary isometric contraction***

After MVIC procedure, two 10-second submaximal isometric contractions at 50% of MVIC (SubMax<sub>50%</sub>) were performed with visual feedback displayed on a computer screen. For the post-fatigue protocol assessment, the torque target was adjusted based on the new, fatigued MVIC value. A plateau region from each trial was selected for linear variability and complexity analyses of torque and EMG, as described in the *Data Recording and Processing* section.

### ***Rate of Perceived Pain/Exertion***

Upon arrival at the laboratory and after completing sets of fatiguing jumps, we assessed the perceived quadriceps muscle pain/exertion using a standardized question: “What is your level of pain/exertion in the thigh muscles?”. To quantify the responses, we used a horizontal 100-mm visual analog scale with endpoints labeled “no discomfort” and “maximal discomfort.” A vertical slide allowed participants to mark their perceived level of discomfort anywhere along the scale. Importantly, the volunteers could not see any numerical values, as the numbers were printed on the reverse side of the scale, visible only to the researchers.

### ***Data Recording and Processing***

For each fatigue session, a single AcqKnowledge file was generated, containing all the data related to both voluntary and evoked contractions. The time points corresponding to relevant events (e.g., the start and end of an MVIC) were documented in a separate .CSV file. The Acqknowledge file was then exported as a .txt file for subsequent analysis in RStudio (Ver 2023.03.1, Posit Software, PBC, Boston, USA). Signal processing and extraction of outcome measures were performed by a blinded researcher (N.B.). From the MVIC trials, the peak torque was extracted. From the SubMax<sub>50%</sub> trials, the following torque metrics were calculated: mean torque, linear variability (SD and CV), and SampEn, as a complexity-based descriptor.

For both MVIC and SubMax<sub>50%</sub> trials, EMG features were analyzed in terms of linear (RMS) and nonlinear metrics (SampEn and the multifractal spectrum descriptors), as explained below. Additionally, during MVICs only, RMS was also normalized by Mmax (RMS/M).

SampEn, a nonlinear index of signal complexity, was computed using the “TSEntropies” R package (Tomcala, 2018). The time series was embedded in an  $m$ -dimensional space using time-delay embedding (here  $m = 2$ ). The probability  $B^m(r)$ ,

representing the likelihood that two sequences match for  $m$  points within a given tolerance  $r$  (here  $r = 0.2 \times \text{SD}$ ), was estimated by counting matching vector pairs. This process was then repeated for  $m + 1$  points to compute  $A^m(r)$ . SampEn was calculated as the negative natural logarithm of the ratio of these probabilities. The equations applied are the same detailed in Babault et al. (Babault *et al.*, 2023).

To calculate the multifractal spectrum, a MFDFA was performed using the “MFDFA” R package (Laib *et al.*, 2019). The detrended profile was obtained by calculating the cumulative sum of the velocity time series  $x_i$  (with  $N$  data points) subtracted by the mean. The profile was subdivided into  $N_s$  non-overlapping windows of equal length  $s$ . The same sub-division was repeated starting from the opposite end to obtain  $2N_s$  segments of the time series. A second-order polynomial (i.e.,  $m = 2$ ) was fitted to each of the  $2N_s$  segments, and the variance was calculated recordings (Webber *et al.*, 1995; Babault *et al.*, 2023). Then, the  $q$ th order fluctuation function was computed as the average of all segments.  $F_q(s)$  increases with increasing  $s$  and holds a linear behavior in the log-log scale for a specific  $q$  if it follows a power-law with exponent  $h(q)$ , the generalized Hurst exponent or self-similarity exponent. The fluctuation function was built on a large timescale (80 to 300 samples). Only fluctuation functions with linear behavior were retained, with linearity verified through coefficients of determination ( $R^2 > 0.94$ ). The multifractal spectrums were subsequently derived using  $q$  values from  $-10$  to  $+10$ . The multifractal characteristics were computed from the singularity spectrum  $f(\alpha)$  using six descriptors, which can be visualized in Figure 1. The maximum  $\alpha$  exponent (MAX) was taken as an index of small fluctuations, whereas the minimum  $\alpha$  exponent (MIN) reflected the behavior of large fluctuations. The spectrum width (WIDTH = MAX – MIN) represented the overall strength of multifractality. The peak exponent (PEAK), defined as the value of  $\alpha$  at which  $f(\alpha) = 1$ , described the most frequent singularity in the signal.

Asymmetry (ASYM), calculated as  $(\text{PEAK} - \text{MIN})/(\text{MAX} - \text{PEAK})$ , indicated whether the spectrum was more influenced by large fluctuations ( $\text{ASYM} > 1$ ) or by small fluctuations ( $\text{ASYM} < 1$ ). Finally, the probability index (PROB), derived from the vertical difference (i.e., values in the y axis) in fractal dimension between the subsets with maximum and minimum probability, quantified whether the signal contained a higher likelihood of large or small fluctuations, with negative values indicating predominance of large fluctuations and positive values indicating predominance of small fluctuations.

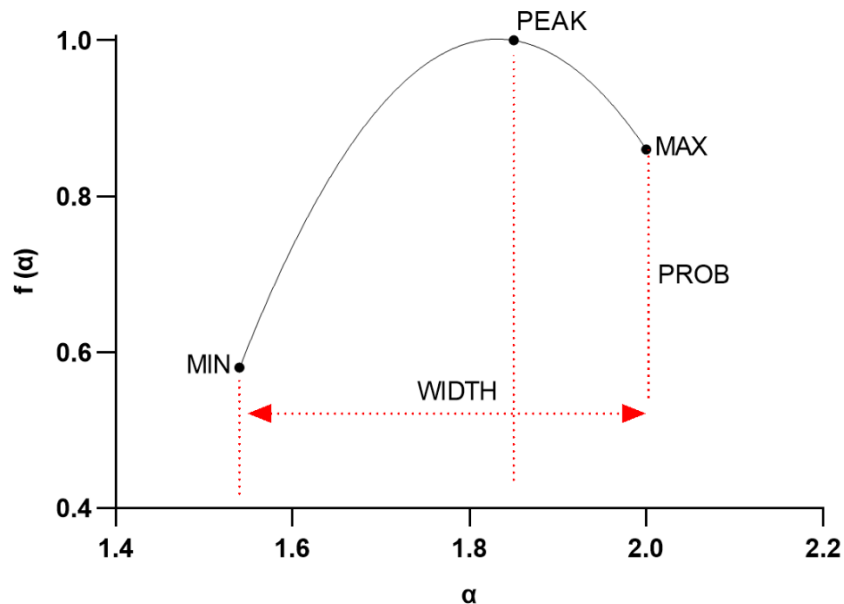


Figure 1 – Illustration of the multifractal spectrum during a submaximal quadriceps contraction at 50% of the maximal voluntary isometric contraction. MAX is the maximum  $\alpha$  exponent; MIN is the minimum  $\alpha$  exponent (MIN); WIDTH is the total width of the spectrum ( $\text{MAX} - \text{MIN}$ ); PEAK is the singularity exponent at peak spectrum, defined as the value of  $\alpha$  at which  $f(\alpha) = 1$ ; PROB is derived from the vertical difference (i.e., values in the y axis) in fractal dimension between the subsets with

maximum and minimum probability; Asymmetry (not shown) is calculated as (PEAK – MIN)/(MAX – PEAK).

### **Statistical Analysis**

Normality of data distribution was confirmed using Shapiro-Wilk test. Repeated measures ANOVA with two within effects (Condition [SJ, DJ]  $\times$  Time [PRE, POST, D2, D7]) was applied to track fatigue and DOMS over a week for MVIC, CMJ, and pain. A similar approach (Condition [SJ, DJ]  $\times$  Time [PRE, POST]) was used to assess fatigue signs for the main linear and nonlinear variables. Moreover, performance (jump height) during the fatigue protocols was analyzed using a one-way ANOVA for each jump protocol (no statistical comparisons were made between DJ and SJ conditions due to differences in technique and the distinct focus of this study). The 30 jumps were analyzed as six blocks of five jumps for each set and the results are presented in Supplemental Material 1 and Figure 2). For each ANOVA, the hypothesis of sphericity was verified using Mauchly's test, and the Greenhouse–Geisser correction was applied if the hypothesis was violated. Significant interactions or main effects were followed by the Bonferroni post-hoc test. The significance level established at  $P < 0.05$ . Statistical analyses were conducted using the Statistica software (version 12; Statsoft, Tulsa, OK, USA), with Partial eta squared ( $\eta^2$ ) was employed to determine the effect size (ES) for the factors in each ANOVA. Thresholds for small, medium, and large effects were defined as  $\eta^2 \geq 0.01$ ,  $\geq 0.06$ , and  $\geq 0.14$ , respectively. Cohen's  $d$ , available with post hoc analysis in JASP, was used as the effect size for all significant pairwise comparisons, with thresholds of  $d \geq 0.20$ ,  $\geq 0.50$ , and  $\geq 0.80$  corresponding to small, medium, and large effects, respectively.

## **RESULTS**

### ***Fatigue (PRE vs. POST) during maximal efforts***

#### ***Voluntary Performance***

There was a Condition  $\times$  Time interaction for MVIC ( $F = 4.72$ ,  $p = 0.046$ ,  $\eta^2$ : 0.23). Posthoc analysis showed lower torque at POST compared to PRE for DJ ( $p = 0.017$ ,  $d = 0.46$ ), but not for SJ ( $p = 0.496$ ,  $d = 0.12$ ). Moreover, POST-DJ was lower than POST-SJ. For VAL, there was no Condition  $\times$  Time interaction ( $F = 0.33$ ,  $p = 0.57$ ,  $\eta^2$ : 0.02), Condition effect ( $F = 0.005$ ,  $p = 0.94$ ,  $\eta^2 < 0.001$ ), or Time effect ( $F = 2.75$ ,  $p = 0.118$ ,  $\eta^2$ : 0.15). For CMJ height, there was a significant interaction between Condition and Time ( $F = 19.80$ ,  $p < .001$ ,  $\eta^2 = 0.56$ ). Post hoc comparisons revealed that CMJ significantly decreased from PRE to POST only for DJ ( $p = .02$ ,  $d = 0.26$ ), but not for SJ ( $p = .68$ ,  $d = 0.15$ ). The difference between DJ and SJ at POST was also significant ( $p = .040$ ,  $d = 0.36$ ), being lower after DJ.

#### ***EMG amplitude***

For RMS during MVIC, there was no interaction ( $F = 0.10$ ,  $p = 0.756$ ,  $\eta^2$ : 0.007), Condition effect ( $F = 0.29$ ,  $p = 0.597$ ,  $\eta^2$ : 0.019), or Time effect ( $F = 0.54$ ,  $p = 0.473$ ,  $\eta^2$ : 0.035). For RMS/Mmax, no interaction ( $F = 0.33$ ,  $p = 0.572$ ,  $\eta^2$ : 0.02), Condition effect ( $F = 0.28$ ,  $p = 0.603$ ,  $\eta^2$ : 0.01), or Time effect ( $F = 0.37$ ,  $p = 0.549$ ,  $\eta^2$ : 0.02) were observed. Also, for Mmax, no interaction ( $F = 0.39$ ,  $p = 0.539$ ,  $\eta^2$ : 0.02), Condition effect ( $F = 1.87$ ,  $p = 0.191$ ,  $\eta^2$ : 0.11), or Time effect ( $F = 0.29$ ,  $p = 0.595$ ,  $\eta^2$ : 0.01) were observed.

| <b>Variable</b>                       | <b>Squat Jump</b> |                | <b>Submax (50%)</b> |               | <b>Drop Jump</b> |                  | <b>Submax (50%)</b> |                |
|---------------------------------------|-------------------|----------------|---------------------|---------------|------------------|------------------|---------------------|----------------|
|                                       | <b>MVIC</b>       |                | <b>Pre</b>          | <b>Post</b>   | <b>MVIC</b>      |                  | <b>Pre</b>          | <b>Post</b>    |
|                                       | <b>Pre</b>        | <b>Post</b>    |                     |               | <b>Pre</b>       | <b>Post</b>      |                     |                |
| <b>Voluntary performance (linear)</b> |                   |                |                     |               |                  |                  |                     |                |
| Voluntary Isometric Contraction       | 188.52 ± 39.61    | 183.85 ± 38.94 | 86.36 ± 18.41       | 85.68 ± 19.06 | 181.58 ± 32.90   | 163.71 ± 40.54*  | 84.73 ± 17.22       | 75.42 ± 21.47* |
| Voluntary Activation Level            | 90.00 ± 8.87      | 86.01 ± 9.57   |                     |               | 89.30 ± 10.91    | 87.01 ± 12.04    |                     |                |
| Counter Movement Jump                 | 26.87 ± 6.01      | 27.73 ± 5.58   |                     |               | 27.17 ± 5.76     | 25.67 ± 5.05*    |                     |                |
| <b>Torque variability</b>             |                   |                |                     |               |                  |                  |                     |                |
| SD of Torque (linear)                 |                   |                | 1.56 ± 0.55         | 1.68 ± 0.71   |                  |                  | 1.41 ± 0.41         | 2.05 ± 0.82    |
| CV of Torque (linear)                 |                   |                | 1.84 ± 0.71         | 2.05 ± 1.06   |                  |                  | 1.73 ± 0.70         | 2.84 ± 1.28**# |
| Entropy of Torque (nonlinear)         |                   |                | 0.031 ± 0.01        | 0.039 ± 0.02  |                  |                  | 0.037 ± 0.01        | 0.028 ± 0.01*  |
| <b>Signal complexity</b>              |                   |                |                     |               |                  |                  |                     |                |
| Entropy of EMG                        | 0.26 ± 0.11       | 0.27 ± 0.09    | 0.74 ± 0.07         | 0.73 ± 0.07   | 0.29 ± 0.10      | 0.28 ± 0.08      | 0.73 ± 0.06         | 0.74 ± 0.06    |
| MAX                                   | 2.14 ± 0.15       | 2.11 ± 0.19    | 1.99 ± 0.08         | 2.01 ± 0.06   | 2.22 ± 0.28      | 2.08 ± 0.18      | 1.95 ± 0.03         | 1.97 ± 0.07    |
| MIN                                   | 1.69 ± 0.14       | 1.71 ± 0.11    | 1.70 ± 0.08         | 1.71 ± 0.09   | 1.66 ± 0.14      | 1.67 ± 0.09      | 1.71 ± 0.07         | 1.65 ± 0.14    |
| PEAK                                  | 1.91 ± 0.11       | 1.89 ± 0.13    | 1.90 ± 0.05         | 1.91 ± 0.04   | 1.92 ± 0.13      | 1.86 ± 0.08      | 1.90 ± 0.02         | 1.86 ± 0.05*   |
| WIDTH                                 | 0.45 ± 0.13       | 0.39 ± 0.18    | 0.28 ± 0.12         | 0.29 ± 0.10   | 0.55 ± 0.30      | 0.41 ± 0.18      | 0.28 ± 0.09         | 0.29 ± 0.14    |
| ASYM                                  | 1.08 ± 0.47       | 0.99 ± 0.76    | 2.72 ± 2.12         | 2.39 ± 1.62   | 1.10 ± 0.72      | 0.96 ± 0.43      | 2.80 ± 2.27         | 2.91 ± 2.28    |
| PROB                                  | 0.04 ± 0.21       | 0.06 ± 0.22    | -0.23 ± 0.13        | -0.25 ± 0.26  | 0.07 ± 0.30      | 0.10 ± 0.19      | -0.29 ± 0.18        | -0.36 ± 0.16   |
| <b>EMG amplitude (linear)</b>         |                   |                |                     |               |                  |                  |                     |                |
| RMS                                   | 0.018 ± 0.013     | 0.018 ± 0.012  | 0.002 ± 0.001       | 0.003 ± 0.004 | 0.018 ± 0.013    | 0.020 ± 0.016    | 0.002 ± 0.001       | 0.004 ± 0.002  |
| RMS/M                                 | 0.001 ± 0.001     | 0.001 ± < .001 |                     |               | 0.001 ± 0.001    | 0.002 ± 0.002    |                     |                |
| Mmax                                  | 10.55 ± 4.62      | 11.48 ± 4.29   |                     |               | 12.24 ± 2.10     | 12.14 ± 2.17     |                     |                |
| <b>Maximal Evoked torque (linear)</b> |                   |                |                     |               |                  |                  |                     |                |
| Twitch                                | 30.74 ± 7.53      | 24.13 ± 5.68** |                     |               | 28.79 ± 7.38     | 18.04 ± 8.08**#  |                     |                |
| DT                                    | 57.12 ± 10.39     | 49.30 ± 8.95** |                     |               | 55.58 ± 12.42    | 41.07 ± 11.81**# |                     |                |
| DTpot                                 | 61.90 ± 9.93      | 53.17 ± 9.88** |                     |               | 60.07 ± 12.01    | 44.67 ± 11.88**# |                     |                |

Legend: \*p < 0.05; \*\*p < 0.001; #POST-DJ significantly modified considering POST-SJ; crossed box = not tested; SJ, squat jump; DJ, drop jump.

### *Evoked torque*

There was an interaction between Condition and Time for the peak twitch ( $F = 9.23$ ,  $p = 0.008$ ,  $\eta^2: 0.38$ ), doublet twitch ( $F = 15.47$ ,  $p = 0.001$ ,  $\eta^2: 0.50$ ), and potentiated doublet twitch ( $F = 12.99$ ,  $p = 0.003$ ,  $\eta^2: 0.46$ ). Pos hoc analyses review the same pattern across these stimulation techniques: reduced evoked torque for SJ ( $p < 0.001$ ,  $d = 0.712 - 0.913$ ) at POST compared to PRE, as well as for DJ ( $p < 0.001$ ,  $d = 1.32 - 1.48$ ). Moreover, values POST-DJ were consistently lower than POST-SJ ( $p = 0.002 - 0.006$ ,  $d = 0.750 - 0.843$ ). For EMG SampEn, no interaction ( $F = 0.28$ ,  $p = 0.601$ ,  $\eta^2: 0.01$ ), Condition effect ( $F = 0.39$ ,  $p = 0.540$ ,  $\eta^2: 0.02$ ), or Time effect ( $F = 0.006$ ,  $p = 0.942$ ,  $\eta^2: < 0.001$ ) were observed. During MVIC, none of the MFDFA variables (Max, Min, Peak, Width, Asym, Prob) showed a significant interaction ( $F < 0.02$  to  $2.70$ ,  $p = 0.121 - 0.989$ ,  $\eta^2: < 0.001$  to  $0.15$ ) or main effects ( $F < 0.001 - 4.21$ ,  $p = 0.058 - 0.976$ ,  $\eta^2: < 0.001$  to  $0.24$ ).

| Box 1 – Visual overview of statistical effects (interaction, time, and jump) on linear and nonlinear neuromuscular measures after fatigue from SJ and DJ                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |                             |        |                  |                  |                               |        |             |           |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------|--------|------------------|------------------|-------------------------------|--------|-------------|-----------|
| Variable                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | Interaction (Jump vs. Time) |        |                  |                  | Overall fatigue (Time effect) |        | Jump effect |           |
|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | After Squat Jump            |        | After Drop Jump  |                  | MVIC                          | Submax | MVIC        | Submax    |
|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | MVIC                        | Submax | MVIC             | Submax           |                               |        |             |           |
|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |                             |        |                  |                  |                               |        |             |           |
| Voluntary performance (linear)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |                             |        |                  |                  |                               |        |             |           |
| Voluntary Isometric Contraction                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | ↔                           | ↔      | ↓ <sup>#</sup>   | ↓                |                               |        |             |           |
| Voluntary Activation Level                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | ↔                           | ↔      | ↔                | ↔                | ↔                             | ↔      | ↔           | ↔         |
| Counter Movement Jump                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | ↔                           |        | ↓ <sup>#</sup>   |                  |                               |        |             |           |
| Torque variability                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                             |        |                  |                  |                               |        |             |           |
| SD of Torque (linear)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |                             | ↔      |                  | ↔                |                               | ↑↑     |             | ↔         |
| SdCV of Torque (linear)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |                             | ↔      |                  | ↑↑↑ <sup>#</sup> |                               |        |             |           |
| Entropy of Torque (nonlinear)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |                             | ↔      |                  | ↓                |                               | ↔      |             | ↔         |
| EMG complexity                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |                             |        |                  |                  |                               |        |             |           |
| Entropy of EMG                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | ↔                           | ↔      | ↔                | ↔                | ↔                             | ↔      | ↔           | ↔         |
| MAX                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | ↔                           | ↔      | ↔                | ↔                | ↔                             | ↔      | ↔           | SJ > DJ** |
| MIN                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | ↔                           | ↔      | ↔                | ↔                | ↔                             | ↔      | ↔           | ↔         |
| PEAK                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | ↔                           | ↔      | ↔                | ↓                | ↔                             |        | ↔           |           |
| WIDTH                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | ↔                           | ↔      | ↔                | ↔                | ↔                             | ↔      | ↔           | ↔         |
| ASYM                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | ↔                           | ↔      | ↔                | ↔                | ↔                             | ↔      | ↔           | ↔         |
| PROB                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | ↔                           | ↔      | ↔                | ↔                | ↔                             | ↔      | ↔           | ↔         |
| EMG amplitude (linear)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |                             |        |                  |                  |                               |        |             |           |
| RMS                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | ↔                           | ↔      | ↔                | ↔                | ↔                             | ↑↑     | ↔           | ↔         |
| RMS/M                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | ↔                           |        | ↔                |                  | ↔                             |        | ↔           |           |
| Mmax                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | ↔                           |        | ↔                |                  | ↔                             |        | ↔           |           |
| Maximal Evoked torque (linear)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |                             |        |                  |                  |                               |        |             |           |
| Twitch                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | ↓↓↓                         |        | ↓↓↓ <sup>#</sup> |                  |                               |        |             |           |
| Doublet twitch                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | ↓↓↓                         |        | ↓↓↓ <sup>#</sup> |                  |                               |        |             |           |
| Potentiated doublet twitch                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | ↓↓↓                         |        | ↓↓↓ <sup>#</sup> |                  |                               |        |             |           |
| <b>Legend:</b> ↑ or ↓ = significant increase or decrease; vertical arrows indicate the strength of statistical significance (single: $p < 0.05$ ; double: $p < 0.01$ ; triple: $p < 0.001$ ); ↔ = no significant change; ↔? = significant interaction without clear direction on posthoc; crossed box = not tested; SJ > DJ** = squat jump significantly greater than drop jump ( $p < 0.01$ ); <sup>#</sup> = POST-DJ significantly modified considering POST-SJ; blue shading highlights statistically significant differences. |                             |        |                  |                  |                               |        |             |           |

### ***Fatigue (PRE vs. POST) during submaximal contraction***

#### ***Torque***

There was a Condition  $\times$  Time interaction for torque during SubMax<sub>50%</sub> ( $F = 9.77$ ,  $p = 0.007$ ,  $\eta^2$ : 0.39). Posthoc analysis showed lower torque at POST compared to PRE for DJ ( $p = 0.019$ ,  $d = 0.48$ ), but not for SJ ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.03$ ). POST-DJ was not statistically lower than POST-SJ ( $p = 0.060$ ,  $d = 0.53$ ).

Torque variability (SD) showed no Condition  $\times$  Time interaction ( $F = 3.50$ ,  $p = 0.081$ ,  $\eta^2$ : 0.18) and no Condition effect ( $F = 0.81$ ,  $p = 0.381$ ,  $\eta^2$ : 0.05). However, a Time effect appeared ( $F = 16.53$ ,  $p = 0.001$ ,  $\eta^2$ : 0.52), with SD increased at POST compared to PRE ( $p = 0.001$ ,  $d = 0.58$ ). Considering torque CV, a Condition  $\times$  Time interaction was obtained ( $F = 12.05$ ,  $p = 0.003$ ,  $\eta^2$ : 0.44). Posthoc analysis demonstrated increased CV during POST compared to PRE for DJ ( $p < 0.001$ ,  $d = 1.13$ ), but not for SJ ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.21$ ). Moreover, POST-DJ was greater than POST-SJ ( $p = 0.009$ ,  $d = 0.81$ ). PRE values were not different between groups ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.11$ ).

A significant interaction between Condition and Time was observed for torque SampEn ( $F = 5.07$ ,  $p = 0.040$ ,  $\eta^2 = 0.25$ ). Post hoc comparisons revealed a significant reduction in entropy from PRE to POST for DJ ( $p = 0.047$ ,  $d = 0.54$ ), but not for SJ ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.44$ ). No significant difference was found between DJ and SJ at POST ( $p = 0.88$ ,  $d = 0.63$ ).

#### ***EMG amplitude***

There was no interaction between Condition and Time for RMS during SubMax<sub>50%</sub> ( $F = 0.05$ ,  $p = 0.811$ ,  $\eta^2$ : 0.004). However, there was a main effect of Time during ( $F = 11.75$ ,  $p = 0.004$ ,  $\eta^2$ : 0.43), where RMS were higher for POST compared to PRE ( $p = 0.004$ ,  $d = 0.58$ ). There was no main effect of Condition ( $F = 0.10$ ,  $p = 0.751$ ,  $\eta^2$ : 0.007).

During SubMax<sub>50%</sub>, no interaction ( $F = 3.03$ ,  $p = 0.102$ ,  $\eta^2: 0.16$ ), Condition effect ( $F_{1,15} = 0.04$ ,  $p = 0.843$ ,  $\eta^2: 0.003$ ), or Time effect ( $F = 0.56$ ,  $p = 0.465$ ,  $\eta^2: 0.03$ ) were observed for SampEn.

During SubMax<sub>50%</sub>, most MFDFA variables (Min, Width, Asym, and Prob) also yielded no significant interaction ( $F < 0.001 - 3.81$ ,  $p = 0.07 - 0.978$ ,  $\eta^2: < 0.001 - 0.20$ ). Moreover, no significant main effect was also obtained ( $F = 0.01 - 4.39$ ,  $p = 0.053 - 0.915$ ,  $\eta^2: < 0.001 - 0.22$ ). In contrast, for Max\_MFDFA, there was no Condition  $\times$  Time interaction ( $F = 0.006$ ,  $p = 0.939$ ,  $\eta^2: < 0.001$ ) or time effect ( $F = 2.14$ ,  $p = 0.164$ ,  $\eta^2: 0.12$ ), but there was a main effect of Condition ( $F = 10.29$ ,  $p = 0.006$ ,  $\eta^2: 0.40$ ), with post hoc analysis indicating lower mean for DJ compared to SJ ( $p = 0.006$ ,  $d = 0.56$ ). For Peak\_MFDFA, there was an interaction between Condition and Time ( $F = 7.87$ ,  $p = 0.013$ ,  $\eta^2: 0.34$ ). Post hoc analysis revealed a significant decrease from PRE to POST for DJ ( $p = 0.016$ ,  $d = 0.90$ ), whereas no change was found for SJ ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.23$ ). The lower POST value for DJ did not reach statistical significance compared with SJ ( $p = 0.057$ ,  $d = 0.97$ ).

### ***Fatigue follow up in the subsequent week***

To verify whether the protocol induced both fatigue and DOMS, participants were reassessed for MVIC, CMJ, and pain immediately post-exercise (POST), and again at 48 h (D2) and 7 days (D7). One participant was lost to follow-up, leaving  $n = 15$  for the longer reassessments. For normalized MVIC (Figure 2-A), a significant Condition  $\times$  Time interaction was found ( $F = 3.36$ ,  $p = .02$ ,  $\eta^2 = 0.18$ ). Post-hoc comparisons showed no differences between-group at POST ( $p = .54$ ,  $d = 1.15$ ), D2 ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.82$ ), or D7 ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.09$ ). Within-group analyses, however, revealed a significant reduction at POST compared to PRE in DJ ( $p = .042$ ,  $d = 1.43$ ). Recovery was incomplete at D2 ( $p = .10$ ,  $d = 1.24$ ), but torque increased significantly from D2 to D7 ( $p = .009$ ,  $d = 0.90$ ) and

from POST to D7 ( $p < .001$ ,  $d = 2.14$ ), indicating delayed restoration. By contrast, SJ showed no significant reduction at POST ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.27$ ), and values at D2 were already slightly above baseline. Other comparisons were non-significant ( $p = .07$ – $1.0$ ,  $d = 0.16$ – $1.24$ ).

For normalized CMJ (Figure 2-B), there was an interaction between *Jump* and *Time* ( $F_{1.92,26.97} = 4.17$ ,  $p = .02$ ,  $\eta_p^2: 0.23$ ). Intergroup post-hoc analyses revealed that groups were not different at D2 ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.74$ ) and D7 ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.35$ ), with a trend towards significance reduction at POST for DJ ( $p = .050$ ,  $d = 1.29$ ). Intragroup analyses showed that only after the DJ protocol (POST), CMJ was significantly reduced compared to D7 ( $p < .001$ ,  $d = 1.39$ ). Other pairwise comparisons were not statistically significant ( $p = .26$  –  $1.0$ ,  $d = 0.09$  -  $1.39$ ).

For the RPP (Figure 2-C), a significant interaction between *Jump* and *Time* was found ( $F_{1.64,22.99} = 22.22$ ,  $p < .001$ ,  $\eta_p^2: 0.61$ ). Intergroup post-hoc analyses revealed no differences between groups at PRE ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.16$ ), POST ( $p = .296$ ,  $d = 0.76$ ), or D7 ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.19$ ). However, at D2, RPP was significantly higher for DJ compared to SJ ( $p = .002$ ,  $d = 2.54$ ). Intragroup analyses further confirmed that greater damaging effect was present only in the DJ condition, as both POST ( $p = .010$ ,  $d = 1.57$ ) and D2 ( $p < .001$ ,  $d = 2.76$ ) values were significantly elevated relative to PRE. DOMS resolved by D7, as indicated by a significant reduction compared to D2 ( $p < .001$ ,  $d = 2.85$ ) and POST ( $p = .002$ ,  $d = 1.66$ ), with no difference from PRE ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.08$ ). For SJ, there was a trend toward an increase in RPP at POST compared to PRE ( $p = .058$ ,  $d = 0.97$ ). By D2, RPP had returned to baseline ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.38$ ), also showing a trend toward reduction compared to POST ( $p = .064$ ,  $d = 0.59$ ). Full recovery was evident at D7, as values were significantly lower than POST ( $p = .010$ ,  $d = 1.08$ ) and statistically equivalent to PRE ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.08$ ).

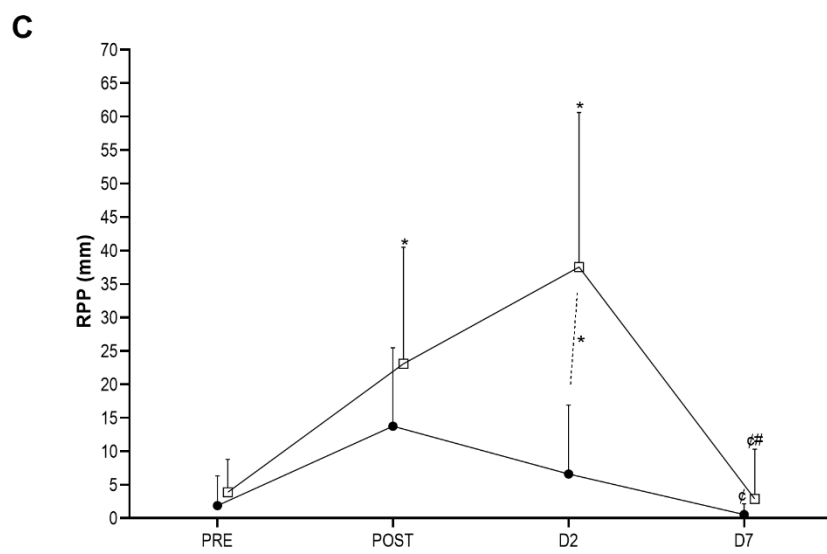
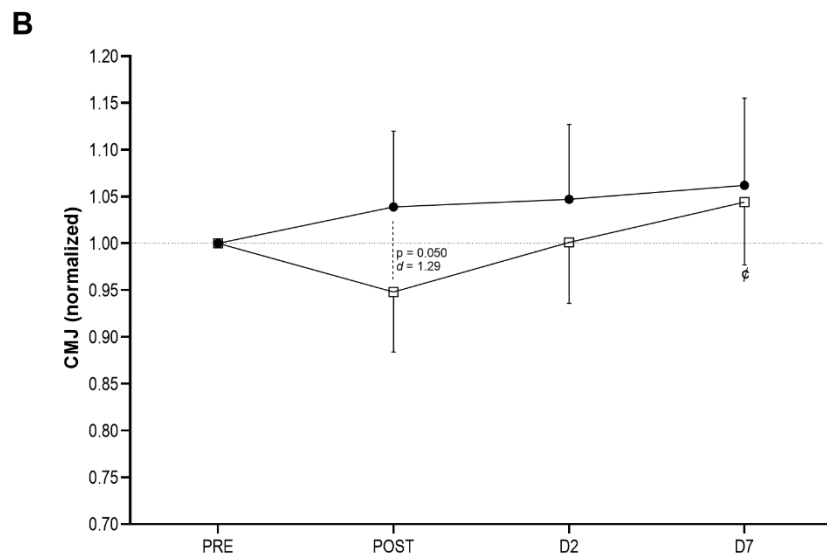
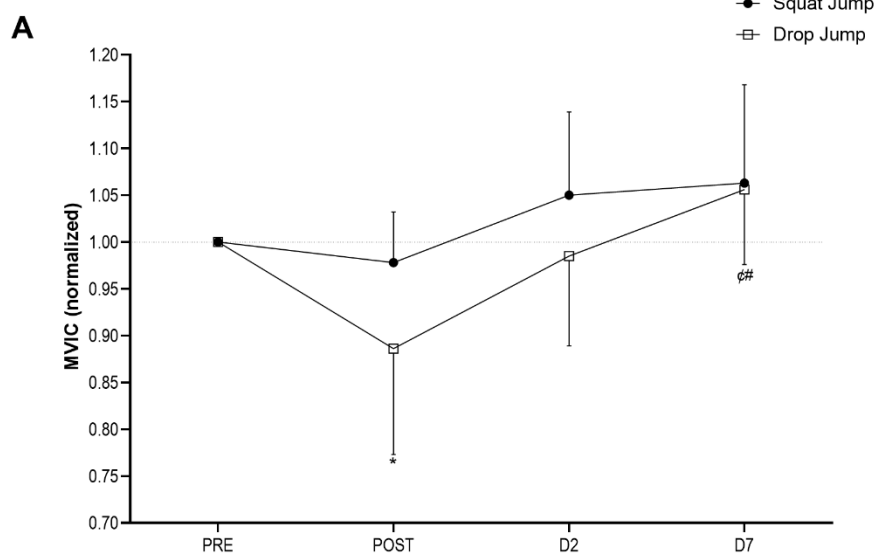


Figure 2 – Changes in maximal voluntary isometric contraction (MVIC), countermovement jump (CMJ), and rate of perceived pain (RPP) after squat jump and drop jump. Legend: PRE: before fatigue; POST: immediately after the fatigue protocol; D2: 48 hours after; D7: one week after; vertical line and asterisk: SJ and DJ are significantly different; \*: different compared to PRE; †: different compared to POST; #: different compared to D2.

## **DISCUSSION**

## **DISCUSSION**

This study compared fatigue responses to concentric (SJ) and plyometric (DJ) protocols using both conventional and complexity-based analyses of torque and EMG signals. Overall, both exercises induced peripheral fatigue without evidence of central involvement, but their magnitude and characteristics differed. DJ caused greater performance loss, higher torque variability, and more pronounced DOMS, consistent with its eccentric load and related muscle damage. In contrast, SJ produced milder impairments, reflecting mainly metabolic and excitation–contraction disturbances, which were likely also present in DJ. Collectively, these findings indicate distinct peripheral fatigue profiles, with DJ involving additional structural stress and a slower recovery process. Beyond confirming the traditional markers of peripheral fatigue, the complexity-based metrics provided complementary information about subtle neuromuscular adjustments during submaximal contractions. While linear variables such as RMS and twitch torque captured the magnitude of fatigue, multifractal and entropy-derived features revealed how the temporal organization of motor output was altered. This distinction is crucial: conventional analyses quantify how much fatigue occurred, whereas complexity metrics indicate how the system reorganized to maintain function.

### ***Fatigue-protocol, DOMS and muscle recovery***

Our SJ and DJ protocols successfully induced differential fatigue magnitudes and DOMS, with full recovery by one week. DJ led to greater performance impairments, peripheral fatigue, and a 9.7-fold increase in pain at 48 h versus 3.5-fold after SJ, suggesting greater concomitant EIMD alongside peripheral fatigue (Maffulli *et al.*, 2013). These differences are expected after plyometric-based exercise compared to concentric exercises (Staniszewski *et al.*, 2021). Tracking DOMS induction and recovery contextualized the acute PRE–POST changes in mechanical and electrophysiological markers, as discussed below.

### ***Classic markers of peripheral and central fatigue***

Peripheral fatigue was evident, with consistent reductions in peak twitch, DT, and DTpot after both SJ and DJ, being more pronounced in DJ. Unchanged Mmax indicated preserved neuromuscular transmission, suggesting that fatigue stemmed from impaired excitation–contraction coupling and/or contractile protein dysfunction (Wan *et al.*, 2017). The greater DOMS 48h after DJ further supports that evoked torque reductions reflected not only fatigue but also EIMD (Maffulli *et al.*, 2013).

Central fatigue was not evident, as VAL remained stable. Interestingly, Pethick *et al.* (Pethick *et al.*, 2016) demonstrated that central and peripheral fatigue tend to co-occur when exercise approaches or exceeds the critical torque (the threshold beyond which fatigue accumulates rapidly). Below this level, fatigue is primarily peripheral. Thus, it is plausible that our jump protocols either did not exceed the critical torque or were not sustained long enough to induce measurable central fatigue. Additionally, the involvement of multiple synergists (hamstrings, gluteus, triceps surae) likely distributed the neuromuscular demand, reducing the burden on the quadriceps, the main contributor during knee extension MVIC.

### ***Neural adjustments to fatigue during maximal isometric contractions***

Compensatory neural responses to peripheral fatigue typically involve increased motor unit recruitment, higher discharge rates, and a transition from asynchronous to synchronous motor unit firing (Garland *et al.*, 1994). An increase in RMS or RMS/M could therefore be expected as an early response. Some studies reported increased RMS with fatigue (Cavalcante *et al.*, 2022), while others found a reduction when accompanied of central fatigue (Boccia *et al.*, 2018). But RMS may also not change with fatigue (Ortega-Auriol *et al.*, 2018). In the present study, RMS and RMS/M remained unchanged following fatigue, which may reflect the already saturated neural drive during MVIC, probably due to ceiling effects in motor unit recruitment. This is in line with the unaltered VAL we found. The contrasting findings in literature reflect the limitation in interpreting the amplitude of EMG signals that often lead to contradictory results (Dimitrova and Dimitrov, 2003). Among linear methods, the EMG median frequency is often considered more sensitive to myoelectrical manifestations of fatigue, as it reflects motor unit action potential conduction velocity and the recruitment of slower motor units with fatigue (Ortega-Auriol *et al.*, 2018). However, we did not include this parameter in our analysis.

EMG SampEn did not change with fatigue during MVIC. SampEn quantifies the temporal irregularity of the signal, and is expected to decline with fatigue (Hernandez and Camic, 2019), reflecting reduced complexity (i.e., increased regularity), which could be attributed to motor unit synchronization or reduced variability in firing patterns. The absence of SampEn change in our protocol may have occurred due to the limited reduction in torque we provoked. For instance, Hernandez and Camic (Hernandez and Camic, 2019) reported torque reductions between 13.7% and 17.9%, while our protocol induced only ~2.5% and ~9.8% decrements for SJ and DJ, respectively. Moreover, they found a greater reduction in SampEn during concentric versus isometric tasks, which suggests that contraction type plays a role in modulating signal complexity. Thus,

SampEn during maximal isometric contractions may not be sensitive enough to track small EMG changes.

Our findings point to unaltered signal complexity with fatigue as assessed during MVIC, which contrasts with Hernandez and Camic (Hernandez and Camic, 2019), who found a reduction in complexity, reflected by increased scaling exponent  $\alpha$  from DFA. They suggested that loss of complexity with fatigue may be partially attributable to a decrease in motor unit activation, which was not evident in the present study. Thus, the discrepancy we observed may stem from the magnitude and nature of fatigue: the above protocols targeted a single muscle group, while ours probably induced fatigue across multiple synergistic groups involved in jump tasks. Multi-muscle fatigue likely activates broader neural and systemic mechanisms, including cardiovascular adjustments and corticospinal modulation, which could transiently enhance neuromuscular efficiency in subsequent simpler tasks like isolated MVIC (Stewart *et al.*, 2003; Davies *et al.*, 2015; Arazi *et al.*, 2016). Additionally, our jump-based protocol may have elicited acute facilitatory effects, similar to those observed after warm-up or stretch-induced potentiation (Babault *et al.*, 2022), potentially offsetting the expected reductions in signal complexity.

### ***Neural adjustments to fatigue during submaximal isometric contractions***

Linear-based analyses demonstrated, along with the reduced submaximal contraction, greater torque variability, as shown by the significant increase in SD and CV of torque, which may be indicative of impaired motor control (Vaillancourt and Newell, 2003). We argue that fatigue can have a large impact on submaximal tasks by temporarily reducing movement accuracy during athletic actions or rehabilitation tasks. This must be considered when precise movements are required or as a safety concern for injury/reinjury prevention. When it comes to torque SampEn, its reduction elucidates the temporal

structure of this greater variability evidenced with SD and CV, in this case, an increased signal regularity (Babault *et al.*, 2024). Our results are also in accordance with previous reports (Pethick *et al.*, 2015). A loss of torque complexity has been linked to a shift in the prevailing metabolic system (Seely and Macklem, 2012; Pethick *et al.*, 2016), but the mechanisms must still be elucidated.

As for MVIC, we did not find a significant change in EMG SampEn with fatigue during SubMax50%. The findings of Troyano et al. (Troiano *et al.*, 2008) are consistent with ours. Their analysis was performed during a sustained upper trapezius contraction at 50% of MVIC until a 10% force drop occurred, and entropy did not change as a function of time. The authors suggested that entropy might be a better index of muscle force than of fatigue. In agreement with this interpretation, we observed SampEn values that were approximately 2.5 times higher during SubMax50% compared to MVIC, indicating greater signal complexity during submaximal efforts. Some interesting findings from MFDFA descriptors also capture scenario, such as a positive PROB mean for MVIC against a negative mean for SubMax50%, indicating the predominance of larger fluctuations during submaximal contractions. This result is expected, given the lower synchronicity of motor unit activation under submaximal conditions (Garland *et al.*, 1994).

During SubMax50%, MFDFA and RMS revealed distinct patterns of neuromuscular response to fatigue, which were not present during MVIC. PEAK was the most responsive multifractal metric, showing a significant interaction and a sharper post-DJ decline. This reduction reflects a shift toward larger temporal fluctuations in the EMG signal and a less dominant regularity, suggesting a reorganization in motor output. PEAK corresponds to the singularity exponent at the peak of the multifractal spectrum, the most probable fluctuation scale in the signal. Lower values indicate less smooth, more irregular

EMG patterns, which may reflect increased variability in motor unit recruitment or firing strategies. RMS increased after both SJ and DJ, indicating its sensitivity to earlier compensatory mechanisms, such as increased motor unit recruitment and firing rates (Sun *et al.*, 2022), likely engaged even after SJ, as MVIC did not decline significantly despite peripheral fatigue. These findings suggest that RMS and PEAK capture distinct stages or strategies of neuromuscular adaptation. However, a reduction in PEAK implies increased complexity, which is not expected with fatigue. Then, considering Babault *et al.* (Babault *et al.*, 2022), it is plausible to hypothesize that during our acute bout of multi-joint exercise, first complexity increase, while a possible reduction could be found with the onset of central fatigue, which we did not provoked.

### ***Limitations***

Our study has limitations. First, although some complexity-based variables were sensitive to EMG changes, interpreting those that showed no significant change must be done cautiously, as the decline in absolute torque likely limited their expression, especially during MVIC, where maintaining constant output is not feasible. For submaximal efforts, using a fixed absolute torque instead of 50% of actual MVIC might have better isolated neural effects. Additionally, visual and verbal feedback during SubMax50% likely influenced motor control and torque variability; future studies could test feedback-free or eyes-closed conditions to prove proprioceptive contributions. We also did not assess torque DFA, which has been shown to reflect mechanical complexity changes during fatigue and could complement our EMG-based findings. Although EMG SampEn did not change, torque SampEn decreased significantly after DJ, reinforcing the value of multimodal complexity analyses.

### **CONCLUSION**

This study demonstrates that DJ induce greater peripheral fatigue, performance impairments (MVIC, CMJ), increased torque variability, and delayed-onset muscle soreness (DOMS) compared to squat jumps (SJ), while central drive remains initially preserved. Notably, complexity-based metrics revealed subtle alterations in motor unit recruitment and signal regularity during submaximal contractions, preceding overt performance declines. These findings highlight the value of a multimodal analytical framework for characterizing neuromuscular fatigue. Future investigations should further examine the influence of contraction type, feedback mechanisms, and torque-related complexity measures to refine our understanding of the interplay between fatigue, motor control, and performance. Collectively, this work advances insight into the mechanisms of fatigue and informs strategies for optimizing training and rehabilitation in both athletic and clinical populations.

## **REFERENCES**

- Allen, D.G., Lamb, G.D., Westerblad, H., 2008. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiol Rev* 88, 287-332.
- Arazi, H., Asadi, A., Chegini, J., 2016. Perceived Muscle Soreness, Functional Performance and Cardiovascular Responses to an Acute Bout of Two Plyometric Exercises. *Monten. J. Sports Sci. Med* 5, 7.
- Babault, N., Hitier, M., Cometti, C., 2022. Usefulness of Surface Electromyography Complexity Analyses to Assess the Effects of Warm-Up and Stretching during Maximal and Sub-Maximal Hamstring Contractions: A Cross-Over, Randomized, Single-Blind Trial. *Biology (Basel)* 11.
- Babault, N., Hitier, M., Paizis, C., Vieira, D.C.L., 2023. Exploring Acute Changes in Hamstring EMG after Warm-up and Stretching Using a Multifractal Analysis. *Med Sci Sports Exerc* 55, 1023-1033.

Babault, N., Rodot, G., Cometti, C., Vieira, A., 2024. Elite women's soccer match demand can be described using complexity-based analyses and multifractals. *Chaos, Solitons & Fractals* 189, 9.

Boccia, G., Dardanello, D., Brustio, P.R., Tarperi, C., Festa, L., Zoppirolli, C., Pellegrini, B., Schena, F., Rainoldi, A., 2018. Neuromuscular Fatigue Does Not Impair the Rate of Force Development in Ballistic Contractions of Submaximal Amplitudes. *Front Physiol* 9, 1503.

Cavalcante, J.G.T., de Almeida Ventura, Á., de Jesus Ferreira, L.G., de Sousa, A.M.M., de Sousa Neto, I.V., de Cássia Marqueti, R., Babault, N., Durigan, J.L.Q., 2022. Hip and Knee Joint Angles Determine Fatigue Onset during Quadriceps Neuromuscular Electrical Stimulation. *Applied Bionics and Biomechanics* 2022, 4612867.

Davies, G., Riemann, B.L., Manske, R., 2015. Current Concepts of Plyometric Exercise. *Int J Sports Phys Ther* 10, 760-786.

DeAngelis, G.C., Gilmore, L.D., DeLuca, C.J., 1990. Standardized evaluation of techniques for measuring the spectral compression of the myoelectric signal. *IEEE Trans Biomed Eng* 37, 844-849.

Dimitrova, N.A., Dimitrov, G.V., 2003. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol* 13, 13-36.

Gandevia, S.C., 2001. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 81, 1725-1789.

Garland, S.J., Enoka, R.M., Serrano, L.P., Robinson, G.A., 1994. Behavior of motor units in human biceps brachii during a submaximal fatiguing contraction. *J Appl Physiol* (1985) 76, 2411-2419.

Guerrero, J.A., Macias-Diaz, J.E., 2018. biosignalEMG: Tools for Electromyogram Signals (EMG) Analysis.

- Hernandez, L.R., Camic, C.L., 2019. Fatigue-Mediated Loss of Complexity is Contraction-Type Dependent in Vastus Lateralis Electromyographic Signals. *Sports (Basel)* 7.
- Ivanov, P.C., Amaral, L.A., Goldberger, A.L., Havlin, S., Rosenblum, M.G., Struzik, Z.R., Stanley, H.E., 1999. Multifractality in human heartbeat dynamics. *Nature* 399, 461-465.
- Kantelhardt, J.W., Zschiegner, S.A., Koscielny-Bunde, E., Havlin, S., Bunde, A., Stanley, H.E., 2002. Multifractal detrended fluctuation analysis of nonstationary time series. *Physica A* 316, 28.
- Komi, P.V., 2000. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech* 33, 1197-1206.
- Laib, M., Telesca, L., Kanevski, M., 2019. MFDFA: MultiFractal Detrended Fluctuation Analysis.
- Lipsitz, L.A., Goldberger, A.L., 1992. Loss of 'complexity' and aging. Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA* 267, 1806-1809.
- Lopes, R., Betrouni, N., 2009. Fractal and multifractal analysis: a review. *Med Image Anal* 13, 634-649.
- Maffulli, N., Oliva, F., Frizziero, A., Nanni, G., Barazzuol, M., Via, A.G., Ramponi, C., Brancaccio, P., Lisitano, G., Rizzo, D., Freschi, M., Galletti, S., Melegati, G., Pasta, G., Testa, V., Valent, A., Del Buono, A., 2013. ISMuLT Guidelines for muscle injuries. *Muscles Ligaments Tendons J* 3, 241-249.
- Marri, K., Swaminathan, R., 2016. Analysis of Biceps Brachii Muscles in Dynamic Contraction Using sEMG Signals and Multifractal DMA Algorithm. *International Journal of Signal Processing System* 4, 7.
- Ortega-Auriol, P.A., Besier, T.F., Byblow, W.D., McMorland, A.J.C., 2018. Fatigue

Influences the Recruitment, but Not Structure, of Muscle Synergies. *Front Hum Neurosci* 12, 217.

Peng, C.K., Costa, M., Goldberger, A.L., 2009. Adaptive Data Analysis of Complex Fluctuations in Physiologic Time Series. *Adv Adapt Data Anal* 1, 61-70.

Pethick, J., Tallent, J., 2022. The Neuromuscular Fatigue-Induced Loss of Muscle Force Control. *Sports (Basel)* 10.

Pethick, J., Winter, S.L., Burnley, M., 2015. Fatigue reduces the complexity of knee extensor torque fluctuations during maximal and submaximal intermittent isometric contractions in man. *J Physiol* 593, 2085-2096.

Pethick, J., Winter, S.L., Burnley, M., 2016. Loss of knee extensor torque complexity during fatiguing isometric muscle contractions occurs exclusively above the critical torque. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 310, R1144-1153.

Pincus, S.M., 1991. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proc Natl Acad Sci U S A* 88, 2297-2301.

Rampichini, S., Vieira, T.M., Castiglioni, P., Merati, G., 2020. Complexity Analysis of Surface Electromyography for Assessing the Myoelectric Manifestation of Muscle Fatigue: A Review. *Entropy (Basel)* 22.

Seely, A.J., Macklem, P., 2012. Fractal variability: an emergent property of complex dissipative systems. *Chaos* 22, 013108.

Staniszewski, M., Hammoud, N., Zybko, P., Witek, K., Tkaczyk, J., Urbanik, C., 2021. Effect of concentric vs. eccentric variant of lower limbs plyometric training on biomechanical and biochemical parameters. *Eur J Sport Sci* 21, 351-358.

Stewart, D., Macaluso, A., De Vito, G., 2003. The effect of an active warm-up on surface EMG and muscle performance in healthy humans. *Eur J Appl Physiol* 89, 509-513.

Stosic, T., Stosic, B.D., 2006. Multifractal analysis of human retinal vessels. *IEEE Trans Med Imaging* 25, 1101-1107.

Strojnik, V., Komi, P.V., 1998. Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *J Appl Physiol* (1985) 84, 344-350.

Sun, J., Liu, G., Sun, Y., Lin, K., Zhou, Z., Cai, J., 2022. Application of Surface Electromyography in Exercise Fatigue: A Review. *Front Syst Neurosci* 16, 893275.

Talebinejad, M., Chan, A.D., Miri, A., 2010. Fatigue estimation using a novel multifractal detrended fluctuation analysis-based approach. *J Electromyogr Kinesiol* 20, 433-439.

Tomcala, J., 2018. TSEntropies: Time Series Entropies.

Troiano, A., Naddeo, F., Sosso, E., Camarota, G., Merletti, R., Mesin, L., 2008. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. *Gait Posture* 28, 179-186.

Vaillancourt, D.E., Newell, K.M., 2003. Aging and the time and frequency structure of force output variability. *J Appl Physiol* (1985) 94, 903-912.

Wan, J.J., Qin, Z., Wang, P.Y., Sun, Y., Liu, X., 2017. Muscle fatigue: general understanding and treatment. *Exp Mol Med* 49, e384.

Webber, C.L., Jr., Schmidt, M.A., Walsh, J.M., 1995. Influence of isometric loading on biceps EMG dynamics as assessed by linear and nonlinear tools. *J Appl Physiol* (1985) 78, 814-822.

West, B.J., 2010. Fractal physiology and the fractional calculus: a perspective. *Front Physiol* 1, 12.

## ***Supplemental Material 1***

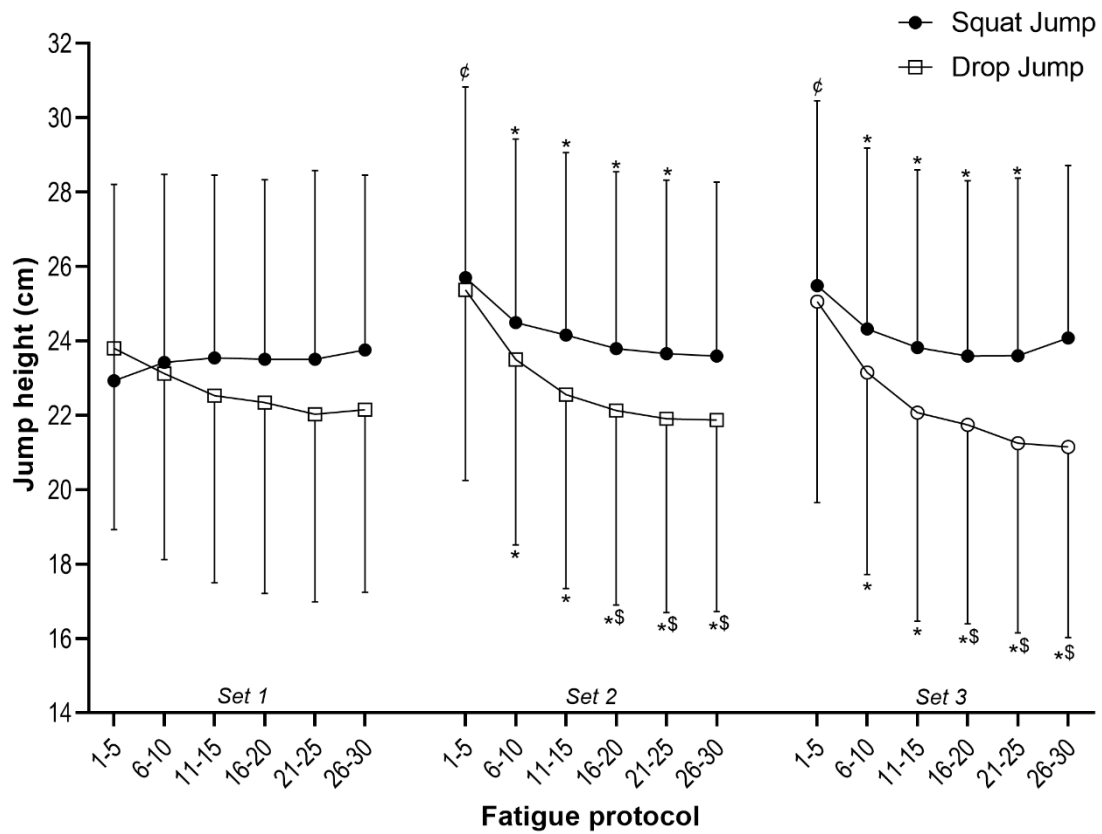
### ***Jump performance during the fatigue protocol***

During the fatiguing protocol, jump height varied significantly across the three sets of 30 jumps (analyzed as six blocks of five jumps for each set) for both SJ ( $F = 7.67$ ,  $p < .001$ ,  $\eta^2 = 0.33$ ) and DJ ( $F = 22.1$ ,  $p < .001$ ,  $\eta^2 = 0.59$ ) (Figure I). In the 1<sup>st</sup> set, no significant reduction in jump height was observed for either SJ ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.09$ – $0.16$ ) or DJ ( $p = .07$ – $1.0$ ,  $d = 0.13$ – $0.34$ ).

In the 2<sup>nd</sup> and 3<sup>rd</sup> sets both groups showed reduced jump height. Performance during DJs declined more than during SJs: blocks 2 to 6 were significantly lower than block 1 ( $p < .001$ ,  $d = 0.36$ – $0.67$ ), and blocks 4 to 6 were also lower than block 2 ( $p = .001$ – $0.01$ ,  $d = 0.26$ – $0.31$ ). No other pairwise differences were significant ( $p = .33$ – $1.0$ ,  $d = 0.007$ – $0.18$ ). For SJs, jump height in blocks 2 to 5 was significantly lower than block 1 ( $p = .001$ – $.04$ ,  $d = 0.24$ – $0.41$ ), with no other significant differences ( $p = .12$ – $1.0$ ,  $d < 0.001$  to  $0.433$ ).

The two-minute rest between sets enabled recovery of jump height, resulting in a similar fatigue pattern across sets when comparing blocks of the same position (e.g., block 6 in set 1 vs. block 6 in set 3) ( $p = .17$  –  $1.0$ ,  $d = 0.006$  -  $0.24$ ). An exception not attributable to fatigue was found for SJ block 1 in set 1, which was significantly lower than block 1 in set 2 ( $p < .001$ ,  $d = 0.56$ ) and set 3 ( $p = .01$ ,  $d = 0.52$ ).

**Figure I** – Jump height during the fatigue protocol of squat jump and drop jump.



Legend: consecutive jumps were analyzed 6 blocks of 5 jumps per set (e.g., jumps 1-5 are the first block and jumps 26-30 are the sixth block.  $\phi$ : different compared to 1-5 of set 1; \*: different compared to 6-10 in the same set; \$: different compared to 11-15 in the same set.