

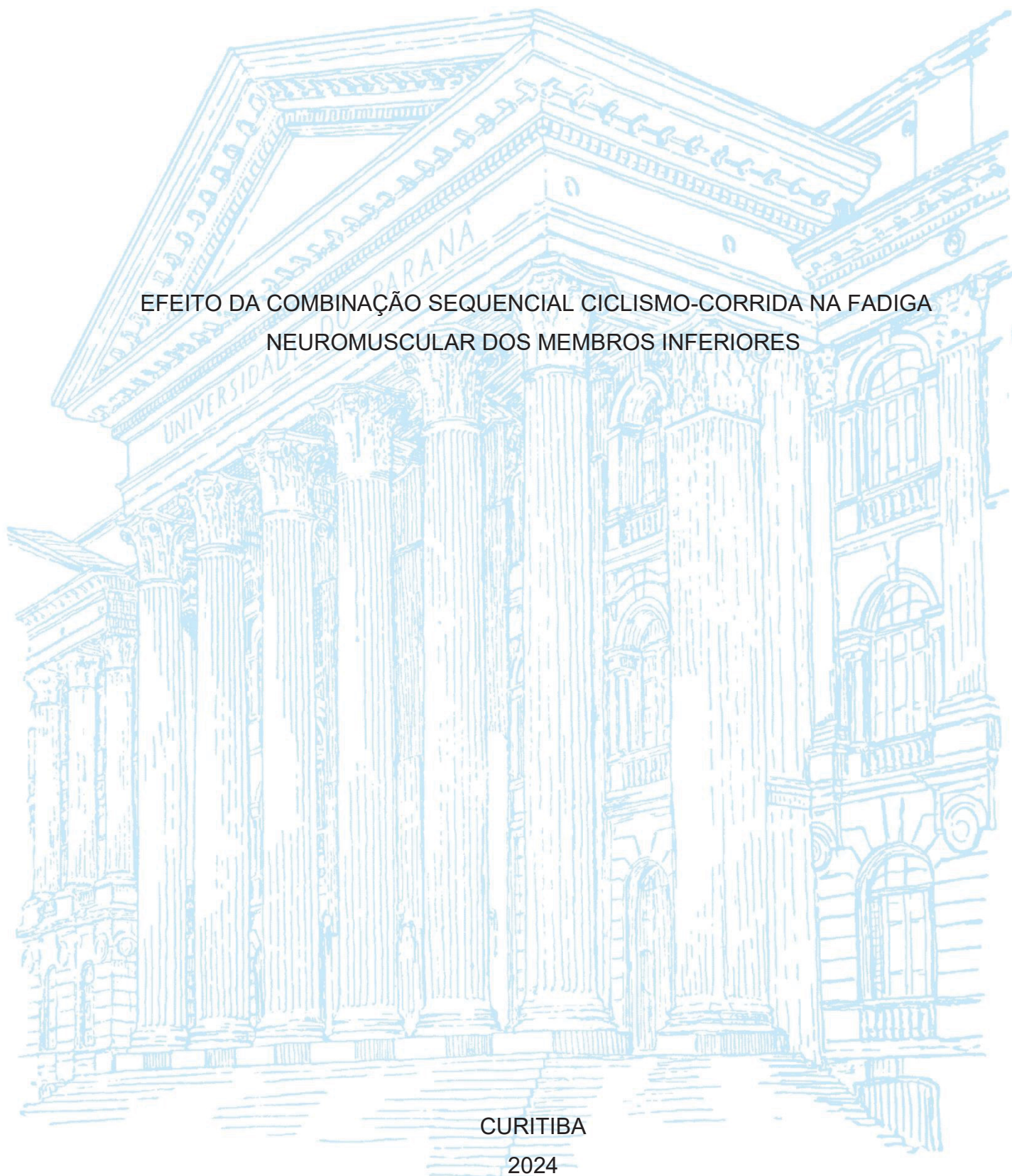
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

VINNICIUS CLODOVEU KVAS CABRAL

EFEITO DA COMBINAÇÃO SEQUENCIAL CICLISMO-CORRIDA NA FADIGA  
NEUROMUSCULAR DOS MEMBROS INFERIORES

CURITIBA

2024



VINNICIUS CLODOVEU KVAS CABRAL

EFEITO DA COMBINAÇÃO SEQUENCIAL CICLISMO-CORRIDA NA FADIGA  
NEUROMUSCULAR DOS MEMBROS INFERIORES

Dissertação apresentada ao curso de Pós-Graduação em Educação Física Setor de Ciências Biológicas, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Gleber Pereira.

CURITIBA

2024

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO (CIP)  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
SISTEMA DE BIBLIOTECAS – BIBLIOTECA DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS

Cabral, Vinnicius Clodoveu Kvas.

Efeito da combinação sequencial ciclismo-corrida na fadiga neuromuscular dos membros inferiores. / Vinnicius Clodoveu Kvas Cabral. – Curitiba, 2024.

1 recurso on-line : PDF.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Paraná, Setor de Ciências Biológicas. Programa de Pós-Graduação em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Gleber Pereira.

1. Fadiga muscular. 2. Desempenho - Avaliação. 3. Corridas. 4. Resistência Física. 5. Treino Aeróbico. 6. Músculo Quadríceps. 7. Ciclismo. I. Pereira, Gleber, 1976-. II. Universidade Federal do Paraná. Setor de Ciências Biológicas. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Título.

## TERMO DE APROVAÇÃO

Os membros da Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação EDUCAÇÃO FÍSICA da Universidade Federal do Paraná foram convocados para realizar a arguição da Dissertação de Mestrado de **VINNICIUS CLODOVEU KVAS CABRAL** intitulada: **EFEITO DA COMBINAÇÃO SEQUENCIAL CICLISMO-CORRIDA NA FADIGA NEUROMUSCULAR DOS MEMBROS INFERIORES**, sob orientação do Prof. Dr. GLEBER PEREIRA, que após terem inquirido o aluno e realizada a avaliação do trabalho, são de parecer pela sua APROVAÇÃO no rito de defesa.

A outorga do título de mestre está sujeita à homologação pelo colegiado, ao atendimento de todas as indicações e correções solicitadas pela banca e ao pleno atendimento das demandas regimentais do Programa de Pós-Graduação.

Curitiba, 24 de Julho de 2024.

Assinatura Eletrônica

25/07/2024 10:45:56.0

GLEBER PEREIRA

Presidente da Banca Examinadora

Assinatura Eletrônica

13/08/2024 14:35:00.0

FABIANA ANDRADE MACHADO

Avaliador Externo (UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ)

Assinatura Eletrônica

25/07/2024 11:10:12.0

ADRIANO EDUARDO LIMA DA SILVA

Avaliador Interno (UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ)

Mas a coragem que me faz lutar  
É a esperança, razão de sonhar  
Imaginar e renascer  
No Sol de cada amanhecer  
Das cinzas voltar  
Nas cinzas vencer!

G.R.E.S. Unidos do Viradouro (2019)

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a minha família, Clara, José e Washington, que me apoiaram desde sempre e me incentivaram pra seguir na área acadêmica. Obrigado por sempre estarem do meu lado nas minhas decisões. Essa conquista não seria possível sem vocês. Com vocês e por vocês, sempre.

Agradeço especialmente a minha companheira Juliana, que ao longo desse período me apoiou emocionalmente mais que ninguém. Obrigado por estar comigo durante todo esse mestrado (embora não seja a maior fã de choques), ouvindo minhas alegrias e aflições diárias, compreendendo onde estou e onde quero chegar. Você me inspira para cada dia melhorar no que eu faço.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Gleber Pereira, que confiou em mim para o Mestrado mesmo sabendo de todas minhas dificuldades, e com grande paciência me ajudou a superar todas as barreiras no caminho através do conhecimento e incentivo. Tenho muito orgulho de ter sido seu orientando tanto pela sua capacidade de ensinar, quanto pela pessoa que é. Graças a você não vou buscar ser um Mestre ou Pesquisador, mas quero um dia ser um Cientista, assim como você é.

Agradeço aos amigos da Bateria Os Coringas, que fizeram parte integral da minha graduação na Universidade Federal do Paraná. Serei sempre grato ao que aprendi fazendo parte dessa “bagunça”. Pessoalmente, esta sempre terá sido a experiência mais engrandecedora que ocorreu fora da sala de aula durante minha graduação.

Agradeço aos amigos de graduação, especialmente aos que me incentivaram a entrar na pós-graduação: Gustavo, Alysson e Danilo. Sem os incentivos e oportunidades que me deram eu dificilmente teria seguido dentro do mestrado. Vocês foram parte integral na decisão de seguir a carreira acadêmica, seja pelo incentivo, seja pelo exemplo que são pra mim.

Agradeço aos amigos da pós-graduação, em especial a (grande) equipe do CECOM (Alline, Barbara, Rauce, Luana, Marina, Roberta, Benny, John, Letícia, Vitor, Vivian, Gustavo, Edilson, Eduardo). Sem dúvida meus dias no mestrado foram melhores e mais leves por ter vocês por perto. Qualquer desafio desse nível fica mais fácil quando se tem essas amizades por perto.

Agradeço aos membros da banca, a Profa. Dra. Fabiana Andrade Machado e ao Prof. Dr. Adriano Eduardo Lima da Silva, por aceitarem o convite em participar da banca e por todas as valiosas contribuições dadas ao meu trabalho.

Agradeço de coração meus amigos de coleta de dados, que me acompanharam dia e noite nas intermináveis visitas. Nominalmente, obrigado meus amigos Victor, Caio, Felippi, Bianca, Davi, Alline e Barbara, por fazerem esse trabalho ser possível de ser realizado. Serei sempre grato e disposto a ajudar.

Agradeço também ao secretário do Programa de Pós Graduação em Educação Física, Rodrigo Waki, por auxiliar e sanar todas as dúvidas do dia a dia. Você é um exemplo de profissional dentro do nosso departamento.

Por fim, agradeço imensamente aos atletas que aceitaram participar e se dispuseram a visitar o laboratório durante longos períodos de tempo para realizar esforço seguido de choques. Sua resiliência e vontade de ajudar são o que existe de melhor nesse esporte. Sequer imaginava o quanto iria aprender com cada um de vocês.

## RESUMO

O desempenho esportivo em provas de resistência aeróbia pode ser influenciado por fatores ambientais, psicológicos e fisiológicos. Entre essas, a fisiologia por trás do desenvolvimento e recuperação da fadiga neuromuscular em diferentes musculaturas ao combinar modalidades, como ciclismo e corrida, não é completamente elucidada. Portanto, este estudo teve como objetivo comparar a fadiga neuromuscular (com as causas divididas entre fadiga central e periférica) do quadríceps (QUAD) e flexores plantares (FLEX) durante a combinação de ciclismo e corrida, com distância similar ao triatlo Olímpico. Para este estudo participaram triatletas do sexo masculino, com idade entre 20 e 45 anos. O desenho experimental foi dividido em duas etapas: (1) duas visitas para determinar a potência crítica (PC) e a velocidade crítica (VC); (2) uma visita para combinação de 40 km de ciclismo seguidos de 10 km de corrida. O protocolo de fadiga neuromuscular foi realizado nas três visitas, nas quais as duas primeiras foram para familiarização com o protocolo e a terceira foi usada para a análise do presente trabalho. Durante a combinação sequencial de ciclismo e corrida foram realizados os testes de fadiga neuromuscular realizados antes (PRÉ), na transição entre ciclismo e corrida (TRAN), e após a corrida (APÓS). Foi medida a ativação muscular através da eletromiografia de superfície (EMG) no vasto lateral (VL) e sóleo (SOL), bem como a percepção de esforço (geral e local), no quadríceps e nos flexores plantares, durante o ciclismo e a corrida. Durante a combinação ciclismo-corrida, a intensidade de ambos os exercícios foi abaixo da PC/VC. O ciclismo causou um aumento da fadiga neuromuscular no QUAD (21%) e nos FLEX (22%) no instante TRAN, havendo manutenção desses valores no instante APÓS. Após o ciclismo, houve um aumento da fadiga periférica em relação ao estado PRÉ somente no QUAD (40%). Após a corrida, houve uma recuperação da fadiga periférica em relação à TRAN no QUAD (-23%); porém, a medida nos FLEX permaneceu sem aumento significativo. Houve um aumento da fadiga central apenas no QUAD no instante APÓS em relação ao instante PRÉ (13%). As medidas de EMG revelaram uma contribuição maior do VL em relação ao SOL durante o ciclismo (60 vs. 18%); porém, durante a corrida, a contribuição do SOL aumentou em relação ao ciclismo (51%), e se igualou aos valores do VL (62%), que permaneceram semelhantes ao encontrado no ciclismo. De forma similar, a percepção de esforço local durante o ciclismo demonstrou maiores valores para o QUAD comparado com os FLEX (5,86 vs. 4,39), enquanto que na corrida foram reportados valores semelhantes entre ambos os músculos. Os resultados indicam que a dinâmica de desenvolvimento e recuperação da fadiga neuromuscular no QUAD é independente dos FLEX na combinação sequencial ciclismo-corrida. Isso se deve ao fato de a fadiga neuromuscular ter ocorrido de maneira similar entre os músculos, mesmo com um aumento na contribuição do SOL durante a corrida em relação ao ciclismo, demonstrado pelo aumento da atividade eletromiográfica e percepção de esforço local.

Palavras-chave: fadiga neuromuscular, fadiga periférica, fadiga central, ciclismo, corrida.

## ABSTRACT

Sports performance in aerobic endurance events can be influenced by environmental, psychological, and physiological factors. Among these, the physiology behind the development and recovery of neuromuscular fatigue in different muscle groups when combining modalities such as cycling and running is not fully understood. Therefore, this study aimed to compare neuromuscular fatigue (with causes divided into central and peripheral fatigue) of the quadriceps (QUAD) and plantar flexor (FLEX) muscles during a combination of cycling and running over a distance similar to an Olympic triathlon. Male triathletes aged between 20 and 45 years participated in this study. The experimental design was divided into two stages: (1) two visits to determine critical power (CP) and critical speed (CS); (2) one visit for the combination of 40 km of cycling followed by 10 km of running. The neuromuscular fatigue protocol was conducted in all three visits, where the first two were for familiarization with the protocol, and the third was used for analysis in the present study. During the sequential combination of cycling and running, neuromuscular fatigue tests were performed before (PRÉ), during the transition between cycling and running (TRAN), and after running (APÓS). Muscle activation was measured through surface electromyography (EMG) in the vastus lateralis (VL) and soleus (SOL) muscles, as well as the perception of effort (general and local) in the quadriceps and calf muscles during cycling and running. During the cycling-running combination, the intensity of both exercises was below CP/CS. Cycling caused an increase in neuromuscular fatigue in the QUAD (21%) and CALF (22%) at the TRAN moment, with these values being maintained at the APÓS moment. After cycling, there was an increase in peripheral fatigue compared to the PRÉ state only in the QUAD (40%). After running, there was a decrease in peripheral fatigue compared to TRAN in the QUAD (-23%), but the measurement in the FLEX remained without a significant increase. There was an increase in central fatigue only in the QUAD at APÓS compared to PRÉ (13%). EMG measurements revealed a greater contribution of the VL compared to the SOL during cycling (60% vs. 18%), but during running, the contribution of the SOL increased compared to cycling (51%) and equaled the VL values (62%), which remained similar to those found during cycling. Similarly, local effort perception during cycling showed higher values for the QUAD compared to the FLEX (5.86 vs. 4.39), while in running, similar values were reported between both muscles. The results indicate that the dynamics of the development and recovery of neuromuscular fatigue in the QUAD are independent of the FLEX in the sequential cycling-running combination. This is due to neuromuscular fatigue occurring similarly between the muscles, even with an increase in the SOL's contribution during running compared to cycling, demonstrated by the increase in electromyographic activity and local effort perception.

**Keywords:** Neuromuscular fatigue, peripheral fatigue, central fatigue, cycling, running.

## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                                  |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| FIGURA 1 – CICLO DA PEDALADA.....                                                                                                | 17 |
| FIGURA 2 – CICLO DA MARCHA .....                                                                                                 | 19 |
| FIGURA 3 – DESENHO EXPERIMENTAL.....                                                                                             | 30 |
| FIGURA 4 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DURANTE PROTOCOLO<br>CONTRARRELÓGIO .....                                                   | 32 |
| FIGURA 5 – MODELO DA CADEIRA .....                                                                                               | 34 |
| FIGURA 6 – PROTOCOLO DE ELETROESTIMULAÇÃO NA MEDIDA<br>NEUROMUSCULAR. ....                                                       | 36 |
| FIGURA 7 - RECOMENDAÇÕES DE POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS.....                                                                    | 37 |
| FIGURA 8 - POTÊNCIA CRÍTICA E POTÊNCIA DURANTE O CICLISMO (n = 11). 42                                                           |    |
| FIGURA 9 - DISTRIBUIÇÃO DA POTÊNCIA DURANTE TODO O CICLISMO (n =<br>11).....                                                     | 43 |
| FIGURA 10 - VELOCIDADE CRÍTICA E VELOCIDADE DURANTE A CORRIDA (n =<br>11).....                                                   | 43 |
| FIGURA 11 - DISTRIBUIÇÃO DA VELOCIDADE DURANTE TODO O CICLISMO (n<br>= 11).....                                                  | 44 |
| FIGURA 12 - MEDIDAS DE FADIGA NEUROMUSCULAR NO QUAD E FLEX (n =<br>11).....                                                      | 46 |
| FIGURA 13 - MEDIDAS DE ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA NO VASTO<br>LATERAL E SÓLEO DURANTE A COMBINAÇÃO CICLISMO-CORRIDA (n = 10). 47 |    |
| FIGURA 14 - PERCEPÇÃO DE ESFORÇO GERAL DURANTE O CICLISMO E<br>CORRIDA (n = 11). ....                                            | 48 |
| FIGURA 15 - PERCEPÇÃO DE ESFORÇO LOCAL DE DIFERENTES MÚSCULOS<br>DURANTE O CICLISMO E CORRIDA (n = 11).....                      | 49 |

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                                        |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| TABELA 1 – DESEMPENHO DOS PARTICIPANTES NAS AVALIAÇÕES DE PC, VC<br>E COMBINAÇÃO CICLISMO CORRIDA..... | 44 |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|

## LISTA DE ABREVIATURAS OU SIGLAS

|                               |                                                                         |
|-------------------------------|-------------------------------------------------------------------------|
| ADP                           | - Adenosina difosfato                                                   |
| ATP                           | - Adenosina trifosfato                                                  |
| AV                            | - Ativação Voluntária                                                   |
| BDC                           | - <i>Bottom dead center</i>                                             |
| Ca <sub>2</sub> <sup>+</sup>  | - Cálcio                                                                |
| CO <sub>2</sub>               | - Dióxido de carbono                                                    |
| CR-10                         | - <i>Category-ratio Scale</i> - Escala de Esforço Percebido de Borg     |
| CVIM                          | - Contração Voluntária Isométrica Máxima                                |
| Db10:100                      | - Razão entre torque evocado por estimulação de baixa e alta frequência |
| Db100                         | - Torque evocado eletricamente através de estimulação dupla             |
| EMG                           | - Eletromiografia                                                       |
| FLEX                          | - Flexores Plantares                                                    |
| H <sup>+</sup>                | - Íon de hidrogênio                                                     |
| HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> | - Bicarbonato de sódio                                                  |
| Hz                            | - Hertz                                                                 |
| mA                            | - Mil amperes                                                           |
| PC                            | - Potência Crítica                                                      |
| QUAD                          | - Quadríceps                                                            |
| RMS                           | - <i>Root mean square</i>                                               |
| SNC                           | - Sistema nervoso central                                               |
| SOL                           | - Sóleo                                                                 |
| TDC                           | - <i>Top dead center</i>                                                |
| Tw.pot                        | - Torque evocado eletricamente através de estimulação única             |
| VC                            | - Velocidade Crítica                                                    |
| VL                            | - Vasto Lateral                                                         |

## SUMÁRIO

|                                                                               |           |
|-------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO .....</b>                                                     | <b>14</b> |
| 1.1 OBJETIVOS .....                                                           | 16        |
| 1.1.1 Objetivo geral .....                                                    | 16        |
| 1.1.2 Objetivos específicos.....                                              | 17        |
| 1.2 HIPÓTESE .....                                                            | 17        |
| <b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>                                          | <b>16</b> |
| 2.1 DIFERENÇAS BIOMECÂNICAS ENTRE O CICLISMO E A CORRIDA.....                 | 16        |
| 2.2 FADIGA NEUROMUSCULAR NO CICLISMO E NA CORRIDA.....                        | 21        |
| <b>3 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>                                             | <b>28</b> |
| 3.1 AMOSTRA.....                                                              | 28        |
| 3.2 DESENHO DO ESTUDO .....                                                   | 29        |
| 3.3 PROTOCOLOS PARA DETERMINAÇÃO DA POTÊNCIA E VELOCIDADE CRÍTICA.....        | 30        |
| 3.4 PROTOCOLO CONTRARRELÓGIO COMBINADO .....                                  | 32        |
| 3.5 PROTOCOLO DE FADIGA NEUROMUSCULAR .....                                   | 32        |
| 3.6 ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA .....                                          | 37        |
| 3.7 PERCEPÇÃO DE ESFORÇO .....                                                | 39        |
| 3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA .....                                                 | 40        |
| <b>4 RESULTADOS.....</b>                                                      | <b>42</b> |
| 4.1 CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA, POTÊNCIA/VELOCIDADE CRÍTICA E DESEMPENHO..... | 42        |
| 4.2 FADIGA NEUROMUSCULAR .....                                                | 45        |
| 4.3 ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA .....                                          | 47        |
| 4.4 PERCEPÇÃO DE ESFORÇO .....                                                | 47        |
| <b>5 DISCUSSÃO .....</b>                                                      | <b>51</b> |
| <b>6 CONCLUSÃO .....</b>                                                      | <b>58</b> |
| <b>REFERÊNCIAS.....</b>                                                       | <b>59</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

A fadiga neuromuscular, definida como a redução na capacidade de produzir força máxima (GANDEVIA, 2001; TWOMEY et al., 2017), tem sua causa dividida em fatores fisiológicos limitantes que ocorrem acima da junção neuromuscular, fadiga central; e na junção neuromuscular, e na região abaixo desta, fadiga periférica (AMANN, 2011; TAYLOR et al., 2016). A magnitude de fadiga central e periférica é modificada pelas demandas musculares da tarefa, podendo ser influenciada pela modalidade esportiva realizada (ENOKA, 1995; HUNTER, 2018; THOMAS; GOODALL; HOWATSON, 2018). Após o ciclismo o quadríceps (QUAD) tem menor nível de fadiga central e maior nível de fadiga periférica do que após a corrida (BROWNSTEIN et al., 2022; PLACE et al., 2004; ROSS et al., 2010; WÜTHRICH; EBERLE; SPENGLER, 2014). Diferentemente, a corrida causa menos fadiga central nos flexores plantares (FLEX) que no QUAD, enquanto promove fadiga periférica em maior magnitude nos FLEX quando comparado com o ciclismo (GIRARD et al., 2012; GIRARD; RACINAIS, 2014; MARTIN et al., 2010). Desta forma, ao realizar ciclismo e corrida de maneira isolada, há uma clara distinção entre as causas da fadiga neuromuscular no QUAD e FLEX.

Entretanto, a combinação sequencial de exercícios de resistência aeróbia, como ocorre durante uma prova de triatlo (e.g. natação, ciclismo e corrida), ocasiona diferentes respostas fisiológicas de acordo com o exercício realizado (BENTLEY et al., 2002; MILLET; VLECK, 2000; O'TOOLE; DOUGLAS, 1995). Entre essas respostas, a combinação sequencial de ciclismo ( $\approx 1$  h) e corrida ( $\approx 1$  h) promove uma mudança na dinâmica da fadiga neuromuscular, ocorrendo desenvolvimento contínuo da fadiga central, enquanto há aumento e recuperação simultâneos de fadiga periférica após cada um dos exercícios (ANDRADE et al., 2023; PAGEAUX; THEUREL; LEPERS, 2017). Mais especificamente, a fadiga central do QUAD acumula-se durante a combinação sequencial de ciclismo-corrida, aumentando o nível do início ao fim do ciclismo, e mais ainda do fim do ciclismo ao fim da corrida (ANDRADE et al., 2023; PAGEAUX; THEUREL; LEPERS, 2017). Entretanto, a fadiga periférica no QUAD aumenta após o ciclismo, porém recupera-se completamente à níveis basais após a corrida (PAGEAUX; THEUREL; LEPERS, 2017), independentemente da realização de natação prévia (ANDRADE et al., 2023). Uma limitação desses estudos é a ausência de verificação do nível de fadiga periférica

durante a combinação ciclismo-corrida em musculatura envolvida na propulsão da corrida, como por exemplo dos FLEX (ANDRADE et al., 2023).

Com exceção da natação, modalidade na qual a maior contribuição para o deslocamento é realizada pela ação dos braços (FIGUEIREDO et al., 2013; MOROUÇO et al., 2015), a combinação ciclismo-corrida provoca mudanças mecânicas no movimento dos membros inferiores. No ciclismo, atividade sem impacto com o solo, os músculos do QUAD fazem a propulsão do pedal e os dos FLEX fazem a estabilização do pé no pedal (HOLLIDAY; SWART, 2022; HUG; DOREL, 2009). Durante o ciclismo, as contrações do QUAD são majoritariamente concêntricas, enquanto os FLEX realizam contrações isométricas para transferir força para os pedais (HUG; DOREL, 2009; RAASCH; ZAJAC, 1999). Na corrida, em que há necessidade de sustentação do peso corporal, os FLEX utilizam o ciclo de alongamento-encurtamento muscular, ações excêntricas-concêntricas, para auxiliar na propulsão do corpo para frente (HAMNER; DELP, 2013; NOVACHEK, 1998). Enquanto que o QUAD contrai excentricamente para absorção do impacto com o solo, mas pouco utiliza dessa energia elástica na fase de propulsão (HAMNER; DELP, 2013; HAMNER; SETH; DELP, 2010). Portanto, o ciclismo e a corrida têm diferentes características mecânicas, nas quais o QUAD e os FLEX invertem a magnitude de contribuição nos movimentos. A troca de modalidades na combinação ciclismo-corrida modifica o principal propulsor no exercício, alterado pela diferença mecânica entre as formas de deslocamento, podendo causar mudanças na dinâmica de desenvolvimento e recuperação da fadiga periférica.

Desta forma, a diferença na mecânica de movimento dos membros inferiores no ciclismo e na corrida modifica a contribuição de cada músculo durante a combinação dessas provas. A eletromiografia de superfície (EMG) é uma forma indireta de comparar a magnitude de contribuição muscular durante exercícios (DE LUCA, 1997). Devido a falta de relação direta entre a magnitude do sinal de EMG e a magnitude da força produzida por um músculo (VIGOTSKY et al., 2018), a interpretação dos dados de EMG deve ser feita com cautela, assumindo que diferenças no sinal eletromiográfico apenas representam mudanças na estratégia motora. No ciclismo, o sinal de EMG do vasto lateral (VL) (*i.e.*, músculo do QUAD) é maior que do SOL (*i.e.*, músculo dos FLEX) (HOLLIDAY et al., 2019; VIITASALO et al., 1985). Essa observação é condizente com a mecânica do movimento e também com o nível de fadiga periférica após o ciclismo, mais alto no QUAD em comparação

com os FLEX (BROWNSTEIN et al., 2022; GIRARD; RACINAIS, 2014). Por outro lado, na corrida em esteira, o SOL apresenta maiores valores de EMG que o VL (DARENDELI; ERTAN; ENOKA, 2023). Durante a corrida, o SOL contribui mais para o deslocamento, por ser o principal propulsor, enquanto o QUAD atenua as forças de impacto com o solo através de contrações excêntricas (HAMNER; DELP, 2013). As contrações excêntricas têm menor sinal de EMG e fadiga periférica comparado a contrações concêntricas e isométricas de mesma força, embora esses achados sejam limitados a experimentos com musculatura isolada na extensão de joelho (DUCROCQ et al., 2023; TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2018). Portanto, a recuperação da fadiga periférica no QUAD após a corrida possivelmente ocorre pela menor contribuição do QUAD para o movimento, e em detrimento do aumento na contribuição do SOL. Contudo, apesar de racionalmente interessante, essa hipótese de mudança nas causas da fadiga neuromuscular entre estes grupamentos musculares, QUAD e FLEX, ainda não foi testada experimentalmente em uma condição de combinação ciclismo-corrida com medidas de fadiga neuromuscular e EMG durante os exercícios.

Portanto, é possível que exista uma mudança na magnitude de fadiga periférica do QUAD e FLEX devido à troca de modalidade na combinação ciclismo-corrida, permitindo a recuperação do QUAD após a corrida em decorrência da mudança de grupamento muscular envolvido na propulsão que são os FLEX. Entender como esse fenômeno ocorre irá ajudar atletas e treinadores na preparação física, tanto pensando na sequência de treinamento durante os dias e semanas, como nas adaptações a longo prazo. Portanto, é necessária uma investigação sobre o impacto das características biomecânicas da combinação ciclismo-corrida no desenvolvimento da fadiga neuromuscular do QUAD e FLEX.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo geral

O objetivo do presente estudo foi comparar o comportamento da fadiga neuromuscular do quadríceps femoral e flexores plantares na combinação ciclismo-corrida.

### 1.1.2 Objetivos específicos

Comparar a magnitude de fadiga periférica e central dos músculos quadríceps femoral e flexores plantares após ciclismo e corrida realizados em sequência;

Comparar a atividade eletromiográfica dos músculos quadríceps femoral e flexores plantares durante o ciclismo e corrida realizados em sequência.

## 1.2 HIPÓTESE

O comportamento da fadiga neuromuscular modificará de acordo com a modalidade, na qual os flexores plantares terão maior fadiga periférica após a corrida comparada com o ciclismo, e o quadríceps terá maior fadiga periférica após o ciclismo que após a corrida.

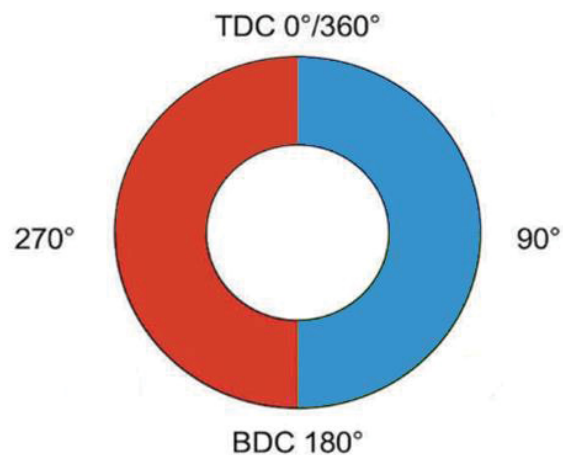
## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 DIFERENÇAS BIOMECÂNICAS ENTRE O CICLISMO E A CORRIDA

A locomoção é o movimento de um corpo pelo caminho com menor gasto energético requerido (VAUGHAN, 2003). Nos *multisports*, como o triatlo e duatlo, a locomoção é feita através de uma combinação sequencial de modalidades: natação, ciclismo e corrida para o triatlo; ciclismo e corrida para o duatlo (BENTLEY et al., 2002). No triatlo, cerca de 75% do tempo total da prova é dedicado às modalidades terrestres, com o ciclismo ocupando aproximadamente 50% do tempo total, e a corrida, com cerca de 25% (ONEDA et al., 2020). Entretanto, as características biomecânicas do ciclismo e da corrida alteram respostas fisiológicas agudas que podem modificar o desenvolvimento da fadiga neuromuscular (MILLET; VLECK; BENTLEY, 2009).

O ciclismo é uma atividade em que o movimento é produzido através de trabalho: a aplicação da força movimenta o pedal, movendo a bicicleta (TURPIN; WATIER, 2020). O trabalho decorre da produção de força pelos membros inferiores, resultante de ações musculares concêntricas e isométricas em diversas articulações (CLOS et al., 2022; HOLLIDAY; SWART, 2022). Durante o ciclo da pedalada, os músculos produzem força em momentos distintos para deslocar a manivela que movimenta a bicicleta. O ciclo do pedal pode ser padronizado de maneira binária, composta pela fase descendente (*downward stroke*), que vai do ponto 0° (também chamado de *top dead center*) até o ponto 180° (chamado de *bottom dead center*); e pela fase ascendente (*upward stroke*), que vai do *bottom dead center* (BDC) até o *top dead center* (TDC) (FIG. 1) (FONDA; SARABON, 2012).

FIGURA 1 – CICLO DA PEDALADA



FONTE: Adaptado de Holiday e colaboradores (2019).

LEGENDA: Azul = Fase descendente; Vermelho = Fase Ascendente

Os padrões de movimento dos membros inferiores no ciclismo são amplamente estudados através das medidas de eletromiografia de superfície (EMG), usando o nível e *timing* de ativação dos grupamentos musculares. No trabalho de Ryan e Gregor (1992), 18 ciclistas fizeram testes de intensidade constante em bicicletas fixas, usando sapatilhas específicas para o ciclismo de modo a permitir maior utilização dos músculos flexores da coxa (SANNER; HALLORAN, 2000). Foi observada uma maior atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral e vasto medial entre o terço final da fase ascendente ao terço final da fase descendente. Já o músculo SOL apresentou atividade desde o início da fase descendente até metade da fase ascendente (RYAN; GREGOR, 1992). Entre outros músculos envolvidos nas ações musculares do ciclismo, destacam-se o glúteo máximo, com grande contribuição na aplicação de força no pedal (BLAKE; CHAMPOUX; WAKELING, 2012), e também os músculos bi articulares, como o bíceps femoral e o reto femoral, cada um sendo ativado durante grande porção do ciclo da pedalada (RYAN; GREGOR, 1992).

Na mesma linha, Raasch e Zajac (1999) sugerem que a força produzida para mover o pedal durante o ciclismo vem da ação dos músculos extensores do quadril e joelho durante a fase descendente, e dos músculos flexores de joelho durante a fase ascendente. Os músculos reto femoral e tibial anterior seriam ativados perto do TDC, fazendo a transição da fase ascendente para a descendente, e os músculos

posteriores e FLEX teriam suas ações próximas ao BDC, entre a fase descendente e a ascendente (RAASCH; ZAJAC, 1999). As principais funções dos grupamentos musculares nas transições de fases são de estabilização da articulação talocrural e enrijecimento do membro inferior para facilitar a transferência de energia da extensão para o pedal por meio do tornozelo (HUG; DOREL, 2009; RAASCH; ZAJAC, 1999). Portanto, a produção de força durante o ciclismo é majoritariamente feita pelos músculos da coxa através de movimentos concêntricos, enquanto os músculos flexores plantares têm função estabilizadora.

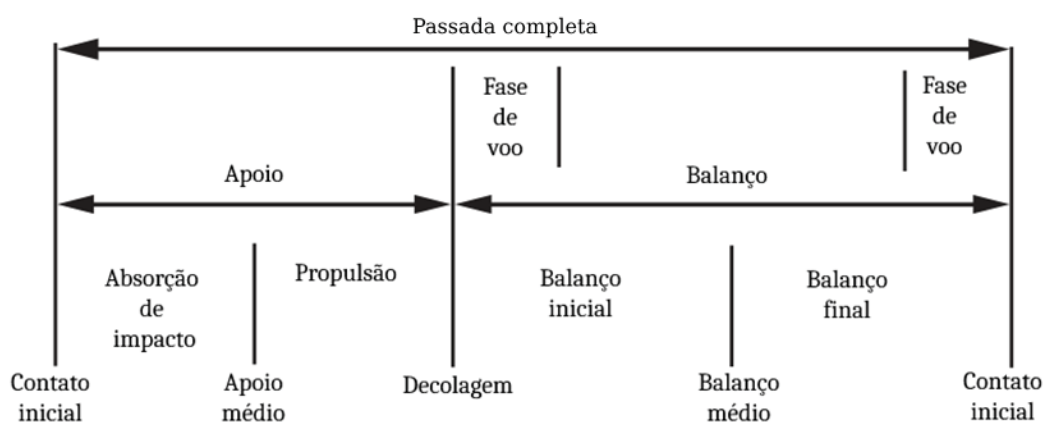
Adicionalmente, a atividade eletromiográfica e a produção de força durante o ciclismo é modificada pela intensidade do exercício. Ao comparar intensidades no ciclismo, observa-se que os músculos vasto lateral, vasto medial e bíceps femoral tiveram aumentos no nível de atividade eletromiográfica conforme o aumento de intensidade, enquanto os músculos flexores plantares somente tiveram mudanças no *timing* de ativação (BIJKER; DE GROOT; HOLLANDER, 2002; HOLLIDAY et al., 2019). Aumentos de intensidade impactam na eficiência mecânica do ciclismo, modificando a aplicação de força no pedal e, conseqüentemente, o padrão de atividade eletromiográfica (BLAKE; CHAMPOUX; WAKELING, 2012). Portanto, é evidente que a intensidade modifica o nível de sinal do sistema nervoso central (SNC) que chega às unidades motoras, podendo alterar o desgaste na musculatura durante o ciclismo.

Em suma, a produção de força no ciclismo é feita por contrações concêntricas de diferentes grupamentos musculares em *timings* específicos, dos quais destacam-se o glúteo máximo, vastos lateral e medial, reto femoral e bíceps femoral, que têm a função de aplicar força direcionada à manivela. Entretanto, tal tarefa só pode ser realizada graças aos flexores plantares, que estabilizam toda a área abaixo do joelho, permitindo a aplicação de força no pedal. Portanto, a energia cinética que produz o movimento no ciclismo ocorre por meio da ação dos músculos da coxa e quadril, enquanto os flexores plantares garantem um membro rígido para que essa força chegue até o pedal.

A corrida pode ser caracterizada pela ação cíclica de contato dos membros inferiores com o solo, e padronizada através de diferentes fases, que caracterizam o ciclo da marcha (DUGAN; BHAT, 2005; PERRY, 1993). As fases da corrida são divididas entre: contato inicial, fase de apoio, decolagem e fase de balanço ou fase aérea (FIG. 2) (NOVACHEK, 1998). O ciclo começa com o contato inicial do pé e

termina ao tocar novamente no solo com o mesmo pé, totalizando uma passada completa. A fase de apoio é o período em que o pé está em contato com o solo, sucedida pela decolagem, momento em que o pé perde contato com o solo. Por fim, a fase aérea é todo o tempo que o pé não tem contato com o solo, partindo de uma posição posterior para uma anterior (THORDARSON, 1997). Na corrida, a fase aérea de cada membro ocupa mais de 50% do ciclo da marcha, fazendo com que em algum momento exista uma sobreposição e nenhum dos pés esteja em contato com o solo (NICOLA; JEWISON, 2012).

FIGURA 2 – CICLO DA MARCHA



FONTE: Adaptado de Dugan e Bhat (2005).

Na corrida, diferentes ações musculares devem ser realizadas para absorver o impacto e propulsionar o centro de massa para frente e para cima (HAMNER; SETH; DELP, 2010). Ao fazer o contato inicial, é necessário que ocorra absorção da força que retorna do solo, transmitida do pé para todo o membro inferior (MERCER et al., 2003). A desaceleração do membro inferior promovida pelos músculos do QUAD é a forma de absorção dessas forças de impacto (HAMNER; DELP, 2013). Durante a corrida, o QUAD tem função de atenuar o impacto com o solo, e acaba tendo pouco trabalho positivo (*i.e.*, força que movimenta o centro de massa para uma direção) (NOVACHECK, 1998). A análise de EMG do VL em corredores de elite durante corrida em pista *indoor* revela que há ativação do VL e reto femoral desde a fase de balanço até metade da fase de apoio, preparando o membro para o impacto (KYRÖLÄINEN; AVELA; KOMI, 2005). Na esteira ergométrica, há uma diminuição no nível de atividade eletromiográfica dos músculos do VL durante a corrida; entretanto, essa diferença é

pequena ao se comparar a corrida em esteira com a corrida em solo, especialmente quando se usa inclinação de 1% (DARENDELI; ERTAN; ENOKA, 2023).

Na corrida, durante o contato inicial do pé com o solo, ocorre grande dorsiflexão, seguida de plantiflexão, que propulsiona o centro de massa (DUGAN; BHAT, 2005). Isso reflete no aumento da atividade eletromiográfica do tríceps sural (*i.e.*, gastrocnêmio lateral, medial e sóleo) durante as fases de contato inicial e propulsão (MANN; HAGY, 1980). Particularmente, o SOL é o músculo com maior contribuição na propulsão do centro de massa para frente e para cima, seguido dos gastrocnêmios (HAMNER; DELP, 2013). Dessa forma, os flexores plantares têm papel determinante na realização da corrida, enquanto o QUAD tem ação acessória na absorção de impacto, contrastando com as ações desses mesmos grupamentos musculares no ciclismo.

Um aspecto que diferencia a corrida do ciclismo é a ação do ciclo de alongamento e encurtamento muscular (VAN SCHENAU; BOBBERT; DE HAAN, 1997). Esse mecanismo é uma maneira da unidade musculotendínea armazenar a energia elástica proveniente da ação excêntrica, e retornar para a ação concêntrica subsequente (KOMI, 2000). Mais especificamente, os tendões são tensionados pelos músculos e se alongam durante a ação excêntrica, permitindo um rebote no qual a energia elástica é somada à energia produzida pela musculatura (KOMI, 2000; NOVACHECK, 1998). Durante a corrida, 60% do tempo de uma passada é ocupada pela fase de suporte, sendo que 1/3 desse tempo é utilizado para ações excêntricas dos membros inferiores (CARTER et al., 2000). Em contrapartida, o ciclismo não possui ações excêntricas rápidas que permitam o armazenamento e utilização da energia elástica; portanto, as ações que produzem trabalho positivo no ciclismo são de contrações concêntricas (BIJKER; DE GROOT; HOLLANDER, 2002; WILLIAMS, 1985). Então, a corrida permite a utilização da energia elástica, enquanto o ciclismo depende majoritariamente de ações concêntricas.

Coletivamente, esses achados demonstram que a corrida é uma atividade com envolvimento dos flexores plantares para produção de trabalho positivo que movimenta o centro de massa, enquanto o QUAD tem a função de atenuar as forças de impacto durante o contato com o solo (BIJKER; DE GROOT; HOLLANDER, 2002; HOLLIDAY et al., 2019; KOMI, 2000; NOVACHECK, 1998). Mais ainda, o impacto do pé com o solo tem função fundamental na corrida, pois utiliza do aparato

musculotendíneo para armazenar a energia e reutilizá-la em ação posterior, gastando menos energia e produzindo mais força.

Ao observar as características biomecânicas do ciclismo e corrida, nota-se que o QUAD e os FLEX têm funções diferentes para cada atividade. No ciclismo, a produção de força é feita pelo QUAD, e os FLEX apenas estabilizam o membro inferior; enquanto na corrida, os FLEX movimentam o centro de massa e o QUAD diminui a força de impacto com o solo. Portanto, essas mudanças de funções dos grupamentos musculares no ciclismo e corrida possivelmente têm impacto no desenvolvimento da fadiga neuromuscular durante os exercícios isolados e combinados.

## 2.2 FADIGA NEUROMUSCULAR NO CICLISMO E NA CORRIDA

O desempenho nos esportes de *endurance* é limitado pela capacidade de sustentar esforços por longos períodos, sendo afetado pelo desenvolvimento da fadiga neuromuscular (LEPERS et al., 2002). Fadiga neuromuscular é definida como redução na capacidade de produzir força de maneira máxima, sem necessariamente levar ao término voluntário do exercício físico (*i.e.*, exaustão) (GANDEVIA, 2001). A fadiga neuromuscular é dividida em fadiga central, com mudanças fisiológicas que ocorrem acima da junção neuromuscular (*e.g.*, córtex motor e trato corticoespinal) e fadiga periférica, que ocorre abaixo da junção neuromuscular, no músculo esquelético (AMANN, 2011). Os modelos atuais de fadiga neuromuscular sugerem que existe uma interação entre o que ocorre no SNC com a periferia (BEHRENS et al., 2022), enquanto também existe uma participação de fatores psicológicos (MARCORA; STAIANO, 2010). Dentro do presente estudo, foram tratados apenas os fatores fisiológicos relacionados à fadiga, uma vez que fatores psicológicos saem do escopo deste trabalho.

A fadiga central envolve eventos fisiológicos que ocorrem no SNC e que culminam na diminuição dos sinais enviados para os músculos, reduzindo assim a capacidade de produção de força (WEAVIL; AMANN, 2019). No SNC, o córtex motor é o ponto de partida do sinal excitatório que causa a contração muscular, com o trato corticoespinal sendo a via do sinal até o motoneurônio espinal (TAYLOR et al., 2016). O neurônio eferente, por sua vez, envia o sinal do córtex motor para a junção neuromuscular, no qual os potenciais de ação chegam na placa motora e ocorre a

liberação de acetilcolina na fenda sináptica (FITTS, 1994). Assim sendo, a fadiga central é a diminuição do sinal que parte do córtex motor, ocorrendo no cérebro e/ou no caminho até a junção neuromuscular (TAYLOR et al., 2016). A principal medida de fadiga central é o nível de ativação voluntária (AV), que indica o quanto de força a musculatura produz no seu potencial máximo (MILLET et al., 2011). Na técnica da AV, aplica-se uma estimulação elétrica no nervo motor durante uma contração voluntária isométrica máxima (CVIM), e outra estimulação durante o período de relaxamento subsequente (MERTON, 1954). O torque da CVIM reflete o potencial máximo de produzir força de maneira voluntária, e a estimulação no nervo atua como um sinal similar ao *drive* neural, produzindo força adicional, acima da capacidade voluntária do participante. Os resultados dessas medidas são calculados em porcentagem, identificando quão limitada está a capacidade do participante de produzir força (MERTON, 1954). Diminuições no nível de AV sinalizam um menor sinal em magnitude vindo do SNC; entretanto, não se tem precisão de onde o *drive* neural foi limitado, uma vez que pode ocorrer no córtex motor ou ao longo da espinha dorsal (GANDEVIA, 2001). Mesmo assim, a medida de AV para medir o nível de fadiga central continua tendo um papel importante em pesquisas que avaliam as modificações da fadiga neuromuscular após o exercício físico.

A fadiga periférica é uma limitação nos processos que ocorrem na junção neuromuscular e no músculo esquelético, podendo diminuir temporariamente a capacidade contrátil (GANDEVIA, 2001). Entre os mecanismos que estão relacionados à fadiga periférica, destacam-se limitações na transmissão entre o neurônio motor e a placa motora, e uma incapacidade do retículo sarcoplasmático em liberar e reutilizar o cálcio ( $\text{Ca}_2^+$ ) (DAVIS, 1995). Isso sugere que o acúmulo de fosfato inorgânico intracelular (Pi) é a causa primária da fadiga periférica, sendo responsável por impedir a evasão do  $\text{Ca}_2^+$  do retículo sarcoplasmático, impedindo a sua ligação com a troponina e a ligação de pontes cruzadas (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008; HUREAU et al., 2022).

Para medir mecanismos de fadiga periférica são usadas diferentes técnicas de eletroestimulação e eletromiografia. A medida de “pulso único” é a aplicação de apenas um estímulo elétrico no nervo motor durante o relaxamento, e a resposta motora corresponde à capacidade de produção de força do músculo com a mínima interferência do *drive* neural (MILLET et al., 2011). A medida de “pulso duplo” é caracterizada pela aplicação de dois pulsos com intervalos de alta e baixa frequências

(80 – 100 Hz e 10 – 20 Hz, respectivamente). Mudanças nas medidas de “pulso duplo” de alta frequência são atribuídas ao acúmulo de potássio ( $K^+$ ) extracelular – outro metabólito relacionado com o desenvolvimento da fadiga periférica (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008). Já a medida de pulso duplo de baixa frequência avalia a capacidade de liberação de  $Ca^{2+}$  pelo retículo sarcoplasmático (MILLET et al., 2011). Por fim, a medida da amplitude da onda M pode ser calculada através do sinal de EMG gravado durante a aplicação de “pulsos únicos”, e representa a excitabilidade da membrana sarcoplasmática (ROZAND et al., 2015). Diminuições na amplitude da onda M são interpretadas como um comprometimento na transmissão neuromuscular ou propagação dos potenciais de ação (PLACE et al., 2010). Em suma, a combinação de todas essas técnicas pode auxiliar na investigação do nível de fadiga periférica de maneira mais abrangente e completa, especificando os motivos da redução na capacidade contrátil do músculo esquelético.

Dentre os motivos para redução, a dependência da tarefa é um ponto central, pois as características do exercício físico têm alto impacto no desenvolvimento da fadiga neuromuscular (AMANN, 2011; HUNTER, 2018; WÜTHRICH; EBERLE; SPENGLER, 2014). A intensidade de realização é uma das características do exercício que modificam a fadiga neuromuscular (BLACK et al., 2017; THOMAS et al., 2015), e pode ser dividida em diferentes domínios (moderado, pesado, severo e extremo), determinados através de variáveis fisiológicas e mecânicas (AZEVEDO et al., 2022; GAESSER; POOLE, 1996; POOLE et al., 2016). Possivelmente, a variável mais estudada na última década dentro do construto de intensidade, a potência crítica (PC) é um limiar metabólico estimado através de um ajuste matemático que utiliza distância ou intensidade em relação ao tempo de execução do exercício (HILL, 1993; VANHATALO; DOUST; BURNLEY, 2007). Representada pela relação hiperbólica de potência-tempo, a PC é definida como a maior intensidade de esforço sustentável na qual o consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) mantém seus valores em *steady state* ( $\approx 30 - 60$  minutos) (HILL, 1993; JONES et al., 2019; PEPPER; HOUSH; JOHNSON, 1992). Exercícios acima desse limiar dispõem de uma quantidade finita de energia por vias anaeróbias ( $W'$ ) (MORITANI et al., 1981) e levam à exaustão em poucos minutos (HILL, 1993). Sabendo disso, a PC pode ser encarada como uma intensidade estimada que representa a parte superior do domínio pesado, enquanto que acima da PC se encontra o domínio severo.

Durante os exercícios realizados no domínio pesado, abaixo da PC, a concentração de metabólitos, subprodutos da contração muscular (e.g.,  $P_i$ ,  $H^+$ ), é controlada por processos fisiológicos: o  $P_i$  é ligado à adenosina difosfato (ADP) para formar adenosina trifosfato (ATP) através da fosforilação, e o  $H^+$  é tamponado através da ligação com o bicarbonato de sódio ( $HCO_3^-$ ), formando dióxido de carbono ( $CO_2$ ) e água (LANCHA JUNIOR et al., 2015). Dessa maneira, existe um estado de equilíbrio metabólico que permite a realização de exercícios físicos por longos períodos (JONES et al., 2008; POOLE et al., 2021). Já no domínio severo, acima da PC, a capacidade de reutilização e tamponamento é excedida pela produção desses metabólitos que se acumulam e diminuem a função contrátil do músculo, impossibilitando que o exercício físico seja mantido por mais que alguns minutos (JONES et al., 2008; POOLE et al., 2021; SUNDBERG; FITTS, 2019). Devido a esses fatores, o desenvolvimento da fadiga neuromuscular difere em cada domínio de intensidade do exercício físico: no domínio pesado se desenvolve mais fadiga central quando comparado com o severo, no qual há maiores níveis de fadiga periférica (BURNLEY; VANHATALO; JONES, 2012; IANNETTA et al., 2022). Portanto, o domínio de intensidade do exercício físico é um fator determinante em esportes de *endurance* e deve ser levado em consideração ao se avaliar o desenvolvimento da fadiga neuromuscular, uma vez que as provas contrarrelógio são feitas com alternância nos domínios de intensidade autoselecionados.

A distribuição dos esforços durante esportes de *endurance* é chamada de estratégia de prova e representa a escolha de intensidade regulada pelo próprio atleta (ABBISS; LAURSEN, 2008). No triatlo, há grande variação na intensidade devido a fatores como topografia, idade, duração do evento, presença de adversário (AOYAGI; ISHIKURA; NABEKURA, 2021; WU et al., 2014) e também fatores psicofisiológicos (ENOKA; DUCHATEAU, 2016). A autorregulação do exercício físico leva à transição entre domínios de intensidade durante a prova (AZEVEDO et al., 2021), eventualmente modificando o nível de fadiga neuromuscular devido ao tempo despendido em cada domínio. Portanto, o controle da intensidade do exercício pode ser feito utilizando de valores relativos à potência/velocidade crítica durante o exercício para melhor compreender o domínio de intensidade selecionado.

A modalidade realizada também modifica o desenvolvimento da fadiga neuromuscular devido as suas características biomecânicas, principalmente o tipo de contração e grupamentos musculares envolvidos no gesto esportivo (HUNTER, 2018;

TWOMEY et al., 2017). Para verificar o impacto das diferenças biomecânicas no desenvolvimento da fadiga neuromuscular, sem efeito da transição de domínio de intensidade, Brownstein e colaboradores (2022) compararam a fadiga neuromuscular no QUAD dos mesmos participantes em duas condições: 3 h de ciclismo no ciclo ergômetro, e 3 h de corrida em esteira ergométrica, ambas em intensidade constante no domínio pesado. Após as duas condições ocorreu aumento da fadiga neuromuscular do QUAD, representado pela redução na medida de CVIM; entretanto, os valores de fadiga periférica foram maiores após o ciclismo e os de fadiga central após corrida (BROWNSTEIN et al., 2022). Essa diferença no desenvolvimento da fadiga neuromuscular do QUAD é similar em outros trabalhos, que encontraram aumento de 18% nos valores de fadiga periférica e 8% de fadiga central após 5 h de ciclismo (LEPERS et al., 2002), mas após 5 h de corrida houve aumento somente na medida de fadiga central (16%), sem mudança na fadiga periférica (PLACE et al., 2004). Adicionalmente, essas diferenças podem ser encontradas em estudos que compararam as duas modalidades após sprints (5 x 6 s) e encontraram maior fadiga periférica no QUAD após o ciclismo (RAMPININI et al., 2014) e desenvolvimento da fadiga central somente após a corrida (TOMAZIN; MORIN; MILLET, 2017). Esses resultados sugerem que as características biomecânicas inerentes a cada modalidade desempenham um papel importante no desenvolvimento da fadiga neuromuscular e na magnitude da fadiga central e periférica, porém, essa dinâmica parece não ser aplicável durante a combinação de modalidades, como ocorre no triatlo.

O desenvolvimento da fadiga neuromuscular no QUAD parece ser afetado pela combinação de modalidades, quando comparado com as mesmas modalidades realizadas de maneira isolada (ANDRADE et al., 2023; PAGEAUX; THEUREL; LEPERS, 2017). No estudo de Dos Santos Andrade e colaboradores (2023), foram realizadas medidas de fadiga neuromuscular antes e durante as transições do triatlo olímpico contrarrelógio. Os autores observaram queda significativa nos valores de CVIM após ciclismo (13%) e corrida (19%), assim como um aumento progressivo nos valores de fadiga central após o ciclismo (6%) e a corrida (15%). Entretanto, a fadiga periférica não apresentou o mesmo padrão de aumento progressivo durante a combinação de modalidades, pois houve um aumento no nível de fadiga periférica após o ciclismo (28%) seguido de uma recuperação completa após a corrida (ANDRADE et al., 2023). Similarmente, o estudo de Pageaux e colaboradores (2017), mediram o impacto na fadiga neuromuscular da combinação de ciclismo (1 h) e

corrida (10 km), no qual, de maneira similar, foi encontrado aumento na fadiga periférica após o ciclismo e uma recuperação acima dos valores basais após a corrida (PAGEAUX; THEUREL; LEPERS, 2017). Portanto, é possível que a combinação de modalidades promova grande desgaste no QUAD durante a realização do ciclismo (causando um elevado nível de fadiga periférica), mas com um processo de recuperação completo desta fadiga periférica durante a corrida, permitindo que o QUAD volte para seu estado basal.

Dentre as possíveis causas da recuperação da fadiga periférica do QUAD após a combinação de ciclismo e corrida, pode-se destacar a intensidade do exercício físico. No estudo de Dos Santos Andrade e colaboradores (2023) comparou-se nível de fadiga neuromuscular entre o triatlo olímpico e *sprint* (metade da distância do olímpico). Em ambas as distâncias ocorreu diminuição no valor de CVIM e fadiga central; entretanto, no *sprint* não houve recuperação da fadiga periférica após a corrida como ocorreu no olímpico (ANDRADE et al., 2023). Uma possível explicação para essa diferença está no domínio de intensidade do exercício físico, uma vez que o ciclismo, para ambas distâncias, e a corrida no olímpico, foram realizados no domínio pesado, enquanto a corrida no *sprint* foi realizada no domínio de intensidade severo (ANDRADE et al., 2023). Dessa forma, é possível que a recuperação da fadiga periférica presente no triatlo olímpico só ocorra devido à realização da corrida no domínio pesado, mas não quando existe transição para o domínio severo. Entretanto, existem outras possíveis explicações para a recuperação da fadiga periférica após a corrida, entre elas o tipo de contração e o envolvimento de outros grupamentos musculares.

A recuperação da fadiga periférica no QUAD após a combinação de ciclismo e corrida também pode ser explicada pelo tipo de contração envolvida nestes exercícios. Como visto anteriormente, o ciclismo é formado majoritariamente por ações concêntricas do QUAD (BIJKER; DE GROOT; HOLLANDER, 2002), enquanto que a fase de suporte da corrida é ocupada em sua maioria por ações excêntricas, que participam na transferência de força através dos componentes elásticos (CARTER et al., 2000; KOMI, 2000). Sabe-se também que o custo metabólico (*i.e.*, ATP) é afetado pelo tipo de contração muscular (ORTEGA et al., 2015). Especificamente, contrações excêntricas gastam menos ATP que ações concêntricas e isométricas em ratos (BELTMAN et al., 2004) e humanos (ORTEGA et al., 2015). Por conta disso, as contrações excêntricas levam a um desenvolvimento mais lento

da fadiga neuromuscular quando comparadas a ações isométricas e concêntricas (DUCROCQ et al., 2023). Dessa forma, o ciclismo possivelmente causa elevados níveis de fadiga periférica no QUAD devido as suas repetidas ações concêntricas, mas a mudança para ações excêntricas durante a corrida permite que a recuperação da fadiga neuromuscular ocorra rapidamente, devido ao menor custo metabólico para esse grupamento muscular.

Além da mudança no tipo de contração do QUAD durante a corrida, outro fator que também ajuda a explicar a recuperação da fadiga periférica pode ser o aumento no envolvimento dos FLEX. Durante o ciclismo, os FLEX permitem a transmissão de força dos músculos do glúteo e QUAD para o pedal através de uma contração isométrica submáxima (HUG; DOREL, 2009; RAASCH; ZAJAC, 1999). De fato, o desenvolvimento da fadiga periférica nos FLEX é pequeno (6%) após 1h de ciclismo no domínio pesado (GIRARD; RACINAIS, 2014). Ao trocar do ciclismo para a corrida, ocorre a transição na predominância do principal grupamento muscular responsável pela locomoção, e o tríceps sural se encarrega pela propulsão para frente e para cima através de ações concêntricas (HAMNER; DELP, 2013). O maior envolvimento dos FLEX leva a maiores níveis de fadiga periférica, uma vez que se observou aumentos ocorrendo após teste de 5 km contrarrelógio realizado no domínio de intensidade severo (GIRARD et al., 2012), assim como em 90 minutos de corrida no domínio pesado (RACINAIS et al., 2007). Além disso, após 4 h de corrida em esteira, o aumento da fadiga periférica foi significativo apenas para os FLEX (13%), enquanto que no QUAD não houve aumento (MARTIN et al., 2010). Apenas um estudo não encontrou diferença no nível de fadiga periférica nos FLEX, mesmo após 2 h de corrida no domínio pesado (SALDANHA; NORDLUND EKBLOM; THORSTENSSON, 2008). De qualquer maneira, parece razoável que os FLEX tenham maior desenvolvimento de fadiga periférica após a corrida por ser o principal grupamento muscular responsável pela propulsão do centro de massa durante a passada (HAMNER; DELP, 2013). Entretanto, até o momento não existem evidências sobre o nível de fadiga neuromuscular dos FLEX após a combinação de ciclismo e corrida.

Portanto, a recuperação da fadiga periférica do QUAD na corrida feita após o ciclismo é evidente. Entretanto, nenhum dos trabalhos levam em consideração o nível de fadiga periférica nos FLEX, que é o principal propulsor do centro de massa na corrida. Desta forma, torna-se relevante comparar o desenvolvimento da fadiga periférica no QUAD e nos FLEX durante a combinação de ciclismo e corrida.

### 3 MATERIAL E MÉTODOS

#### 3.1 AMOSTRA

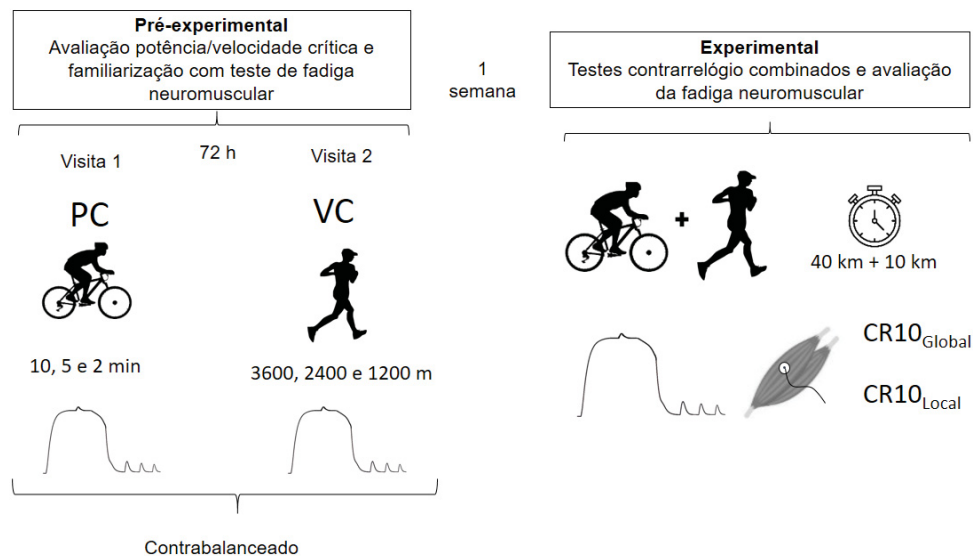
O tamanho amostral estimado foi calculado *a priori* no *software G\*Power*<sup>®</sup> (versão 3.1.9.6, Düsseldorf, Alemanha) para os testes da família F (análise de variância de medidas repetidas). Considerando o tamanho do efeito grande para a medida de fadiga periférica (Q<sub>tw</sub>, pot) ( $F = 0,4$ ), baseado em estudo anterior que realizou simulados de triatlo olímpico (ANDRADE et al., 2023), foi selecionado um alfa ( $\alpha$ ) de 0,05 e poder desejado ( $1-\beta$ ) de 0,80. Sendo assim, a amostra mínima necessária foi de 10 participantes. Assim, levando em consideração possíveis desistências, 11 participantes adultos do sexo masculino com média de idade de  $33,20 \pm 5,95$  anos; massa corporal de  $79,60 \pm 9,31$  kg; e estatura de  $176 \pm 5,67$  cm, participaram de maneira voluntária no presente estudo. Para a realização do presente estudo, os participantes deveriam atender aos seguintes critérios de inclusão: 1) ser praticante de triatlo há mais de 1 ano, com frequência de treinamento semanal de 3 vezes na semana, no mínimo (MCKAY et al., 2022); 2) auto relato de não utilização de recursos ergogênicos farmacológicos (eritropoietina, glicocorticoides e hormônios anabólicos androgênicos exógenos); 3) não relatar fator de risco relacionado a doenças cardiovasculares e osteoarticulares através do PAR-Q (THOMAS; READING; SHEPHARD, 1992) e; 4) não ser fumante. Além disso, foram adotados os seguintes critérios de exclusão para aqueles participantes que: 1) tiveram qualquer lesão musculoesquelética durante o período das avaliações; 2) não fizeram as avaliações no período estipulado; 3) não cumpriram com o protocolo experimental.

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos local (processo número 6.427.162, aprovado em 04/08/2023), credenciado pelo Conselho Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP. Cada participante foi informado sobre os procedimentos e riscos, e em seguida, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido – TCLE de acordo com a resolução nº 466/2012, concordando com a participação voluntária no estudo.

### 3.2 DESENHO DO ESTUDO

O desenho experimental foi dividido em 2 momentos, pré-experimental (1ª e 2ª visita ao laboratório) e experimental (3ª visita) (FIG. 3). Todos os participantes realizaram na 1ª visita a familiarização com o protocolo de fadiga neuromuscular e realizaram o teste para determinação da PC no ciclismo. Na 2ª visita foi realizada novamente uma familiarização com o protocolo de fadiga neuromuscular e o teste para determinação da VC na corrida. A ordem da 1ª e 2ª visitas foi contrabalanceada. Na 3ª visita foram realizados testes contrarrelógio na combinação de 40 km de ciclismo e 10 km de corrida. Os testes de fadiga neuromuscular foram realizados antes do ciclismo (PRÉ), na transição entre o primeiro e segundo exercício (TRAN) e após a corrida (APÓS). As medidas de fadiga neuromuscular começaram no máximo 1 minuto após o fim de cada teste de contrarrelógio, e foram finalizados em menos de 4 minutos. Durante os testes contrarrelógio a atividade eletromiográfica do VL e SOL foi mensurada a cada 10% da distância do ciclismo e da corrida. Cada visita teve a duração aproximada de 3 horas e 30 minutos para completar todos os testes. Entre as visitas houve intervalos de no mínimo 72 h para recuperação da fadiga neuromuscular causada pelos testes, e intervalo máximo de 10 dias entre as coletas para evitar mudanças no desempenho.

FIGURA 3 – DESENHO EXPERIMENTAL.



FONTE: Próprio autor (2024).

Na primeira visita, foi realizada uma anamnese composta por questões acerca das características (ANEXO 1) e do estado de saúde dos participantes, verificado através do PAR-Q (THOMAS; READING; SHEPHARD, 1992) (ANEXO 2), do consumo de medicamentos e recursos ergogênicos, além de questões sobre tabagismo. Os participantes foram instruídos a evitar exercícios intensos por 48 h antes dos testes, não ingerir produtos com cafeína até 24 h antes dos testes, e chegar ao laboratório totalmente hidratados e alimentados, mantendo a alimentação habitual durante o período de testes (THOMAS et al., 2015). Durante todos os testes foi disponibilizada uma garrafa de 500 ml de água, e também uma garrafa de 500 ml para que o participante adicionasse o suplemento que desejasse. A ingestão de suplementos foi liberada para cada participante, desde que ele trouxesse o seu próprio suplemento, e para cada um dos suplementos utilizados foi aferida a dose, água e quantidade ingerida durante os testes.

### 3.3 PROTOCOLOS PARA DETERMINAÇÃO DA POTÊNCIA E VELOCIDADE CRÍTICA

As variáveis de PC e VC foram determinadas para verificar o domínio de intensidade de cada exercício durante a combinação ciclismo-corrida, uma vez que a

intensidade do exercício é determinante nas causas da fadiga neuromuscular (BLACK et al., 2017). O teste para determinar a PC no ciclismo foi realizado em um ciclo ergômetro (Wattbike®, Nucleus Model) com ajustes na altura do selim e guidão, definidos por cada participante. Todos os participantes usaram sapatilhas durante o ciclismo. Foram realizados três testes contrarrelógio em ordem das durações de 10, 5 e 2 minutos, com intervalos de 30 minutos entre os esforços (TRISKA et al., 2021), e todos os testes foram precedidos por aquecimento de 10 minutos pedalando com baixa resistência. Além disso, durante o teste, os participantes puderam usar qualquer estratégia de prova, mas todos foram advertidos de que deveriam produzir a maior potência possível e finalizar a prova fazendo o maior esforço que conseguiam (TRISKA et al., 2021). A determinação da PC foi feita por meio do modelo linear inverso, através da equação:

$$\text{Potência} = PC + (W' \times 1/t),$$

em que o intercepto no eixo y é a PC, e a inclinação da reta é a medida de W' (TRISKA et al., 2021).

Para determinar a VC na corrida foi realizado teste em pista de atletismo com piso sintético e padrão de 400 m. Os participantes realizaram três testes de contrarrelógio, seguindo a ordem das distâncias de 3600, 2400 e 1200 m, com intervalo de 30 minutos entre esforços (KORDI; MENZIES; GALBRAITH, 2019). Os testes foram precedidos por aquecimento de 10 minutos em velocidade auto selecionada, e qualquer estratégia de prova era permitida durante o teste de contrarrelógio, desde que o participante finalizasse o teste no menor tempo possível e com a maior percepção de esforço. A determinação da VC foi calculada através do modelo linear de distância-tempo, com a equação:

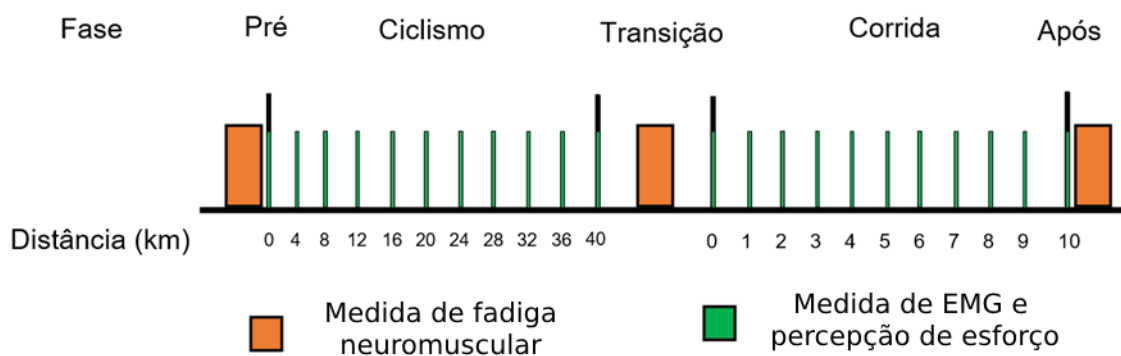
$$\text{Distância} = D' + (VC \times t),$$

em que a inclinação da reta é a VC, e o intercepto no eixo Y é o D' (KORDI; MENZIES; GALBRAITH, 2019).

### 3.4 PROTOCOLO CONTRARRELÓGIO COMBINADO

O teste de contrarrelógio na combinação ciclismo-corrida foi realizado em ciclo ergômetro e esteira ergométrica, respectivamente. Potência (W), cadência (RPM) e velocidade (km/h) foram auto selecionadas durante o ciclismo e a corrida. Foram registrados todos os valores de potência ( $P_{bike}$ ) e cadência por segundo, através de *software* compatível com o ciclo ergômetro (Wattbike Expert®, versão 4.0.0). As mudanças de velocidade na esteira ergométrica ( $V_{run}$ ), bem como a distância e tempo de teste, foram registradas pelos pesquisadores em relatório. A esteira ergométrica foi configurada com inclinação de 1% (Inbramed®, Super ATL Model). Uma vez que a corrida na esteira ergométrica e na pista tem níveis similares de atividade eletromiográfica (DARENDELI; ERTAN; ENOKA, 2023), foi escolhida a esteira ergométrica para obter maior precisão dos valores de EMG e maior controle da velocidade durante os testes de contrarrelógio. Foi feita a combinação de 40 km de ciclismo, e 10 km de corrida, correspondente a distância destas modalidades no triatlo olímpico (BENTLEY et al., 2002).

FIGURA 4 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DURANTE PROTOCOLO CONTRARRELÓGIO



FONTE: Próprio autor (2024).

### 3.5 PROTOCOLO DE FADIGA NEUROMUSCULAR

Todos os testes de fadiga neuromuscular foram realizados com os participantes sentados em uma cadeira customizada, na qual a perna direita foi

posicionada com as articulações do quadril e joelho em ângulo de 90°. No tornozelo direito usou-se uma tornozeleira de tamanho ajustável, fixa na célula de carga para medida da CVIM dos extensores do joelho. A perna esquerda também foi posicionada com as articulações do quadril e joelho em ângulo de 90°. O pé foi posicionado acima de um pedal customizado, fixo sobre uma célula de carga que mede a força da flexão plantar durante a CVIM.

FIGURA 5 – MODELO DA CADEIRA



FONTE: Próprio autor (2024).

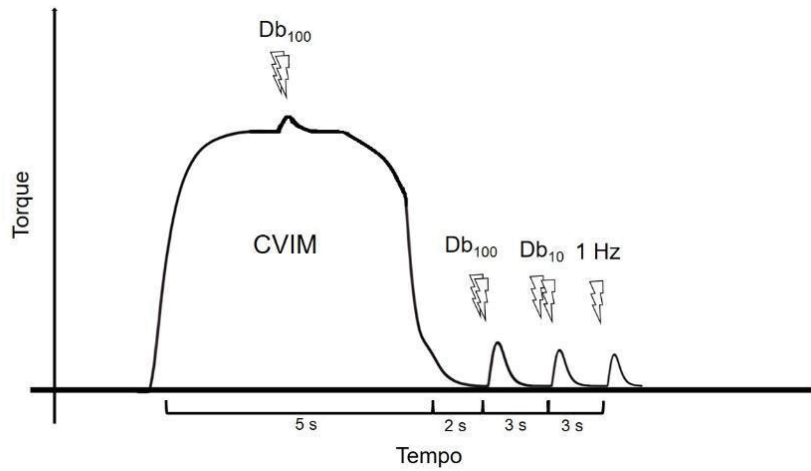
Dois eletrodos monopolares (Ambu Neuroline 715) foram fixados no participante: um no triângulo inguinal próximo ao quadril (cátodo) e outro no sulco posterior glúteo (ânodo), para eletroestimulação do nervo femoral. Da mesma forma, foi colocado um eletrodo monopolar na fossa poplíteia (cátodo) e outro sobre o maléolo medial da tíbia (ânodo), para realizar a eletroestimulação do nervo tibial posterior. Os estímulos elétricos foram aplicados usando um estimulador elétrico de canal simples (Neuro-IOM 9-channel). A localização do cátodo foi determinada ao aplicar-se estímulos percutâneos únicos no nervo femoral e nervo tibial anterior, até a detecção do maior pico de torque e amplitude da onda M do VL e SOL. Para a determinação da intensidade ótima de estimulação, foram aplicados estímulos únicos de duração de 1000  $\mu$ s, começando com 30 mA e aumentando 10 mA a cada 30 segundos, até que os valores de torque e amplitude da onda M chegassem a um platô. A intensidade da estimulação durante os testes de fadiga neuromuscular foi determinada como 120%

do valor da onda M máxima para cada participante, de modo a evitar que os valores de fadiga periférica fossem subestimados (NEYROUD et al., 2014).

Os estímulos elétricos aplicados durante os testes de fadiga neuromuscular foram: estímulo único de 1 Hz ( $Q_{tw,pot}$  e  $T_{tw,pot}$ ), estímulos duplos de alta frequência, de 100 Hz ( $Q_{Db100}$  e  $T_{Db100}$ ), e estímulos duplos de baixa frequência, de 10 Hz ( $Q_{Db10}$  e  $T_{Db10}$ ) (ANDRADE et al., 2023; MILLET et al., 2011). Foi feito um aquecimento padronizado, consistindo em contrações submáximas a 50, 70, 80 e 100% do máximo em ambas as pernas. Após a realização do aquecimento, se iniciou o protocolo de testes de fadiga neuromuscular, onde realizou-se duas CVIM para o QUAD ( $Q_{CVIM}$ ) e duas para FLEX ( $F_{CVIM}$ ). Cada CVIM teve duração de 5 segundos, com intervalos de 5 segundos entre as pernas. Após o protocolo de fadiga neuromuscular no relaxamento, foi feita a medida na outra perna imediatamente após. A sequência inicial de CVIM (QUAD ou FLEX) foi contrabalanceada.

A determinação da fadiga neuromuscular foi feita através de um estímulo duplo de alta frequência (Db100), durante o platô de torque na CVIM (SHIELD; ZHOU, 2004). Após a CVIM, com a musculatura em estado relaxado, aplicou-se outro estímulo duplo de alta frequência (Db100), um de baixa frequência (Db10) e um estímulo único (1 Hz). Os estímulos na musculatura relaxada começaram 2 segundos após a CVIM, com intervalo de 3 segundos entre cada estímulo. O maior valor de CVIM foi considerado para análise, assim como as respostas de eletroestimulação correspondente à maior CVIM (KRÜGER et al., 2019).

FIGURA 6 – PROTOCOLO DE ELETROESTIMULAÇÃO NA MEDIDA NEUROMUSCULAR.



FONTE: Próprio autor (2024).

O nível de AV foi determinado através da técnica de *twitch interpolation*, que consiste na razão entre o valor sobreposto por estímulo duplo de alta frequência (Db100) durante a CVIM, e o pico potencializado por estímulo de Db100 no músculo relaxado (MERTON, 1954). Foi calculado o nível de AV para o QUAD ( $Q_{AV}$ ) e FLEX ( $F_{AV}$ ). Para calcular a AV utilizou-se a equação de Strojnik e Komi (1998), uma vez que esta pode ser usada quando o estímulo é aplicado no pico de torque, e também fora do pico de torque, contendo uma correção:

$$AV (\%) = \left[ 1 - \left[ \frac{D \times \left( \frac{F_{Estimulo}}{F_{Max}} \right)}{Db100} \right] \right] \times 100,$$

em que D é a amplitude de torque antes do Db100 sobreposto e o torque máximo alcançado após a aplicação do Db100 sobreposto; Festímulo é o valor de torque alcançado logo a aplicação do Db100 sobreposto; Fmax é a força máxima alcançada durante toda a contração; e Db100 é o valor obtido com uma estimulação dupla de alta frequência na musculatura em estado relaxado (STROJNIK; KOMI, 1998; VENANCIO-DALLAN et al., 2023). No presente estudo, a fadiga neuromuscular de ambos os músculos foi caracterizada pela redução da CVIM, a fadiga periférica

pela redução do torque no estímulo único de 1Hz, e a fadiga central pela redução na ativação voluntária.

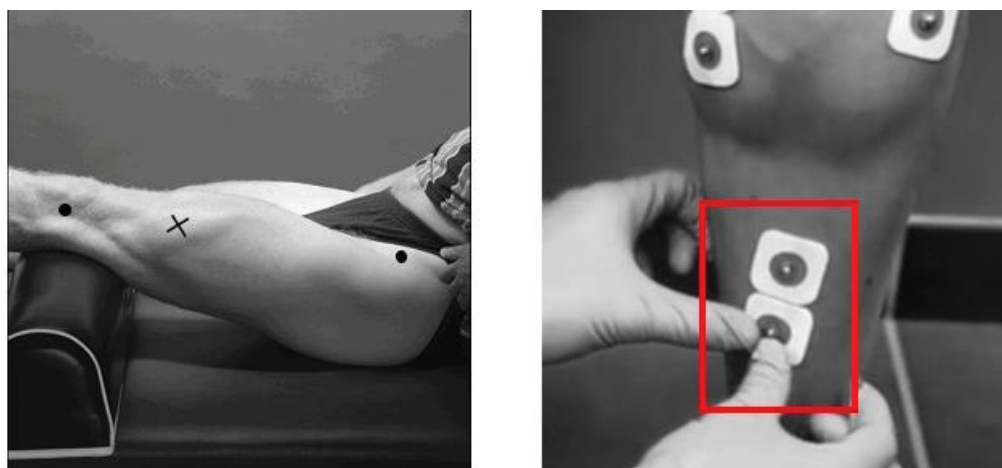
### 3.6 ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

Para a medida da atividade eletromiográfica (EMG) durante os testes de fadiga neuromuscular e testes contrarrelógio, foi feita a tricotomia e limpeza da pele com álcool para garantir que a impedância da pele estivesse abaixo de 15 k $\Omega$  (VAN VUGT; VAN DIJK, 2001).

A localização dos eletrodos foi baseada nas recomendações do SENIAM (*Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) e o trabalho de Rozand e colaboradores (2015). O músculo VL teve eletrodos colocados à 2/3 da linha da espinha ilíaca anterior superior ao lado lateral da patela. Já o SOL teve os eletrodos posicionados a 2/3 da linha entre o côndilo medial do fêmur e o maléolo medial. Esse posicionamento no SOL foi feito abaixo da inserção do gastrocnêmio para assegurar que não houvesse interferência no sinal de EMG (ROZAND et al., 2015). O eletrodo de referência foi fixado na patela. Os eletrodos para medidas da fadiga neuromuscular foram posicionados no VL direito e SOL esquerdo, enquanto os eletrodos para medidas de EMG durante os testes de contrarrelógio foram posicionados no VL esquerdo e SOL direito. Essa escolha de posicionamento se deve ao modelo da cadeira usada para medidas de fadiga neuromuscular (FIG. 6).

Todos os eletrodos foram fixados com fita médica transparente hipoalergênica (TransporeMR®, 3M do Brasil) para evitar deslocamentos durante os testes.

FIGURA 7 - RECOMENDAÇÕES DE POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS.



FONTE: SENIAM (adaptado) e Rozand et al., 2015 (adaptado).

Para medir a atividade eletromiográfica durante os testes de fadiga neuromuscular utilizou-se de eletrodos bipolares com hidrogel adesivo de 10 mm de diâmetro e 20 mm de distância inter-eletrodo (Kendall®, Medi-trace). Os dados de eletromiografia foram gravados usando sistema EMG de 8 canais (EMG system do Brasil®, Modelo 830C). Cada sinal de EMG foi coletado durante quatro CVIM, de maneira contínua a uma taxa de amostragem de 2000 Hz, e os dados foram armazenados em um computador para análise *off-line*. O sinal de EMG foi filtrado usando um filtro passa faixa de 4ª ordem com resposta tipo *Butterworth*, de frequência de corte inferior de 30 Hz, e frequência de corte superior de 400 Hz (MERLETTI, 2018). Com este sinal, foi calculada a amplitude da onda M durante o estímulo único (ROZAND et al., 2015). Todas as análises foram feitas através de rotinas customizadas de *MatLab* (MathWorks, 2021).

Para a medida da atividade eletromiográfica durante os testes contrarrelógio foram utilizados sensores de EMG sem fio com acelerometria embutida (Delsys®, Trigno Research+). A escolha desses sensores se deve à capacidade de coletar sinais de EMG retirando os ruídos causados pelo movimento de cabeamentos, assim como a oportunidade de dividir os sinais de ciclismo e corrida em fases, através dos sinais de acelerometria. Cada sensor de EMG contém quatro eletrodos (5 × 1 mm) com orientação 2 × 2 cada. Durante os testes contrarrelógio, os sinais de EMG e acelerometria foram coletados simultaneamente no segundo minuto, e a cada 10% da distância total do teste contrarrelógio de ciclismo e corrida, totalizando 10 conjuntos de sinais eletromiográficos para o ciclismo e 10 conjuntos para a corrida.

Para determinar as fases do ciclo da pedalada, fixou-se dois eletrodos sem fio com acelerômetro embutido na parte inferior do pedal. Para dividir as fases do ciclo da marcha, o eletrodo sem fio com acelerômetro foi posicionado a 2-3 centímetros abaixo do côndilo lateral do joelho (DARENDELI; ERTAN; ENOKA, 2023; SELLES et al., 2005).

Para as medidas de EMG durante os testes contrarrelógio foi usada uma taxa de amostragem de 1924 Hz, enquanto a aceleração foi coletada à 192 Hz, devido às limitações do eletrodo. Após a coleta, os dados foram armazenados em um computador para análise *off-line*. Ambos os sinais passaram por um processo de reamostragem (*resampling*) para 1000 Hz. Primeiramente, no sinal de EMG foi aplicado filtro passa faixa de 4ª ordem com resposta tipo *Butterworth*, frequência de

corte inferior de 30 Hz, e frequência de corte superior de 400 Hz (MERLETTI, 2018) para retirada de interferências. Além disso, também foi aplicado um filtro passa-baixa de 2ª ordem com resposta tipo *Butterworth* com frequência de corte em 5 Hz, para suavização do sinal eletromiográfico (ABBISS et al., 2008). O sinal de acelerometria passou por um filtro passa baixa de 2ª ordem com resposta tipo *Butterworth*, com frequência de corte de 60 Hz (DARENDELI; ERTAN; ENOKA, 2023; OLIVEIRA et al., 2016).

Para parear o sinal de EMG com o sinal de acelerometria no ciclismo, cada ciclo do pedal foi identificado a partir do ponto de menor aceleração negativa no eixo Z ou eixo vertical (*i.e.*, *downward stroke*), e também do ponto de menor aceleração positiva no eixo Z (*i.e.*, *upward stroke*). Para tal, os dados de aceleração no eixo Z foram derivados, transformando-os em dados de arranque (*jerk*). Posteriormente, foram encontrados os picos de arranque e feito o janelamento do ciclo entre cada pico, contendo valores de EMG.

O mesmo processo foi feito durante a corrida, cada passada foi identificada pelo contato com o solo a partir do valor máximo de aceleração no eixo Z (SELLES et al., 2005; SMOLIGA et al., 2010). Foi utilizado um limiar de aceleração, cada valor acima de dois desvios padrão dos níveis basais (aceleração na fase de balanço e fase aérea do ciclo da marcha) foi delimitador de uma janela, ou uma passada.

Foram usadas 30 rotações do pedal e 30 passadas de maneira consecutiva, identificados por meio das medidas de acelerômetro. Cada um dos ciclos foi normalizado pelo tempo, através da média móvel de 201 pontos para cada ciclo (DARENDELI; ERTAN; ENOKA, 2023).

Em seguida, foi calculada a raiz quadrada da média dos quadrados (*root mean square* - RMS) para todos os 30 ciclos durante os testes de contrarrelógio. Por fim, calculou-se a média de todos os ciclos dos sinais de EMG por distância de cada teste para o respectivo grupamento muscular, VL (VL%CVIMRMS) e SOL (S%CVIMRMS) em ambos os exercícios. Todas as análises foram feitas através de rotinas customizadas de *MatLab* (MathWorks, 2021).

### 3.7 PERCEPÇÃO DE ESFORÇO

A escala CR-10 foi usada para verificar o nível de esforço global (BORG, 1998; PAGEAUX, 2016) e local (*i.e.*, no QUAD ou nos FLEX) (JAMESON; RING, 2000)

(ANEXO 4). A CR-10 é uma escala numérica que avalia a percepção de esforço, que varia de 0 (“sem nenhum esforço”) a 10 (“esforço máximo possível”), podendo ter valores acima de 10, no qual o participante pode estimar seu esforço considerado “máximo absoluto”. Durante as visitas de familiarização, a Escala de Esforço Percebido de Borg (CR-10) foi apresentada para cada participante através de instruções padronizadas (BORG, 1998) (ANEXO 3). A escolha do valor 10 na escala foi feita através de ancoragem por memória, na qual o participante busca a maior percepção de esforço em sua memória e a utiliza para relativizar os esforços na escala. A ancoragem por memória foi realizada na primeira visita e reforçada na segunda e terceira visitas. Durante a terceira visita, foi aplicada a escala de CR-10 durante o teste de contrarrelógio no início, a cada 10% da distância do teste de contrarrelógio e, logo após o término do teste.

### 3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi feito o teste de normalidade de Shapiro-Wilk e homogeneidade de Levene para as medidas de PC e  $P_{bike}$ , e VC e  $V_{run}$ , então foi utilizado um teste t dependente para avaliar se houve diferenças entre as médias destas medidas. O presente estudo utilizou um modelo linear misto para determinar as diferenças entre os grupamentos nas diferentes fases do teste combinado de ciclismo e corrida. O modelo linear misto vem sendo utilizado em pesquisas na área das ciências do exercício físico, especialmente quando se trata de dados de medidas repetidas (NEWANS et al., 2022). Uma das vantagens do modelo linear misto é a possibilidade de trabalhar com dados distribuídos de maneira não-Gaussiana, diferentemente da estatística paramétrica (WILKINSON; MAZZO; FEENEY, 2023). Valores de significância (p) dos efeitos foram descritos para comparar as médias dos grupos musculares a cada instante do teste, utilizando o ajuste de Bonferroni.

Para verificar se houve mudança na intensidade dos exercícios em relação à distância percorrida de cada teste, foi feita uma análise de modelo linear misto utilizando um efeito fixo - distância do teste (0-100% da distância dos exercícios). Foram utilizadas as variáveis  $P_{bike}$  e  $V_{run}$ . Para determinar o desenvolvimento da fadiga neuromuscular durante a combinação de ciclismo e corrida, foram utilizados dois efeitos fixos - instante do teste (PRÉ, TRAN, APÓS) e grupo muscular (QUAD e FLEX). Os interceptos e inclinações por participantes foram alocados como efeitos

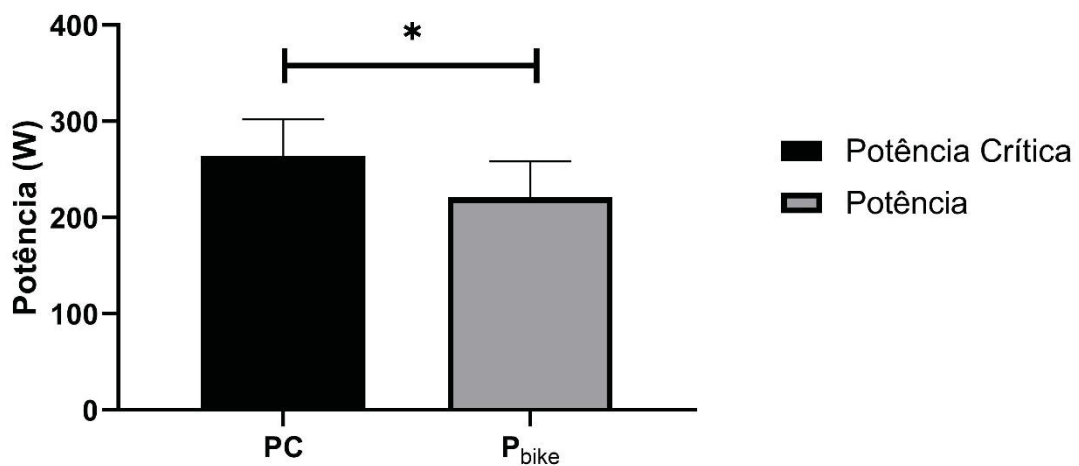
aleatórios. Todas as variáveis de fadiga neuromuscular foram expressas em porcentagem de mudança do instante PRÉ para a realização da estatística devido à discrepância entre os valores absolutos das medidas neuromusculares do QUAD e FLEX, que originalmente já seriam diferentes significativamente. As variáveis dependentes adicionadas ao modelo foram: AV, Db100, Db10:100, Tw.pot, CVIM e onda M. Para verificar se houveram diferenças no sinal de atividade eletromiográfica entre músculos durante a realização das modalidades foram realizadas duas análises de modelos mistos: a primeira com dois efeitos fixos – distância do teste (0-100% da distância dos exercícios) e grupo muscular (VL e SOL); e a segunda análise também com dois efeitos fixos – exercício (ciclismo ou corrida) e grupo muscular (VL e SOL). Os interceptos e inclinações por participantes foram alocados como efeitos aleatórios. As variáveis de atividade eletromiográfica foram:  $EMG_{CVIMRMS}$  e % mudança do primeiro km. As medidas de percepção de esforço foram analisadas utilizando do modelo linear misto com dois efeitos fixos: modalidade e distância. Os interceptos e inclinações por participantes foram alocados como efeitos aleatórios. Foram analisadas as variáveis de CR-10 global, CR-10 QUAD e CR-10 FLEX. O teste *post hoc* de Bonferroni foi utilizado para encontrar onde ocorreram as diferenças e calculado o *d* de Cohen utilizando as medidas absolutas, assumindo o tamanho de efeito pequeno ( $<0,2$ ), médio (0,5) e grande ( $>0,8$ ) (COHEN, 1988; NAKAGAWA; CUTHILL, 2007). Foi calculado o Coeficiente de Correlação de Pearson (*r*) para as medidas de EMG do VL e SOL, e medidas de CR-10 do QUAD e FLEX. Todos os dados foram analisados no software estatístico Jamovi (versão 2.3.28), com um nível de significância de 5%. Os dados foram apresentados em média  $\pm$  desvio padrão, e intervalo de confiança de 95% (IC 95%) para as diferenças entre condições.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA, POTÊNCIA/VELOCIDADE CRÍTICA E DESEMPENHO.

Todos os participantes avaliados ( $n = 11$ ) completaram os testes e foram incluídos nos resultados. A média de experiência no triatlo foi de  $2,57 \pm 2,7$  anos, no ciclismo de  $5,58 \pm 4,28$  anos; e na corrida de  $5,05 \pm 3,48$  anos. A média de sessões semanais de treinamento foi de  $10,40 \pm 5,07$ . A  $P_{bike}$  foi de  $221 \pm 37,4$  W ( $84 \pm 7,58$  % da PC), sendo inferior à média da PC ( $264$  W  $\pm 39,9$ ) ( $t = 20,50$ ;  $p < 0,001$ ; FIG. 8). Adicionalmente, a  $P_{bike}$  se manteve relativamente estável durante o ciclismo (FIG. 9).

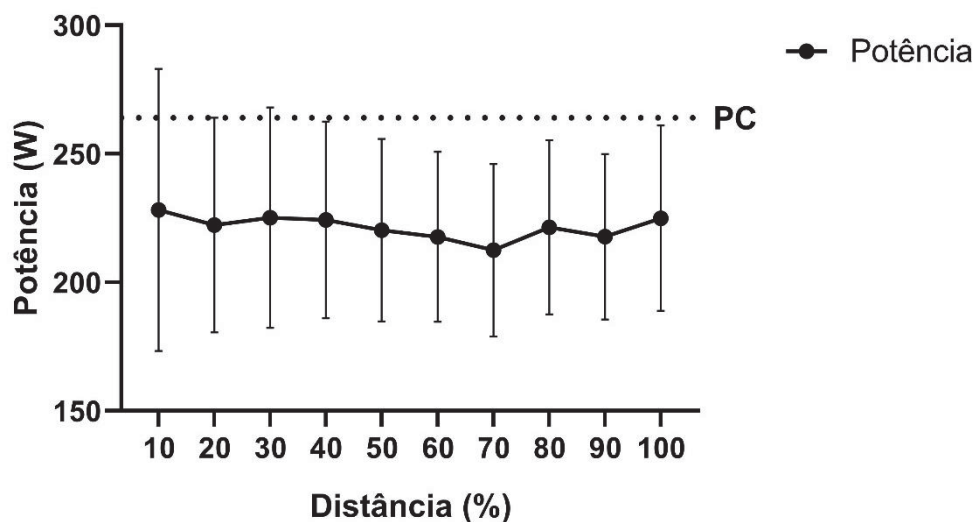
FIGURA 8 - POTÊNCIA CRÍTICA E POTÊNCIA DURANTE O CICLISMO ( $n = 11$ ).



FONTE: Próprio autor (2024).

LEGENDA: Potência crítica e potência média durante o ciclismo em média e intervalo de confiança de 95%. \* Diferença significativa entre os valores de PC e potência durante o ciclismo ( $p < 0,001$ ).

FIGURA 9 - DISTRIBUIÇÃO DA POTÊNCIA DURANTE TODO O CICLISMO (n = 11).

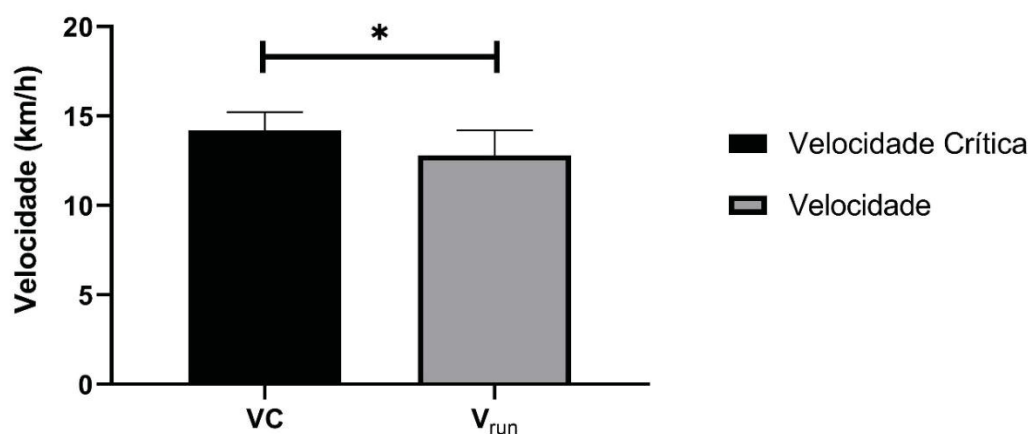


FONTE: Próprio autor (2024).

LEGENDA: Potência média e intervalos de confiança de 95% à cada 4 km (10%) do ciclismo. A linha pontilhada representa a potência crítica.

A média de velocidade durante a corrida foi de  $12,80 \pm 1,4$  km/h ( $90 \pm 6,9$  % da VC), isto é, menor que a VC durante toda a prova (12,8 vs. 14,2 km/h) ( $t = 15,70$ ;  $p < 0,001$ ) (FIG. 10). O primeiro quilômetro foi mais lento ( $12,10 \pm 1,33$ ) quando comparado com o resto da prova ( $p < 0,03$ ). Do 2º ao 9º quilômetro a velocidade de corrida foi similar. Entretanto, houve um aumento significativo da velocidade do 9º para o 10º quilômetro (de  $13,10 \pm 1,26$  para  $13,70 \pm 1,26$  km/h) (FIG. 11).

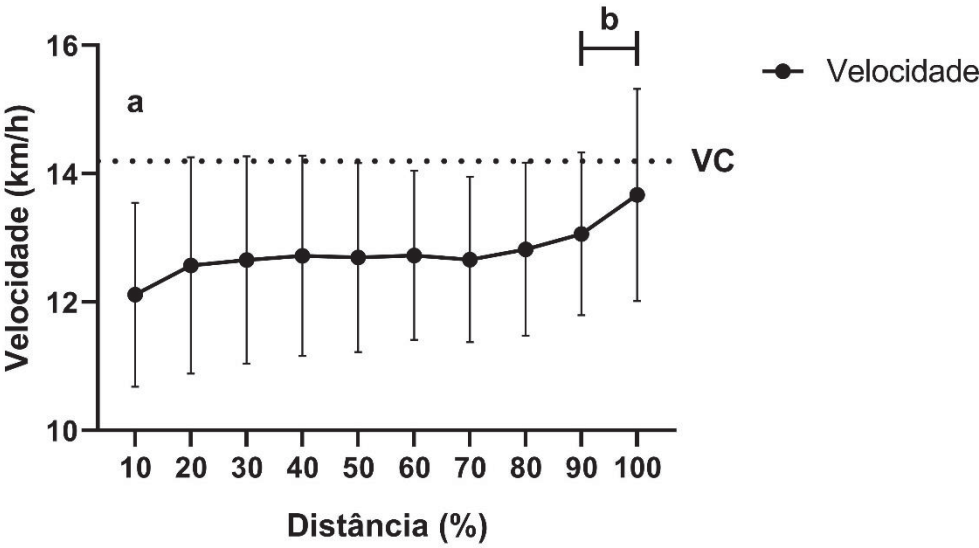
FIGURA 10 - VELOCIDADE CRÍTICA E VELOCIDADE DURANTE A CORRIDA (n = 11).



FONTE: Próprio autor (2024).

LEGENDA: Velocidade crítica e velocidade média durante a corrida em média e intervalo de confiança de 95%. \* Diferença significativa entre os valores de PC e velocidade durante a corrida ( $p < 0,001$ ).

FIGURA 11 - DISTRIBUIÇÃO DA VELOCIDADE DURANTE TODO O CICLISMO (n = 11).



FONTE: Próprio autor (2024).

LEGENDA: Velocidade média e intervalos de confiança de 95 % à cada 1 km (10%) da corrida. A linha pontilhada representa a velocidade crítica. a Diferente de todos os outros instantes ( $p < 0,03$ ). b Diferença entre as distâncias ( $p < 0,001$ ).

TABELA 1– DESEMPENHO DOS PARTICIPANTES NAS AVALIAÇÕES DE PC, VC E COMBINAÇÃO CICLISMO CORRIDA (n = 11)..

|                                | Média ± DP          | IC 95%   |          |
|--------------------------------|---------------------|----------|----------|
|                                |                     | Inferior | Superior |
| Sessões de treino por semana   | 10,36 ± 5,06        | 7,37     | 13,35    |
| PC (W)                         | 264 ± 39,90         | 237      | 291      |
| W' (J)                         | 15816 ± 4441        | 12833    | 18800    |
| VC (km/h)                      | 14,20 ± 1,12        | 13,50    | 15       |
| D' (m)                         | 133 ± 60            | 93,10    | 174      |
| Desempenho Ciclismo (hh:mm:ss) | 01:03:02 ± 00:04:21 | 01:00:07 | 01:05:57 |
| Primeira transição (hh:mm:ss)  | 00:01:44 ± 00:00:21 | 00:45:22 | 00:51:47 |
| Desempenho Corrida (hh:mm:ss)  | 00:48:34 ± 00:04:47 | 00:01:30 | 00:01:58 |
| Segunda transição (hh:mm:ss)   | 00:01:56 ± 00:00:16 | 00:01:46 | 00:02:07 |
| Consumo de carboidratos (g)    | 45,50 ± 36,80       | 20,80    | 70,30    |
| Consumo de água (mL)           | 1409 ± 535          | 1050     | 1769     |

FONTE: Próprio autor (2024).

## 4.2 FADIGA NEUROMUSCULAR

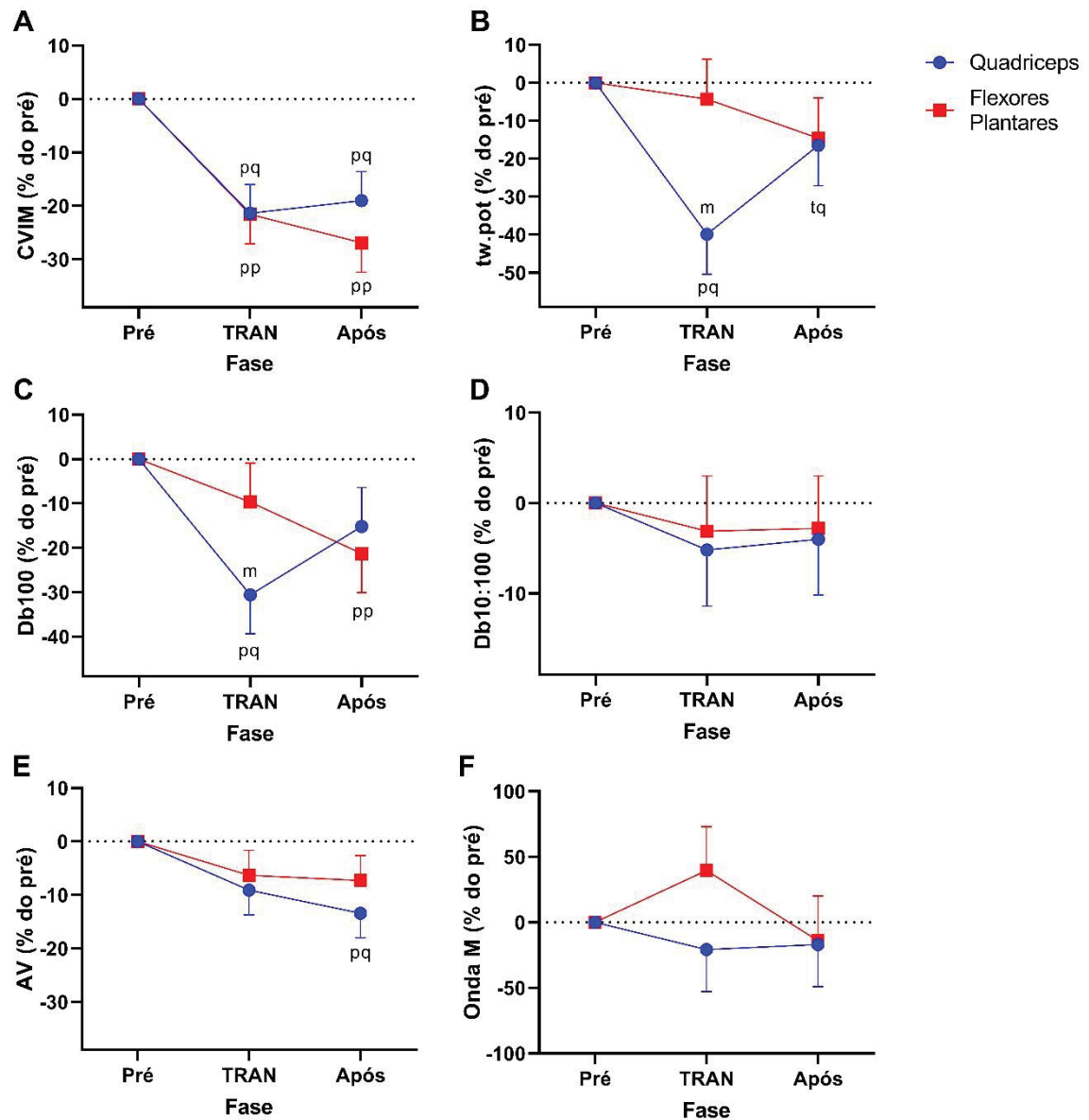
Ambos os músculos diminuíram a CVIM do instante PRÉ para o instante TRAN (QUAD: -21%;  $t = 7,1$ ;  $p < 0,001$ ; FLEX: -22%;  $t = 7,2$ ;  $p < 0,001$ ). Além de ocorrer diminuição do instante PRÉ para o instante APÓS para ambos (QUAD: -19%;  $t = 6,4$ ;  $p < 0,001$ ; FLEX: -27%;  $t = 9,0$ ;  $p < 0,001$ ; FIG. 12, A). Entretanto, não houve diferença significativa da CVIM entre músculos no instante TRAN o instante APÓS.

O Q<sub>tw.pot</sub> teve redução entre o PRÉ e o TRAN (-40%;  $t = 5,4$ ;  $p < 0,001$ ;  $d = 1,43$ ). Houve recuperação do Q<sub>tw.pot</sub> do instante TRAN ao APÓS (23%;  $t = 3,2$ ;  $p = 0,04$ ;  $d = 0,21$ ). Os valores de Q<sub>tw.pot</sub> não tiveram diferença entre os instantes PRÉ e APÓS ( $t = 2,2$ ;  $p = 0,444$ ). Não houve diferença no T<sub>tw.pot</sub> entre os instantes PRÉ, TRAN e APÓS. No instante TRAN, foi encontrado maior nível de fadiga periférica, relativo ao instante PRÉ no QUAD (-40%) que nos FLEX (-4%;  $t = 4,8$ ;  $p < 0,001$ ;  $d = 1,93$ ).

O Q<sub>Db100</sub> diminuiu do instante PRÉ para o TRAN (-30%;  $t = 4,9$ ;  $p < 0,001$ ;  $d = 1,32$ ), e não recuperou do instante TRAN ao APÓS ( $p = 0,242$ ) (FIG. 12, C). Não houve diferença no Q<sub>Db100</sub> entre os instantes PRÉ e APÓS ( $p = 0,275$ ). O T<sub>Db100</sub> diminuiu apenas do instante PRÉ para o APÓS (-21%;  $t = 3,4$ ;  $p = 0,018$ ;  $d = 1,30$ ). Novamente no instante TRAN, foi encontrada uma diferença nos valores de Q<sub>Db100</sub> e F<sub>Db100</sub> (-31 vs. -10%) ( $t = 3,4$ ;  $p = 0,022$ ;  $d = 1,35$ ). Para a razão Db10:100 não houve diferença entre os músculos e em relação ao tempo (FIG. 12, D).

Foi encontrada uma diminuição do Q<sub>AV</sub> apenas entre o instante PRÉ e APÓS (-13%;  $t = 4,295$ ;  $p = 0,001$ ;  $d = 1,21$ ), sem diferença de Q<sub>AV</sub> do instante PRÉ para o TRAN (-9%;  $p = 0,079$ ). Na medida de T<sub>AV</sub> não foram detectadas diferenças entre os instantes. Não houve diferença nas medidas de AV entre músculos. As medidas de onda M não tiveram diferenças entre instantes e entre músculos.

FIGURA 12 - MEDIDAS DE FADIGA NEUROMUSCULAR NO QUAD E FLEX (n = 11).



FONTE: Próprio autor (2024).

Legenda: mudanças em relação ao instante pré para os músculos QUAD e FLEX, descritos como média e intervalo de confiança de 95 %, contendo os valores de contração voluntária isométrica máxima (CVIM, A), pulso único (tw.pot, B), pulso duplo de alta frequência (Db100, C), razão de pulsos de baixa e alta frequência (Db10:100, D), nível de ativação voluntária (AV, E) e amplitude onda M (Onda M, F) após a combinação de ciclismo (TRAN) e corrida (Após). pq Diferente do instante pré para o QUAD ( $p < 0,001$ ). pp Diferente do instante pré para a FLEX ( $p < 0,001$ ). tq Diferente do instante TRAN para o QUAD ( $p < 0,001$ ). m Diferença entre os músculos no mesmo instante ( $p < 0,001$ ).

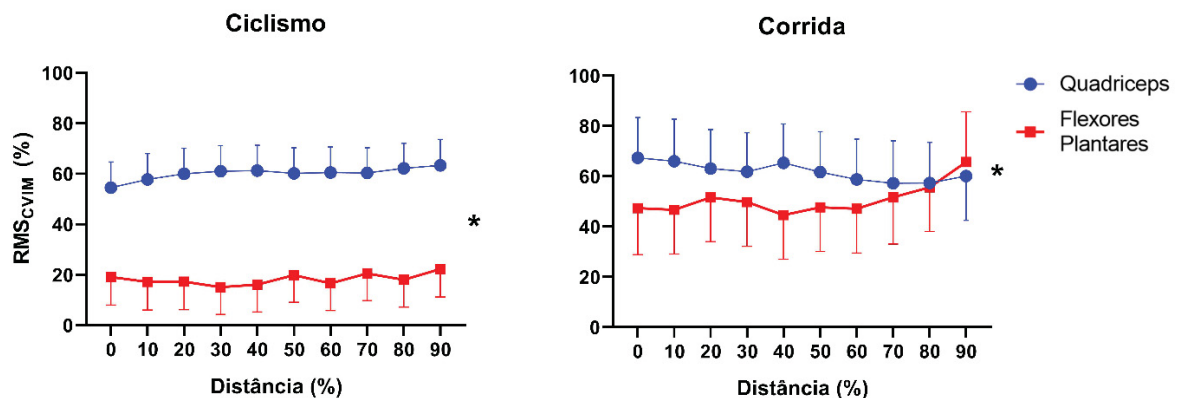
### 4.3 ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

Durante o ciclismo, as médias de  $Q_{EMG}$  e  $S_{EMG}$  (60 vs. 18%  $CVIM_{RMS}$ ,  $n = 10$ ) foram diferentes ( $p < 0,001$ ;  $d = 6,7$ ). Em todos os quilômetros do ciclismo o  $Q_{EMG}$  foi maior que o  $S_{EMG}$  (FIG. 13). Foram mantidas relativamente estáveis as medidas de  $Q_{EMG}$  e  $S_{EMG}$  ao longo do ciclismo.

Durante a corrida, foi encontrada uma diferença entre as médias de  $Q_{EMG}$  e  $S_{EMG}$  (62 vs. 51%  $CVIM_{RMS}$ ) ( $p < 0,001$ ;  $d = 1,8$ ). Porém, não foram identificadas diferenças ao comparar  $Q_{EMG}$  e  $S_{EMG}$  a cada quilômetro da corrida. Também não houve alteração nas medidas de  $Q_{EMG}$  e  $S_{EMG}$  em relação a distância percorrida (FIG. 13).

Ao comparar os valores do VL entre o ciclismo e a corrida, não foi encontrada uma diferença no sinal eletromiográfico ( $p = 0,99$ ). Por outro lado, os valores de EMG do SOL na corrida foram maiores que durante o ciclismo (33%;  $t = 12,6$ ,  $p < 0,001$ ,  $d = 6,9$ ).

FIGURA 13 - MEDIDAS DE ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA NO VASTO LATERAL E SÓLEO DURANTE A COMBINAÇÃO CICLISMO-CORRIDA ( $n = 10$ ).



FONTE: Próprio autor (2024).

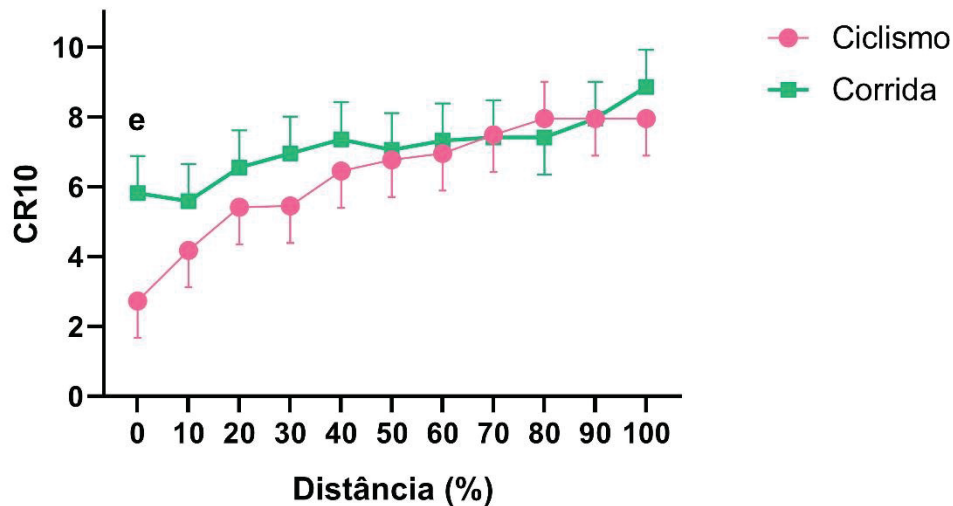
Legenda: Valores de média e intervalo de confiança de 95 % para eletromiografia, normalizada pelo valor de RMS de uma CVIM para o VL e SOL, para medidas no ciclismo e corrida. \* Diferença entre as médias dos músculos ( $p < 0,001$ ).

### 4.4 PERCEPÇÃO DE ESFORÇO

A percepção de esforço geral foi maior nos instantes iniciais da corrida ( $5,82 \pm 1,57$ ) quando comparada com o ciclismo ( $2,73 \pm 1,57$ ) ( $t = 7,1$ ;  $p < 0,001$ ) (FIG. 14).

Entretanto, essa diferença na percepção de esforço geral não foi encontrada durante o restante das provas de ciclismo e corrida.

FIGURA 14 - PERCEPÇÃO DE ESFORÇO GERAL DURANTE O CICLISMO E CORRIDA (n = 11).

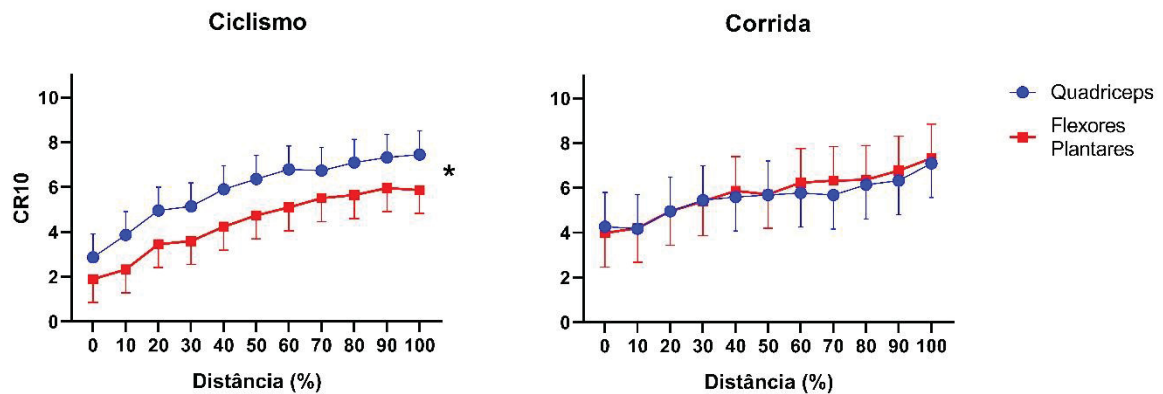


FONTE: Próprio autor (2024).

Legenda: Média e intervalo de confiança de 95 % para medida de percepção de esforço global dividida a cada 4 km no ciclismo (10%) e 1 km na corrida (10%). <sup>e</sup> diferença entre modalidades na distância zero ( $p < 0,001$ ).

Para a percepção de esforço local no ciclismo, a média foi maior no QUAD quando comparado com os FLEX ( $5,86 \pm 0,38$  vs.  $4,39 \pm 0,38$ ). Em todos os quilômetros da prova de ciclismo, a percepção de esforço local do QUAD foi maior que dos FLEX ( $p < 0,001$ ) (FIG. 15). Por outro lado, na corrida, a percepção de esforço local não teve diferenças significativas entre os dois grupamentos musculares, ocorrendo uma sobreposição dos valores de EMG de VL e SOL.

FIGURA 15 - PERCEPÇÃO DE ESFORÇO LOCAL DE DIFERENTES MÚSCULOS DURANTE O CICLISMO E CORRIDA (n = 11).



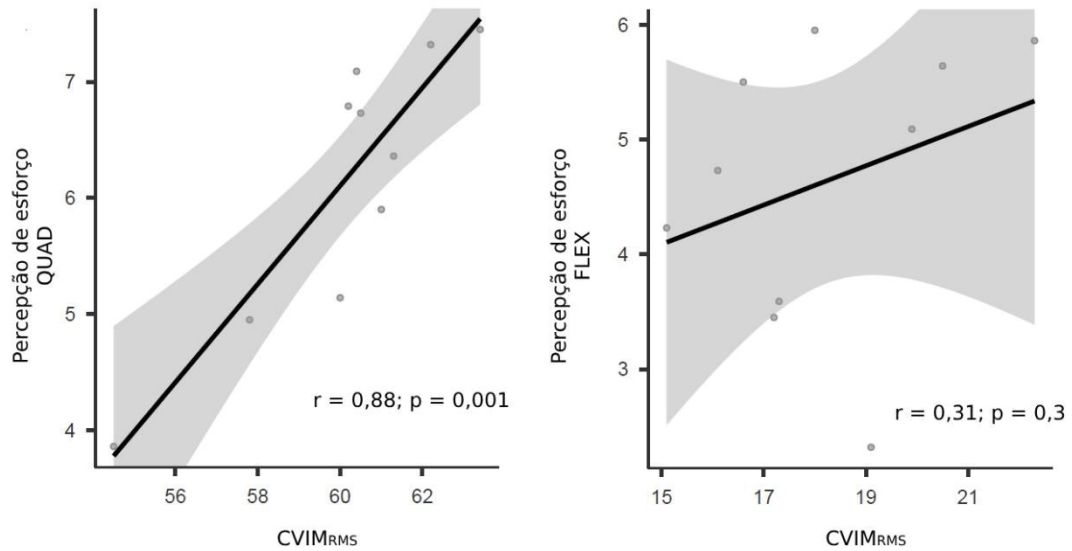
FONTE: Próprio autor (2024).

Legenda: Média e intervalo de confiança de 95 % para medida de percepção de esforço local dividida a cada 4 km no ciclismo (10%) e 1 km na corrida (10%) com medidas durante o ciclismo e corrida. † Diferença na distância percorrida ( $p < 0,001$ ). \* Diferença entre as médias dos músculos ( $p < 0,001$ ).

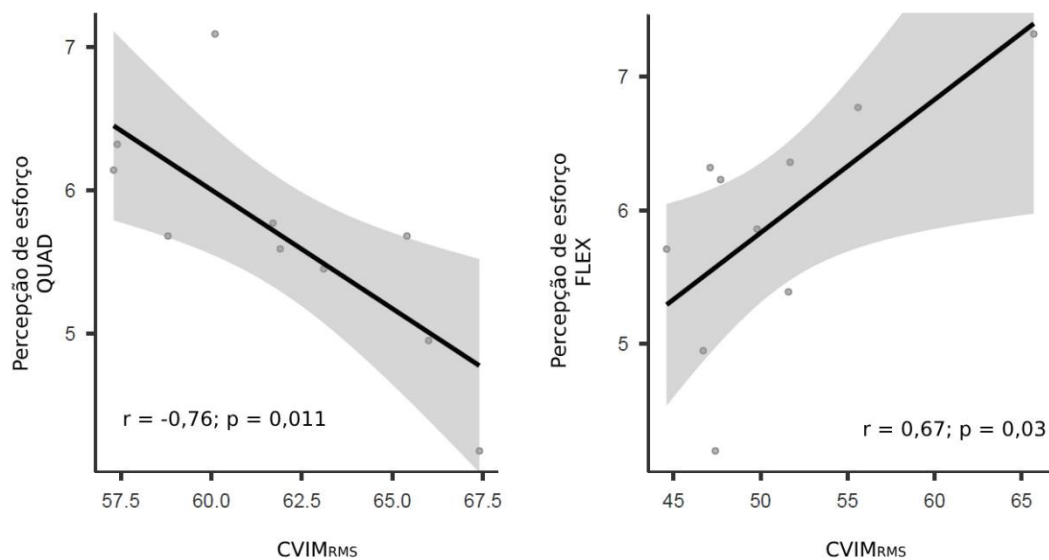
Durante o ciclismo, houve uma associação positiva muito forte entre o sinal de EMG do VL e a percepção de esforço local do QUAD ( $r = 0,88$ ;  $p = 0,001$ ) (FIG. 16). Porém, não houve associação entre EMG do SOL e a percepção de esforço local dos FLEX durante o ciclismo ( $r = 0,31$ ;  $p = 0,3$ ) (FIG. 16). Na corrida, houve forte associação negativa entre o sinal do EMG do VL e a percepção de esforço do QUAD ( $r = -0,76$ ;  $p = 0,011$ ) (FIG. 16) e associação positiva forte entre o EMG do SOL e percepção de esforço local dos FLEX ( $r = 0,67$ ;  $p = 0,03$ ) (FIG. 16).

FIGURA 16 - CORRELAÇÃO ENTRE ELETROMIOGRAFIA E PERCEÇÃO DE ESFORÇO LOCAL DURANTE A COMBINAÇÃO CICLISMO-CORRIDA.

### CICLISMO



### CORRIDA



FONTE: Próprio autor (2024).

Legenda: Correlação entre valores de eletromiografia normalizada pelo RMS da contração voluntária isométrica máxima (CVIM<sub>RMS</sub>) e percepção de esforço local medida pela escala CR-10, contendo os valores de QUAD e FLEX no ciclismo (superior), e QUAD e FLEX na corrida (inferior).

## 5 DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi comparar a fadiga neuromuscular do quadríceps femoral e flexores plantares na combinação ciclismo-corrida. O principal achado foi que houve diminuição da contração voluntária máxima após o ciclismo e manutenção desses valores após a corrida. Confirmando parcialmente a hipótese previamente estabelecida, os níveis de fadiga periférica do QUAD foram maiores após o ciclismo que a corrida, porém os níveis dos FLEX não tiveram diferenças entre modalidades. Apenas no QUAD houve aumento cumulativo de fadiga central após o ciclismo e após a corrida, enquanto os músculos dos FLEX não tiveram fadiga central. Estes resultados podem ser explicados pelo nível de ativação dos músculos durante o ciclismo e a corrida medida pelo EMG. O VL apresentou maior valor de EMG que o SOL durante o ciclismo, enquanto na corrida houve similaridade entre os músculos. Em adição, as medidas de percepção de esforço local se comportaram de maneira similar às medidas de EMG para o ciclismo e a corrida.

No presente estudo, a intensidade relativa à PC e VC durante o ciclismo e a corrida foi similar (84 vs. 90%, respectivamente), ambas no domínio de intensidade pesado (GAESSER; POOLE, 1996). Essa similaridade na intensidade relativa durante a combinação sequencial ciclismo-corrida é semelhante com estudo em que ambos os exercícios foram feitos abaixo do ponto de compensação respiratório (ANDRADE et al., 2023). Embora seja discutível o uso intercambiável do ponto de compensação respiratório e da PC/VC (BROXTERMAN et al., 2015; GALÁN-RIOJA et al., 2020), ambos os estudos realizaram o exercício no domínio de intensidade pesado. Portanto, as diferenças entre músculos no desenvolvimento da fadiga neuromuscular, periférica e central que ocorrem durante a combinação ciclismo-corrida não podem ser influenciadas pela intensidade do exercício, uma vez que esta foi similar em ambos os exercícios.

Conforme hipotetizado, após o ciclismo, houve diferença na redução entre Qtw.pot (-40%) e Ttw.pot (-4%). Esses resultados se assemelham a estudos que verificaram grande magnitude da fadiga periférica no QUAD após ciclismo (BROWNSTEIN et al., 2022; LEPERS et al., 2002; THOMAS et al., 2015; WÜTHRICH; EBERLE; SPENGLER, 2014). Embora o Ttw.pot não tenha reduzido significativamente após 40 km de ciclismo no presente estudo, a magnitude observada se aproxima de valores já encontrados com ciclismo até a exaustão (-6%) (GIRARD;

RACINAIS, 2014). Possivelmente, estas diferenças na magnitude da fadiga periférica entre músculos após o ciclismo podem ser explicadas pela contribuição de cada musculatura para o movimento. De fato, durante o ciclismo há grande produção de força pelo QUAD (HUG; DOREL, 2009), enquanto o SOL apenas transfere a força até a manivela (FREGLY; ZAJAC, 1996). Os resultados sugerem o VL com maior atividade eletromiográfica que o SOL durante o ciclismo (60 vs. 18%  $RM_{SCVIM}$ ) (FIG. 13). Portanto, a maior demanda mecânica imposta no QUAD, aumentando sua contribuição no ciclismo, causa uma maior magnitude de fadiga periférica, enquanto os FLEX não têm desenvolvimento de fadiga periférica devido a menor demanda mecânica durante o exercício.

Após a corrida, o Q<sub>tw</sub>.pot retornou para níveis similares ao instante PRÉ. A fadiga periférica do QUAD teve recuperação quase completa ao realizar 10 km de corrida, mesmo obtendo elevado nível de fadiga periférica após o ciclismo. Resultados similares foram observados após a combinação ciclismo-corrida (PAGEAUX; THEUREL; LEPERS, 2017) e triatlo olímpico (ANDRADE et al., 2023). Contudo, o T<sub>tw</sub>.pot no instante APÓS não teve diferença significativa em relação ao PRÉ ou TRAN. Embora não significativo no presente estudo, o aumento no nível da fadiga periférica nos FLEX após a corrida (15%) teve magnitude similar ao encontrado após teste contrarrelógio de 5 km (15%) (GIRARD et al., 2012) e 4 h de corrida em esteira (13%) (MARTIN et al., 2010). Contrário ao esperado, os resultados de EMG durante a corrida demonstraram que a contribuição de cada músculo para a especificidade da prova não se inverteu do ciclismo para a corrida, embora exista diferença na mecânica muscular de cada exercício. Houve uma semelhança entre os valores de EMG do VL e SOL durante a corrida (FIG. 13), com os valores do VL se mantendo em níveis similares ao ciclismo (Ciclismo: 60 vs. Corrida: 62%  $RM_{SCVIM}$ ), e os valores do SOL aumentaram em relação ao ciclismo (33% de aumento). Possivelmente, a fadiga periférica nos 10 km de corrida após o ciclismo foi influenciada pelo tipo de contração feita pelos músculos QUAD e FLEX. Durante a corrida, o QUAD contrai de maneira excêntrica, atenuando as forças de impacto com o solo (HAMNER; DELP, 2013; HAMNER; SETH; DELP, 2010), enquanto o SOL utiliza de ações excêntricas e concêntricas para reutilizar a energia elástica e aumentar a economia do movimento (KOMI, 2000; NOVACHECK, 1998). De fato, contrações excêntricas causam menos fadiga periférica que ações concêntricas e isométricas (DUCROCQ et al., 2023; TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2018). Além disso, exercícios com o ciclo alongamento-

encurtamento muscular produzem fadiga em menor magnitude durante atividades submáximas de longa duração, como na corrida (MARTIN et al., 2010), do que em atividades até a exaustão (KUITUNEN et al., 2004). Portanto, a recuperação da fadiga periférica do QUAD e ausência de fadiga periférica nos FLEX após a corrida não ocorre por uma diminuição na contribuição do QUAD e aumento na contribuição dos FLEX no deslocamento da corrida, mas possivelmente pela mudança no tipo de contração de ambos os músculos para ações em que há menor desenvolvimento da fadiga periférica.

Uma segunda possível explicação é que a dinâmica de fadiga periférica no QUAD e FLEX durante a combinação de ciclismo-corrida pode ocorrer devido a quantidade total de massa muscular ativa no exercício (*i.e.*, quantidade de músculos do corpo todo que são usados para o movimento). Evidências demonstram que exercícios com menor quantidade total de massa muscular ativa tem maior magnitude de fadiga periférica que exercícios com maior massa muscular ativa (ROSSMAN et al., 2014; THOMAS; GOODALL; HOWATSON, 2018). Esse fenômeno é encontrado tanto em comparações de exercícios isolados com exercícios de corpo inteiro (ROSSMAN et al., 2012), comparação de ciclismo com uma e duas pernas (ZHANG et al., 2021, 2024), e ao comparar ciclismo e corrida (BROWNSTEIN et al., 2022). A quantidade de oxigênio consumido por todas as musculaturas ativas durante os exercícios, que é menor no ciclismo comparado com a corrida, parece ser a explicação para essa diferença de fadiga periférica (CARTER et al., 2000; JONES; MCCONNELL, 1999). Assim, quanto maior a quantidade de músculos envolvidos no exercício, maior é a quantidade de oxigênio consumido e, de maneira relativa, menor é a proporção que um único músculo consome de oxigênio, diminuindo o seu nível de fadiga periférica (JONES; MCCONNELL, 1999). A atividade eletromiográfica também pode ser interpretada como uma medida representativa da contribuição e trabalho realizado pelo músculo, e quando o trabalho é aumentado, maior o consumo de oxigênio (BARCLAY, 2022). No presente estudo, durante o ciclismo, a atividade eletromiográfica foi maior no VL que no SOL, enquanto durante a corrida não existiu essa diferença entre os músculos. Dessa forma, o VL ter maior sinal de EMG que o SOL durante o ciclismo, possivelmente reflete em maior consumo de oxigênio desse músculo, e por consequência acumulando mais metabólitos e desenvolvendo mais fadiga periférica que o SOL (BROWNSTEIN et al., 2022). Durante a corrida, o consumo total de oxigênio é maior devido ao aumento do número de músculos

consumindo  $O_2$  (JONES; MCCONNELL, 1999). Nessa situação, o SOL apresenta maior atividade eletromiográfica na corrida em relação ao ciclismo, representando maior trabalho durante a corrida. Por outro lado, a EMG do VL se mantém igual na corrida em relação ciclismo. Embora ações excêntricas tenham menores valores de EMG que ações concêntricas (DUCROCQ et al., 2023; TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2018), tal resultado não foi encontrado no presente estudo, reforçando a possibilidade de que a mudança no tipo de ação muscular é responsável pela recuperação de fadiga periférica no QUAD durante a combinação ciclismo-corrida. Portanto, a quantidade total de massa muscular ativa, combinada com o tipo de contração muscular sendo feita durante o exercício podem ser responsáveis pela dinâmica de fadiga periférica que ocorre durante a combinação sequencial de ciclismo-corrida.

De maneira similar ao Qtw.pot, a medida de QDb100 teve uma queda e recuperação no instante TRAN e APÓS, respectivamente. Esse comportamento condiz com os resultados de QDb100 durante um triatlo olímpico, embora exista diferença da magnitude após o ciclismo (-31 vs. -20% do instante PRÉ) e na recuperação após a corrida (-15 vs. -2% do instante PRÉ) (ANDRADE et al., 2023). A medida de TDb100 teve queda pronunciada após a corrida (21% do PRÉ). Esse comportamento foi distinto ao encontrado após *sprints* repetidos, nos quais não foi encontrada diferença na medida de TDb100 após a corrida (RAMPININI et al., 2014). Entretanto, *sprints* repetidos e exercício contínuo diferem em intensidade e duração, modificando a liberação de  $K^+$  e alterando a resposta de Db100 (BLACK et al., 2017; MILLET et al., 2011), logo diferenças no comportamento devem ser interpretadas com cautela. Não foi encontrada nenhuma diferença após ciclismo e após corrida em relação aos valores basais para as medidas de razão QDb10:100 e TDb10:100. Essa manutenção na medida de Db10:100 no QUAD e FLEX condiz com valores encontrados após triatlo olímpico (ANDRADE et al., 2023), 3 h de ciclismo (BROWNSTEIN et al., 2022) e 3 a 5 h corrida (BROWNSTEIN et al., 2022; MARTIN et al., 2010; PLACE et al., 2004). De fato, a razão Db10:100 é mais estável que outras medidas de fadiga (MARTIN et al., 2004). Além disso, destaca-se que as medidas de onda M não se modificaram durante a combinação ciclismo-corrida, embora seja uma medida com o mesmo significado fisiológico que o Db100 (TOMAZIN; SARABON; STROJNIK, 2008). Logo, durante a combinação ciclismo-corrida, as diferentes dinâmicas de aumento e recuperação da fadiga periférica de QUAD e FLEX ocorrem por alterações na propagação de potenciais de ação nos túbulos t, distal à membrana

sarcoplasmática (TOMAZIN; SARABON; STROJNIK, 2008), uma vez que há alteração no Db100, mas não na onda M. Além disso, a manutenção das medidas de Db10:100 indicam que não houve alterações na capacidade de liberação do  $\text{Ca}^{2+}$  pelo retículo sarcoplasmático.

A percepção de esforço global teve comportamento diferente entre os exercícios, entretanto houve diferença apenas no início de cada exercício, com a corrida iniciando com maiores valores ( $5,82 \pm 1,69$ ) que o ciclismo ( $2,75 \pm 1,69$ ). Quando exercícios iniciam com indução prévia de fadiga neuromuscular, a percepção de esforço global inicial é mais elevada do que em condição prévia de repouso, porém, existe a estabilização desses valores após poucos minutos (DE MORREE; MARCORA, 2013). Mesmo com comportamentos distintos durante o início, os valores de percepção de esforço global estabilizaram até o fim do ciclismo ( $7,95 \pm 1,69$ ) e corrida ( $8,86 \pm 1,69$ ). Estes valores são próximos aos encontrados na literatura após teste de contrarrelógio de 40 km de ciclismo (SWART et al., 2009), após 10 km de corrida (BERTUZZI et al., 2014), 45 minutos de ciclismo prévio a corrida (BONACCI et al., 2013), e após triatlo olímpico completo (OLCINA et al., 2018). Conclui-se que a combinação de exercícios impõe uma percepção de esforço global contínua, permitindo que seja feito o controle da intensidade para evitar exaustão prematura (DE ALMEIDA AZEVEDO et al., 2019). Esse fato é mais perceptível no ciclismo, onde a percepção de esforço global após 40 km no triatlo é menor que testes de mesma distância feitos isoladamente (SWART et al., 2009). Portanto, existe maior controle dos esforços durante a combinação ciclismo-corrida, chegando a valores próximos do máximo nos instantes finais do ciclismo, utilizando da transição para recuperar-se parcialmente, e finalizando a corrida realizando maior esforço que no ciclismo.

Adicionalmente, a percepção de esforço local teve comportamento distinto entre o ciclismo e corrida (FIG. 15). Durante todo o ciclismo, a percepção de esforço no QUAD foi maior quando comparada com os FLEX, enquanto essa diferença desaparece durante a corrida. Observa-se também que a percepção de esforço local teve correlação com os sinais de eletromiografia (FIG. 16). Uma vez que a percepção de esforço é determinada por sinais de *feedforward* (BERGEVIN et al., 2023; MARCORA, 2009; MARCORA; BOSIO; DE MORREE, 2008), os resultados do presente estudo podem, em parte, ser úteis na elucidação desse mecanismo. Durante o ciclismo, a forte relação encontrada entre o sinal de EMG do VL e percepção de esforço local do QUAD reforça a maior contribuição do QUAD para a propulsão.

Enquanto a falta de relação entre o sinal de EMG do SOL e percepção de esforço dos FLEX durante o ciclismo (FIG. 16) reflete a baixa contribuição do SOL durante este exercício. Na corrida, houve forte relação negativa entre EMG do VL e percepção de esforço local do quadríceps. Possivelmente, ao sair do ciclismo para a corrida, o VL tem maior magnitude de EMG no início da corrida, devido ao exercício anterior, e essa magnitude diminui conforme o exercício progride (HAUSSWIRTH et al., 2000). Entretanto, a percepção de esforço local aumenta, pois o sinal eferente, embora diminua em menor magnitude, continua a ser enviado para as áreas somatossensoriais durante a corrida. Isso possivelmente pode explicar as mudanças na coordenação dos membros inferiores durante os primeiros quilômetros da corrida feita após ciclismo (WEICH et al., 2022). Por fim, existe forte correlação positiva entre o sinal de EMG do SOL e a percepção de esforço local dos FLEX durante a corrida (FIG. 16). Isso ocorre devido ao aumento na contribuição do SOL para a propulsão do movimento, evidenciado pelo aumento na magnitude de EMG do SOL que ocorre do ciclismo para a corrida (FIG. 13). Portanto, reforça-se que a percepção de esforço local é determinada por *feedforward*, onde comandos do sistema nervoso central são enviados tanto para a ação muscular, quanto para as áreas somatossensoriais.

Entende-se que o presente estudo não foi realizado em condições similares ao triatlo ou duatlo, devido à retirada da natação e realização dos exercícios em laboratório. Entretanto, a fadiga neuromuscular dos membros inferiores durante a natação parece ser irrelevante para o principal fenômeno testado, que é o aumento e recuperação da fadiga periférica no QUAD durante a combinação ciclismo-corrida. Logo, foi escolhido pela retirada da natação. Embora o exercício no ambiente laboratorial limita o impacto da variação de terreno, presença de competidores e intempéries do ambiente (e.g., vento, chuva, sol extremo) sobre o desempenho dos participantes, no ambiente laboratorial permite-se maior controle sobre o tempo de transição entre exercício e teste de fadiga neuromuscular, intensidade de cada exercício e captação de sinais de EMG durante o exercício, que são pontos centrais para a pergunta do presente trabalho. Por fim, foi decidido que a estratégia nutricional de cada participante seria livre e autosselecionada, apenas com a medida da quantidade ingerida durante toda a atividade. A média de consumo de carboidratos de aproximadamente durante 2 h de exercício foi de 45,5 g (TABELA 1), coincidindo com os valores recomendados para atividades de longa duração (JEUKENDRUP,

2014). Logo, o consumo foi similar às recomendações, reduzindo a chance de alterações de fadiga central e periférica por fatores nutricionais.

## 6 CONCLUSÃO

A dinâmica de desenvolvimento e recuperação da fadiga neuromuscular no quadríceps durante a combinação de ciclismo e corrida independe do que ocorre nos flexores plantares. Em ambos os músculos a fadiga neuromuscular teve comportamento similar, apesar da maior contribuição do sóleo durante a corrida em comparação com o ciclismo, exemplificado pelo sóleo tendo maior atividade eletromiográfica e os flexores plantares com maior percepção de esforço na corrida que no ciclismo. Portanto, a contribuição específica de cada grupamento muscular para a realização do exercício não é determinante na dinâmica de desenvolvimento e recuperação da fadiga neuromuscular durante a combinação ciclismo-corrida.

## REFERÊNCIAS

- ABBISS, C. R. et al. Effect of carbohydrate ingestion and ambient temperature on muscle fatigue development in endurance-trained male cyclists. **Journal of Applied Physiology**, v. 104, n. 4, p. 1021–1028, 2008.
- ABBISS, C. R.; LAURSEN, P. . Describing and understanding pacing strategies. **Sports Medicine**, v. 38, n. 3, p. 239–252, 2008.
- ALLEN, D. G.; LAMB, G. D.; WESTERBLAD, H. Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. **Physiological Reviews**, v. 88, n. 1, p. 287–332, jan. 2008.
- AMANN, M. Central and Peripheral Fatigue. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 43, n. 11, p. 2039–2045, nov. 2011.
- ANDRADE, V. F. D. S. et al. Complete recovery of quadriceps muscle peripheral fatigue after running in Olympic, but not Sprint, triathlon. **European Journal of Sport Science**, v. 23, n. 6, p. 885–895, 3 jun. 2023.
- AOYAGI, A.; ISHIKURA, K.; NABEKURA, Y. Exercise Intensity during Olympic-Distance Triathlon in Well-Trained Age-Group Athletes: An Observational Study. **Sports**, v. 9, n. 2, p. 18, 21 jan. 2021.
- AZEVEDO, R. D. A. et al. Time Course of Performance Fatigability during Exercise below, at, and above the Critical Intensity in Females and Males. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 54, n. 10, p. 1665–1677, out. 2022.
- AZEVEDO, R. DE A. et al. Fatigue development and perceived response during self-paced endurance exercise: state-of-the-art review. **European Journal of Applied Physiology**, v. 121, n. 3, p. 687–696, 2021.
- BARCLAY, C. J. A century of exercise physiology: key concepts in muscle energetics. **European Journal of Applied Physiology**, n. 0123456789, 2022.
- BEHRENS, M. et al. Fatigue and Human Performance: An Updated Framework. **Sports Medicine**, n. 0123456789, 18 out. 2022.
- BELTMAN, J. G. M. et al. Metabolic cost of lengthening, isometric and shortening contractions in maximally stimulated rat skeletal muscle. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 182, n. 2, p. 179–187, 2004.
- BENTLEY, D. J. et al. Specific aspects of contemporary triathlon: Implications for physiological analysis and performance. **Sports Medicine**, v. 32, n. 6, p. 345–359, 2002.

- BERGEVIN, M. et al. Pharmacological Blockade of Muscle Afferents and Perception of Effort: A Systematic Review with Meta-analysis. **Sports Medicine**, v. 53, n. 2, p. 415–435, 2023.
- BERTUZZI, R. et al. Pacing Strategy Determinants During a 10-km Running Time Trial. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 6, p. 1688–1696, jun. 2014.
- BIJKER, K. E.; DE GROOT, G.; HOLLANDER, A. P. Differences in leg muscle activity during running and cycling in humans. **European journal of applied physiology**, v. 87, n. 6, p. 556–61, 1 out. 2002.
- BLACK, M. I. et al. Muscle metabolic and neuromuscular determinants of fatigue during cycling in different exercise intensity domains. **Journal of Applied Physiology**, v. 122, n. 3, p. 446–459, 1 mar. 2017.
- BLAKE, O. M.; CHAMPOUX, Y.; WAKELING, J. M. Muscle Coordination Patterns for Efficient Cycling. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 44, n. 5, p. 926–938, maio 2012.
- BONACCI, J. et al. Rating of perceived exertion during cycling is associated with subsequent running economy in triathletes. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 16, n. 1, p. 49–53, 2013.
- BORG, G. Borg's perceived exertion and pain scales. **Human Kinetics**, n. July 1998, p. 111, 1998.
- BROWNSTEIN, C. G. et al. Disparate Mechanisms of Fatigability in Response to Prolonged Running versus Cycling of Matched Intensity and Duration. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 54, n. 5, p. 872–882, maio 2022.
- BROXTERMAN, R. M. et al. The relationship between critical speed and the respiratory compensation point: Coincidence or equivalence. **European Journal of Sport Science**, v. 15, n. 7, p. 631–639, 2015.
- BURNLEY, M.; VANHATALO, A.; JONES, A. M. Distinct profiles of neuromuscular fatigue during muscle contractions below and above the critical torque in humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 2, p. 215–223, 15 jul. 2012.
- CARTER, H. et al. Oxygen uptake kinetics in treadmill running and cycle ergometry: a comparison. **Journal of Applied Physiology**, v. 89, n. 3, p. 899–907, 1 set. 2000.
- CLOS, P. et al. Concentric versus eccentric cycling at equal power output or effort perception: Neuromuscular alterations and muscle pain. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 32, n. 1, p. 45–59, 26 jan. 2022.

COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. Second ed. [s.l: s.n.].

DARENDELI, A.; ERTAN, H.; ENOKA, R. M. Comparison of EMG Activity in Leg Muscles between Overground and Treadmill Running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 55, n. 3, p. 517–524, mar. 2023.

DAVIS, J. M. Central and peripheral factors in fatigue. **Journal of Sports Sciences**, v. 13, n. January 2015, p. S49–S53, 1995.

DE ALMEIDA AZEVEDO, R. et al. Characterization of performance fatigability during a self-paced exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 127, n. 3, p. 838–846, 2019.

DE LUCA, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135–163, maio 1997.

DE MORREE, H. M.; MARCORA, S. M. Effects of isolated locomotor muscle fatigue on pacing and time trial performance. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 9, p. 2371–2380, 2013.

DUCROCQ, G. P. et al. The Role of Contraction Mode in Determining Exercise Tolerance, Torque-Duration Relationship, and Neuromuscular Fatigue. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. Publish Ah, n. February, 24 fev. 2023.

DUGAN, S. A.; BHAT, K. P. Biomechanics and analysis of running gait. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 16, n. 3, p. 603–621, 2005.

ENOKA, R. M. Mechanisms of muscle fatigue: Central factors and task dependency. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 5, n. 3, p. 141–149, 1995.

ENOKA, R. M.; DUCHATEAU, J. Translating fatigue to human performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 48, n. 11, p. 2228–2238, 2016.

FIGUEIREDO, P. et al. Upper- and lower-limb muscular fatigue during the 200-m front crawl. **Applied Physiology, Nutrition and Metabolism**, v. 38, n. 7, p. 716–724, 2013.

FITTS, R. H. Cellular mechanisms of muscle fatigue. **Physiological Reviews**, v. 74, n. 1, p. 49–94, 1 jan. 1994.

FONDA, B.; SARABON, N. Biomechanics of Cycling. **Sport Science Review**, v. 19, n. 1–2, 2012.

- FREGLY, B. J.; ZAJAC, F. E. A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 1, p. 81–90, jan. 1996.
- GAESSER, G. A.; POOLE, D. C. The Slow Component of Oxygen Uptake Kinetics in Humans. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 24, p. 35–70, 1996.
- GALÁN-RIOJA, M. Á. et al. Relative Proximity of Critical Power and Metabolic/Ventilatory Thresholds: Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Medicine**, v. 50, n. 10, p. 1771–1783, 2020.
- GANDEVIA, S. C. Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. **Physiological Reviews**, v. 81, n. 4, p. 1725–1789, 10 jan. 2001.
- GIRARD, O. et al. Alteration in neuromuscular function after a 5 km running time trial. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 6, p. 2323–2330, 20 jun. 2012.
- GIRARD, O.; RACINAIS, S. Combining heat stress and moderate hypoxia reduces cycling time to exhaustion without modifying neuromuscular fatigue characteristics. **European Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 7, p. 1521–1532, 2014.
- HAMNER, S. R.; DELP, S. L. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 4, p. 780–787, 2013.
- HAMNER, S. R.; SETH, A.; DELP, S. L. Muscle contributions to propulsion and support during running. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 14, p. 2709–2716, out. 2010.
- HAUSSWIRTH, C. et al. Evolution of electromyographic signal, running economy, and perceived exertion during different prolonged exercises. **International Journal of Sports Medicine**, v. 21, n. 6, p. 429–436, 2000.
- HILL, D. W. The Critical Power Concept. **Sports Medicine**, v. 16, n. 4, p. 237–254, 1993.
- HOLLIDAY, W. et al. Cycling: joint kinematics and muscle activity during differing intensities. **Sports Biomechanics**, v. 00, n. 00, p. 1–15, 2019.
- HOLLIDAY, W.; SWART, J. A Dynamic Approach to Cycling Biomechanics. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 33, n. 1, p. 1–13, 2022.
- HUG, F.; DOREL, S. Electromyographic analysis of pedaling: A review. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 2, p. 182–198, abr. 2009.
- HUNTER, S. K. Performance fatigability: Mechanisms and task specificity. **Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine**, v. 8, n. 7, p. 1–21, 2018.

HUREAU, T. J. et al. On the role of skeletal muscle acidosis and inorganic phosphates as determinants of central and peripheral fatigue: A <sup>31</sup>P-MRS study.

**The Journal of Physiology**, v. 0, p. 1–13, 2 jun. 2022.

IANNETTA, D. et al. Neuromuscular and perceptual mechanisms of fatigue accompanying task failure in response to moderate-, heavy-, severe-, and extreme-intensity cycling. **Journal of Applied Physiology**, v. 133, n. 2, p. 323–334, 1 ago. 2022.

JAMESON, C.; RING, C. Contributions of local and central sensations to the perception of exertion during cycling: Effects of work rate and cadence. **Journal of Sports Sciences**, v. 18, n. 4, p. 291–298, 2000.

JEUKENDRUP, A. A step towards personalized sports nutrition: Carbohydrate intake during exercise. **Sports Medicine**, v. 44, n. SUPPL.1, 2014.

JONES, A. M. et al. Muscle metabolic responses to exercise above and below the “critical power” assessed using <sup>31</sup>P-MRS. **American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology**, v. 294, n. 2, p. R585–R593, 15 fev. 2008.

JONES, A. M. et al. The maximal metabolic steady state: redefining the ‘gold standard’. **Physiological Reports**, v. 7, n. 10, p. 1–16, 2019.

JONES, A. M.; MCCONNELL, A. M. Effect of exercise modality on oxygen uptake kinetics during heavy exercise. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 80, n. 3, p. 213–219, jul. 1999.

KOMI, P. V. Stretch-shortening cycle: A powerful model to study normal and fatigued muscle. **Journal of Biomechanics**, v. 33, p. 1197–1206, 2000.

KORDI, M.; MENZIES, C.; GALBRAITH, A. Comparison of critical speed and d’ derived from 2 or 3 maximal tests. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 14, n. 5, p. 685–688, 2019.

KRÜGER, R. L. et al. Fatigue and recovery measured with dynamic properties versus isometric force: Effects of exercise intensity. **Journal of Experimental Biology**, v. 222, n. 9, 2019.

KUITUNEN, S. et al. Voluntary activation and mechanical performance of human triceps surae muscle after exhaustive stretch-shortening cycle jumping exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v. 91, n. 5–6, p. 538–544, 2004.

- KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P. V. Changes in muscle activity with increasing running speed. **Journal of Sports Sciences**, v. 23, n. 10, p. 1101–1109, out. 2005.
- LANCHA JUNIOR, A. H. et al. Nutritional Strategies to Modulate Intracellular and Extracellular Buffering Capacity During High-Intensity Exercise. **Sports Medicine**, v. 45, n. S1, p. 71–81, 9 nov. 2015.
- LEPERS, R. et al. Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 4, p. 1487–1493, 1 abr. 2002.
- MANN, R. A.; HAGY, J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 8, n. 5, p. 345–350, 23 set. 1980.
- MARCORA, S. Perception of effort during exercise is independent of afferent feedback from skeletal muscles, heart, and lungs. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 6, p. 2060–2062, jun. 2009.
- MARCORA, S. M.; BOSIO, A.; DE MORREE, H. M. Locomotor muscle fatigue increases cardiorespiratory responses and reduces performance during intense cycling exercise independently from metabolic stress. **American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology**, v. 294, n. 3, p. 874–883, 2008.
- MARCORA, S. M.; STAIANO, W. The limit to exercise tolerance in humans: Mind over muscle? **European Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 4, p. 763–770, 2010.
- MARTIN, V. et al. Assessment of low-frequency fatigue with two methods of electrical stimulation. **Journal of Applied Physiology**, v. 97, n. 5, p. 1923–1929, 2004.
- MARTIN, V. et al. Central and peripheral contributions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill run. **Journal of Applied Physiology**, v. 108, n. 5, p. 1224–1233, 2010.
- MCKAY, A. K. A. et al. Defining Training and Performance Caliber: A Participant Classification Framework. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 17, n. 2, p. 317–331, 2022.
- MERCER, J. A. et al. Characteristics of shocks attenuation during fatigued running. **Journal of Sports Sciences**, v. 21, n. 11, p. 911–919, 2003.
- MERLETTI, R. Standards for Reporting EMG Data. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 42, p. I–II, out. 2018.

- MERTON, P. A. Voluntary strength and fatigue. **The Journal of Physiology**, v. 123, n. 3, p. 553–564, 29 mar. 1954.
- MILLET, G. P.; VLECK, V. E. Physiological and biochemical adaptations to the cycle to run transition in Olympic triathlon: Review and practical recommendations for training. **British Journal of Sports Medicine**, v. 34, n. 5, p. 384–390, 2000.
- MILLET, G. P.; VLECK, V. E.; BENTLEY, D. J. Physiological differences between cycling and running: Lessons from triathletes. **Sports Medicine**, v. 39, n. 3, p. 179–206, 2009.
- MILLET, G. Y. et al. Electrical stimulation for testing neuromuscular function: from sport to pathology. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 10, p. 2489–2500, 18 out. 2011.
- MORITANI, T. et al. Critical power as a measure of physical work capacity and anaerobic threshold. **Ergonomics**, v. 24, n. 5, p. 339–50, 24 maio 1981.
- MOROUÇO, P. G. et al. Relative Contribution of Arms and Legs in 30 s Fully Tethered Front Crawl Swimming. **BioMed Research International**, v. 2015, p. 1–6, 2015.
- NAKAGAWA, S.; CUTHILL, I. C. Effect size, confidence interval and statistical significance: A practical guide for biologists. **Biological Reviews**, v. 82, n. 4, p. 591–605, 2007.
- NEWANS, T. et al. The Utility of Mixed Models in Sport Science: A Call for Further Adoption in Longitudinal Data Sets. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 17, n. 8, p. 1289–1295, 2022.
- NEYROUD, D. et al. The effect of muscle fatigue on stimulus intensity requirements for central and peripheral fatigue quantification. **European Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 1, p. 205–215, 7 jan. 2014.
- NICOLA, T. L.; JEWISON, D. J. The Anatomy and Biomechanics of Running. **Clinics in Sports Medicine**, v. 31, n. 2, p. 187–201, 2012.
- NOVACHEK, T. F. The biomechanics of running. **Gait & Posture**, v. 7, n. 1, p. 77–95, jan. 1998.
- O'TOOLE, M. L.; DOUGLAS, P. S. Applied Physiology of Triathlon. **Sports Medicine**, v. 19, n. 4, p. 251–267, 1995.
- OLCINA, G. et al. Changes in physiological and performance variables in non-professional triathletes after taking part in an Olympic distance triathlon. **Research in Sports Medicine**, v. 26, n. 3, p. 323–331, 2018.

- OLIVEIRA, A. S. et al. Modular control of treadmill vs overground running. **PLoS ONE**, v. 11, n. 4, p. 1–19, 2016.
- ONEDA, G. et al. Do sex and performance level influences the split time in standard triathlon? **Science & Sports**, p. 2019–2020, set. 2020.
- ORTEGA, J. O. et al. Muscle force, work and cost: A novel technique to revisit the Fenn effect. **Journal of Experimental Biology**, v. 218, n. 13, p. 2075–2082, 2015.
- PAGEAUX, B. Perception of effort in Exercise Science: Definition, measurement and perspectives. **European Journal of Sport Science**, v. 16, n. 8, p. 885–894, 30 nov. 2016.
- PAGEAUX, B.; THEUREL, J.; LEPERS, R. Cycling Versus Uphill Walking: Impact on Locomotor Muscle Fatigue and Running Exercise. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 12, n. 10, p. 1310–1318, 1 nov. 2017.
- PEPPER, M.; HOUSH, T.; JOHNSON, G. The Accuracy of the Critical Velocity Test for Predicting Time to Exhaustion during Treadmill Running. **International Journal of Sports Medicine**, v. 13, n. 02, p. 121–124, 14 fev. 1992.
- PERRY, J. **Gait Analysis, Normal and Pathological Function**. [s.l.: s.n.]. v. 75
- PLACE, N. et al. Time Course of Neuromuscular Alterations during a Prolonged Running Exercise. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 36, n. 8, p. 1347–1356, ago. 2004.
- PLACE, N. et al. Muscle fatigue: From observations in humans to underlying mechanisms studied in intact single muscle fibres. **European Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 1, p. 1–15, 2010.
- POOLE, D. C. et al. Critical power: An important fatigue threshold in exercise physiology. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 48, n. 11, p. 2320–2334, 2016.
- POOLE, D. C. et al. The anaerobic threshold: 50+ years of controversy. **Journal of Physiology**, v. 599, n. 3, p. 737–767, 2021.
- RAASCH, C. C.; ZAJAC, F. E. Locomotor Strategy for Pedaling: Muscle Groups and Biomechanical Functions. **Journal of Neurophysiology**, v. 82, n. 2, p. 515–525, 1 ago. 1999.
- RACINAIS, S. et al. Failed excitability of spinal motoneurons induced by prolonged running exercise. **Journal of Neurophysiology**, v. 97, n. 1, p. 596–603, 2007.

- RAMPININI, E. et al. Peripheral neuromuscular fatigue induced by repeated-sprint exercise: cycling vs. running. **The Journal of sports medicine and physical fitness**, v. 56, n. 1–2, p. 49–59, 2014.
- ROSS, E. Z. et al. Time course of neuromuscular changes during running in well-trained subjects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 42, n. 6, p. 1184–1190, 2010.
- ROSSMAN, M. J. et al. Muscle mass and peripheral fatigue: a potential role for afferent feedback? **Acta Physiologica**, v. 206, n. 4, p. 242–250, dez. 2012.
- ROSSMAN, M. J. et al. The role of active muscle mass in determining the magnitude of peripheral fatigue during dynamic exercise. **American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology**, v. 306, n. 12, p. 934–940, 2014.
- ROZAND, V. et al. Assessment of Neuromuscular Function Using Percutaneous Electrical Nerve Stimulation. **Journal of Visualized Experiments**, v. 2015, n. 103, p. 1–11, 13 set. 2015.
- RYAN, M. M.; GREGOR, R. J. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 2, n. 2, p. 69–80, 1992.
- SALDANHA, A.; NORDLUND EKBLOM, M. M.; THORSTENSSON, A. Central fatigue affects plantar flexor strength after prolonged running. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 18, n. 3, p. 383–388, jun. 2008.
- SANNER, W. H.; HALLORAN, W. D. O. Treatment of Cycling Injuries. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 90, n. 7, p. 354–376, 2000.
- SELLES, R. W. et al. Automated estimation of initial and terminal contact timing using accelerometers; development and validation in transtibial amputees and controls. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 13, n. 1, p. 81–88, 2005.
- SHIELD, A.; ZHOU, S. Assessing Voluntary Muscle Activation with the Twitch Interpolation Technique. **Sports Medicine**, v. 34, n. 4, p. 253–267, 2004.
- SMOLIGA, J. M. et al. Reliability and precision of EMG in leg, torso, and arm muscles during running. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 1, p. e1–e9, 2010.
- STROJNIK, V.; KOMI, P. V. Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 84, n. 1, p. 344–350, 1 jan. 1998.

SUNDBERG, C. W.; FITTS, R. H. Bioenergetic basis of skeletal muscle fatigue.

**Current Opinion in Physiology**, v. 10, p. 118–127, 2019.

SWART, J. et al. Exercising with reserve: Exercise regulation by perceived exertion in relation to duration of exercise and knowledge of endpoint. **British Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 10, p. 775–781, 2009.

TAYLOR, J. L. et al. Neural contributions to muscle fatigue: From the brain to the muscle and back again. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 48, n. 11, p. 2294–2306, 2016.

THOMAS, K. et al. Central and Peripheral Fatigue in Male Cyclists after 4-, 20-, and 40-km Time Trials. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 47, n. 3, p. 537–546, mar. 2015.

THOMAS, K.; GOODALL, S.; HOWATSON, G. Performance Fatigability Is Not Regulated to A Peripheral Critical Threshold. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 46, n. 4, p. 240–246, 2018.

THOMAS, S.; READING, J.; SHEPHARD, R. J. Revision of the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q). **Canadian journal of sport sciences = Journal canadien des sciences du sport**, v. 17, n. 4, p. 338–45, dez. 1992.

THORDARSON, D. B. Running biomechanics. **Clinics in Sports Medicine**, v. 16, n. 2, p. 239–247, 1997.

TILLIN, N. A.; PAIN, M. T. G.; FOLLAND, J. P. Contraction speed and type influences rapid utilisation of available muscle force: Neural and contractile mechanisms. **Journal of Experimental Biology**, v. 221, n. 24, 2018.

TOMAZIN, K.; MORIN, J.-B.; MILLET, G. Y. Etiology of Neuromuscular Fatigue After Repeated Sprints Depends on Exercise Modality. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 12, n. 7, p. 878–885, ago. 2017.

TOMAZIN, K.; SARABON, N.; STROJNIK, V. Myoelectric alterations after voluntary induced high- and low-frequency fatigue. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 7, n. 2, p. 242–248, 2008.

TRISKA, C. et al. A 30-Min Rest Protocol Does Not Affect  $\dot{W}'$ , Critical Power, and Systemic Response. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 53, n. 2, p. 404–412, 2021.

TURPIN, N. A.; WATIER, B. Cycling biomechanics and its relationship to performance. **Applied Sciences (Switzerland)**, v. 10, n. 12, p. 1–15, 2020.

- TWOMEY, R. et al. Neuromuscular fatigue during exercise: Methodological considerations, etiology and potential role in chronic fatigue. **Neurophysiologie Clinique**, v. 47, n. 2, p. 95–110, 2017.
- VAN SCHENAU, G. J. I.; BOBBERT, M. F.; DE HAAN, A. Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle? **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 4, p. 389–496, 1997.
- VAN VUGT, J. P. .; VAN DIJK, J. . A convenient method to reduce crosstalk in surface EMG. **Clinical Neurophysiology**, v. 112, n. 4, p. 583–592, abr. 2001.
- VANHATALO, A.; DOUST, J. H.; BURNLEY, M. Determination of critical power using a 3-min all-out cycling test. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 3, p. 548–555, 2007.
- VAUGHAN, C. L. Theories of bipedal walking: An odyssey. **Journal of Biomechanics**, v. 36, n. 4, p. 513–523, 2003.
- VENANCIO-DALLAN, L. P. et al. The effect of constant load cycling at extreme- and severe-intensity domains on performance fatigability and its determinants in young female. **Science and Sports**, n. xxxx, 2023.
- VIGOTSKY, A. D. et al. Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences. **Frontiers in Physiology**, v. 8, n. JAN, 2018.
- VIITASALO, J. T. et al. Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 124, n. 2, p. 287–293, 1985.
- WEAVIL, J. C.; AMANN, M. Neuromuscular fatigue during whole body exercise. **Current Opinion in Physiology**, v. 10, p. 128–136, 2019.
- WEICH, C. et al. Discovering the sluggishness of triathlon running - using the attractor method to quantify the impact of the bike-run transition. **Frontiers in Sports and Active Living**, v. 4, n. December, p. 1–14, 2022.
- WILKINSON, R. D.; MAZZO, M. R.; FEENEY, D. F. Rethinking the Statistical Analysis of Neuromechanical Data. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 51, n. 1, p. 43–50, 2023.
- WILLIAMS, K. R. The relationship between mechanical and physiological energy estimates. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 17, n. 3, p. 317–25, jun. 1985.

WU, S. S. X. et al. Factors influencing pacing in triathlon. **Open Access Journal of Sports Medicine**, p. 223, set. 2014.

WÜTHRICH, T. U.; EBERLE, E. C.; SPENGLER, C. M. Locomotor and diaphragm muscle fatigue in endurance athletes performing time-trials of different durations. **European Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 8, p. 1619–1633, 2014.

ZHANG, J. et al. Exercising muscle mass influences neuromuscular, cardiorespiratory, and perceptual responses during and following ramp-incremental cycling to task failure. **American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology**, v. 321, n. 2, p. R238–R249, 2021.

ZHANG, J. et al. Performance and perceived fatigability across the intensity spectrum: role of muscle mass during cycling. **American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology**, v. 326, n. 6, p. R472–R483, 1 jun. 2024.

## ANEXO 1 – FICHA DE ANAMNESE

### FICHA DE AVALIAÇÃO

#### ANAMNESE

##### 1. DADOS DE IDENTIFICAÇÃO

|                 |        |                 |
|-----------------|--------|-----------------|
| Código:         |        | Data:    /    / |
| Nasc:    /    / | Idade: |                 |

##### 2. PRÁTICA ESPORTIVA

- a) Anos praticando triatlo olímpico: \_\_\_\_\_
- Melhor resultado triatlo olímpico (hh:mm:ss): \_\_\_\_\_
- b) Anos praticando ciclismo: \_\_\_\_\_
- Melhor resultado do ciclismo no triatlo olímpico (hh:mm:ss): \_\_\_\_\_
- c) Anos praticando corrida: \_\_\_\_\_
- Melhor resultado do ciclismo no triatlo olímpico (hh:mm:ss): \_\_\_\_\_
- d) Frequência de treinamento semanal (nº de sessões): \_\_\_\_\_

##### 3. RECURSOS ERGOGÊNICOS

- a) Faz uso de suplementação esportiva regularmente? (Exemplo: creatina, *whey protein*, cafeína, L-carnitina, beta-alanina, etc.) ( ) Sim ( ) Não

Se sim, qual suplemento(s) faz uso? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

- b) Faz uso de fármacos para melhora da performance esportiva? (Exemplo: eritropoietina, ou EPO; hormônios anabólicos androgênicos) ( ) Sim ( ) Não

Se sim, qual fármaco(s) faz uso? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

#### 4. MEDICAMENTOS

a) Você usa medicamentos regularmente? ( ) Sim ( ) Não

Quais?

( ) hormônio

( ) diurético

( ) anti-depressivo

( ) pressão arterial

( ) anti-inflamatórios

( ) analgésicos

( ) cardiovasculares

( ) outros \_\_\_\_\_

#### 5. HÁBITOS

Faz uso de cigarro, narguilé ou cigarro eletrônico (Exemplo: *pod, vape, etc.*)?

( ) Sim ( ) Não

**ANEXO 2 – Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q)**

Este questionário tem o objetivo de identificar a necessidade de avaliação por um médico antes do início da atividade física. Caso você responda “SIM” a uma ou mais perguntas, converse com seu médico ANTES de aumentar seu nível atual de atividade física. Mencione este questionário e as perguntas às quais você respondeu “SIM”.

Por favor, assinale “SIM” ou “NÃO” às seguintes perguntas:

1. Algum médico já disse que você possui algum problema de coração e que só deveria realizar atividade física supervisionado por profissionais de saúde?  
( ) Sim ( ) Não
2. Você sente dores no peito quando pratica atividade física?  
( ) Sim ( ) Não
3. No último mês, você sentiu dores no peito quando praticou atividade física?  
( ) Sim ( ) Não
4. Você apresenta desequilíbrio devido à tontura e/ ou perda de consciência?  
( ) Sim ( ) Não
5. Você possui algum problema ósseo ou articular que poderia ser piorado pela atividade física?  
( ) Sim ( ) Não
6. Você toma atualmente algum medicamento para pressão arterial e/ou problema de coração?  
( ) Sim ( ) Não
7. Sabe de alguma outra razão pela qual você não deve praticar atividade física?  
  
( ) Sim ( ) Não

Nome completo \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ Data \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

### ANEXO 3 – INSTRUÇÕES PADRONIZADAS PARA ESCALA CR-10 DE BORG

**Pesquisador**, antes de iniciar o teste, o processo de ancoragem por memória será realizado, estabelecendo os pontos de referência de esforço mínimo e máximo (descritores numéricos de 0 a 10). Para tal, **instruções padronizadas** devem ser lidas para o participante:

**LER:** “Nós definimos a percepção de esforço como a intensidade de esforço, estresse, desconforto e/ou fadiga que você sente em seu corpo durante o exercício físico. Durante esse teste, usaremos a escala CR-10” (**mostrar escala**).

#### **Instruções básicas:**

10, “Extremamente forte – D máx”, é a âncora principal. É a percepção (D) mais intensa que você já experimentou. Contudo, pode ser possível experimentar ou imaginar algo ainda mais forte. Portanto, o “Máximo absoluto” está posicionado um pouco mais abaixo na escala, sem receber um número fixo; esse nível está marcado por um ponto “•”. Se você perceber uma intensidade maior do que 10, poderá usar um número mais elevado.

Comece com uma expressão verbal e, em seguida, escolha um número. Se a sua percepção é “Muito fraca”, escolha 1; se “Moderada”, escolha 3, etc. Fique à vontade para utilizar meios valores (como 1,5 ou 3,5) ou decimais (Como, por exemplo, 0,3; 0,8 ou 2,3). É muito importante que você responda o que percebeu, e não o que acredita que deveria responder. Seja o mais honesto possível, e tente não superestimar nem subestimar as intensidades.

Estimativa do esforço percebido: Desejamos que você estime o seu esforço percebido (D), ou seja, como você sente a intensidade do exercício pesado. Isso depende principalmente da tensão e da fadiga nos seus músculos e da sua sensação de falta de ar ou de dores no peito. Mas você deve prestar atenção somente às suas sensações subjetivas e não aos sinais fisiológicos ou em qual é a atual carga física.

- 1      Corresponde a um exercício “muito fraco”, o mesmo que andar lentamente em seu próprio ritmo, durante alguns minutos
- 3      Não é especialmente intenso e a pessoa não terá problemas em continuar
- 5      Você está cansado, mas não tem grandes dificuldades
- 7      Você ainda pode prosseguir, mas terá de se esforçar muito e se sentirá bastante cansado
- 10     Essa é a maior intensidade que a maioria das pessoas já vivenciou anteriormente
- Esse é o “máximo absoluto”, por exemplo 11,12 ou superior.

Nós pediremos para você selecionar um número que indica como **todo seu corpo sente**, sendo referido como a **percepção de esforço global**. Além disso, vamos pedir outros dois números, que indicam **como locais do seu corpo sentem o esforço**, o primeiro sendo a **percepção de esforço nas suas coxas**, e o segundo sendo a **percepção de esforço nas suas panturrilhas**. Não existem respostas certas ou erradas.

Portanto, durante o exercício, iremos perguntar a percepção de esforço global, seguida da percepção de esforço da coxa, e então da panturrilha.

Você tem alguma pergunta?

## ANEXO 4 – ESCALA CR-10 DE BORG

### ESCALA CR10 DE BORG

|     |                            |                         |
|-----|----------------------------|-------------------------|
| 0   | Absolutamente nada         | “Sem D”                 |
| 0,3 |                            |                         |
| 0,5 | Extremamente fraco         | Apenas perceptível      |
| 1   |                            |                         |
| 1,5 | Fraco Leve                 |                         |
| 2   |                            |                         |
| 2,5 |                            |                         |
| 3   | Moderado                   |                         |
| 4   |                            |                         |
| 5   | Forte Intenso              |                         |
| 6   |                            |                         |
| 7   | Muito Forte                |                         |
| 8   |                            |                         |
| 9   |                            |                         |
| 10  | Extremamente forte “D máx” |                         |
| 11  |                            |                         |
| ... |                            |                         |
| •   | Máximo absoluto            | O mais intenso possível |

Escala CR10 de Borg  
Gunnar Borg, 1998