

Universidade de Brasília – UnB  
Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia – FCTE  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

**Avaliação do impacto biomecânico de equipamento de  
segurança para motociclistas em simulações de caminhada**

**Josué Bezerra Bonfim Filho**

Orientador: Manuel Nascimento Dias Barcelos Junior



UnB – Universidade de Brasília

FCTE – Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia



**Avaliação do impacto biomecânico de equipamento de segurança para  
motociclistas em simulações de caminhada**

**Josué Bezerra Bonfim Filho**

Orientador: Manuel Nascimento Dias Barcelos Junior

Dissertação de Mestrado em  
Engenharia Biomédica

Publicação: 202A/2025

Brasília/DF, janeiro de 2026

**UnB – Universidade de Brasília**  
**FCTE – Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia**  
**Programa de Pós-Graduação**

**Avaliação do impacto biomecânico de equipamento de segurança para  
motociclistas em simulações de caminhada**

Josué Bezerra Bonfim Filho

Dissertação de mestrado submetida ao programa de pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de mestre em Engenharia Biomédica

Aprovada por:

---

Manuel Nascimento Dias Barcelos Junior  
(Orientador)

---

Profª. Dra. Ana Carolina Cardoso de Sousa  
(Examinadora externa)

---

Prof. Dr. Vitor Bertoli Nascimento  
(Examinador externo)

## **Ficha Catalográfica**

Bonfim Filho, Josué

Avaliação do impacto biomecânico de equipamento de segurança para motociclistas em simulações de caminhada

[Distrito Federal], 2026.

103p., 210 × 297 mm (FCTE/UnB Gama, Mestrado em Engenharia Biomédica, 2026).

Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- |                            |                    |
|----------------------------|--------------------|
| 1. Engenharia Biomédica    | 2. Biomecânica     |
| 3. Simulação Computacional | 4. OpenSim         |
| I. FCTE UnB/UnB.           | II. Título (série) |

## **Referência**

Bonfim Filho, Josué (2026). Avaliação do impacto biomecânico de equipamento de segurança para motociclistas em simulações de caminhada. Dissertação de mestrado em engenharia biomédica, Publicação 202A/2025, Programa de Pós-Graduação, Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 103p.

## **Cessão de Direitos**

Autor: Josué Bezerra Bonfim Filho

Título: Avaliação do impacto biomecânico de equipamento de segurança para motociclistas em simulações de caminhada

Grau: Mestre

Ano: 2026

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

*A Deus, o único Digno de ser louvado e adorado.  
A Ele toda honra, glória e louvor.*

## **Agradecimentos**

Primeiramente, agradeço a Deus pela vida, pela oportunidade de avançar todos os dias e pelo privilégio de poder realizar meus sonhos. Agradeço a meus pais, Izabel e Josué, por sempre me apoiarem em todos os momentos. Agradeço aos meus irmãos, Alex, Ana e Mateus, pelo apoio, pela paciência, pelos conselhos, pela motivação e pelos puxões de orelha, às minhas sobrinhas Olívia e Helena pelos abraços e risadas e aos amigos, pela paciência. Agradeço também ao Cebraspe, pois sem o benefício a mim disposto, minha jornada no mestrado seria bem mais desafiadora.

Por fim, agradeço ao meu orientador, Professor Doutor Manuel Nascimento Dias Barcelos Júnior por acreditar em mim, por não desistir e por me guiar durante essa jornada.

## Resumo

Motociclistas de aplicativo compõem um grupo com alta exposição a acidentes de trânsito e, ao mesmo tempo, realizam parte significativa de sua jornada de trabalho caminhando em calçadas, rampas e escadas. Neste contexto, esta dissertação avaliou, por meio de simulações musculoesqueléticas preditivas, o impacto biomecânico do uso de uma caneleira de proteção tibial sobre a marcha humana. Foi utilizado um modelo bidimensional no plano sagital, integrado aos *softwares* OpenSim, SCONE e HyFyDy, em dez cenários de locomoção, cada um simulado nas condições *sem EPI* e *com EPI*.

A caneleira foi modelada como uma massa rígida de 350 g acoplada à tíbia (e, em um cenário adicional, 500 g), e seu efeito foi quantificado por meio de métricas de erro entre as curvas angulares articulares (RMSD e MAE) e de análise estatística de sujeito único. Na caminhada em terreno plano a 1,0 m/s, os valores de RMSD global permaneceram inferiores a 2° para quadril, joelho e tornozelo, abaixo do limiar de referência de 5° adotado na literatura. Em aclive de 10°, os RMSD atingiram aproximadamente 14° para quadril e joelho, enquanto na subida de escada o RMSD do joelho alcançou cerca de 29°, indicando alterações expressivas no padrão de movimento. No declive de 5°, o RMSD do quadril chegou a aproximadamente 15°, ao passo que no declive de 10° retornou a valores próximos de 4,5°, sugerindo uma estratégia de marcha mais rígida em descidas íngremes. O aumento da massa da caneleira para 500 g por perna resultou em RMSD superiores a 5° em todas as articulações e cenários avaliados.

Os resultados indicam que a caneleira de 350 g por perna é compatível com a manutenção do padrão cinemático da marcha em terreno plano, mas produz alterações angulares em aclives, escadas, declives suaves e terreno acidentado. O incremento de massa intensifica esses desvios, apontando a massa do equipamento como parâmetro crítico para o projeto de EPIs para motociclistas de aplicativo.

**Palavras-chave:** Biomecânica, Simulação Musculoesquelética, Análise de Marcha, Equipamento de Proteção Individual.

## Abstract

App-based motorcycle couriers are highly exposed to traffic accidents and, at the same time, spend a substantial portion of their working day walking on sidewalks, ramps, and stairs. In this context, this dissertation evaluated, through predictive musculoskeletal simulations, the biomechanical impact of using a tibial protective shin guard on human gait. A two-dimensional sagittal-plane model was integrated with the OpenSim, SCONE, and HyFyDy software tools and used to simulate ten locomotion scenarios, each in two conditions: *without PPE* and *with PPE*.

The shin guard was modeled as a rigid mass of 350 g attached to the tibia (and, in an additional scenario, 500 g), and its effect was quantified using error metrics between joint angle curves (RMSD and MAE) and single-subject statistical analysis. In level walking at 1.0 m/s, global RMSD values remained below 2° for hip, knee, and ankle, which is under the 5° reference threshold adopted from the literature. In a 10° uphill condition, RMSD values reached approximately 14° for hip and knee, while in stair ascent the knee RMSD reached about 29°, indicating marked changes in the movement pattern. In a 5° downhill scenario, hip RMSD was approximately 15°, whereas in a 10° downhill condition it decreased to values close to 4.5°, suggesting a stiffer gait strategy on steeper descents. Increasing the shin guard mass to 500 g per leg led to RMSD values greater than 5° for all joints and scenarios analyzed.

The results indicate that a 350 g shin guard per leg is compatible with maintaining the kinematic pattern of gait on level ground, but it produces angular changes in uphill walking, stair negotiation, mild downhill walking, and uneven terrain. The mass increment consistently amplifies these deviations, highlighting equipment weight as a critical parameter in the design of lower-limb PPE for app-based motorcycle couriers.

**Keywords:** Biomechanics, Musculoskeletal Simulation, Gait Analysis, Personal Protective Equipment.

## Sumário

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| <b>1</b> | <b>Introdução</b>  | <b>2</b>  |
| 1.1      | Contextualização do problema social e ocupacional . . . . .      | 2         |
| 1.2      | Apresentação do problema técnico e lacuna científica . . . . .   | 2         |
| 1.3      | Justificativa científica e social . . . . .                      | 4         |
| 1.4      | Hipótese e pergunta científica . . . . .                         | 4         |
| 1.5      | Objetivos . . . . .  | 5         |
| 1.5.1    | Objetivo geral . . . . .   | 5         |
| 1.5.2    | Objetivos específicos . . . . .                                  | 5         |
| 1.6      | Breve descrição da metodologia . . . . .                         | 5         |
| 1.7      | Estrutura da dissertação . . . . .                               | 6         |
| <b>2</b> | <b>Fundamentação Teórica</b>                                     | <b>7</b>  |
| 2.1      | Contexto Ocupacional dos Motociclistas . . . . .                 | 7         |
| 2.2      | Equipamento de Proteção Individual e Ergonomia . . . . .         | 8         |
| 2.2.1    | Equipamentos de proteção individual para motociclistas . . . . . | 9         |
| 2.3      | Biomecânica da marcha humana . . . . .                           | 9         |
| 2.3.1    | Influência da inclinação na marcha humana . . . . .              | 13        |
| 2.4      | Modelagem, Simulação e Análise Musculoesquelética . . . . .      | 14        |
| 2.4.1    | Modelagem musculoesquelética . . . . .                           | 14        |
| 2.5      | Revisão Bibliográfica . . . . .                                  | 15        |
| <b>3</b> | <b>Materiais e Métodos</b>                                       | <b>19</b> |
| 3.1      | Modelos musculoesqueléticos . . . . .                            | 19        |
| 3.2      | Descrição do EPI simulado . . . . .                              | 20        |
| 3.3      | Configuração dos cenários . . . . .                              | 22        |
| 3.4      | Softwares e ferramentas . . . . .                                | 25        |
| 3.4.1    | OpenSim . . . . .  | 25        |
| 3.4.2    | SCONE . . . . .  | 27        |
| 3.4.3    | HyFyDy . . . . .   | 29        |
| 3.5      | Procedimentos de simulação . . . . .                             | 30        |
| 3.6      | Processamento e tratamento dos dados . . . . .                   | 32        |
| 3.6.1    | Pré-processamento . . . . .                                      | 32        |

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| 3.6.2    | Algoritmo de conversão de tempo para ciclo de caminhada . . . . .         | 32        |
| 3.6.3    | Processamento e geração de figuras . . . . .                              | 35        |
| 3.7      | Procedimentos estatísticos . . . . .                                      | 36        |
| 3.7.1    | Teste de Wilcoxon <i>signed-rank</i> . . . . .                            | 39        |
| 3.7.2    | <i>Single Subject Analysis</i> - Análise de Sujeito Único (SSA) . . . . . | 40        |
| 3.7.3    | ANOVA de Dois Fatores . . . . .   | 42        |
| 3.7.4    | Ferramentas e <i>softwares</i> . . . . .                                  | 44        |
| <b>4</b> | <b>Resultados e Discussões</b>  | <b>46</b> |
| 4.1      | Validação de simulação . . . . .  | 46        |
| 4.1.1    | Seleção e processamento dos dados utilizados . . . . .                    | 47        |
| 4.1.2    | Resultado da validação . . . . .  | 48        |
| 4.2      | Cenário 1: caminhada no terreno sem inclinação . . . . .                  | 50        |
| 4.3      | Cenário 2: caminhada em aclive de 5° . . . . .                            | 52        |
| 4.4      | Cenário 3: caminhada em aclive de 10° . . . . .                           | 54        |
| 4.5      | Cenário 4: caminhada em declive de 5° . . . . .                           | 55        |
| 4.6      | Cenário 5: caminhada em declive de 10° . . . . .                          | 57        |
| 4.7      | Cenário 6: caminhada em terreno acidentado . . . . .                      | 59        |
| 4.8      | Cenário 7: Subida de escada . . . . .                                     | 62        |
| 4.9      | Cenário 8: descida de escada . . . . .                                    | 63        |
| 4.10     | Cenário 9: Variação da velocidade de caminhada . . . . .                  | 65        |
| 4.11     | Cenário 10 - Aumento de massa do EPI . . . . .                            | 66        |
| 4.12     | Discussão Geral . . . . .   | 68        |
| 4.12.1   | Comparação entre os cenários . . . . .                                    | 68        |
| <b>5</b> | <b>Conclusão</b>  | <b>70</b> |
| 5.1      | Síntese dos achados biomecânicos . . . . .                                | 70        |
| 5.2      | Verificação dos objetivos e hipóteses . . . . .                           | 71        |
| 5.3      | Contribuições e implicações práticas . . . . .                            | 72        |
| 5.4      | Limitações do estudo . . . . .  | 73        |
| 5.5      | Trabalhos futuros . . . . .   | 74        |
|          | <b>Lista de Referências</b>   | <b>75</b> |
|          | Apêndice A - Código Python . . . . .                                      | 81        |

## Lista de Tabelas

|      |  |    |
|------|--|----|
| 3.1  | Valores críticos (teste estatístico) para modelagem estatística: população normal. Nessa tabela, $\alpha$ corresponde ao nível de significância do teste. Retirado de (1) . . . . .                      | 42 |
| 3.2  | Exemplo de tabela dos resultados de uma ANOVA de dois fatores . . . . .  | 43 |
| 4.1  | Lista de arquivos utilizados na validação (Dataset WBDS - Caminhada (2)). . . . .  | 48 |
| 4.2  | Métricas de comparação entre as angulações articulares (joelho, quadril e tornozelo) durante o procedimento de validação. . . . .  | 49 |
| 4.3  | Métricas de comparação entre as angulações articulares (joelho, quadril e tornozelo) durante a caminhada no plano. . . . .   | 51 |
| 4.4  | Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a caminhada em aclive de 5° . . . . .   | 53 |
| 4.5  | Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a caminhada em aclive de 10° . . . . .  | 55 |
| 4.6  | Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a caminhada em declive de 5° . . . . .  | 57 |
| 4.7  | Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a caminhada em declive de 10° . . . . .   | 59 |
| 4.8  | Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a caminhada em terreno plano acidentado. . . . .                                | 61 |
| 4.9  | Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a subida de escada . . . . .  | 63 |
| 4.10 | Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a descida de escada . . . . .   | 65 |
| 4.11 | Resultado do teste ANOVA de dois fatores sobre os dados do cenário 9 . . . . .   | 66 |
| 4.12 | Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a caminhada em terreno plano com EPI alterado por aumento de sua massa. . . . . | 68 |
| B1   | Métricas discretas - Cenário 1   Terreno plano - Angulação de joelho . . . . .   | 84 |
| B2   | Métricas discretas - Cenário 1   Terreno plano - Angulação de quadril . . . . .  | 85 |
| B3   | Métricas discretas - Cenário 1   Terreno plano - Angulação de tornozelo . . . . .  | 85 |

|     |  |    |
|-----|--|----|
| B4  | Métricas discretas - Cenário 2   Aclive de 5° - Angulação de joelho . . . . .          | 86 |
| B5  | Métricas discretas - Cenário 2   Aclive de 5° - Angulação de quadril . . . . .         | 86 |
| B6  | Métricas discretas - Cenário 2   Aclive de 5° - Angulação de tornozelo . . . . .       | 87 |
| B7  | Métricas discretas - Cenário 3   Aclive de 10° - Angulação de joelho . . . . .         | 87 |
| B8  | Métricas discretas - Cenário 3   Aclive de 10° - Angulação de quadril . . . . .        | 88 |
| B9  | Métricas discretas - Cenário 3   Aclive de 10° - Angulação de tornozelo . . . . .      | 88 |
| B10 | Métricas discretas - Cenário 4   Declive de 5° - Angulação de joelho . . . . .         | 89 |
| B11 | Métricas discretas - Cenário 4   Declive de 5° - Angulação de quadril . . . . .        | 89 |
| B12 | Métricas discretas - Cenário 4   Declive de 5° - Angulação de tornozelo . . . . .      | 90 |
| B13 | Métricas discretas - Cenário 5   Declive de 10° - Angulação de joelho . . . . .        | 90 |
| B14 | Métricas discretas - Cenário 5   Declive de 10° - Angulação de quadril . . . . .       | 91 |
| B15 | Métricas discretas - Cenário 5   Declive de 10° - Angulação de tornozelo . . . . .     | 91 |
| B16 | Métricas discretas - Cenário 6   Terreno acidentado - Angulação de joelho . . . . .    | 92 |
| B17 | Métricas discretas - Cenário 6   Terreno acidentado - Angulação de quadril . . . . .   | 92 |
| B18 | Métricas discretas - Cenário 6   Terreno acidentado - Angulação de tornozelo . . . . . | 93 |
| B19 | Métricas discretas - Cenário 7   Subida de escada - Angulação de joelho . . . . .      | 93 |
| B20 | Métricas discretas - Cenário 7   Subida de escada - Angulação de quadril . . . . .     | 93 |
| B21 | Métricas discretas - Cenário 7   Subida de escada - Angulação de tornozelo . . . . .   | 94 |
| B22 | Métricas discretas - Cenário 8   Descida de escada - Angulação de joelho . . . . .     | 94 |
| B23 | Métricas discretas - Cenário 8   Descida de escada - Angulação de quadril . . . . .    | 94 |
| B24 | Métricas discretas - Cenário 8   Descida de escada - Angulação de tornozelo . . . . .  | 94 |
| B25 | Métricas discretas - Cenário 10   EPI modificado - Angulação de joelho . . . . .       | 95 |
| B26 | Métricas discretas - Cenário 10   EPI modificado - Angulação de quadril . . . . .      | 95 |
| B27 | Métricas discretas - Cenário 10   EPI modificado - Angulação de tornozelo . . . . .    | 96 |

## **Lista de Quadros**

|     |  |    |
|-----|--|----|
| 3.1 | Resumo dos cenários simulados . . . . .            | 23 |
| A1  | Função de detecção do ciclo de caminhada . . . . . | 82 |
| A2  | Função para cálculo da SSA . . . . .               | 83 |

## Lista de Figuras

|      |   |    |
|------|---|----|
| 2.1  | Capacete de motociclista. Retirado de (3) . . . . .   | 9  |
| 2.2  | Joelheira para motociclista. Retirado de (4) . . . . .  | 10 |
| 2.3  | Cotoveleira para motociclista. Retirado de (5) . . . . .  | 10 |
| 2.4  | Fases da marcha. Retirado de (6) com adaptações. . . . .  | 11 |
| 2.5  | Ângulo de quadril direito, joelho direito e tornozelo direito durante o ciclo de marcha: contato inicial ( <i>initial contact</i> - fase da marcha) (IC), levantamento do hálux oposito ( <i>opposite toe off</i> - fase da marcha) (OT), levantamento do calcanhar ( <i>heel rise</i> - fase da marcha) (HR), contato inicial oposito ( <i>opposite initial contact</i> - fase da marcha) (OI), retirada do hálux ( <i>toe off</i> - fase da marcha) (TO), pés adjacentes (fase da marcha) (FA), tibia na vertical ( <i>tibial vertical</i> - fase da marcha) (TV). Retirado de (6). . . . . | 13 |
| 2.6  | Exemplo de um modelo musculoesquelético. Retirado de (7) . . . . .  | 15 |
| 3.1  | Modelo musculoesquelético básico utilizado nas simulações sem EPI. . . . .  | 20 |
| 3.2  | Caneleira conceitual utilizada como referência para a definição de massa nos cenários simulados. Figura adaptada de (8). . . . .  | 21 |
| 3.3  | Localização da caneleira no modelo. . . . .   | 22 |
| 3.4  | Exemplo de calçada com desníveis sucessivos e rampas curtas, utilizada como inspiração qualitativa para o cenário de terreno acidentado (C6). Localização: Rua Manacá, Águas Claras, Distrito Federal (imagem obtida via Google Street View, capturada em outubro de 2024). . . . .   | 24 |
| 3.5  | Cenário de terreno acidentado implementado no SCONE, composto por segmentos planos e rampas curtas ascendentes e descendentes. . . . .  | 24 |
| 3.6  | Interface gráfica do SCONE. . . . .   | 27 |
| 3.7  | Caminho para a otimização de cenários no SCONE. . . . .   | 30 |
| 3.8  | Diagram de blocos do algoritmo de detecção proposto. . . . .  | 33 |
| 3.9  | Comparação visual e quantitativa entre o método de detecção dos eventos do ciclo da marcha baseado em GRF e o método proposto pelo autor nos dados obtidos da simulação do cenário sem inclinação. . . . .  | 34 |
| 3.10 | Comparação visual e quantitativa entre o método de detecção dos eventos do ciclo da marcha baseado em GRF e o método proposto pelo autor nos dados obtidos da simulação do cenário de declive de 5°. . . . .  | 35 |

|      |   |    |
|------|---|----|
| 3.11 | Comparação visual e quantitativa entre o método de detecção dos eventos do ciclo da marcha baseado em GRF e o método proposto pelo autor nos dados obtidos da simulação do cenário de terreno acidentado. . . . .   | 36 |
| 3.12 | Diagrama de blocos do processo de análise dos cenários 1 a 8 e do cenário 10. . . . .   | 45 |
| 3.13 | Diagrama de blocos do processo de análise do cenário 9. . . . .   | 45 |
| 4.1  | Validação da simulação   (a) angulação média de joelho; (b) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de tornozelo . . . . .                        | 49 |
| 4.2  | Cenário 1: caminhada no terreno sem inclinação   (a) angulação média de joelho; (b) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação do joelho;(c) angulação média de quadril; (d) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de tornozelo . . . . . | 50 |
| 4.3  | Cenário 2: caminhada em aclive de 5°     (a) angulação média de joelho; (b) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação do joelho;(c) angulação média de quadril; (d) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de tornozelo . . . . .         | 52 |
| 4.4  | Cenário 3: caminhada em aclive de 10°   (a) angulação média de joelho; (b) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de tornozelo . . . . .         | 54 |
| 4.5  | Cenário 4: caminhada em declive de 5°   (a) angulação média de joelho; (b) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de tornozelo . . . . .         | 56 |
| 4.6  | Cenário 5: caminhada em declive de 10°   (a) angulação média de joelho; (b) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de tornozelo . . . . .        | 58 |

|      |   |     |
|------|---|-----|
| 4.7  | Cenário 6: caminhada em terreno acidentado   (a) angulação média de joelho; (b) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de tornozelo . . . . .        | 60  |
| 4.8  | Cenário 7: Subida de escada   (a) angulação média de joelho; (b) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de tornozelo . . . . .                       | 62  |
| 4.9  | Cenário 8: descida de escada   (a) angulação média de joelho; (b) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de tornozelo . . . . .                      | 64  |
| 4.10 | Cenário 10: caminhada com EPI com massa adicional   (a) angulação média de joelho; (b) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média $\pm 1$ desvio padrão na angulação de tornozelo . . . . . | 67  |
| C1   | Comparação entre cenários   (a) angulação média de joelho - terreno plano; (b) angulação média de joelho - aclive em 5°; (c) angulação média de pelve - terreno plano; (d) angulação média de pelve - aclive em 5°; (e) angulação média de tornozelo - terreno plano; (f) angulação média de tornozelo - aclive em 5°; . . . . .  | 98  |
| C2   | Comparação entre cenários   (a) angulação média de joelho - terreno plano; (b) angulação média de joelho - terreno acidentado; (c) angulação média de pelve - terreno plano; (d) angulação média de pelve - terreno acidentado; (e) angulação média de tornozelo - terreno plano; (f) angulação média de tornozelo - terreno acidentado; . . . . .                      | 99  |
| C3   | Comparação entre cenários   (a) angulação média de joelho - terreno plano; (b) angulação média de joelho - declive em 5°; (c) angulação média de pelve - terreno plano; (d) angulação média de pelve - declive em 5°; (e) angulação média de tornozelo - terreno plano; (f) angulação média de tornozelo - declive em 5°; . . . . .                                     | 100 |
| C4   | Comparação entre cenários   (a) angulação média de joelho - aclive em 5°; (b) angulação média de joelho - aclive em 10°; (c) angulação média de pelve - aclive em 5°; (d) angulação média de pelve - aclive em 10°; (e) angulação média de tornozelo - aclive em 5°; (f) angulação média de tornozelo - aclive em 10°; . . . . .  | 101 |

C5 Comparação entre cenários | (a) angulação média de joelho - declive em 5°; (b) angulação média de joelho - declive em 10°; (c) angulação média de pelve - declive em 5°; (d) angulação média de pelve - declive em 10°; (e) angulação média de tornozelo - declive em 5°; (f) angulação média de tornozelo - declive em 10°; . . . . . 102

## Lista de Equações

|   |    |
|---|----|
| 3.1 Modelo matemático de movimento do sistema mecânico. . . . . | 26 |
| 3.2 Restrições dinâmicas . . . . .                              | 28 |
| 3.3 Limitação da faixa de parâmetros . . . . .                  | 28 |
| 3.4 Função de custo a ser minimizada . . . . .                  | 29 |
| 3.5 Diferença crítica . . . . .                                 | 41 |
| 3.6 Média e desvio padrão de cada uma das condições . . . . .   | 41 |
| 3.7 Diferença empírica entre as duas condições . . . . .        | 41 |
| 3.8 Desvio padrão médio entre as duas condições . . . . .       | 42 |
| 3.9 Diferença crítica . . . . .                                 | 42 |

## Lista de Símbolos

|                          |   |
|--------------------------|---|
| $\mathbf{M}$             | matriz de massa em função das coordenadas generalizadas             |
| $\mathbf{q}$             | coordenadas generalizadas   |
| $\ddot{\mathbf{q}}$      | coordenadas generalizadas   |
| $\mathbf{C}(\mathbf{q})$ | forças centrífugas e de Coriolis                                    |
| $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ | vetor de forças gravitacionais                                      |
| $x$                      | estados cinemáticos da marcha humana                                |
| $\dot{x}$                | derivada de primeira ordem dos estados cinemáticos da marcha humana |
| $u$                      | excitação muscular  |
| $t$                      | tempo de marcha   |
| $x_{lb}$                 | limite inferior de $x$  |
| $x_{ub}$                 | limite superior de $x$  |
| $u_{lb}$                 | limite inferior de $u$  |
| $u_{ub}$                 | limite superior de $u$  |
| $J$                      | função objetivo   |
| $w_n$                    | coeficientes de peso  |
| $E$                      | metabolismo humano  |
| $\dot{E}$                | derivada de primeira ordem do metabolismo                           |
| SEM                      | erro padrão da medida   |
| SD                       | desvio padrão   |
| ICC                      | coeficiente de correlação intraclasse                               |
| $z_\alpha$               | valor crítico   |
| $D_{emp}$                | diferença empírica  |
| $sd_m$                   | desvio padrão médio   |
| $\alpha$                 | nível de significância  |

## Lista de Nomenclaturas e Abreviações

- ANOVA** análise de variância
- CA** certificado de aprovação
- CBT** Código de Trânsito Brasileiro
- CLT** Consolidação das Leis do Trabalho
- EPI** Equipamento de proteção individual
- FA** pés adjacentes (fase da marcha)
- GRF** força de reação do solo (*ground reaction force*)
- HR** levantamento do calcanhar (*heel rise* - fase da marcha)
- HyFyDy** High Fidelity Dynamics (*software* de simulação)
- IC** contato inicial (*initial contact* - fase da marcha)
- INSS** Instituto Nacional do Seguro Social
- MTE** Ministério do Trabalho e Emprego
- NIH** National Institute of Health (Instituto Nacional de Saúde dos EUA)
- NR** norma regulamentadora
- OI** contato inicial oposto (*opposite initial contact* - fase da marcha)
- OT** levantamento do hálux oposto (*opposite toe off* - fase da marcha)
- RMSE** raiz quadrada do erro quadrático médio
- SSA** *single subject analysis* análise de sujeito único
- SUS** Sistema Único de Saúde
- TO** retirada do hálux (*toe off* - fase da marcha)
- TV** tibia na vertical (*tibial vertical* - fase da marcha)
- UPA** unidades de pronto atendimento

# **1 Introdução**

## **1.1 Contextualização do problema social e ocupacional**

O crescimento de aplicativos de entrega impulsionou a demanda por serviços de entrega rápida, principalmente em áreas urbanas (9, 10, 11, 12) e foi intensificado pela pandemia de covid-19, que alterou significativamente a dinâmica das cidades (13, 14). Essa nova realidade trouxe consigo uma série de desafios, entre os quais se destaca a questão da segurança dos motociclistas que prestam serviço de entrega.

Motociclistas estão expostos diariamente a diversos riscos no trânsito, como colisões com outros veículos, quedas e atropelamentos. A precariedade das condições de trabalho agrava essa vulnerabilidade, pois jornadas extensas, pressão por entregas rápidas e baixa remuneração contribuem para o aumento do risco de acidentes (12, 10, 11). Além disso, lacunas na regulamentação específica para o trabalho de motociclistas dificultam a fiscalização e a responsabilização de empresas quanto à segurança de seus prestadores de serviço.

## **1.2 Apresentação do problema técnico e lacuna científica**

O uso de equipamentos de proteção individual (EPIs) é uma medida fundamental para reduzir o risco de lesões graves em caso de acidentes (15, 16, 14). No entanto, a efetividade dos EPIs disponíveis no mercado para motociclistas, especialmente aqueles destinados à proteção de membros inferiores, ainda precisa ser melhor avaliada. Estudos que investiguem a viabilidade e o impacto funcional de EPIs específicos para essa categoria profissional são essenciais para o desenvolvimento de soluções que garantam maior segurança aos entregadores (8, 14).

Embora propostas legislativas recentes, como o Projeto de Lei n.º 1171 de 2011(17), enfatizem a obrigatoriedade do uso de cotoveleiras e joelheiras para motociclistas profissionais, a epidemiologia dos acidentes motociclísticos revela uma vulnerabilidade crítica na região tibial. Estudos de trauma ortopédico em vítimas de acidentes motociclísticos mostram que as fraturas de tíbia e fíbula constituem um dos padrões mais frequentes de lesão de membros inferiores, respondendo por cerca de 30–45% das fraturas em diferentes séries clínicas (18, 19, 20, 21, 22). Esses trabalhos também apontam que tais fraturas são particularmente comuns em colisões la-

terais entre motocicleta e automóvel e em quedas com perda de controle, situações em que a perna do motociclista funciona como primeiro ponto de contato e está diretamente exposta ao impacto, o que contribui para a elevada proporção de fraturas diafisárias e maléolares de tibia e fibula (18, 20, 23, 21).

Diante desse cenário, o presente trabalho optou por avaliar o uso de caneleiras (protetores tibiais) como equipamento de proteção individual para membros inferiores. Essa escolha se justifica por dois fatores principais: (i) a necessidade de proteção estendida além da articulação do joelho, de modo a mitigar fraturas de alta energia na perna, e (ii) a lacuna identificada na literatura quanto ao impacto desse tipo específico de EPI, que apresenta área de contato rígido mais extensa do que joelheiras convencionais, sobre a mobilidade e a marcha do usuário. Assim, a caneleira é aqui adotada como foco de investigação, sem prejuízo do reconhecimento da importância de joelheiras e cotoveleiras como parte de um conjunto mais abrangente de proteção.

A simulação computacional tem se mostrado uma ferramenta fundamental na facilitação de estudos biomecânicos e na redução de custos de produção (24). Utilizando modelos virtuais precisos, pesquisadores podem analisar o comportamento biomecânico de estruturas e organismos sem a necessidade de experimentos físicos extensivos e caros. Isso não só acelera o processo de desenvolvimento e teste de novas tecnologias, como também minimiza a necessidade de protótipos físicos, reduzindo significativamente os custos associados à produção e aos materiais (25, 26, 27).

A escolha pela análise da marcha humana, em detrimento da simulação direta da pilotagem, fundamenta-se na própria rotina laboral do motociclista profissional. A atividade desses trabalhadores não se restringe ao período em que permanecem sobre a motocicleta: ela envolve deslocamentos frequentes a pé para retirada e entrega de pedidos, circulação em calçadas e escadas, além de situações em que é necessário empurrar o veículo em rampas ou vias irregulares. Esse conjunto de tarefas, muitas vezes referido como o “último trecho” da entrega, constitui parcela relevante da jornada diária.

Nesse contexto, a usabilidade do equipamento de proteção torna-se um requisito central. Se um EPI restringe de forma excessiva a marcha ou gera desconforto biomecânico significativo durante esses deslocamentos a pé, a adesão espontânea ao seu uso tende a diminuir, mesmo quando há benefício potencial em situações de acidente. Assim, avaliar a marcha com o uso da caneleira configura um pré-requisito funcional: o equipamento deve ser capaz de oferecer proteção em caso de impacto, sem comprometer a locomoção natural do trabalhador fora da motocicleta.

Adicionalmente, a simulação de marcha em modelos musculoesqueléticos permite o controle mais rigoroso de variáveis cinemáticas e dinâmicas, em comparação com a complexa interação homem-máquina presente durante a pilotagem. Dessa forma, a marcha foi adotada como

movimento modelo para investigar, de forma controlada, os efeitos do acréscimo de massa e da redistribuição de inércia no segmento da perna decorrentes do uso da caneleira. Este estudo, portanto, desloca o foco da análise exclusiva do acidente para o uso cotidiano do EPI, examinando se a caneleira protege em situação de impacto sem introduzir prejuízos significativos à marcha.

### **1.3 Justificativa científica e social**

A redução de acidentes de moto no Brasil pode trazer economias significativas para o Sistema Único de Saúde (SUS) ao diminuir a demanda por serviços de emergência, internações e tratamentos de longo prazo (28, 29). Isso não apenas reduz a carga sobre hospitais e unidades de pronto atendimento (UPA), como também permite a redistribuição de recursos para outras áreas de saúde, aperfeiçoando a capacidade geral de atendimento e a eficiência do sistema.

Com relação ao Instituto Nacional do Seguro Social (INSS), menos acidentes resultam em redução nos gastos com auxílios-doença e aposentadorias por invalidez, além de diminuir a necessidade de programas de reabilitação profissional. Isso significa menor demanda sobre o sistema previdenciário e manutenção de uma força de trabalho mais ativa, contribuindo para a produtividade econômica do país (28, 29).

Além dos benefícios financeiros diretos, a redução de acidentes de moto também tem impacto positivo na qualidade de vida dos cidadãos e na saúde das comunidades. Menos acidentes resultam em menor estresse e menor impacto psicológico para as vítimas e suas famílias, promovendo uma sociedade mais saudável e produtiva. Implementar medidas de segurança no trânsito, como o uso adequado de equipamentos de proteção e a educação no trânsito, é essencial para alcançar essas melhorias.

Nesse contexto, EPIs específicos para membros inferiores de motociclistas podem desempenhar papel relevante ao reduzir a gravidade de lesões em acidentes. A caneleira, em particular, tem potencial para diminuir a magnitude e a distribuição local de tensões na tíbia e nos tecidos moles adjacentes durante impactos diretos na perna, seja por colisão com outro veículo, seja por contato com o solo em situações de queda ou arrasto. Assim, o estudo de sua viabilidade biomecânica, considerando não apenas a proteção em impacto, mas também os efeitos sobre a marcha e o conforto de uso, representa uma contribuição científica e socialmente relevante.

### **1.4 Hipótese e pergunta científica**

Nesse sentido, este estudo, por meio de simulações computacionais utilizando os *softwares* SCONE, OpenSim e HyFyDy, busca avaliar o impacto biomecânico do uso de uma caneleira de proteção tibial na marcha. A pesquisa visa contribuir para a definição de métodos de simulação

aplicados à investigação do conforto e da segurança de equipamentos de proteção utilizados por motociclistas de aplicativo.

**Hipótese:** a utilização de simulações biomecânicas de marcha é capaz de identificar de forma objetiva o impacto causado por uma caneleira de proteção tibial sobre o padrão de movimento, permitindo avaliar se o acréscimo de massa e a redistribuição de inércia introduzidos pelo EPI alteram de forma relevante a biomecânica da marcha de um usuário representativo de motociclista de aplicativo.

**Pergunta científica:** de que maneira o uso de uma caneleira de proteção tibial afeta o desempenho cinemático e o conforto de um usuário representativo de motociclista de aplicativo em diferentes cenários de simulação de marcha?

## 1.5 Objetivos

### 1.5.1 Objetivo geral

Avaliar o impacto biomecânico do uso de uma caneleira de proteção tibial, por meio de simulações computacionais de diferentes cenários de marcha com e sem o uso do equipamento, utilizando os *softwares* SCONE, OpenSim e HyFyDy.

### 1.5.2 Objetivos específicos

- Criar cenários de simulação que considerem diferentes condições de marcha, com e sem o uso da caneleira de proteção tibial;
- Analisar variáveis biomecânicas, como angulações articulares, durante as simulações de marcha nos diferentes cenários propostos;
- Comparar os resultados obtidos nas simulações de marcha com e sem o uso da caneleira para identificar diferenças significativas na biomecânica da marcha;
- Propor modificações na órtese (caneleira) e verificar, por meio de simulação, o impacto que essas modificações teriam em diferentes cenários de marcha.

## 1.6 Breve descrição da metodologia

A pesquisa será conduzida em três etapas principais. A primeira refere-se à revisão bibliográfica acerca do perfil socioeconômico dos motociclistas de aplicativo, da epidemiologia de acidentes envolvendo membros inferiores e dos fundamentos da modelagem biomecânica por meio do *software* OpenSim. Esse levantamento fornecerá a base conceitual necessária para a

definição dos parâmetros e condições de simulação.

Na segunda etapa, serão realizadas simulações computacionais utilizando-se os programas SCONE, OpenSim e HyFyDy, em cenários de marcha com e sem o uso da caneleira. Serão considerados diferentes cenários de massa e de distribuição de massa do equipamento, de modo a investigar como essas variações influenciam o padrão de marcha.

Na terceira etapa, a análise dos resultados permitirá comparar as diferentes condições, destacando os efeitos da caneleira sobre o desempenho cinemático do usuário. As métricas de comparação incluirão, entre outras, erros angulares entre condições com e sem EPI e medidas de amplitude de movimento articular.

## 1.7 Estrutura da dissertação

A presente dissertação está organizada em cinco capítulos, estruturados para guiar o leitor desde a contextualização do problema até a síntese dos resultados. O Capítulo 1, Introdução, estabelece o cenário da pesquisa, apresentando a problemática da segurança dos motociclistas de aplicativo e justificando a relevância do estudo sob as perspectivas social, econômica e de saúde pública. Nesta seção, são delineados de forma clara o objetivo geral e os objetivos específicos que norteiam toda a investigação.

Em seguida, o Capítulo 2, Fundamentação Teórica, constrói o alicerce conceitual do trabalho, explorando temas que vão desde o perfil da profissão e a legislação sobre equipamentos de proteção individual (EPIs) até os princípios de ergonomia, biomecânica e modelagem tridimensional, com aprofundamento na análise de marcha humana e nas técnicas de simulação.

O desenvolvimento prático e analítico da pesquisa é detalhado nos capítulos subsequentes. O Capítulo 3, Materiais e Métodos, descreve a arquitetura da investigação, detalhando o modelo musculoesquelético, a modelagem da caneleira, os dez cenários experimentais e a suíte de *softwares* empregada. Esta seção também apresenta a *pipeline* de processamento de dados e a metodologia estatística, baseada na *single subject analysis* análise de sujeito único (SSA) e no teste de Wilcoxon.

O Capítulo 4, Resultados e Discussões, constitui o núcleo da dissertação, apresentando os dados obtidos, comparando sistematicamente as condições com e sem o uso da caneleira e interpretando os achados à luz do referencial teórico e estatístico. Finalmente, o Capítulo 5, Conclusão, sintetiza as principais descobertas, responde aos objetivos propostos, discute as contribuições e implicações do estudo e aponta direções para trabalhos futuros.

## 2 Fundamentação Teórica

Este capítulo estabelece a fundamentação teórica que sustenta a presente dissertação, construindo uma ponte entre o contexto social do problema e as ferramentas técnico-científicas utilizadas para sua investigação. A exposição inicia-se com uma análise da profissão de motociclista de aplicativo de entrega, caracterizando o perfil socioeconômico desses trabalhadores, a precarização de sua atividade e os riscos inerentes que justificam a importância dos equipamentos de proteção individual (EPIs).

A partir dessa contextualização, o capítulo aprofunda os conceitos de ergonomia e biomecânica, com ênfase na biomecânica ocupacional e na avaliação de conforto, pilares essenciais para a análise da interação entre o usuário e o equipamento. Em seguida, são abordados os fundamentos da modelagem tridimensional (CAD) e da simulação musculoesquelética, detalhando como modelos computacionais são criados e utilizados para prever o comportamento do sistema locomotor humano. Um foco particular é dedicado à análise de marcha humana, com uma descrição detalhada das suas fases, dos parâmetros cinemáticos relevantes como os ângulos articulares, e de como a locomoção é afetada por variações no terreno, como em aclives. Finalmente, o capítulo consolida este arcabouço com uma revisão da literatura pertinente, conectando estudos clássicos e contemporâneos sobre biomecânica, uso de EPIs por motociclistas e aplicações de simulação preditiva, situando assim a presente pesquisa no panorama científico atual.

### 2.1 Contexto Ocupacional dos Motociclistas

A expansão dos serviços de entregas mediados por plataformas digitais (9) foi impulsionada pela necessidade de distanciamento social e pela mudança no comportamento do consumidor, que passou a fazer mais compras *on-line* (11). Porém, essa expansão é a causa da precarização crescente do trabalho dos entregadores, que enfrentam problemas, como, por exemplo, falta de proteção social, baixos salários e jornadas extenuantes(9) (10).

A relação entre o governo e os desafios enfrentados pelos trabalhadores de aplicativos de entrega tem sido explorada em diversos artigos acadêmicos (9) (10) (12). Esses estudos mostram que os trabalhadores que são frequentemente classificados como trabalhadores independentes ou empresários carecem de proteções legais e judiciais que os excluam da proteção laboral e da

segurança social (9). Além disso, os trabalhadores de aplicativos de entrega estão frequentemente expostos a condições de trabalho instáveis, incluindo horários de trabalho extenuantes, falta de segurança e baixos salários (9) (10).

Estudos realizados durante a pandemia de covid-19 apontam que a maioria dos entregadores de aplicativos no Brasil, é jovem, negra e ganha, em média, R\$ 1.172, o que, se comparado à um trabalhador cujo regime de trabalho é regido pela Consolidação das Leis do Trabalho (CLT) que trabalha 44 horas mensais, corresponderia a um valor líquido de R\$ 5,03 por hora trabalhada (30). Um estudo realizado na região metropolitana de Porto Alegre, no Rio Grande do Sul, aponta que a maioria dos entregadores é do sexo masculino, tem idade entre 10 e 50 anos, trabalha nesse ramo há cerca de 10 meses, e, além disso, 70% dos entregadores entrevistados têm a entrega como sua única ocupação profissional. (11)

Estudos apontam que os motociclistas de aplicativo de *delivery* estão expostos a riscos no trânsito, como, por exemplo, acidentes, assaltos e violência urbana e que esses motociclistas estão mais propensos a sofrer acidentes de trânsito em horários de pico, quando o tráfego é mais intenso(12). Esses estudos apontam para a necessidade de medidas que garantam a segurança desses motociclistas, como a regulamentação do setor, a fiscalização das condições de trabalho e a adoção de medidas de prevenção de acidentes de trânsito (12).

Nesse contexto, é importante destacar que medidas de segurança voltadas a motociclistas, como o uso de equipamentos de proteção individual (EPIs), precisam considerar não apenas a redução de riscos de lesões em acidentes, mas também o impacto desses equipamentos na mobilidade e no conforto dos trabalhadores. Estudos apontam que a aceitação e a adesão ao uso de EPIs estão diretamente relacionadas ao grau em que esses equipamentos permitem a realização das atividades de forma ergonômica, sem comprometer movimentos essenciais e sem gerar desconforto durante longas jornadas (8, 14, 15). Dessa forma, projetar EPIs adequados para motociclistas de aplicativo é um desafio que envolve tanto critérios de segurança biomecânica quanto aspectos de conforto ocupacional.

## **2.2 Equipamento de Proteção Individual e Ergonomia**

Equipamento de proteção individual (EPI) é qualquer meio ou dispositivo destinado a ser utilizado por uma pessoa contra possíveis riscos ameaçadores à sua saúde ou segurança durante o exercício de certa atividade. Esses equipamentos podem ser constituídos por inúmeros meios ou dispositivos integrados de forma a proteger quem os utiliza contra um ou vários meios ou dispositivos.

No Brasil, há legislação específica a respeito de EPIs que é a norma regulamentadora (NR) n.º 6 (31), aprovada pela Portaria GM n.º 3.214/78(15) e atualizada por diversas portarias subsequentes. O órgão público responsável pela regulamentação das normas sobre EPIs é o

Ministério do Trabalho e Emprego (MTE) e, atualmente, diversos outros órgãos auxiliam na auditoria e na concessão de certificado de aprovação (CA).

### 2.2.1 Equipamentos de proteção individual para motociclistas

Os acidentes de trânsito estão entre as principais causas de morte e de comprometimentos físicos entre motociclistas. As ocorrências mais comuns incluem fraturas, traumas superficiais, ferimentos cranianos e danos nos membros superiores e inferiores (13). Tais eventos podem resultar em consequências graves ou até fatais, sobretudo quando não há o uso adequado de equipamentos de proteção (13).

Com o objetivo de reduzir a mortalidade no trânsito, o uso de capacete (Figura 2.1) tornou-se obrigatório para motociclistas no Brasil em 1997, com a instituição do Código de Trânsito Brasileiro (CTB)(16). Desde então, a legislação vem sendo atualizada para ampliar as medidas de segurança. Em 2012, por exemplo, o Projeto de Lei n.º 1.171/11 aprovado pela Comissão de Desenvolvimento Econômico, Indústria e Comércio tornou compulsório o uso de outros equipamentos de proteção individual, como joelheiras (Figura 2.2) e cotoveleiras (Figura 2.3).



**Figura 2.1.** Capacete de motociclista. Retirado de (3)

## 2.3 Biomecânica da marcha humana

A marcha humana pode ser definida como um método de locomoção que envolve o uso de dois membros inferiores, alternadamente, para proporcionar suporte e locomoção (6). A análise de marcha humana é um campo detalhado e complexo que abrange o estudo das diferentes fases da marcha. Cada fase tem características específicas que contribuem para o movimento eficiente e equilibrado. Entender essas fases é crucial para diagnosticar anomalias e desenvolver intervenções terapêuticas. A marcha humana é geralmente dividida em duas principais fases: a fase de apoio (*stance phase*) e a fase de balanço (*swing phase*) (32), como ilustra a Figura 2.4.



**Figura 2.2.** Joelheira para motociclista. Retirado de (4)

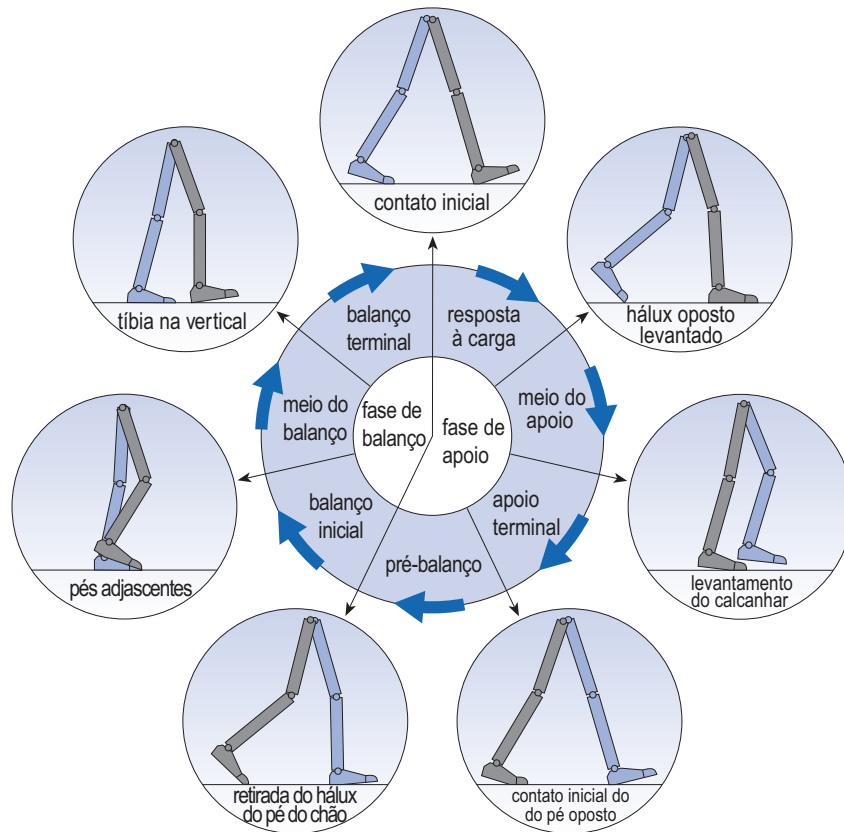


**Figura 2.3.** Cotoveleira para motociclista. Retirado de (5)

A fase de apoio (*stance phase*) é a primeira parte do ciclo de marcha e corresponde ao período em que o pé está em contato com o solo. Ela representa aproximadamente 60% do ciclo total da marcha. A fase de apoio começa com o contato inicial (*heel strike*), quando o calcanhar toca o solo. Nesta etapa, a função principal é absorver o impacto do corpo no solo, preparando-se para o peso do corpo que será transferido para o membro inferior de apoio (32).

A segunda parte da fase de apoio é a resposta à carga (*loading response*), que ocorre imediatamente após o contato inicial. Durante essa fase, o pé inteiro começa a tocar o solo, e o corpo começa a se inclinar para frente. A absorção de choque é crucial aqui, bem como a estabilização do pé e tornozelo para suportar o peso do corpo. A atividade muscular aumenta para controlar e amortecer a transferência de carga (32).

A fase média de apoio (*midstance*) é a terceira fase da marcha e ocorre quando o corpo está diretamente sobre o membro inferior de apoio. Nesta fase, o pé de apoio está completamente em contato com o solo, e o corpo se estabiliza sobre um único membro inferior. A função principal aqui é manter o equilíbrio e sustentar o peso do corpo enquanto o outro membro inferior se prepara para entrar em contato com o solo (32).



**Figura 2.4.** Fases da marcha. Retirado de (6) com adaptações.

A fase final de apoio (*terminal stance*) ocorre quando o calcanhar do membro inferior de apoio começa a levantar do solo, preparando-se para o impulso. Nesta fase, o peso do corpo começa a se transferir para o outro membro inferior. O pé de apoio começa a sair do solo, e o membro inferior oposta está em movimento para o próximo contato inicial. A função principal é gerar força para mover o corpo para frente (32).

A pré-balanço (*pre-swing*) é a última subfase da fase de apoio, ocorrendo quando o pé está se preparando para deixar o solo completamente. Durante esta fase, os dedos dos pés estão em contato com o solo, proporcionando o último impulso necessário para iniciar a fase de balanço. O peso do corpo está quase totalmente transferido para o membro inferior oposta, e o membro inferior de apoio está pronto para balançar para frente (32).

A fase de balanço (*swing phase*) representa os 40% restantes do ciclo de marcha. Ela começa com o desprendimento dos dedos do pé (*toe-off*) e termina com o contato inicial do mesmo membro inferior. A fase de balanço é dividida em três subfases: balanço inicial (*initial swing*), balanço médio (*midswing*), e balanço terminal (*terminal swing*). No balanço inicial, o membro inferior começa a se mover para frente, com o joelho dobrando e o pé se elevando do solo (32).

Durante o balanço médio, o membro inferior continua a se mover para frente, passando pelo outro membro inferior que está em fase de apoio. O joelho começa a se estender, e o pé se move em direção ao solo, mas ainda não faz contato. O balanço médio é crucial para garantir

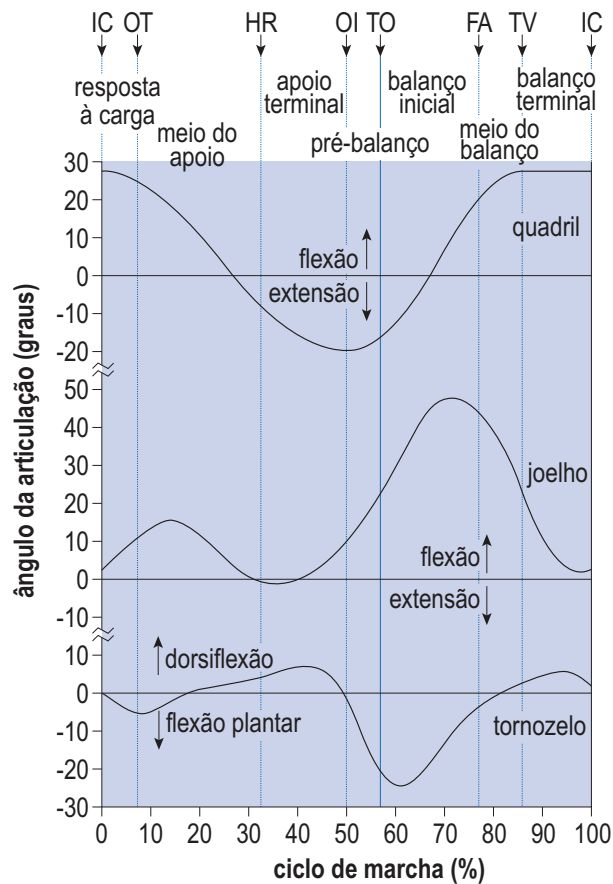
que o pé tenha altura suficiente para evitar tropeçar, enquanto o corpo avança para a próxima fase de apoio (32).

Na fase de balanço terminal, o membro inferior que está balançando estende-se completamente, preparando-se para o contato inicial novamente. O joelho e o tornozelo se preparam para absorver o impacto do contato com o solo. Esta fase é importante para garantir que o pé toque o solo suavemente, preparando-se para o próximo ciclo de marcha (32).

As angulações do joelho, tornozelo e quadril desempenham papéis cruciais durante o ciclo de marcha, influenciando diretamente a eficiência e a estabilidade da marcha. A Figura 2.5 apresenta o comportamento do ângulo de cada uma das articulações citadas. No início da fase de apoio, o joelho se encontra em uma leve flexão, geralmente em torno de  $15^\circ$ , para ajudar na absorção do impacto quando o calcanhar toca o solo. À medida que a marcha progride para a fase média de apoio, o joelho estende-se quase completamente para fornecer estabilidade. Na fase de pré-balanço e balanço inicial, o joelho flexiona-se novamente, atingindo aproximadamente  $60^\circ$  de flexão, permitindo que o pé se eleve do solo e passe pelo outro membro inferior sem dificuldades.

O quadril também apresenta variações significativas de angulação ao longo do ciclo de marcha. No contato inicial, o quadril está em cerca de  $30^\circ$  de flexão, preparando-se para suportar o peso do corpo. Durante a fase de apoio, o quadril move-se para uma extensão quase neutra no meio do apoio, e depois continua a estender-se levemente durante a fase terminal de apoio. Na fase de balanço, o quadril começa a flexionar-se novamente, atingindo sua máxima flexão de cerca de  $30^\circ$  para preparar o próximo contato inicial. O tornozelo, por sua vez, inicia o ciclo em uma posição neutra ou levemente dorsiflexionada no contato inicial, movendo-se para uma rápida plantarflexão durante a resposta à carga. Durante a fase de apoio médio, o tornozelo se dorsiflexiona para ajudar na progressão do corpo sobre o pé, seguido por uma plantarflexão na fase de pré-balanço para fornecer o impulso necessário para o balanço do pé. Durante a fase de balanço, o tornozelo retorna a uma leve dorsiflexão para garantir que os dedos dos pés não toquem o solo (6).

Compreender cada fase da marcha humana é vital para a análise clínica e a reabilitação. Anomalias em qualquer uma dessas fases podem indicar problemas específicos, como fraqueza muscular, problemas neurológicos ou disfunções articulares. A análise detalhada das fases da marcha permite que profissionais de saúde diagnostiquem esses problemas com precisão e desenvolvam estratégias de tratamento eficazes para melhorar a mobilidade e a qualidade de vida dos pacientes (6).



**Figura 2.5.** Ângulo de quadril direito, joelho direito e tornozelo direito durante o ciclo de marcha: contato inicial (*initial contact* - fase da marcha) (IC), levantamento do hálux oposto (*opposite toe off* - fase da marcha) (OT), levantamento do calcanhar (*heel rise* - fase da marcha) (HR), contato inicial oposto (*opposite initial contact* - fase da marcha) (OI), retirada do hálux (*toe off* - fase da marcha) (TO), pés adjacentes (fase da marcha) (FA), tibia na vertical (*tibial vertical* - fase da marcha) (TV). Retirado de (6).

### 2.3.1 Influência da inclinação na marcha humana

A topografia do terreno tem papel importante na biomecânica da marcha, pois exige ajustes nas variáveis cinemáticas e cinéticas para manutenção da estabilidade e eficiência. Estudos indicam que a marcha em superfícies inclinadas altera as angulações articulares e demanda mecânica dos membros inferiores (33, 34). Em acíves, por exemplo, de acordo com Lay *et al.*, observa-se uma modificação nos padrões de movimento, que é caracterizada principalmente pelo aumento da flexão do joelho na fase de apoio (33). Essa adaptação biomecânica tem por objetivo superar a resistência gravitacional e elevar o centro de massa, o que demanda estratégias de controle motor específicas para geração de torques articulares adequados (35).

A cinemática pélvica também sofre adaptações em resposta à inclinação. A pelve atua como um elo na transferência de carga e no equilíbrio dinâmico, apresentando variações em sua inclinação anterior e posterior conforme a demanda do terreno para manter o centro de massa dentro da base de suporte(36). Essas oscilações são fundamentais para acomodar as

mudanças na postura do tronco e garantir a continuidade da progressão vertical e horizontal do corpo durante a marcha em desníveis.

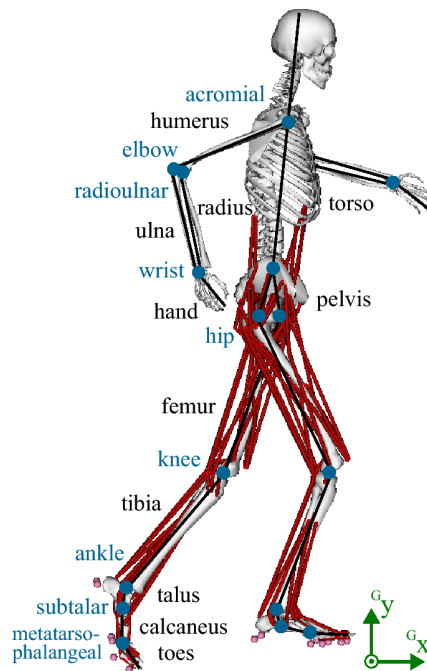
No complexo do tornozelo, durante a subida (aclive), verifica-se um aumento significativo da dorsiflexão, uma estratégia necessária para favorecer a propulsão e o posicionamento do pé em relação ao declive(33, 34). Inversamente, em situações de declive, o sistema locomotor prioriza o controle do movimento descendente e a absorção de impacto, resultando em ajustes na flexão plantar e na rigidez articular para dissipar as forças de reação do solo de maneira eficiente(34).

## **2.4 Modelagem, Simulação e Análise Musculoesquelética**

### **2.4.1 Modelagem musculoesquelética**

A modelagem musculoesquelética é uma técnica que utiliza conceitos de diversas áreas para criar modelos que retratam o movimento humano, como apresentado pela Figura 2.6. Esses modelos são utilizados para estudar o comportamento do sistema musculoesquelético em diferentes condições, como, por exemplo, durante exercícios físicos, durante o trabalho, reabilitação e durante e depois de cirurgias. Esse tipo de modelagem permite que sejam analisados diversos parâmetros, como a força muscular, a tensão em tendões, pressão nas articulações e distribuição de cargas no corpo. Essas informações são úteis para o melhor entendimento do funcionamento do corpo humano e para desenvolver novas técnicas e dispositivos que ajudam a melhorar a qualidade de vida de seres humanos (37).

Vários *softwares* são utilizados para essas finalidades, como, por exemplo, o The AnyBody Modeling System(38), o OpenSim(39) (40), o C-Motion Visual3D(41) (42), HyFyDY Simulation Engine (43), entre outros.



**Figura 2.6.** Exemplo de um modelo musculoesquelético. Retirado de (7)

A modelagem musculoesquelética é feita a partir da coleta de dados anatômicos e fisiológicos do corpo humano, como a geometria dos ossos, a localização dos músculos, as propriedades mecânicas dos tecidos e as características do movimento. Esses dados são, então, utilizados na criação de modelos matemáticos que representam o sistema musculoesquelético e a interação desse sistema com o ambiente (44).

Modelos musculoesqueléticos podem ser divididos em dois grupos: modelos dinâmicos diretos e inversos. Modelos dinâmicos diretos permitem que o movimento seja calculado com base em ativações musculares previsíveis. Esse tipo de abordagem é mais atrativa do ponto de vista de detalhamento do modelo, porém é mais custosa do ponto de vista computacional. Modelagem dinâmica inversa permite que seja calculada a ativação muscular com base em um movimento. Esse tipo de abordagem implica que o modelo terá várias restrições, porém é mais atrativa do ponto de vista computacional. (37)

Essa técnica é uma área em constante evolução, com aplicações em diversas áreas, como a medicina, a fisioterapia, o esporte e a indústria. Esse tipo de modelagem permite a análise de problemas complexos do corpo humano e criação de soluções inovadoras para esses problemas (44).

## 2.5 Revisão Bibliográfica

Os estudos a respeito da análise de marcha datam da Grécia antiga, onde Aristóteles observava que alguns animais se moviam com todo o corpo de uma vez, enquanto outros movem uma

parte primeiro e depois a outra. Em ambos os casos observados por Aristóteles, o animal em movimento sempre mudava de direção quando pressionava contra o que estava embaixo dele (45).

Em 1890, os anamotistas alemães Christian Wilhelm Braune e Otto Fischer publicaram uma série de artigos a respeito da biomecânica da marcha humana, em que os objetos de estudos eram submetidos a condições com e sem carga (46).

Em 1950, Bresler e Frankel abordam a análise das forças e momentos que atuam no membro inferior durante a marcha em superfícies planas. Nesse artigo, os autores investigam as forças de reação do solo e os momentos articulares gerados em diversas partes do membro inferior, como o quadril, o joelho e o tornozelo durante o ciclo de marcha. Por meio de instrumentação específica, como plataformas de forças e equipamentos de fotografia e de vídeo, os autores medem e descrevem as variações dessas grandezas ao longo do ciclo de marcha (47).

Em 1967, Perry aborda a complexidade do ato de andar, destacando a importância de diversos fatores, como a flexão do joelho, força dos quadríceps e a ação muscular em pacientes hemiplégicos. O texto ressalta a evolução na compreensão da mecânica da marcha, resultado da colaboração entre medicina e engenharia, e destaca a relevância de reinterpretar dados científicos em terminologia funcional para aplicação clínica. Além disso, o artigo discute as tarefas funcionais do andar, enfatizando a progressão, o equilíbrio em um único membro e o ajuste do comprimento dos membros como componentes essenciais do processo de locomoção (48). Nesse artigo, é abordado indiretamente as patologias que afetam a marcha ao discutir questões como a influência da flexão do joelho e da força dos quadríceps na marcha de pacientes com fraturas de fêmur, bem como a análise da ação muscular em pacientes hemiplégicos (48).

Em 2006, McIntosh *et. al.* publicou um artigo que investiga os efeitos da inclinação de terreno na marcha de 11 voluntários saudáveis do sexo masculino. Foram analisadas as alterações na cinemática e na dinâmica dos membros inferiores em diferentes ângulos de inclinação. Os resultados mostraram mudanças significativas na inclinação pélvica, nos momentos articulares e nas forças de reação do solo com variações no ângulo de inclinação. Além disso, foram observadas diferenças na cadência, comprimento da passada e velocidade de marcha em relação aos diferentes ângulos de inclinação. Esses achados ressaltam a importância de considerar a biomecânica da marcha em superfícies inclinadas para o desenvolvimento de próteses, reabilitação e prevenção de quedas (34).

Em 2014, Teixeira *et. al.* publicou estudo a respeito da utilização dos EPIs por mototaxistas em Jequié, Bahia, Brasil. Esse estudo investiga as práticas e percepções de mototaxistas em relação a EPIs. Nesse estudo, tornou-se explícito que os mototaxistas têm algum conhecimento acerca dos equipamentos de proteção ocupacional e atribuem, inclusive, importância ao uso correto desses equipamentos, porém, nem sempre fazem o uso devido deles (49).

Cordeiro, em 2018, publicou estudo que investiga o comportamento de motociclistas na

cidade de Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil, em relação ao uso de EPI. Os resultados indicaram que a maioria dos motociclistas usava capacete, mas havia variação significativa no uso de outros dispositivos de segurança, como calças, luvas e botas (14).

No que tange à ergonomia e ao desempenho físico, Tochiara et al. (2022) (50) realizaram uma revisão crítica com o objetivo de propor métodos de teste padronizados para avaliar a mobilidade de bombeiros estruturais, cujos EPIs geram significativa carga física e restrições de movimento devido ao peso aproximado de 20 kg e ao volume dos componentes. Os autores apontaram limitações nas normas internacionais vigentes, que tendem a priorizar propriedades de resistência térmica em detrimento de protocolos detalhados para a avaliação da mobilidade, e categorizaram as metodologias mais eficazes em quatro domínios: atividades simuladas de combate a incêndio (SFA), testes de habilidade de equilíbrio (como oscilação postural, alcance funcional e *timed up and go*), amplitude de movimento (ROM) e avaliações subjetivas de conforto e esforço. O estudo concluiu que a aplicação combinada dessas métricas objetivas e subjetivas, utilizando bombeiros profissionais como participantes devido à sua familiaridade com o equipamento e consistência de desempenho, constitui a abordagem mais confiável para fundamentar o desenvolvimento de EPIs mais seguros e funcionais.

A eficácia do EPI transcende a mera barreira física, sendo o ajuste um determinante crítico do desempenho funcional em diversas ocupações. Brisbane et al. (2022) (51) realizaram uma revisão sistemática abrangendo domínios como militar, aeroespacial e saúde, evidenciando que 88% dos estudos analisados reportaram impactos estatisticamente significativos do ajuste do EPI na performance ocupacional. O uso de equipamentos mal ajustados — sejam eles excessivamente grandes ou pequenos — correlaciona-se com prejuízos multidimensionais, incluindo o aumento do tempo de reação, a redução da amplitude de movimento, a diminuição da tolerância física e alterações indesejadas na ativação muscular. A pesquisa ressalta que o ajuste inadequado amplifica os encargos ergonômicos e de massa inerentes ao EPI, afetando não apenas a integridade física, mas também as capacidades cognitivas do usuário. Diante disso, os autores sugerem que futuras avaliações de EPI devem adotar uma abordagem holística, integrando medidas de ajuste estático (antropometria), dinâmico (interação durante o movimento) e cognitivo (impacto na tomada de decisão) para otimizar a segurança e a operacionalidade dos trabalhadores.

O estudo de Senaji *et. al.* investiga a associação entre a utilização de EPIs e a prevalência de lesões no trânsito entre os motociclistas em Nairobi, no Quênia. Objetivou-se, nesse estudo, determinar a prevalência de lesões no trânsito entre os motociclistas, avaliar o nível de utilização de EPIs por esses motociclistas e avaliar o tamanho do efeito da associação entre a utilização de EPIs e o tipo de lesão sofrida pelos motociclistas. O estudo revelou que o uso de EPIs estava relacionado a uma menor gravidade das lesões e enquanto capacetes, jaquetas, calças pesadas e luvas reduziram a gravidade das lesões, coletes reflexivos e botas não mostraram uma associação significativa com a gravidade das lesões (52).

Embora esses estudos não abordem diretamente a marcha, seus achados reforçam que EPIs capazes de restringir movimento ou alterar a cinemática dos membros inferiores podem impactar tarefas locomotoras cotidianas.

Em 2019, Geijtenbeek *et. al.* publicou artigo contendo um estudo que investiga como a fraqueza e contratura dos músculos flexores plantares do tornozelo afetam a marcha, utilizando simulações musculoesqueléticas preditivas com o software SCONE e o OpenSim como motor de simulação biomecânica. As simulações mostraram que fraqueza severa leva a uma marcha mais lenta com apoio no calcanhar, enquanto contraturas severas resultam em uma marcha na ponta dos pés com flexão excessiva do quadril e joelho (53).

Em 2020, Li *et. al.* publicou um artigo que explora métodos de simulação preditiva, por meio do SCONE e OpenSim, para projetar modos de assistência adequados para a marcha humana em aclives e declives. Esse estudo investiga como otimizar a assistência para melhorar a eficiência e a estabilidade em terrenos inclinados (35).

Apesar da grande evolução na análise da marcha e do avanço de pesquisas sobre o uso de equipamentos de proteção individual, nota-se que há uma escassez de estudos que articulem diretamente essas duas áreas. Os trabalhos disponíveis sobre EPIs em motociclistas concentram-se sobretudo em aspectos epidemiológicos, frequência de uso ou percepção dos trabalhadores(14), enquanto os estudos de marcha priorizam a caracterização biomecânica ou simulações computacionais de diferentes condições locomotoras(53, 35, 34). Pouco se encontra, portanto, sobre a investigação quantitativa de como o uso de EPIs afeta variáveis biomecânicas da marcha e, conseqüentemente, o conforto e a segurança do trabalhador.

Diante disso, observa-se a necessidade de pesquisas que integrem a avaliação do impacto de EPIs em parâmetros biomecânicos, utilizando simulações computacionais de marcha como ferramenta de análise. Essa abordagem permite não apenas avançar o conhecimento científico sobre ergonomia e segurança, mas também fornecer subsídios práticos para o desenvolvimento de equipamentos mais eficientes. Assim, este trabalho se insere nesse contexto, buscando contribuir para preencher essa lacuna e oferecer evidências que aproximem a análise da marcha e a avaliação de EPIs no cenário ocupacional atual.

## 3 Materiais e Métodos

Este capítulo descreve detalhadamente a metodologia empregada para avaliar o impacto biomecânico do equipamento de proteção individual (EPI) na marcha humana. A abordagem central do estudo baseia-se em simulação musculoesquelética preditiva, uma técnica computacional que permite investigar a cinemática e a dinâmica do movimento em cenários controlados.

O texto está organizado em seções sequenciais: inicialmente, é apresentado o modelo musculoesquelético utilizado, incluindo seus graus de liberdade e a forma como o EPI foi incorporado. Em seguida, são detalhados os dez cenários de simulação projetados para replicar diferentes condições de caminhada. A terceira seção descreve as ferramentas de software — OpenSim, SCONE e HyFyDy — que formaram a base da pipeline de simulação. Por fim, são expostos os procedimentos de processamento dos dados e a estrutura de análise estatística, que inclui a análise de sujeito único (SSA) e o teste de Wilcoxon *signed-rank*.

### 3.1 Modelos musculoesqueléticos

O modelo musculoesquelético básico utilizado nas simulações possui massa igual a 74,5314 kg, 9 graus de liberdade (DOF) e 18 atuadores (músculos). Este modelo é projetado para capturar os movimentos do corpo durante a marcha, fornecendo uma base para a análise biomecânica. Seis dos graus de liberdade são as *pin joints* para o tronco, pelve, joelhos e tornozelos, representando a rotação de cada junta no plano sagital. Os três graus de liberdade restantes correspondem aos movimentos do modelo musculoesquelético em relação ao chão no plano sagital, incluindo a translação anteroposterior, translação longitudinal e rotação de inclinação (24), (54). Cada pé possui duas esferas de contato que geram fricção e força restituinte. Em cada pé, a esfera presente na parte posterior representa o calcâneo e a presente na parte anterior, o dorso do pé.

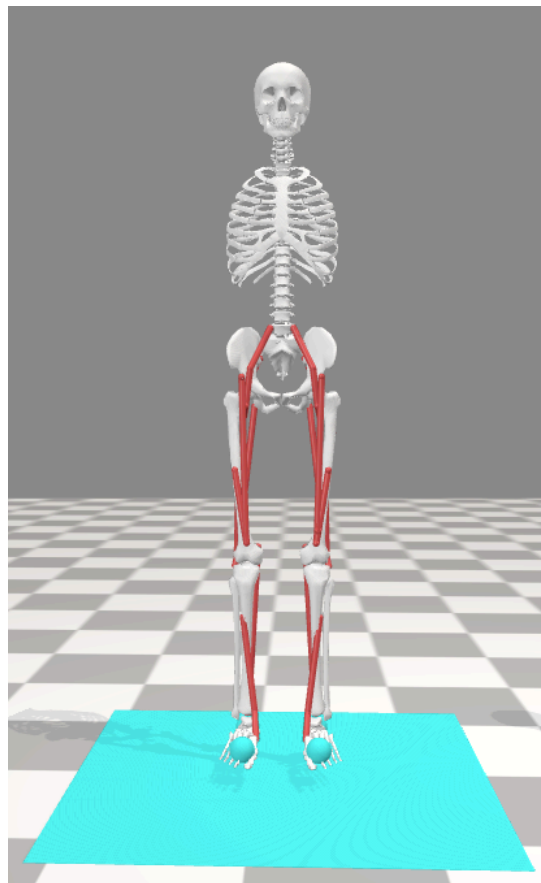
O uso de 9 graus de liberdade e a inclusão de 18 músculos permitem uma representação detalhada das interações musculoesqueléticas durante a caminhada. Os graus de liberdade para as articulações principais capturam movimentos essenciais, enquanto os músculos modelados fornecem as forças necessárias para impulsionar e estabilizar o corpo.

A escolha dos músculos inclui tanto músculos monoarticulares quanto biarticulares, o que é essencial para capturar a complexidade dos movimentos e a distribuição de forças durante

diferentes fases da marcha. Por exemplo, o gastrocnêmio e o sóleo trabalham juntos para plantarflexionar o tornozelo, enquanto o tibial anterior é crítico para a dorsiflexão durante a fase de balanço. Esta combinação de músculos permite que o modelo simule com precisão os padrões de ativação e a coordenação muscular necessária para uma marcha eficiente e equilibrada (55).

Finalmente, a modelagem detalhada dos músculos e articulações no plano sagital fornece uma base robusta para explorar como o EPI influencia a biomecânica da marcha. Ao comparar as simulações com e sem o EPI, é possível identificar mudanças nas forças musculares, nos momentos articulares e nos padrões de movimento, oferecendo *insights* valiosos para a otimização do design de EPIs e para a prevenção de lesões (56), (57). No SCONE, o modelo utilizado é o H0918v3.hfd, que é um modelo exemplo já incluído no *software*.

A Figura 3.1 ilustra o modelo descrito.



**Figura 3.1.** Modelo musculoesquelético básico utilizado nas simulações sem EPI.

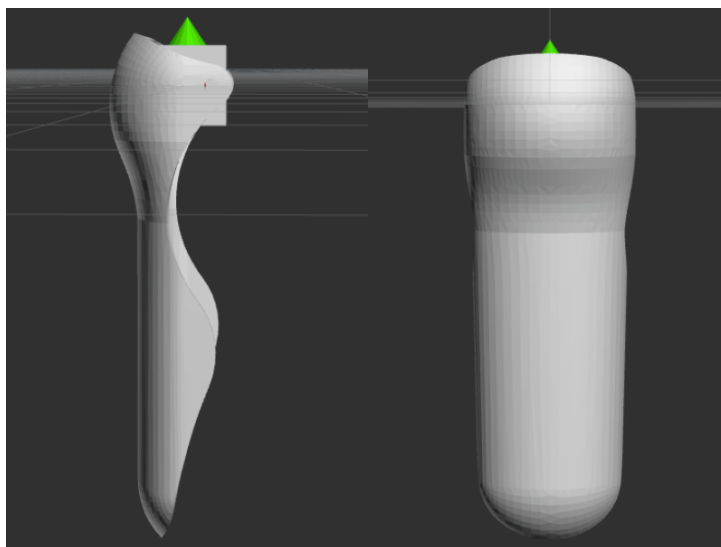
## 3.2 Descrição do EPI simulado

O modelo com EPI foi obtido a partir da modificação do modelo musculoesquelético base. Nessa modificação, foi introduzido um corpo rígido adicional, acoplado ao segmento da tíbia, para representar conceitualmente a presença de uma caneleira de proteção (EPI) no membro

inferior do usuário.

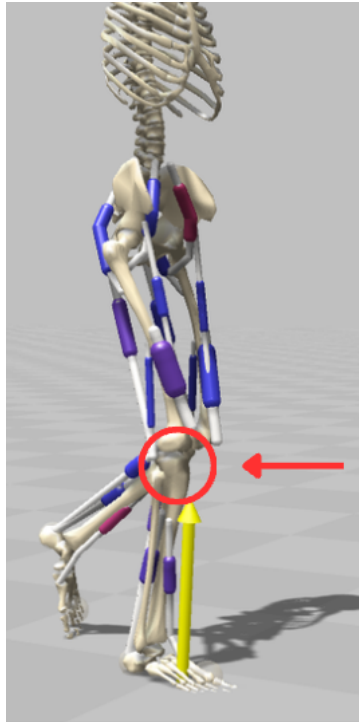
A caneleira utilizada nas simulações, ilustrada na Figura 3.3, foi concebida com base no equipamento descrito por (8). Neste trabalho, a caneleira é tratada como um dispositivo *conceitual*, ainda não produzido fisicamente, adotando-se a massa de referência de 0,35 kg por unidade, valor coerente com o equipamento proposto por (8). Assim, o uso de caneleiras em ambos os membros inferiores resulta em um acréscimo total de 0,70 kg ao sistema. Essa massa adicional foi incorporada ao modelo musculoesquelético com o objetivo de avaliar, de forma idealizada, o impacto inercial do uso da caneleira durante a caminhada. A introdução de peso extra em cenários de marcha é conhecida por alterar as dinâmicas de movimento, como mostrado em estudos de biomecânica (58). Além disso, há um cenário em que foi proposta uma alteração na massa do EPI, que passou de 0,35 kg para 0,5 kg, resultando em um acréscimo total de 1 kg ao sistema.

No contexto específico do High Fidelity Dynamics (*software* de simulação) (HyFyDy), a caneleira é modelada unicamente como uma massa adicionada à extremidade superior da tíbia, próxima ao joelho, como mostra a Figura tal, sem representação geométrica detalhada. Dessa forma, seu efeito se restringe ao aumento de carga inercial durante a simulação, sem implicar qualquer restrição explícita de amplitude de movimento articular.



**Figura 3.2.** Caneleira conceitual utilizada como referência para a definição de massa nos cenários simulados. Figura adaptada de (8).

Conceitualmente, o EPI corresponde a um protetor tibial rígido, do tipo caneleira, projetado para recobrir a região anterior da tíbia e distribuir cargas de impacto ao longo da crista tibial. Do ponto de vista biomecânico, tal desenho implicaria acréscimo de massa distribuída ao longo do membro inferior direito e potencial aumento da rigidez local, especialmente na região distal. Embora a presente implementação numérica considere apenas o efeito inercial (massa adicional), essas características motivam a escolha da caneleira como foco deste estudo, uma vez que, em uso real, poderiam influenciar a inércia do segmento durante a fase de balanço e interferir



**Figura 3.3.** Localização da caneleira no modelo.

na amplitude de movimento do tornozelo e do joelho durante a marcha.

No modelo musculoesquelético implementado no OpenSim, o EPI foi representado por um novo corpo do tipo <Body> com massa de 0,35 kg, para os cenários 1 a 9, e de 0,5 kg, para o cenário 10. A conexão com a tíbia foi realizada por meio de uma junta do tipo <WeldJoint>, uma vez que a caneleira permanece rigidamente acoplada ao segmento ao longo de toda a simulação. Esse corpo adicional foi acoplado à tíbia direita e esquerda, denominadas `tibia_r` e `tibia_l` no modelo, de forma a representar a utilização bilateral da caneleira nos cenários com EPI.

### 3.3 Configuração dos cenários

A metodologia de simulação deste estudo se baseia na otimização dos parâmetros de cada cenário e na coleta de resultados para a comparação entre as condições com e sem o uso do EPI. Utilizando um modelo musculoesquelético detalhado, busca-se avaliar como o EPI influencia a biomecânica da marcha em diferentes terrenos e velocidades. Para garantir a precisão e a validade dos resultados, adotaram-se técnicas avançadas de simulação preditiva e análise de movimento, conforme descrito em estudos recentes (24), (59). Todas as simulações foram feitas em um computador MacBook Air 2020 M1, com 8 GB de memória RAM e 256 GB de armazenamento. A versão do OpenSim utilizada foi a 4.4 e a versão do SCONE, 2.3.0.2844.

Foram simulados dez cenários distintos, tanto com quanto sem a presença do EPI, ou seja, há

20 condições testadas — 10 cenários  $\times$  [sem EPI, com EPI]. Em todos os casos, o modelo musculoesquelético foi instruído a caminhar inicialmente a uma velocidade constante de 1,0 m/s, salvo nos cenários explicitamente projetados para variar esse parâmetro. A velocidade média de caminhada em adultos saudáveis é, em geral, da ordem de 1,4 m/s (1,43 m/s para homens e 1,39 m/s para mulheres)(60). No entanto, considerando a natureza laboral dos motociclistas de aplicativo — que frequentemente reduzem o ritmo para conferir endereços, identificar clientes e transportar pedidos em ambientes urbanos — adotou-se a velocidade de 1,0 m/s como valor de referência, de modo a representar uma marcha funcional mais compatível com o contexto ocupacional estudado. Os cenários foram concebidos para representar situações comuns no cotidiano de motociclistas de entrega, especialmente em áreas urbanas onde mudanças no relevo e nos obstáculos são frequentes. O Quadro 3.1 resume os principais parâmetros e características de cada cenário.

**Quadro 3.1.** Resumo dos cenários simulados

| <b>ID</b> | <b>Cenário</b>                    | <b>Condição do terreno</b>     | <b>Parâmetros</b>                     | <b>Marcha</b>                  |
|-----------|-----------------------------------|--------------------------------|---------------------------------------|--------------------------------|
| C1        | caminhada no plano                | superfície plana               | inclinação 0°                         | velocidade constante (1,0 m/s) |
| C2        | aclive moderado                   | inclinação ascendente          | inclinação +5°                        | velocidade constante (1,0 m/s) |
| C3        | aclive acentuado                  | inclinação ascendente          | inclinação +10°                       | velocidade constante (1,0 m/s) |
| C4        | declive moderado                  | inclinação descendente         | inclinação -5°                        | velocidade constante (1,0 m/s) |
| C5        | declive acentuado                 | inclinação descendente         | inclinação -10°                       | velocidade constante (1,0 m/s) |
| C6        | terreno acidentado                | irregular (subidas e descidas) | inclinação variável                   | velocidade constante (1,0 m/s) |
| C7        | subida de escada                  | degraus ascendentes            | altura 17 cm por degrau               | velocidade constante (1,0 m/s) |
| C8        | descida de escada                 | degraus descendentes           | altura 17 cm por degrau               | velocidade constante (1,0 m/s) |
| C9        | caminhada com velocidade variável | superfície plana               | 1,0 a 1,5 m/s (incremento de 0,1 m/s) | caminhada                      |
| C10       | EPI com maior massa               | superfície plana               | massa extra 500 g no EPI              | velocidade constante (1,0 m/s) |

A escolha desses cenários se justifica pela necessidade de representar a diversidade de situações enfrentadas por motociclistas durante deslocamentos a pé, especialmente em contextos de entrega. O terreno plano (C1) serve como condição de referência. Os aclives (C2, C3) e declives (C4, C5) foram escolhidos por estarem presentes em calçadas, rampas de acesso e ruas com variação de nível, exigindo maior controle muscular e modificação do padrão de marcha (33).

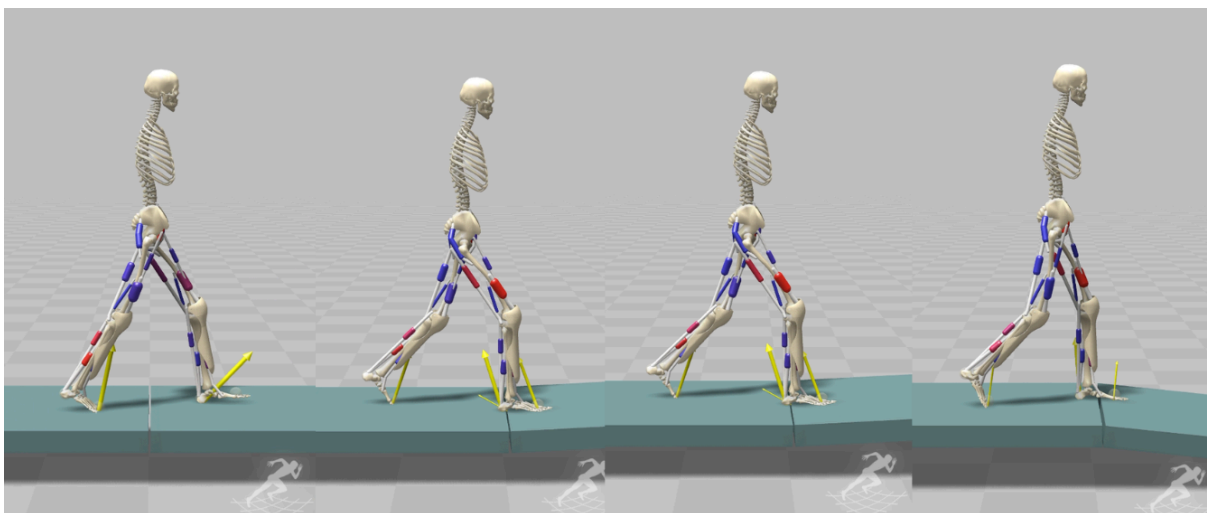
No cenário de terreno acidentado (C6), buscou-se representar situações em que o motociclista precisa se deslocar a pé em calçadas com desníveis sucessivos, típicos de acessos a

garagens, rampas comerciais e vagas de estacionamento em declive. Como referência qualitativa, adotou-se o perfil de calçadas como a ilustrada na Figura 3.4, localizada na Rua Manacá, em Águas Claras, no Distrito Federal, em que o pedestre percorre uma sequência de trechos planos intercalados por rampas curtas ascendentes e descendentes.

Ainda a respeito do cenário C6, na implementação no SCONE (Figura 3.5), o modelo musculoesquelético percorre esse perfil irregular, sendo obrigado a ajustar continuamente o padrão de marcha a pequenas variações de inclinação, em contraste com os cenários de aclive ou declive uniforme (C2–C5).



**Figura 3.4.** Exemplo de calçada com desníveis sucessivos e rampas curtas, utilizada como inspiração qualitativa para o cenário de terreno acidentado (C6). Localização: Rua Manacá, Águas Claras, Distrito Federal (imagem obtida via Google Street View, capturada em outubro de 2024).



**Figura 3.5.** Cenário de terreno acidentado implementado no SCONE, composto por segmentos planos e rampas curtas ascendentes e descendentes.

Na simulação, o solo foi modelado como um perfil unidimensional composto por segmentos planos e segmentos inclinados alternados, de forma a reproduzir essa característica de irregularidade longitudinal: o modelo musculoesquelético é obrigado a adaptar o padrão de marcha

a pequenas variações de inclinação em sequência, em contraste com os cenários de aclive ou declive uniforme (C2–C5). Esse cenário procura aproximar a marcha das condições encontradas em calçadas urbanas onde entregadores caminham carregando pedidos, entrando e saindo de estabelecimentos em diferentes níveis de piso.

Já os cenários de escada (C7, C8) foram incluídos por serem frequentemente encontrados em acessos a edifícios e entregas em domicílios sem elevador. A variação de velocidade (C9) permite avaliar como a marcha responde a alterações progressivas de demanda metabólica. Esses valores de velocidade foram escolhidos tendo como referência a velocidade média de marcha para adultos saudáveis descrita por Bohannon e Andrews(60). Por fim, o cenário com EPI mais pesado (C10) explora o impacto da massa do equipamento sobre a biomecânica da marcha.

### **Desenho experimental e condição de referência**

Para quantificar as alterações biomecânicas associadas ao uso da caneleira, foi adotado um desenho experimental comparativo, com definição explícita de uma condição de referência (baseline). A condição de controle foi estabelecida como a marcha humana padrão sem o uso de qualquer equipamento de proteção no segmento do membro inferior direito, aqui denominada condição *sem EPI*.

A partir dessa condição de referência, foram simulados e analisados cenários com o uso da caneleira, variando-se inclinação do terreno, tipo de terreno (inclinado, acidentado, escada) e massa total do dispositivo, denominados genericamente condição *com EPI*. Os sinais cinemáticos e as métricas de erro (RMSD, MAE) foram sempre calculados tomando a condição *sem EPI* como base de comparação. Assim, para cada articulação avaliada (quadril, joelho e tornozelo), os valores de RMSD e MAE expressam a magnitude da diferença entre a marcha com caneleira e a marcha de referência sem caneleira.

Dessa forma, quaisquer desvios observados nos perfis angulares ou nas amplitudes de movimento podem ser atribuídos diretamente à influência mecânica imposta pelo dispositivo, seja por acréscimo de massa, seja por eventual restrição ao movimento dos segmentos envolvidos.

## **3.4 Softwares e ferramentas**

### **3.4.1 OpenSim**

OpenSim é um *software open source* de modelagem, simulação e análise biomecânica (39). Foi desenvolvido com o propósito de prover ferramentas gratuitas e amplamente acessíveis para condução de pesquisas em biomecânica e em ciências de controle motor. Esse *software* possui

GUI de equipamentos médicos, do movimento humano e animal, entre outros. Nesse *software*, é possível realizar a análise dinâmica inversa e a simulação dinâmica direta.

O OpenSim foi desenvolvido em C++, linguagem de programação de uso geral de baixo nível com características de linguagens de alto nível, e é uma das principais aplicações desenvolvidas pelo Simbios (61), um centro do National Institute of Health (Instituto Nacional de Saúde dos EUA) (NIH) para Computação Biomédica na Universidade de Stanford que foi fundado em 2004 para prover ferramentas computacionais para modelagem física e simulação de estruturas biológicas (61).

Um dos objetivos do OpenSim é criar uma plataforma para criação e compartilhamento de modelos do sistema musculoesquelético. Um modelo OpenSim representa a dinâmica de um sistema de corpos rígidos e articulações que agem sob forças para produção de movimento. O arquivo de um modelo OpenSim é produzido a partir de componentes correspondentes a partes do sistema físico modelado. Essas partes incluem corpos, articulações, forças, restrições e controladores. Um exemplo é o modelo utilizado para simulação de marcha humana, em que os corpos representam as propriedades inerciais e geométricas das partes do corpo humano, as articulações especificam as articulações da pélvis, quadril, joelho e tornozelo, as restrições podem ser utilizadas, para unir o movimento da patela com o ângulo de flexão do joelho, as forças, nesse exemplo, incluem as forças internas dos músculos e ligamento e as forças externas de interação com o solo e os controladores determinam a ativação dos músculos.

A dinâmica direta no OpenSim resolve as equações de movimento de um sistema biomecânico através de um método de integração direta. Neste processo, as variáveis de controle (forças) e as trajetórias de movimento são otimizadas simultaneamente. As equações de movimento consideram a matriz de massa, forças centrífugas e de Coriolis, e forças gravitacionais, resultando na trajetória de movimento que minimiza um custo especificado, como o gasto energético ou o esforço muscular, enquanto cumpre as restrições e equações do sistema.

A equação 3.1 descreve o modelo matematicamente.

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \mathbf{u} + \mathbf{R}^T \lambda \quad (3.1)$$

Nessa equação,  $\mathbf{M}(\mathbf{q})$  é a matriz de massa em função das coordenadas generalizadas  $\mathbf{q}$ ,  $\ddot{\mathbf{q}}$  são as acelerações generalizadas,  $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$  representa as forças centrífugas e de Coriolis,  $\mathbf{G}(\mathbf{q})$  corresponde ao vetor de forças gravitacionais,  $\mathbf{u}$  são as forças de controle aplicadas e  $\mathbf{R}$  é a matriz de restrições, em que  $\lambda$  representa os multiplicadores de Lagrange associados às restrições.

A otimização dessa equação envolve encontrar as funções  $\mathbf{q}(t)$ ,  $\mathbf{u}(t)$  e  $\lambda(t)$  que minimizam um funcional de custo enquanto satisfazem as equações de movimento e quaisquer restrições adicionais.

### 3.4.2 SCONE

O SCONE (62) é um *software open-source* utilizado na simulação preditiva do movimento biológico. Esse tipo de simulação preditiva permite o surgimento de novas aplicações para modelos musculoesqueléticos, como, por exemplo, a otimização da eficiência e eficácia de dispositivos de assistência, como, por exemplo, órteses (63), a relação entre a marcha como um marcador de desempenho acessível a mudanças neuro-musculares emergentes para intervenções terapêuticas precoces em pacientes com paraplegia espástica hereditária (64).

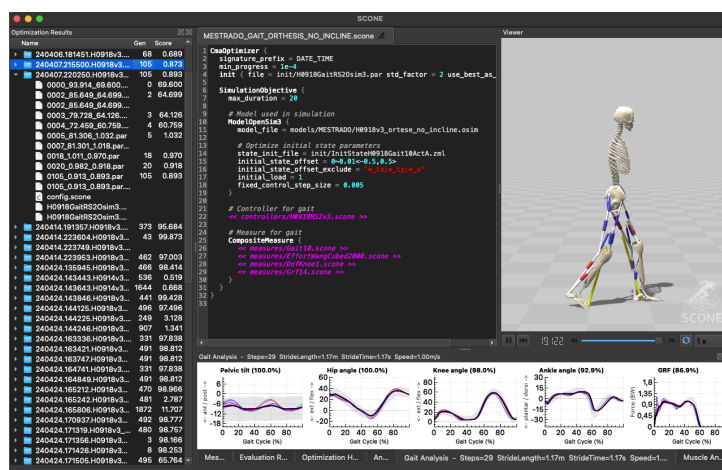


Figura 3.6. Interface gráfica do SCONE.

Nesse *software*, tudo o que é necessário para desenvolver uma simulação preditiva está atrelada ao que se denomina cenário. Cada cenário desse *software* consiste nos seguintes componentes:

- um modelo de um ser humano, animal ou robô;
- um controlador que gera as entradas para os atuadores do modelo;
- um objetivo que descreve a tarefa final que se espera otimizar, através de combinações ponderadas de medidas;
- um otimizador que otimiza os parâmetros de um cenário para um objetivo específico.

O SCONE foi desenvolvido para atender a uma ampla variedade de usuários potenciais, como pesquisadores clínicos com habilidades técnicas limitadas, pesquisadores de biomecânica ou neuromecânica estudando o controle neuromuscular, pesquisadores de robótica interessados em estratégias de controle otimizadas ou na interação entre seres humanos e dispositivos assistivos(62).

A escolha do SCONE como ferramenta para a avaliação do impacto biomecânico de equipamentos de segurança para motociclistas em simulações de caminhada é fundamentada na sua

flexibilidade e precisão na modelagem de movimentos biológicos. A capacidade desse *software* de prever a resposta do corpo humano a diferentes estímulos e configurações posturais é crucial para investigar como os equipamentos de segurança influenciam a biomecânica de motociclistas durante a caminhada. Estudos recentes demonstram a eficácia do SCONE na simulação de movimentos complexos, o que o torna ideal para esta pesquisa (65).

O SCONE dispõe de uma biblioteca abrangente de modelos musculoesqueléticos, que podem ser ajustados para refletir com precisão a anatomia de um motociclista, incluindo ossos, articulações, músculos e ligamentos. Modelos personalizados podem ser criados para simular diferentes posturas e condições, como o uso de capacetes, jaquetas protetoras e botas especiais. Com isso, é possível observar como cada equipamento influencia a cinemática e a dinâmica do movimento. A capacidade do SCONE de integrar dados de captura de movimento para validar e refinar esses modelos aumenta a confiabilidade das simulações (56).

Uma das vantagens mais significativas do SCONE é a sua capacidade de realizar simulações preditivas através de métodos de otimização. Isso permite que o software antecipe como um motociclista se moveria em várias condições e com diferentes equipamentos de segurança, sem a necessidade de experimentos físicos extenuantes. Essas simulações geram dados detalhados sobre as alterações na distribuição de forças nas articulações, padrões de ativação muscular e possíveis zonas de desconforto ou risco de lesão. Estudos anteriores destacam a eficiência do SCONE na predição de padrões de movimento e forças articulares (59), permitindo recomendações para melhorar o design dos equipamentos de segurança.

O SCONE utiliza métodos baseados em *shooting* para otimização, que são métodos que dividem o problema global em subproblemas mais manejáveis, onde se procura uma solução que satisfaça as condições iniciais e finais, bem como as equações diferenciais que descrevem o sistema. Sob a condição de que o modelo musculoesquelético satisfaça as restrições dinâmicas (3.2) e a limitação da faixa de parâmetros (3.3) na otimização, os valores de estado e os valores de controle que minimizam a função objetivo (3.4) são os dados cinemáticos e dinâmicos da simulação da caminhada humana(35).

$$\dot{x} = f(x, u, t) \tag{3.2}$$

$$\begin{aligned} x_{lb} &\leq x \leq x_{ub} \\ u_{lb} &\leq u \leq u_{ub} \end{aligned} \tag{3.3}$$

$$J = w_1 \int_0^{t_f} \dot{E} dt + w_2 P \quad (3.4)$$

Na equação 3.2,  $x$  e  $u$  correspondem aos valores dos estados cinemáticos da marcha humana e os valores de excitação muscular, respectivamente, e  $t$  corresponde ao tempo de marcha. O objetivo final é minimizar a função de custo (3.4), que corresponde ao consumo de energia do corpo durante a caminhada. Nessa equação,  $w_1$  e  $w_2$  são coeficientes de peso,  $E$  é o metabolismo humano e  $t_f$  é o tempo final da simulação. O termo  $P$  também foi adicionado, pois quando a velocidade média do modelo em toda a simulação é menor que a velocidade mínima definida, o termo de penalidade  $w_2 \neq 0$ . Se a velocidade média for maior que a velocidade mínima definida,  $w_2 = 0$  (35).

Por fim, a integração do SCONE com outras ferramentas e dados experimentais amplia ainda mais o valor desta pesquisa. Dados de captura de movimento obtidos em laboratório podem ser importados para o SCONE, validando e refinando os modelos de simulação. Além disso, o *software* suporta scripts customizados e integração com outras plataformas de análise biomecânica, facilitando análises estatísticas e comparativas aprofundadas. Com esses recursos, a pesquisa pode fornecer recomendações baseadas em evidências sobre como os equipamentos de segurança podem ser otimizados para minimizar impactos adversos na biomecânica dos motociclistas durante a caminhada, contribuindo significativamente para a melhoria da segurança e do conforto dos usuários.

### 3.4.3 HyFyDy

O HyFyDy é um *software* de simulação biomecânica de alto desempenho e alta acurácia, desenvolvido com o objetivo de unir a acurácia de modelos do OpenSim com a velocidade de simulação de plataformas como o MuJoCo. O seu propósito principal é acelerar a pesquisa em biomecânica e a simulação preditiva do movimento humano e animal, sendo especialmente útil em otimizações em larga escala e aplicações que exigem velocidade, como aprendizado por reforço (reinforcement learning) (43).

O HyFyDy foi construído para maximizar a performance, alcançando uma velocidade de simulação aproximadamente 100 vezes superior à do OpenSim, utilizando os mesmos modelos de músculo (do tipo Hill, como o de Millard) e de contato (baseado em força, com atrito de Coulomb) (43). Apesar da alta velocidade, o *software* não sacrifica a precisão. Ele implementa modelos de músculo-tendão de alta fidelidade que consideram a elasticidade do tendão, penação das fibras e amortecimento, além de forças de contato não lineares (Hunt-Crossley), garantindo resultados de pesquisa confiáveis (43).

Uma vantagem significativa é o uso de integradores com passo de tempo variável e controle

de erro automático. Isso permite que o usuário defina um nível de acurácia desejado, e o software ajusta o passo de integração para garantir que a simulação permaneça estável e precisa, eliminando a necessidade de ajustes manuais do passo de tempo, um desafio comum em outras plataformas (43). Diferente de abordagens baseadas em coordenadas, as restrições articulares no HyFyDy são modeladas por meio de forças que simulam o efeito de cartilagens e ligamentos. Isso permite customizar a rigidez e o amortecimento das juntas e modelar cadeias cinemáticas fechadas de forma eficiente (43).

O software utiliza um formato de arquivo próprio e intuitivo (.hfd), baseado em texto, e oferece ferramentas para converter modelos do OpenSim, embora apenas um subconjunto de suas funcionalidades seja suportado. Ele está disponível para múltiplos sistemas operacionais e pode ser integrado ao SCONE como um motor de simulação ou utilizado através de uma API em Python, o que reforça sua aplicabilidade em pesquisas que combinam biomecânica e inteligência artificial (43).

### 3.5 Procedimentos de simulação

Primeiramente, os cenários foram configurados no SCONE a partir do modelo musculoesquelético citado. Para isso, decidiu-se utilizar um exemplo base do SCONE e alterar esses parâmetros para as otimizações. A simulação foi definida para durar 20 segundos.

Para a geração dos padrões de caminhada, o controlador utilizado foi o controlador de caminhada de Geyer e Herr(66) para gerar padrões de excitação muscular no decorrer do tempo. Tanto o estado inicial (9 parâmetros descrevendo os graus de liberdade internos) e os parâmetros de controle (18 atuadores) foram otimizados simultaneamente por meio de adaptação de matriz de covariância.

No SCONE, para iniciar uma simulação, deve-se acessar o menu `Scenario > Optimize Scenario`, como mostra a Figura 3.7. Com isso, o SCONE iniciará a série de otimizações a fim de minimizar a função de custo de energia, alterando os parâmetros iniciais da simulação.

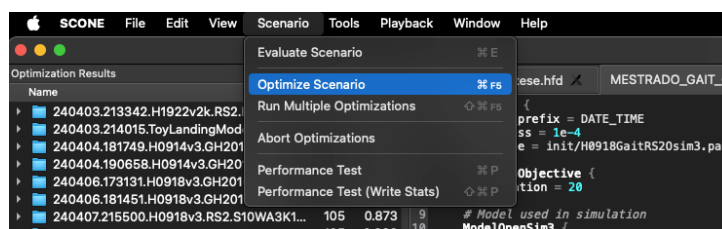


Figura 3.7. Caminho para a otimização de cenários no SCONE.

Após a otimização, os resultados de cada simulação foram armazenados em arquivos .sto (storage files), que contêm os valores detalhados das variáveis do modelo musculoesquelético, tais como forças musculares, momentos articulares e ângulos de juntas.

Os arquivos .sto gerados pelo SCONE foram então processados por um *script* desenvolvido em Python. Esse *script* automatiza a leitura dos dados e a geração de gráficos, facilitando a análise dos resultados. Uma vez gerados os resultados, é necessário realizar a transformação de domínio, pois, na literatura, a análise de marcha é feita tendo em vista o ciclo de caminhada como parâmetro independente ao invés do tempo. Logo, um algoritmo de transformação de domínio foi criado para facilitar as análises a partir da posição do pé direito do modelo musculoesquelético.

A partir dos gráficos gerados, é possível realizar análises detalhadas dos efeitos das caneleiras no desempenho do modelo musculoesquelético, que são essenciais para desenvolver recomendações sobre o uso seguro e eficaz de caneleiras, tanto em contextos de reabilitação quanto em atividades físicas diárias. Compreender como os pesos adicionais afetam a biomecânica da marcha ajuda a prevenir lesões e a otimizar o desempenho. A metodologia descrita, combinando simulações avançadas com análises automatizadas, proporciona uma abordagem robusta para investigar as complexas interações entre dispositivos de segurança e o movimento humano.

### **Estratégia de inicialização da otimização**

Nos cenários C1 a C4, as simulações foram conduzidas utilizando exclusivamente os parâmetros iniciais definidos no modelo base, sem a aplicação de estratégias de otimização retroativa. Nesses casos, o algoritmo de otimização partiu de um conjunto fixo de condições iniciais, avaliando a capacidade do modelo em convergir a partir desses valores.

A partir do cenário C5, adotou-se uma estratégia de inicialização baseada em soluções previamente convergentes (*warm-start*). Nessa abordagem, os parâmetros finais obtidos em uma simulação que apresentou convergência satisfatória foram utilizados como condições iniciais para a otimização do cenário subsequente. Essa estratégia é amplamente empregada em problemas de otimização não linear e tem como objetivo reduzir o custo computacional, melhorar a estabilidade numérica e favorecer a convergência do algoritmo, especialmente em cenários de maior complexidade dinâmica, como terrenos irregulares, escadas ou variações de velocidade.

Importa destacar que essa estratégia não altera a definição da função de custo, as restrições do modelo nem os critérios de parada da otimização, afetando apenas a eficiência do processo de convergência.

## 3.6 Processamento e tratamento dos dados

### 3.6.1 Pré-processamento

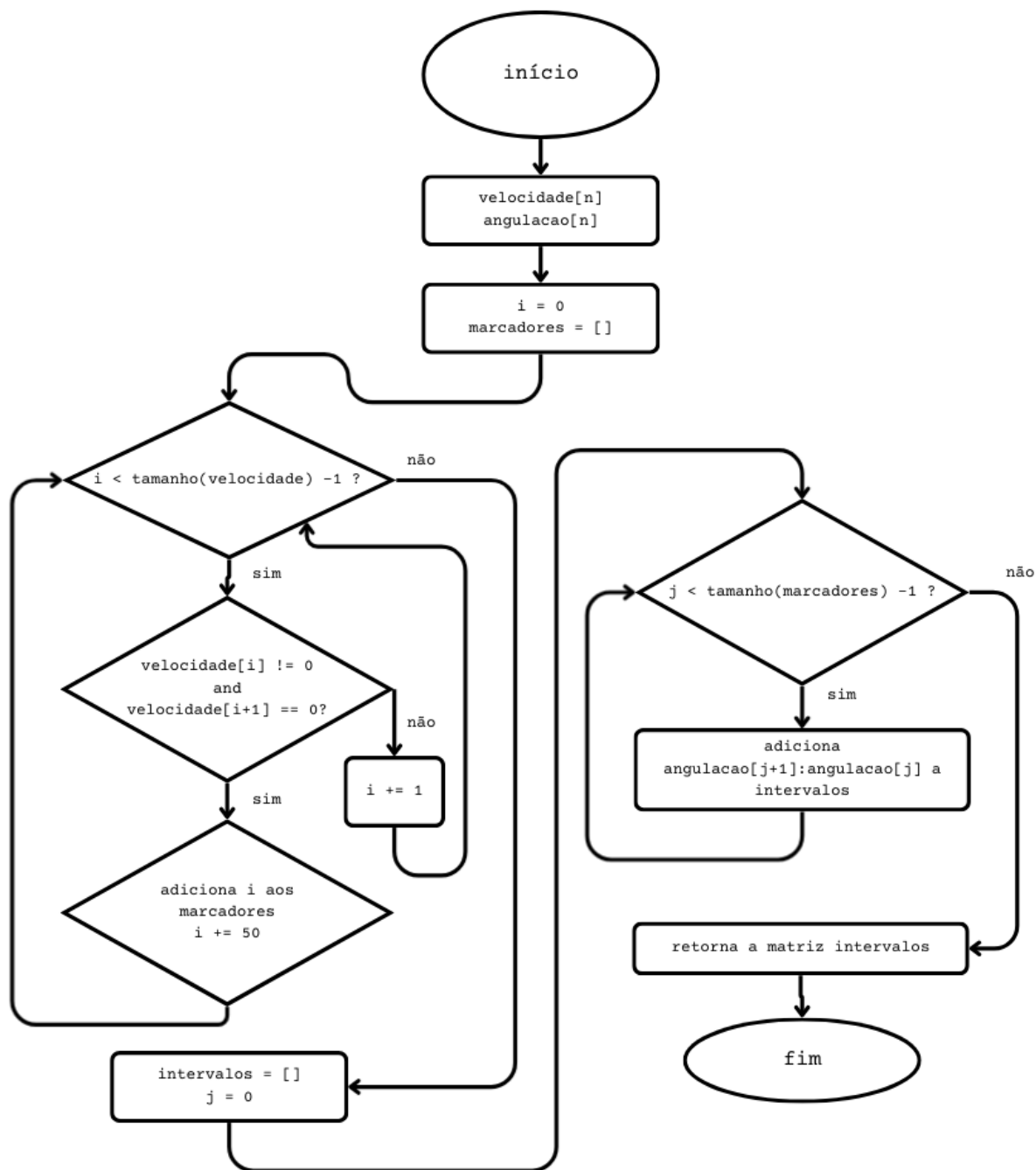
Após a otimização de cada cenário, os resultados de cada simulação são armazenados em arquivos `.sto`. Esses arquivos contêm um *header*, em que são armazenadas informações acerca do cenário de simulação e da quantidade de linhas e colunas deste arquivo, e os dados brutos de todas as variáveis do modelo musculoesquelético. Os dados brutos são armazenados de forma semelhante à forma dos arquivos `.csv`, porém, ao invés de as colunas serem separadas por vírgula, elas são separadas por tabulação. Portanto, o *header* desses arquivos é excluído, os separadores de colunas são trocados para vírgulas e a extensão do arquivo é trocada para `.csv`.

Os dados são então carregados pelo *script* por meio da biblioteca Pandas no Python. Os dados de velocidade horizontal do calcanhar direito são utilizados para a obtenção de cada um dos ciclos de caminhada, como explica com mais detalhes a Subseção 3.6.2.

### 3.6.2 Algoritmo de conversão de tempo para ciclo de caminhada

A detecção dos eventos do ciclo da marcha define os marcos temporais sobre os quais todas as demais variáveis são interpretadas. O método considerado padrão ouro é aquele baseado na força de reação do solo (*ground reaction force*) (GRF), obtida por plataformas de força, o qual permite identificar com alta precisão os momentos de contato inicial (IC) e retirada do pé (TO) (67). No entanto, esse método apresenta limitações em ambientes simulados, terrenos inclinados ou irregulares, e em situações em que não há contato bem definido entre o pé e a plataforma. Embora a GRF seja tradicionalmente considerada o padrão ouro para a detecção dos eventos no ciclo da marcha, sua aplicação direta aos dados obtidos por meio de simulações apresenta algumas limitações práticas e metodológicas. Por esse motivo, optou-se por implementar um algoritmo próprio baseado em dados cinemáticos, mais especificamente na velocidade do calcanhar. Como alternativas ao uso direto da GRF, métodos cinemáticos têm sido amplamente explorados na literatura (68, 69).

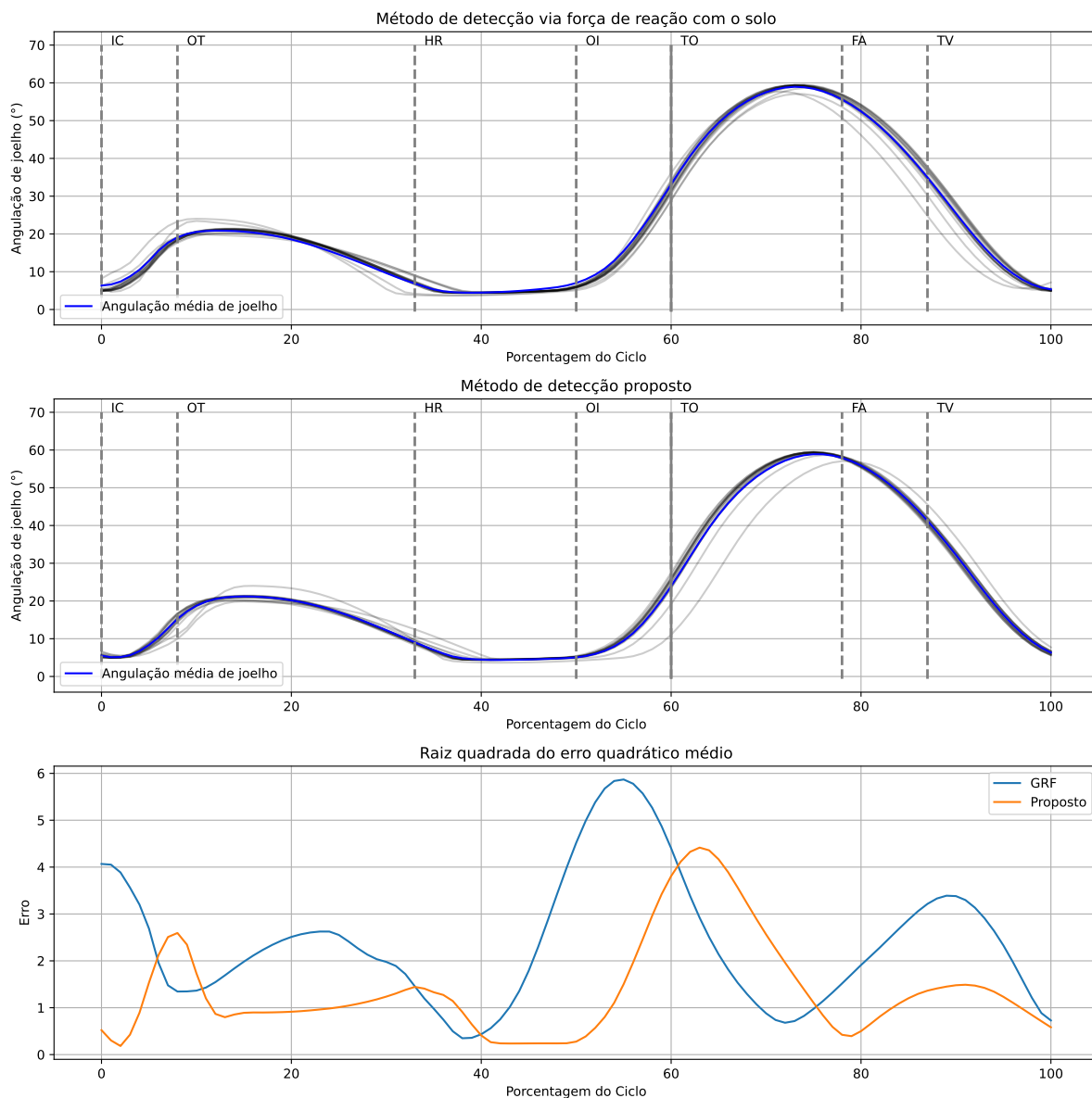
Tendo isso em vista, foi extraída a componente da velocidade no eixo  $x$  do calcanhar direito do modelo ( $v_x$ ), resultando em um vetor unidimensional. A segmentação deste vetor foi realizada com base no seguinte critério: se a velocidade em  $x$  do calcanhar no índice  $n$  for igual a zero ( $v_x[n] = 0$ ) e no índice  $n$  for superior a zero ( $v_x[n + 1] > 0$ ), então  $n$  é considerado o início de um novo ciclo de caminhada. Esse processo de segmentação é repetido ao longo de todo o vetor. Em seguida, o algoritmo organiza os trechos segmentados em uma matriz, em que cada linha corresponde a um ciclo de caminhada identificado. A Figura 3.8 apresenta o diagrama de blocos do algoritmo de detecção de ciclo de caminhada proposto.



**Figura 3.8.** Diagram de blocos do algoritmo de detecção proposto.

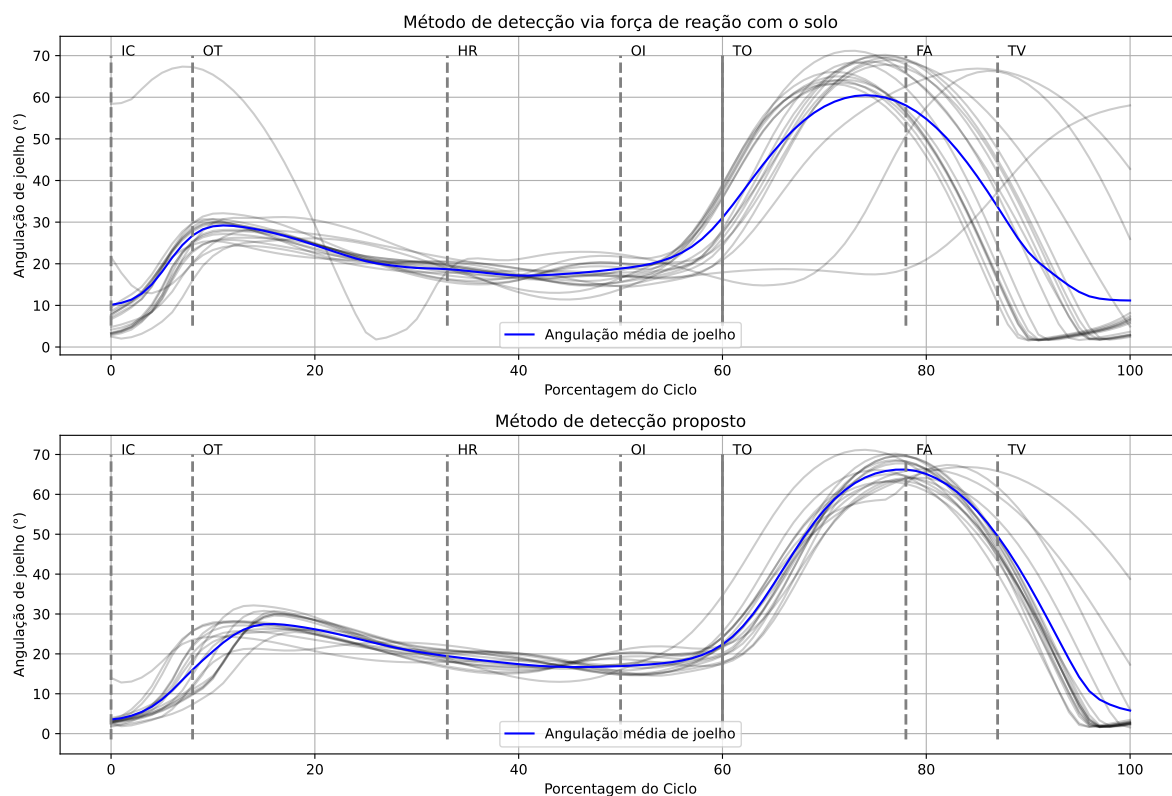
Os gráficos das Figuras 3.9, 3.10 e 3.11 apresentam os resultados da comparação entre os métodos de detecção dos eventos do ciclo da marcha: GRF e o método proposto. Os resultados mostram que ambos os métodos geram curvas de angulação de joelho com perfis semelhantes ao longo do ciclo, em todos os cenários explorados. Entretanto, no método baseado em GRF — especialmente nos cenários de marcha mais desafiadores — observa-se a presença de picos em momentos inesperados, o que reforça a ideia de que esse método é mais sensível a perturbações

no contato do pé com o solo. Além disso, verifica-se que, em todos os cenários, os valores da raiz quadrada do erro quadrático médio (RMSE) são menores no método proposto.



**Figura 3.9.** Comparação visual e quantitativa entre o método de detecção dos eventos do ciclo da marcha baseado em GRF e o método proposto pelo autor nos dados obtidos da simulação do cenário sem inclinação.

Esses achados reforçam que o algoritmo desenvolvido apresenta desempenho comparável ao do método tradicional baseado em GRF, mesmo sem recorrer a dados de força. Importa destacar, contudo, que no presente estudo o método efetivamente adotado para todas as análises foi o proposto pelo autor, baseado em dados cinemáticos, enquanto a GRF foi utilizada apenas como referência comparativa para validação. Essa decisão assegura maior aplicabilidade em cenários simulados e evidencia a robustez do algoritmo desenvolvido.

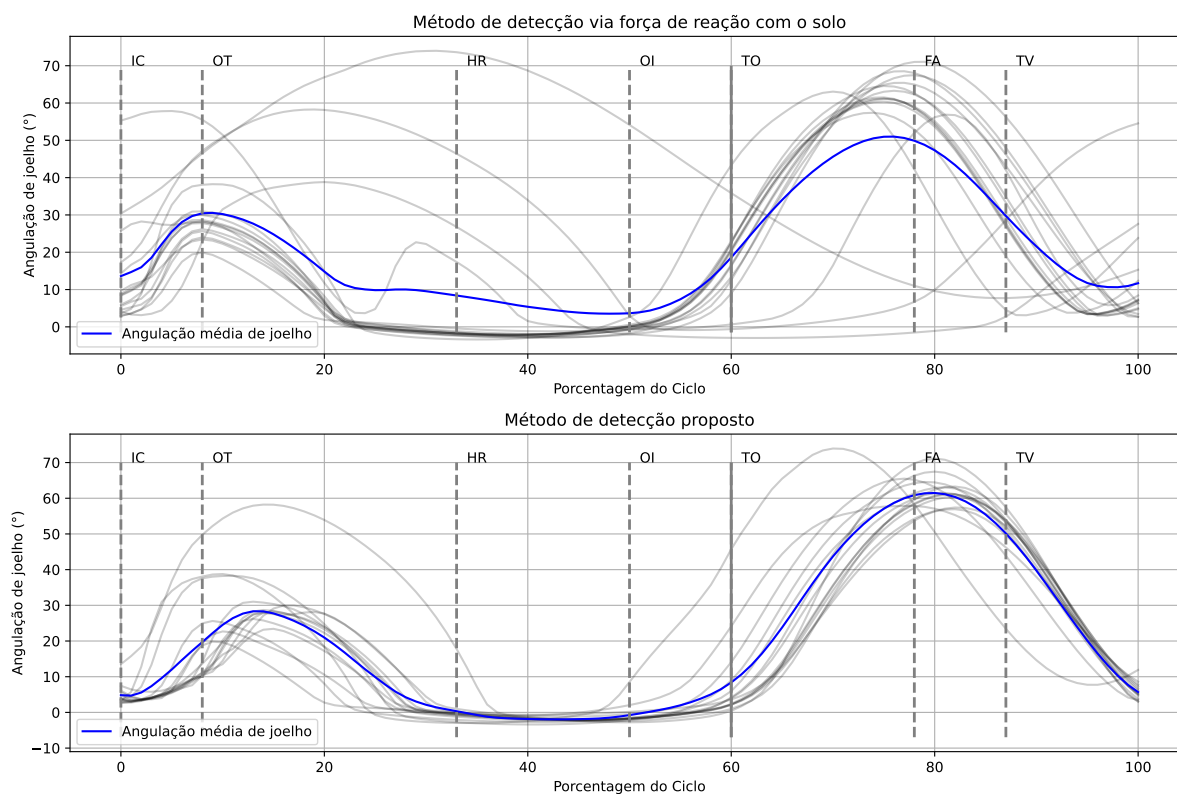


**Figura 3.10.** Comparação visual e quantitativa entre o método de detecção dos eventos do ciclo da marcha baseado em GRF e o método proposto pelo autor nos dados obtidos da simulação do cenário de declive de 5°.

### 3.6.3 Processamento e geração de figuras

Durante a etapa de processamento dos ciclos de marcha, cada ciclo é separado em um vetor pelo algoritmo da Subseção 3.6.2. Como cada vetor pode ter tamanho variado, a depender da velocidade da marcha e de outros fatores, optou-se por interpolar esse vetor de forma a criar outro vetor de tamanho  $n = 100$  (de 0% a 99% do ciclo). Cada ciclo é então armazenado em uma linha de uma matriz, denominada *intervalos*, que terá tamanho  $k \times 100$ , em que  $k$  corresponde à quantidade de ciclos que cada simulação tem.

A partir dos dados dessa matriz, são calculados o vetor de médias das colunas, o vetor de desvio padrão das colunas e o vetor de variância das colunas que serão utilizados nas etapas de cálculo das estatísticas que serão explicados em trecho oportuno deste documento. Com esses parâmetros calculados, os gráficos de angulação são por fim gerados para que se possa analisar cuidadosamente os ciclos de caminhada médio de cada uma das condições (com e sem EPI) de cada um dos cenários propostos.



**Figura 3.11.** Comparação visual e quantitativa entre o método de detecção dos eventos do ciclo da marcha baseado em GRF e o método proposto pelo autor nos dados obtidos da simulação do cenário de terreno acidentado.

### 3.7 Procedimentos estatísticos

Em cada cenário e para cada articulação (quadril, joelho e tornozelo), as curvas de angulação foram organizadas em matrizes em que cada linha corresponde a um ciclo de marcha e cada coluna a um ponto percentual do ciclo (0–99%). A partir dessas matrizes, foram extraídos, para cada condição (*sem EPI* e *com EPI*), três conjuntos de variáveis:

- **Pico de flexão na fase de apoio:** para cada ciclo, foi identificado o valor máximo de flexão durante a fase de apoio, resultando em um vetor de picos por ciclo;
- **Amplitude de movimento (ROM):** para cada ciclo, a ROM foi calculada como a diferença entre o valor máximo e o valor mínimo da angulação no ciclo, resultando em um vetor de ROM por ciclo;
- **Curva global:** as matrizes completas de ângulos (ciclos  $\times$  pontos do ciclo) foram utilizadas diretamente para quantificar o erro global entre as condições.

Sobre essas variáveis, foram calculadas as métricas RMSD e MAE, bem como aplicados os procedimentos de SSA e o teste de Wilcoxon *signed-rank*, conforme descrito nas subseções

seguintes. A SSA e o teste de Wilcoxon foram aplicados apenas aos vetores de picos de flexão, enquanto o ROM e a curva global foram utilizados para caracterizar o erro em termos de amplitude e ao longo de todo o ciclo de marcha.

## Root Mean Square Deviation (RMSD)

O *Root Mean Square Deviation* (RMSD) é uma métrica de erro amplamente utilizada para quantificar a diferença global entre duas séries de dados que representam a mesma grandeza física. Neste estudo, o RMSD foi utilizado em três contextos distintos: (i) entre os valores de pico de flexão por ciclo, (ii) entre os valores de amplitude de movimento (ROM) por ciclo e (iii) entre as curvas completas de angulação articular ao longo do ciclo de marcha.

Em todos os casos, o RMSD é definido como:

$$\text{RMSD} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \hat{x}_i)^2},$$

em que  $x_i$  e  $\hat{x}_i$  representam pares de observações comparáveis entre as condições *sem EPI* e *com EPI*, e  $n$  é o número de observações.

- **RMSD de pico:**  $x_i$  e  $\hat{x}_i$  são, respectivamente, os valores de pico de flexão na fase de apoio em cada ciclo na condição *sem EPI* e na condição *com EPI*. O RMSD de pico resume a diferença entre as distribuições de picos de flexão entre as duas condições.
- **RMSD de ROM:**  $x_i$  e  $\hat{x}_i$  são os valores de amplitude de movimento (ROM) por ciclo em cada condição. O RMSD de ROM quantifica a diferença entre as amplitudes de movimento típicas com e sem o EPI.
- **RMSD global:**  $x_i$  e  $\hat{x}_i$  correspondem aos valores das curvas angulares completas, considerando todos os ciclos e todos os pontos percentuais do ciclo. Na implementação, as matrizes de angulação (ciclos  $\times$  pontos) são comparadas ponto a ponto, e o RMSD global representa o erro médio quadrático entre as duas condições ao longo de todo o conjunto de dados.

Por envolver o quadrado das diferenças, o RMSD é particularmente sensível a discrepâncias de maior magnitude, de modo que erros pontuais elevados contribuem de forma mais expressiva para o valor final da métrica, característica discutida em comparações entre índices de similaridade de curvas e medidas de desempenho de modelos (70, 71). Neste trabalho, o termo RMSD é utilizado de forma equivalente ao RMSE (*Root Mean Square Error*) para fins de comparação entre condições.

## Mean Absolute Error (MAE)

O *Mean Absolute Error* (MAE) é uma métrica de erro que quantifica a diferença média absoluta entre duas séries de dados. Diferentemente do RMSD, o MAE não eleva as diferenças ao quadrado, o que o torna menos sensível a valores extremos. Sua expressão matemática é dada por:

$$\text{MAE} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |x_i - \hat{x}_i|,$$

em que  $x_i$  e  $\hat{x}_i$  denotam pares de observações entre as condições *sem EPI* e *com EPI*, e  $n$  é o número de observações.

Neste estudo, o MAE foi calculado de forma análoga ao RMSD, nos seguintes contextos:

- **MAE de pico:** aplicado aos vetores de picos de flexão por ciclo, comparando diretamente os valores de pico de cada ciclo entre as condições *sem EPI* e *com EPI*;
- **MAE de ROM:** aplicado aos vetores de amplitude de movimento (ROM) por ciclo, quantificando o desvio médio entre as amplitudes das duas condições;
- **MAE global:** aplicado às matrizes de angulação articular, considerando todos os ciclos e todos os pontos percentuais do ciclo, fornecendo uma estimativa do erro médio absoluto entre as curvas completas com e sem EPI.

Na análise da marcha, o MAE permite interpretar de forma direta o quanto, em média, os valores observados em uma condição se afastam da condição de referência, em unidades da própria variável (graus, no caso das angulações articulares). Estudos de comparação de modelos destacam o MAE como uma medida intuitiva de erro médio, frequentemente utilizada em conjunto com o RMSD/RMSE (72, 71).

## Uso complementar de RMSD e MAE

A utilização conjunta de RMSD e MAE neste trabalho permite caracterizar de forma mais completa as diferenças entre as condições de simulação. Enquanto o RMSD enfatiza discrepâncias de maior magnitude, sendo útil para identificar alterações acentuadas em picos de flexão, ROM ou trechos específicos do ciclo de marcha, o MAE fornece uma estimativa do erro médio global, menos influenciada por valores extremos. A análise simultânea das duas métricas auxilia na interpretação do impacto biomecânico da caneleira, distinguindo entre modificações discretas e alterações mais marcantes no padrão articular ao longo da marcha (72, 70).

O trabalho de McGinley *et al.* (2009) (73) consistiu em uma revisão sistemática abrangente da literatura por meio da análise de 15 artigos completos e 8 resumos para avaliar a fiabilidade

das medições cinemáticas tridimensionais da marcha, focando-se na consistência entre diferentes sessões e avaliadores. Os resultados indicaram que a maior fiabilidade ocorre nos movimentos do plano sagital, como flexão/extensão do joelho e quadril, enquanto os maiores erros e menor consistência foram encontrados no plano transversal. O estudo concluiu que, embora seja possível alcançar erros clinicamente estáveis, existe uma variabilidade significativa entre os estudos que sugere que essa precisão nem sempre é garantida na prática.

Foi a partir dessa análise que se estabeleceu a tolerância para erros em análise de marcha. Esse estudo observaram que a maioria dos sistemas fiáveis apresentava erros de medição (RMSD e MAE) inferiores a 5° para a maioria das variáveis e determinaram que erros entre 2° e 5° são aceitáveis, pois é improvável que levem a uma interpretação errada na condição analisada.

O estudo de Carvalho et al. (2025)(74) teve como objetivo avaliar a validade de construto de um sistema de captura de movimento sem marcadores (*markerless*) para a análise da marcha em idosos saudáveis, comparando-o diretamente com o método tradicional baseado em marcadores. Os resultados demonstraram que o sistema *markerless* apresenta uma forte correlação e baixos índices de erro para a cinemática do plano sagital, especificamente para as articulações do joelho e tornozelo, validando o seu uso para estes parâmetros; no entanto, foram observadas concordâncias fracas a moderadas nos planos frontal e transversal, levando os autores a concluir que os sistemas ainda não devem ser considerados intercambiáveis para uma análise tridimensional completa.

Foi com base na premissa metodológica estabelecida neste artigo que se utilizou o limite de 5° como critério de tolerância para o erro biomecânico. Os autores definiram explicitamente que diferenças angulares iguais ou inferiores a 5° são consideradas clinicamente aceitáveis para a cinemática da marcha, fundamentando-se na revisão sistemática de McGinley *et al.*(73), o que justifica a adoção deste limiar específico como padrão de referência para validar a precisão dos dados angulares.

### 3.7.1 Teste de Wilcoxon *signed-rank*

O Wilcoxon *signed-rank* é um teste estatístico não paramétrico utilizado para comparar duas amostras relacionadas, isto é, medidas pareadas, como observações “antes e depois” de uma intervenção ou duas condições aplicadas às mesmas unidades experimentais (75, 76). Ele é uma alternativa ao teste t pareado quando não se pode assumir normalidade dos dados ou quando o tamanho amostral é reduzido.

No presente estudo, o teste de Wilcoxon foi aplicado exclusivamente aos valores de pico de flexão na fase de apoio, extraídos ciclo a ciclo para cada articulação e cenário. Para cada condição (*sem EPI* e *com EPI*), foi obtido um vetor de picos de flexão por ciclo. Esses vetores

foram então pareados ciclo a ciclo, de modo que cada par de observações representa o mesmo ciclo de marcha simulado com e sem o EPI. Quando o número de ciclos diferiu entre as condições, utilizou-se o menor número comum de ciclos ( $n$ ), truncando os vetores para garantir o pareamento.

O teste de Wilcoxon foi, portanto, aplicado sobre essas diferenças de pico de flexão por ciclo, testando a hipótese nula de que a mediana das diferenças entre as duas condições é igual a zero. Em nenhum momento o teste foi aplicado diretamente aos 100 pontos temporais do ciclo como se fossem observações independentes; a dependência temporal intrínseca às curvas é tratada previamente ao reduzir cada ciclo a um único valor escalar (pico de flexão). O resultado do teste é reportado por meio da estatística  $W$  e do  $p$ -valor, indicando se a diferença observada entre as condições *sem EPI* e *com EPI* é estatisticamente significativa ao nível de significância adotado ( $\alpha = 0,05$ ) (76, 77).

### 3.7.2 *Single Subject Analysis* - Análise de Sujeito Único (SSA)

O método de *single subject analysis* (SSA) foi desenvolvido como uma alternativa à análise estatística tradicional baseada em médias populacionais. Essa abordagem parte do princípio de que os efeitos de intervenções — especialmente em estudos de marcha, reabilitação ou controle motor — podem variar significativamente entre indivíduos. Ao focar na variabilidade intra-individual e tratar cada sujeito como um sistema dinâmico independente, a SSA possibilita a detecção de efeitos relevantes que muitas vezes são obscurecidos quando os dados são agregados. A crítica central reside no fato de que a média de um grupo raramente representa fielmente qualquer um dos sujeitos avaliados, tornando a análise individual mais informativa em diversos contextos clínicos e biomecânicos (78, 79).

Do ponto de vista metodológico, a SSA exige a coleta de múltiplas observações por indivíduo e permite o uso de diferentes ferramentas estatísticas, que vão desde análises descritivas até métodos inferenciais, como o Model Statistic. Essa técnica, em particular, destaca-se por não depender da suposição de normalidade e por utilizar simulações de Monte Carlo para estimar a significância estatística das diferenças observadas, sendo especialmente útil em estudos com amostras pequenas. Tal flexibilidade é fundamental para detectar mudanças reais entre condições experimentais, respeitando a variabilidade inerente a cada sujeito (78).

Nesse contexto, a noção de diferença crítica assume papel central na análise. Trata-se do menor valor necessário para que uma diferença entre duas condições seja considerada estatisticamente significativa para um único indivíduo. Conforme descrito por Bates (78), essa diferença é calculada com base na variabilidade intraindividual, levando em consideração a média e a variância das repetições dentro de cada condição.

O cálculo da diferença crítica envolve o valor crítico da distribuição normal correspondente

ao nível de significância desejado ( $z_\alpha$ ), a variância combinada entre as duas condições e o número de repetições ( $n$ ). Matematicamente:

$$D_{\text{crit}} = z_\alpha \cdot \sqrt{\frac{\text{sd}_1^2 + \text{sd}_2^2}{2n}} \quad (3.5)$$

Assim, a diferença crítica expressa a sensibilidade do teste em detectar mudanças reais e distingue variações genuínas daquelas atribuídas à flutuação natural do desempenho. Esse conceito reforça o princípio da SSA de priorizar a análise da mudança individual em detrimento da média populacional (79).

Embora a SSA ofereça vantagens importantes, como maior sensibilidade para identificar mudanças individuais e menor dependência de pressupostos estatísticos rígidos, ela também apresenta limitações, sobretudo no que se refere à generalização dos resultados. Para contornar esse desafio, uma estratégia promissora é a combinação da SSA com análises de grupo, integrando a profundidade da avaliação individual com a abrangência das estatísticas populacionais. Essa abordagem híbrida tem sido eficaz em diversos estudos da biomecânica, permitindo avaliar tanto tendências gerais quanto padrões únicos de cada indivíduo. Assim, a SSA deve ser vista não como substituta, mas como complementar às análises tradicionais, ampliando a capacidade de interpretação dos fenômenos estudados (78, 79).

No presente estudo, a SSA foi aplicada aos vetores de pico de flexão por ciclo em cada condição (*sem EPI e com EPI*), de forma análoga à implementação do teste de Wilcoxon, utilizando a variabilidade intra-condição desses picos para o cálculo da diferença crítica.

Neste estudo, o teste SSA foi realizado de acordo com as seguintes etapas matemáticas.

Primeiramente, calcularam-se a média e o desvio padrão para cada condição:

$$\bar{x}_1, \text{sd}_1 \quad (\text{condição 1}) \quad \bar{x}_2, \text{sd}_2 \quad (\text{condição 2}) \quad (3.6)$$

Em seguida, obteve-se a diferença empírica entre as duas condições:

$$D_{\text{emp}} = |\bar{x}_1 - \bar{x}_2| \quad (3.7)$$

O desvio padrão médio foi calculado pela relação:

$$\text{sd}_m = \sqrt{\frac{\text{sd}_1^2 + \text{sd}_2^2}{2}} \quad (3.8)$$

A diferença crítica ( $D_{crit}$ ) é dada pelo produto entre o valor crítico ( $z_\alpha$ ), obtido na Tabela 3.1, e o desvio padrão médio:

$$D_{crit} = z_\alpha \cdot sd_m \quad (3.9)$$

Por fim, o critério de significância estatística é definido como:

$$\text{Se } D_{emp} \geq D_{crit} \Rightarrow \text{diferença significativa.} \quad (3.10)$$

**Tabela 3.1.** Valores críticos (teste estatístico) para modelagem estatística: população normal. Nessa tabela,  $\alpha$  corresponde ao nível de significância do teste. Retirado de (1)

| tamanho da amostra | $\alpha = .10$ | $\alpha = .05$ | $\alpha = .01$ |
|--------------------|----------------|----------------|----------------|
| 3                  | 1,3733         | 1,6533         | 2,2133         |
| 4                  | 1,2643         | 1,5058         | 1,9867         |
| 5                  | 1,1597         | 1,3662         | 1,7788         |
| 6                  | 1,0629         | 1,2408         | 1,6044         |
| 7                  | 0,9751         | 1,1306         | 1,4623         |
| 8                  | 0,8996         | 1,0351         | 1,3473         |
| 9                  | 0,8270         | 0,9536         | 1,2542         |
| 10                 | 0,7673         | 0,8857         | 1,1776         |
| 11                 | 0,7172         | 0,8307         | 1,129          |
| 12                 | 0,6757         | 0,7867         | 1,0581         |
| 13                 | 0,6415         | 0,7516         | 1,0117         |
| 14                 | 0,6132         | 0,7234         | 0,9720         |
| 15                 | 0,5896         | 0,7001         | 0,9375         |
| 16                 | 0,5695         | 0,6798         | 0,9070         |
| 17                 | 0,5522         | 0,6618         | 0,8796         |
| 18                 | 0,5371         | 0,6458         | 0,8548         |
| 19                 | 0,5237         | 0,6311         | 0,8318         |
| 20                 | 0,5114         | 0,6175         | 0,8102         |
| 25                 | 0,4592         | 0,5572         | 0,7145         |
| 30                 | 0,4194         | 0,5097         | 0,6437         |
| 35                 | 0,3896         | 0,4729         | 0,5949         |
| 40                 | 0,3673         | 0,4442         | 0,5626         |
| 45                 | 0,3500         | 0,4207         | 0,5414         |
| 50                 | 0,3352         | 0,4000         | 0,5256         |

### 3.7.3 ANOVA de Dois Fatores

A ANOVA de dois fatores é uma ferramenta estatística amplamente utilizada para testar os efeitos de duas variáveis independentes em uma variável dependente, permitindo que se avalie

os efeitos principais de cada fator, bem como a interação entre eles (80). No contexto da análise de marcha proposta, fatores como velocidade de caminhada e uso de EPI podem ter efeitos independentes e combinados sobre variáveis como, por exemplo, a angulação das articulações.

A Tabela 3.2 apresenta um exemplo dos resultados da ANOVA de dois fatores. A coluna **condição** refere-se aos termos do modelo testados na ANOVA, que incluem os efeitos principais de cada fator, neste caso, variação da velocidade e adição do EPI, a interação entre esses dois fatores e o erro residual. A coluna **soma dos quadrados** quantifica a variância atribuída a cada fator e representa quanto da variação total dos dados pode ser explicada por aquele fator. Nessa coluna, valores maiores indicam maior contribuição daquele fator para a variabilidade observada.

A coluna **df** (graus de liberdade, ou *degrees of freedom*) representa o número de valores independentes utilizados no cálculo da soma dos quadrados e para os fatores experimentais, é determinado pelo número de níveis do fator menos um. No caso do erro residual, o valor de **df** corresponde ao número total de observações menos o número de grupos. A coluna **F** (estatística F) corresponde ao valor da estatística F calculado como a razão entre a média quadrática da condição e a média quadrática do erro residual. O valor da estatística F, se for alto, sugere que a variação associada ao fator é maior do que a variação esperada por acaso.

Por fim, a coluna **p-valor** indica a significância estatística do efeito observado. Para essa coluna, valores menores que  $\alpha$  (nesse caso, menores que 0,05) indicam que o fator tem efeito significativo sobre a variável dependente. Quanto menor o *p*-valor, maior a evidência contra a hipótese de que o fator não tem efeito (hipótese nula).

| <b>condição</b>                | <b>soma dos quadrados</b> | <b>df</b> | <b>F</b> | <b>p-valor</b> |
|--------------------------------|---------------------------|-----------|----------|----------------|
| condição 1                     | $SS_1$                    | $df_1$    | $F_1$    | $p_1$          |
| condição 2                     | $SS_2$                    | $df_2$    | $F_2$    | $p_2$          |
| condição 1 $\times$ condição 2 | $SS_3$                    | $df_3$    | $F_3$    | $p_3$          |
| residual                       | $SS_4$                    | $df_4$    | -        | -              |

**Tabela 3.2.** Exemplo de tabela dos resultados de uma ANOVA de dois fatores

A interpretação dos resultados da ANOVA de dois fatores envolve a análise dos valores **F** e dos **p-valor**. Se o *p*-valor de um fator principal for menor que o nível de significância, então esse fator terá um efeito significativo sobre a variável independente. Se a interação entre os fatores for significativa, sugere-se que o efeito de um fator varie de acordo com os níveis do outro. No caso específico da marcha, isso poderia significar que o impacto do EPI na angulação do joelho depende da velocidade da caminhada(81).

A ANOVA de dois fatores foi utilizada neste estudo apenas no cenário 9, no qual a velocidade de marcha é variada em superfície plana. O objetivo foi investigar se o efeito do uso da caneleira depende da velocidade de caminhada, testando a presença de interação entre esses

dois fatores.

No cenário 9, foram considerados dois fatores experimentais:

- **Fator 1 – Velocidade:** seis níveis, correspondentes às velocidades de 1,0; 1,1; 1,2; 1,3; 1,4 e 1,5 m/s;
- **Fator 2 – Condição de EPI:** dois níveis, *sem EPI* e *com EPI*.

A tabela de ANOVA reporta, para cada fator (velocidade e EPI) e para o termo de interação (velocidade  $\times$  EPI), a soma dos quadrados, os graus de liberdade, a estatística F e o respectivo  $p$ -valor. Valores de  $p$  inferiores a  $\alpha = 0,05$  foram interpretados como evidência de efeito estatisticamente significativo do fator ou da interação sobre a variável dependente (80, 81). Dessa forma, a ANOVA de dois fatores complementa a análise de sujeito único, permitindo verificar se o padrão de efeito do EPI sobre os picos de flexão e ROM se mantém ou se modifica ao longo da faixa de velocidades analisada.

Para a análise específica do cenário 9, a angulação de joelho, mais especificamente, os valores de pico de flexão na fase de apoio, foi adotada como a variável central da comparação. A cinemática desta articulação serviu como o critério determinante para validar qual fator foi mais impactante: o aumento da velocidade ou a adição do EPI.

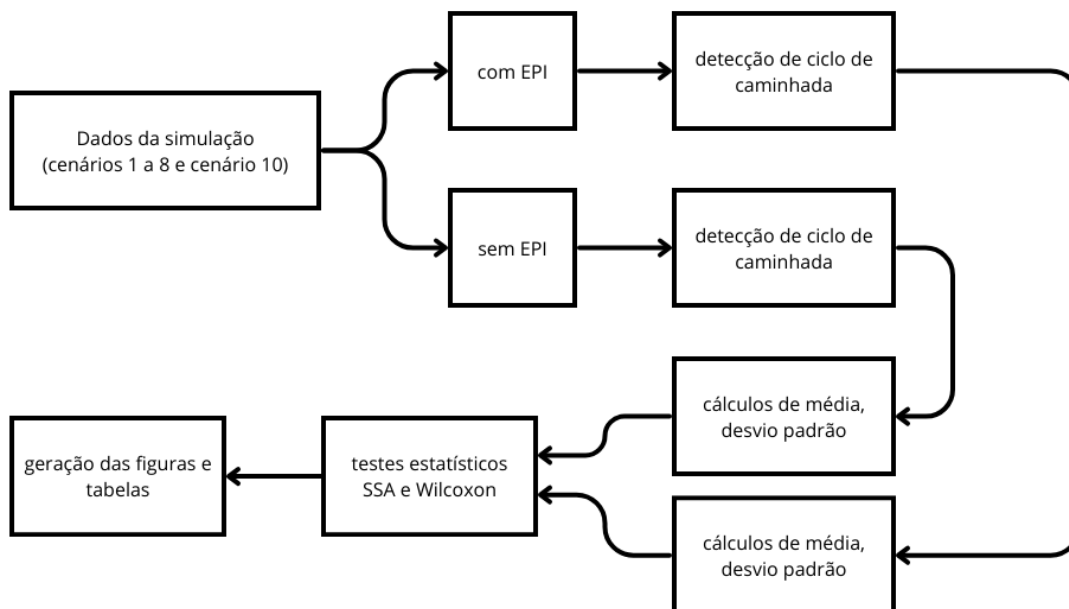
### 3.7.4 Ferramentas e *softwares*

No que se refere à análise numérica e estatística, o Python foi utilizado como linguagem de programação para a construção dos *scripts* responsáveis pelo processamento dos dados de marcha extraídos das simulações musculoesqueléticas. As bibliotecas NumPy, Pandas e SciPy foram empregadas para operações de álgebra linear, manipulação de tabelas e execução dos testes estatísticos.

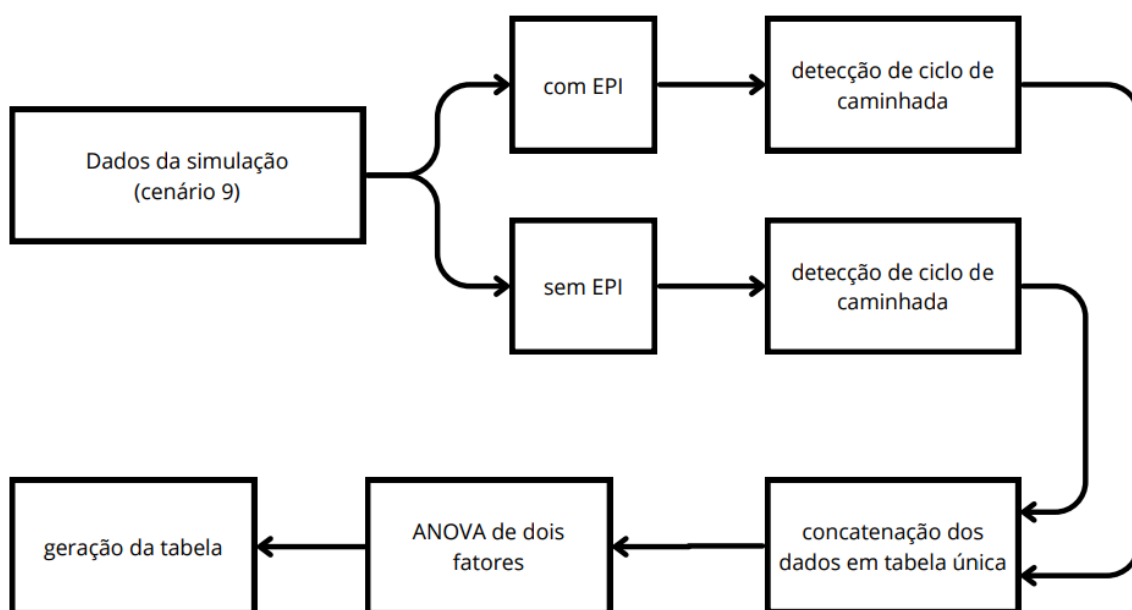
Como os dados de angulação articular são gravados em radianos nos arquivos `.sto`, os valores foram convertidos para graus para facilitar a interpretação, por meio do comando `np.rad2deg(...)`. A partir da matriz `intervalos`, contendo um ciclo de marcha por linha e 100 pontos percentuais por coluna, foram calculadas a média ponto a ponto (`media = np.mean(intervalos, axis=0)`) e o desvio padrão ponto a ponto (`std = np.std(intervalos, axis=0)`). De maneira semelhante, a variância ponto a ponto (`var = np.var(intervalos, axis=0)`) foi utilizada subsequentemente nos cálculos relacionados à SSA, em especial para estimar a variabilidade intra-condição.

As figuras de resultados foram geradas com a biblioteca Matplotlib, a partir das curvas médias e dos envelopes de desvio padrão, bem como das diferenças entre condições *com* e *sem* EPI. Os procedimentos descritos nesta subseção foram aplicados de forma sistemática a todos

os cenários C1–C10, assegurando consistência no processamento dos dados e na obtenção das métricas de interesse.



**Figura 3.12.** Diagrama de blocos do processo de análise dos cenários 1 a 8 e do cenário 10.



**Figura 3.13.** Diagrama de blocos do processo de análise do cenário 9.

## 4 Resultados e Discussões

Este capítulo apresenta e discute os resultados obtidos a partir das simulações computacionais descritas na metodologia. A análise está organizada por cenário, iniciando pela validação do modelo musculoesquelético e seguindo para a avaliação sistemática do impacto do equipamento de proteção individual (EPI) na cinemática da marcha. Para cada condição, são examinadas as angulações articulares do joelho, quadril e tornozelo, interpretando-se os achados sob a ótica da significância estatística, por meio da análise de sujeito único (SSA) e do teste de Wilcoxon *signed-rank*. O capítulo culmina com uma discussão geral que integra os resultados dos diferentes cenários e aborda as limitações do estudo.

Em todas as análises apresentadas a seguir, a condição de referência considerada para o cálculo das métricas de erro foi a marcha sem o uso da caneleira. O Apêndice B apresenta as tabelas com os dados quantitativos referentes às métricas biomecânicas discretas extraídas durante a realização das simulações computacionais. Essas tabelas apresentam os valores de pico de flexão e amplitude de joelho, pélve e tornozelo. O Apêndice C apresenta as curvas cinemáticas médias de joelho, pélve e tornozelo, organizadas de forma a possibilitar a comparação direta entre os cenários de locomoção.

### 4.1 Validação de simulação

Os dados experimentais utilizados como referência para a validação do modelo simulado foram obtidos do repositório público disponibilizado pelo estudo de Fukuchi *et al.* (2). Este trabalho disponibiliza uma base de dados normativa de cinemática e cinética de marcha de 42 voluntários saudáveis, divididos entre adultos jovens e idosos. O objetivo principal dos autores foi ofertar dados de alta qualidade para permitir comparações biomecânicas livres do viés da velocidade da marcha.

O protocolo experimental foi realizado no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor da Universidade Federal do ABC (UFABC). Para a captura de movimento, utilizou-se um sistema optoeletrônico com 12 câmeras (Raptor-4, Motion Analysis Corp) e uma esteira instrumentada de correia dupla (Bertec), permitindo o registro sincronizado das trajetórias dos marcadores e das forças de reação do solo.

Para determinar a velocidade de caminhada na esteira, os pesquisadores primeiramente estabeleceram a velocidade confortável "base" de cada participante por meio de testes em solo. Os pesquisadores, então, calcularam a média de velocidade auto-selecionada por cada participante em três caminhadas ao longo de uma pista de 10 metros e, em seguida, utilizaram essa média  $v$ , juntamente ao comprimento da perna do participante  $l_0$ , para calcular a velocidade adimensional, conhecida como o número de Froude,  $v_F$ , por meio da seguinte relação, em que  $g = 9,81 \text{ m/s}^2$  corresponde à aceleração da gravidade:  $v_F = v / \sqrt{g \times l_0}$  (2).

A definição das velocidades na esteira baseou-se no número de Froude calculado individualmente para cada participante, em detrimento de valores fixos absolutos (como km/h). O protocolo experimental consistiu em oito condições de velocidade, variando de 40% a 145% da velocidade adimensional auto-selecionada. Nesse contexto, a velocidade identificada como "08" no conjunto de dados corresponde à condição mais rápida do estudo, equivalente a 145% do número de Froude (2). A escolha específica desta velocidade para a presente análise justifica-se pela sua correspondência cinemática: dentre as condições testadas, foi a que apresentou a curva média de angulação do joelho com maior similaridade àquela observada na simulação.

Vale ressaltar que, embora o artigo original descreva as velocidades primariamente em termos percentuais, os autores disponibilizaram os metadados brutos e anonimizados de cada sujeito. Este conjunto de dados suplementar inclui uma coluna específica com a velocidade absoluta de cada tentativa em metros por segundo (m/s) e pode ser acessado através deste [link](#).

#### 4.1.1 Seleção e processamento dos dados utilizados

Para a validação do presente trabalho, foi selecionado um subconjunto específico deste dataset, correspondente aos arquivos de caminhada em esteira de sujeitos do grupo de adultos jovens. Conforme a lista de arquivos processados, utilizou-se especificamente os dados de cinemática angular processada.

A nomenclatura dos arquivos segue o padrão definido por Fukuchi et al. (2):

- `WBDSxx`: Identificação do sujeito (ex: `WBDS01`, `WBDS02`).
- `walkTyy`: Indica a tarefa de caminhada em esteira (Treadmill), em que "yy" representa a intensidade da velocidade (de 01 a 08, cobrindo toda a faixa de velocidades lentas a rápidas).
- `ang.txt`: Indica que o arquivo contém a média ("ensemble average") dos ângulos articulares (pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé) normalizados no tempo para um ciclo de marcha completo (0 a 100%).

A Tabela 4.1 lista detalhadamente os 17 arquivos processados durante a etapa de validação,

relacionando cada arquivo ao identificador do sujeito correspondente no *dataset*.

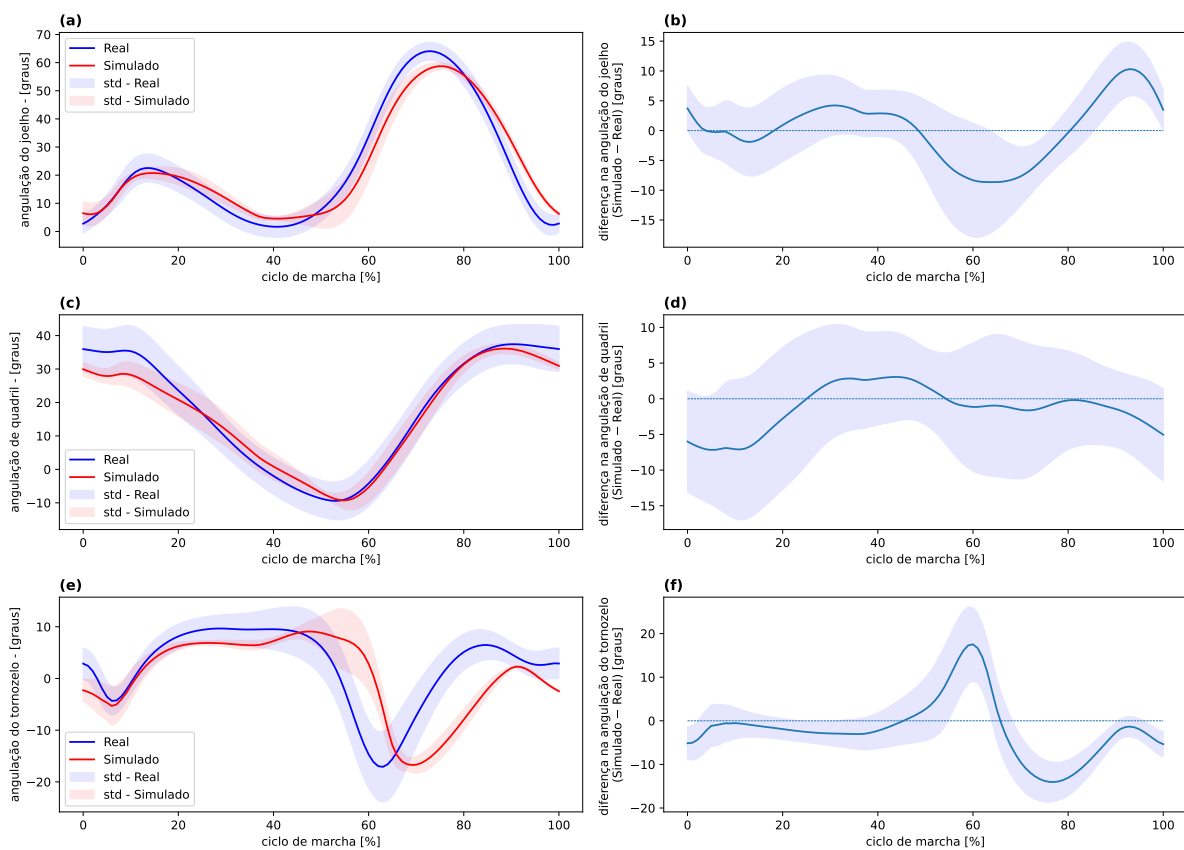
**Tabela 4.1.** Lista de arquivos utilizados na validação (Dataset WBDS - Caminhada (2)).

| ID | arquivo              | tipo de caminhada | velocidade | sujeito |
|----|----------------------|-------------------|------------|---------|
| 01 | WBDS01walkT08ang.txt | esteira           | 1,76 m/s   | 01      |
| 02 | WBDS02walkT08ang.txt | esteira           | 1,81 m/s   | 02      |
| 03 | WBDS03walkT08ang.txt | esteira           | 1,42 m/s   | 03      |
| 04 | WBDS04walkT08ang.txt | esteira           | 1,88 m/s   | 04      |
| 05 | WBDS05walkT08ang.txt | esteira           | 1,87 m/s   | 05      |
| 06 | WBDS06walkT08ang.txt | esteira           | 1,86 m/s   | 06      |
| 07 | WBDS07walkT08ang.txt | esteira           | 1,60 m/s   | 07      |
| 08 | WBDS08walkT08ang.txt | esteira           | 2,00 m/s   | 08      |
| 09 | WBDS09walkT08ang.txt | esteira           | 1,70 m/s   | 09      |
| 10 | WBDS10walkT08ang.txt | esteira           | 1,99 m/s   | 10      |
| 11 | WBDS11walkT08ang.txt | esteira           | 1,90 m/s   | 11      |
| 12 | WBDS12walkT08ang.txt | esteira           | 1,53 m/s   | 12      |
| 13 | WBDS13walkT08ang.txt | esteira           | 1,48 m/s   | 13      |
| 14 | WBDS14walkT08ang.txt | esteira           | 1,62 m/s   | 14      |
| 15 | WBDS15walkT08ang.txt | esteira           | 2,23 m/s   | 15      |
| 16 | WBDS16walkT08ang.txt | esteira           | 1,60 m/s   | 16      |
| 17 | WBDS17walkT08ang.txt | esteira           | 1,98 m/s   | 17      |

#### 4.1.2 Resultado da validação

A Figura 4.1 (a) demonstra que, ao controlar a velocidade de marcha, a morfologia da curva do joelho simulado apresenta alta correlação com o real, porém com uma notável subestimação da amplitude. A simulação atinge um pico de flexão e uma amplitude (ROM) de aproximadamente  $54,7^\circ$ , enquanto os dados reais exigem  $64,4^\circ$  para essa velocidade. Isso se reflete nas métricas estatísticas: embora o RMSD Global tenha caído para  $7,62^\circ$  (indicando melhor ajuste geral da forma em relação à análise anterior), a diferença nos picos revelou-se estatisticamente significativa. O  $p$ -valor de Wilcoxon ( $p < 0,001$ ) e a Diferença Média ( $5,29 > 1,45$  da diferença crítica) confirmam que o modelo simulado é "mais rígido" que o real no joelho, não atingindo a flexão máxima esperada na fase de balanço.

Para o quadril, a Figura 4.1 (c) revela um resultado muito positivo com a correção da velocidade. Observa-se que a curva simulada acompanha o padrão real com um leve offset de extensão. Contudo, diferentemente da análise anterior, a validação estatística foi bem-sucedida. O  $p$ -valor de Wilcoxon foi de  $0,06 (> 0,05)$  e a Diferença Média ( $2,40$ ) manteve-se abaixo da Diferença Crítica ( $2,80$ ) no SSA. Isso indica que, para essa velocidade específica, o modelo reproduz a cinemática do quadril sem diferenças estatisticamente significativas nos picos, validando a simulação para esta articulação. O RMSD Global de  $8,56^\circ$  deve-se majoritariamente ao deslocamento vertical da curva (viés constante) e não a uma distorção do padrão de movimento.



**Figura 4.1.** Validação da simulação | (a) angulação média de joelho; (b) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de tornozelo

**Tabela 4.2.** Métricas de comparação entre as angulações articulares (joelho, quadril e tornozelo) durante o procedimento de validação.

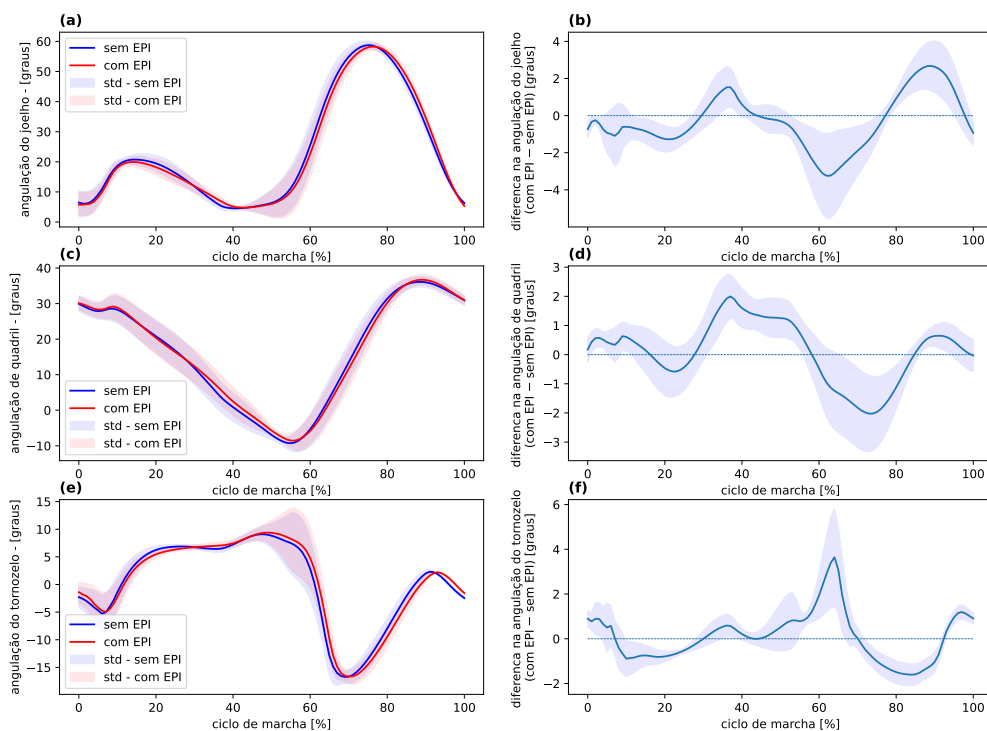
| Métrica                   | angulação de joelho | angulação de quadril | angulação de tornozelo |
|---------------------------|---------------------|----------------------|------------------------|
| RMSD de pico de flexão    | <b>6,18°</b>        | <b>5,70°</b>         | 3,73°                  |
| MAE de pico de flexão     | <b>5,54°</b>        | 4,83°                | 3,01°                  |
| RMSD global               | <b>7,62°</b>        | <b>8,56°</b>         | <b>8,66°</b>           |
| MAE global                | <b>5,79°</b>        | <b>6,53°</b>         | <b>6,37°</b>           |
| ROM RMSD                  | <b>10,15°</b>       | 4,78°                | <b>5,92°</b>           |
| diferença média           | <b>5,29°</b>        | 2,40°                | <b>1,68°</b>           |
| diferença crítica         | 1,45°               | <b>2,80°</b>         | 1,55°                  |
| Wilcoxon <i>statistic</i> | 2,00                | 37,00                | 40,00                  |
| <i>p</i> -valor           | <b>&lt; 0,001</b>   | 0,06                 | 0,09                   |

Por fim, a Figura 4.1 (e) do tornozelo expõe a maior discrepância morfológica do estudo,

concentrada na fase de balanço (60-80% do ciclo). Enquanto o sujeito real mantém o pé em dorsiflexão/neutro para não tropeçar, a simulação realiza uma flexão plantar acentuada (o pé "caído"). Isso elevou o RMSD Global para 8,66°. Estatisticamente, o cenário é misto: o teste de Wilcoxon ( $p = 0,09$ ) sugere similaridade na distribuição dos picos, mas a análise de SSA mostra que a Diferença Média (1,68) supera levemente a crítica (1,55). Isso sugere que o modelo é válido para a fase de apoio (onde a propulsão ocorre), mas perde precisão durante a fase aérea do passo.

## 4.2 Cenário 1: caminhada no terreno sem inclinação

Este cenário foi utilizado como condição básica de movimento do modelo. Nele, o modelo musculoesquelético realiza caminhada durante 20 segundos em linha reta em terreno sem inclinação, com e sem o uso do EPI. Busca-se, nesse cenário, avaliar o impacto biomecânico do uso do EPI sem a adição de condições ambientais que possivelmente dificultem a caminhada.



**Figura 4.2.** Cenário 1: caminhada no terreno sem inclinação | (a) angulação média de joelho; (b) diferença média  $\pm$  1 desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média  $\pm$  1 desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média  $\pm$  1 desvio padrão na angulação de tornozelo

A Figura 4.2 apresenta as angulações médias e as diferenças ponto a ponto entre as duas condições. Conforme ilustrado em 4.2(a), as curvas médias de angulação do joelho com e sem

EPI apresentam grande semelhança ao longo de todo o ciclo de marcha, permanecendo inteiramente dentro das bandas de  $\pm 1$  desvio-padrão uma da outra. A diferença entre as condições, mostrada em 4.2(b), mantém-se próxima de zero durante a fase de apoio, indicando que o padrão cinemático do joelho não foi substancialmente alterado pela adição do EPI. Observa-se, entretanto, um leve aumento na flexão do joelho ao final da fase de balanço, o que pode refletir uma pequena adaptação compensatória. Também se nota maior variabilidade nas transições entre apoio e balanço, o que é consistente com a literatura, uma vez que essa região do ciclo tende a apresentar maior sensibilidade a ruídos e flutuações de controle motor.

As Figuras 4.2(c) e (e) mostram as angulações médias de quadril e tornozelo, respectivamente. Assim como observado no joelho, as curvas médias são praticamente sobrepostas, novamente dentro das faixas de  $\pm 1$  desvio-padrão. As diferenças ponto a ponto, apresentadas em 4.2(d) e (f), revelam pequenas discrepâncias concentradas majoritariamente nas transições entre fases. No quadril, nota-se discreta maior extensão no terço final do apoio na condição com EPI; no tornozelo, a diferença é predominantemente pequena e restrita às transições, sem modificação do padrão geral da fase de apoio. Esses achados reforçam que não houve reconfiguração consistente da estratégia de movimento, apenas pequenas adaptações locais e de baixa magnitude.

**Tabela 4.3.** Métricas de comparação entre as angulações articulares (joelho, quadril e tornozelo) durante a caminhada no plano.

| Métrica                   | angulação de joelho   | angulação de quadril  | angulação de tornozelo |
|---------------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|
| RMSD de pico de flexão    | 0,54                  | 0,70                  | 0,39                   |
| MAE de pico de flexão     | 0,45                  | 0,61                  | 0,33                   |
| RMSD global               | 1,85                  | 1,31                  | 1,31                   |
| MAE global                | 1,30                  | 0,99                  | 0,93                   |
| ROM RMSD                  | 0,71                  | 0,71                  | 0,34                   |
| ROM MAE                   | 0,64                  | 0,55                  | 0,24                   |
| diferença média           | 0,44                  | 0,61                  | 0,20                   |
| diferença crítica         | 0,46                  | 1,08                  | 0,33                   |
| Wilcoxon <i>statistic</i> | 2,00                  | 0,00                  | 24,00                  |
| <i>p</i> -valor           | $4,58 \times 10^{-5}$ | $1,53 \times 10^{-5}$ | 0,011                  |

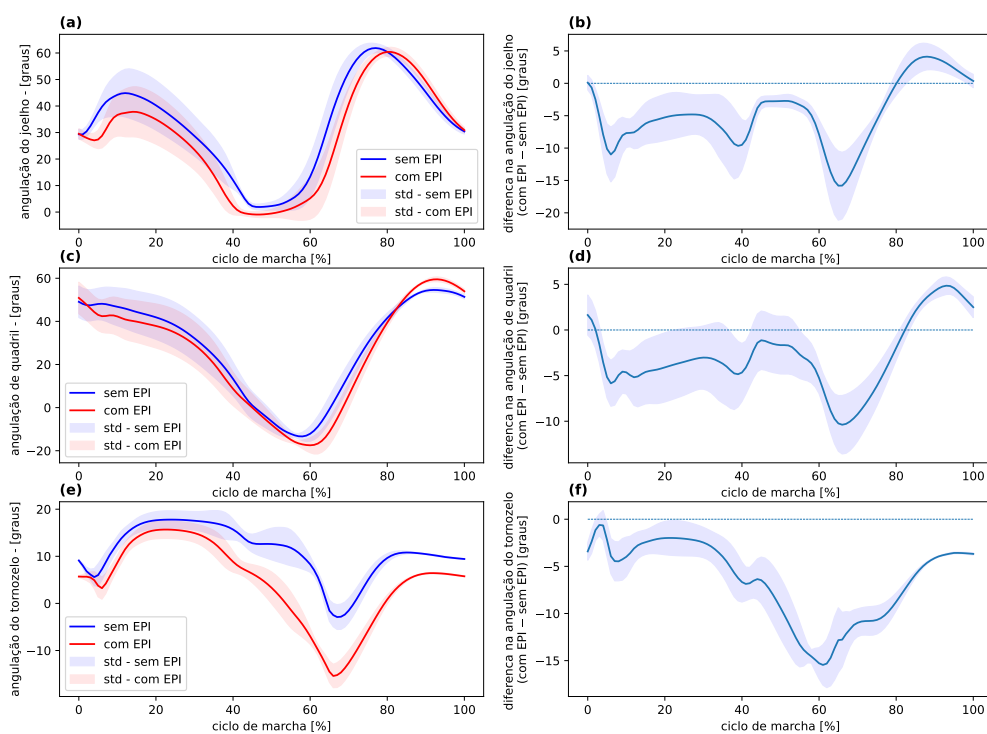
A Tabela 4.3 corrobora essa interpretação. Nenhuma métrica de erro (RMSD ou MAE) ultrapassou o limiar biomecânico de  $5^\circ$ , evidenciando que a magnitude das diferenças é pequena e sem relevância funcional. Além disso, os valores de RMSD global ( $1,3^\circ$ – $1,8^\circ$ ), MAE global ( $0,93^\circ$ – $1,30^\circ$ ) e ROM RMSD ( $<1^\circ$ ) confirmam que o impacto do EPI sobre a cinemática do membro inferior é mínimo.

Do ponto de vista estatístico, a análise SSA classificou as diferenças como não significa-

tivas, enquanto o teste de Wilcoxon indicou  $p$ -valores baixos. Essa divergência não implica contradição metodológica: o Wilcoxon, aplicado a dados altamente autocorrelacionados ponto a ponto, tende a produzir significância estatística espúria. Em contraste, a SSA — método apropriado para análises de sujeito único — considera corretamente a dependência temporal das séries. Assim, ainda que o Wilcoxon aponte significância estatística, não há evidência de relevância biomecânica, pois as diferenças observadas são pequenas e abaixo dos limiares estabelecidos.

### 4.3 Cenário 2: caminhada em aclave de 5°

Este cenário introduz um ambiente levemente desafiador ao modelo musculoesquelético, adicionando um aclave de 5° à caminhada. O objetivo é investigar se a presença do EPI altera a estratégia cinemática necessária para vencer a subida.



**Figura 4.3.** Cenário 2: caminhada em aclave de 5° || (a) angulação média de joelho; (b) diferença média  $\pm$  1 desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média  $\pm$  1 desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média  $\pm$  1 desvio padrão na angulação de tornozelo

A Figura 4.3(a) mostra as curvas de angulação do joelho. Diferentemente do cenário plano, observa-se uma separação mais clara entre as condições com e sem EPI ao longo de diversas

regiões do ciclo. Embora as bandas de  $\pm 1$  desvio-padrão ainda apresentem sobreposição, a diferença ponto a ponto mostrada em 4.3(b) revela valores que frequentemente ultrapassam  $5^\circ$ , especialmente a partir da metade da fase de apoio. Isso indica que o EPI altera o padrão de flexão do joelho, resultando em maior flexão durante a subida.

No quadril, as Figuras 4.3(c) e (d) mostram diferenças ainda mais evidentes. A condição com EPI apresenta maior flexão durante o balanço e maior extensão no início do apoio. As diferenças ponto a ponto chegam a  $10^\circ$ , com variações consistentes e sustentadas ao longo de grande parte do ciclo. Esse comportamento demonstra que o quadril foi uma das articulações mais afetadas pela combinação EPI + aclone.

A angulação do tornozelo, ilustrada em 4.3(e) e (f), também apresenta alterações marcantes. As diferenças chegam a  $10^\circ$ , principalmente na região de maior dorsiflexão. Essa adaptação é fisiologicamente coerente: a subida em aclone exige maior dorsiflexão, esforço que é intensificado quando se adiciona carga distal à perna, como no caso do EPI.

**Tabela 4.4.** Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a caminhada em aclone de  $5^\circ$

| Métrica                   | angulação de joelho | angulação de quadril | angulação de tornozelo |
|---------------------------|---------------------|----------------------|------------------------|
| RMSD de pico de flexão    | 2,2°                | 4,9°                 | 2,6°                   |
| MAE de pico de flexão     | 1,7°                | 4,8°                 | 2,1°                   |
| RMSD global               | <b>7,4°</b>         | <b>5,5°</b>          | <b>7,9°</b>            |
| MAE global                | <b>5,9°</b>         | 4,4°                 | <b>6,5°</b>            |
| ROM RMSD                  | 1,8°                | <b>9,9°</b>          | <b>10°</b>             |
| ROM MAE                   | 1,5°                | <b>9,5°</b>          | <b>10°</b>             |
| diferença média           | <b>1,68</b>         | <b>4,77</b>          | <b>2,12</b>            |
| diferença crítica         | 0,61                | 0,53                 | 1,12                   |
| Wilcoxon <i>statistic</i> | 0,00                | 0,00                 | 1,00                   |
| <i>p</i> -valor           | <b>&lt; 0,001</b>   | <b>&lt; 0,001</b>    | <b>&lt; 0,001</b>      |

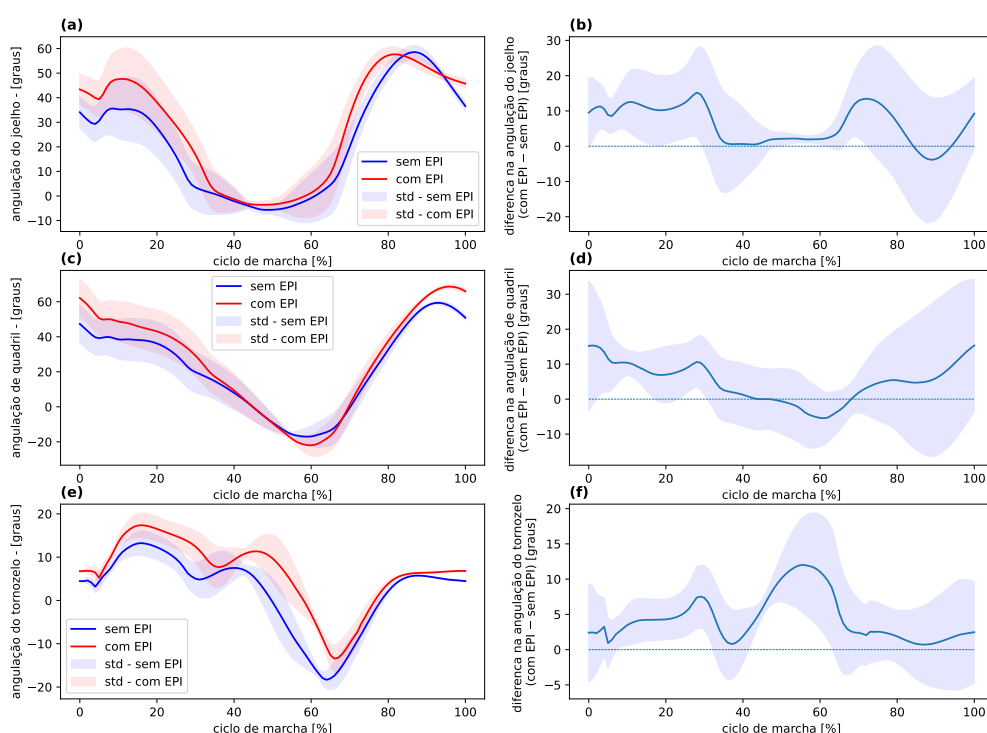
A Tabela 4.4 quantifica essas observações. Os valores de RMSD global entre  $5,5^\circ$  e  $7,9^\circ$ , acompanhados de ROM RMSD superiores a  $9^\circ$  para quadril e tornozelo, confirmam que as diferenças ultrapassam o limiar biomecânico de  $5^\circ$ , estabelecido como referência neste trabalho. Além disso, as diferenças médias superam as diferenças críticas em todas as articulações, o que indica significância estatística conforme a SSA — método apropriado para séries altamente autocorrelacionadas.

Esses resultados mostram que o impacto do EPI neste cenário é biomecanicamente relevante, modificando substancialmente a estratégia locomotora. As maiores alterações ocorrem no quadril e tornozelo, com o joelho apresentando adaptações mais moderadas porém ainda

significativas.

#### 4.4 Cenário 3: caminhada em aclave de 10°

O cenário de caminhada em aclave de 10° representa uma condição mais desafiadora, ampliando substancialmente a exigência muscular e cinemática. Assim, é esperado que eventuais diferenças entre as condições sejam mais pronunciadas.



**Figura 4.4.** Cenário 3: caminhada em aclave de 10° | (a) angulação média de joelho; (b) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de tornozelo

A Figura 4.4(a) mostra que as curvas de angulação média do joelho nas duas condições se distanciam progressivamente, apresentando clara separação visual ao longo de todo o ciclo. A diferença ponto a ponto, mostrada em 4.4(b), atinge valores entre 20° e 30°, especialmente na região de maior flexão. Esses valores são muito maiores do que o limiar de 5°, indicando que a influência do EPI é expressiva e ampla.

Nas Figuras 4.4(c) e (d), observa-se que o quadril apresenta diferenças significativas durante toda a fase de apoio e balanço. Os valores chegam a 20° de diferença, apontando para forte modificação na estratégia de extensão/flexão do quadril. A maior flexão no início e meio do

ciclo indica esforço extra do iliopsoas e dos flexores, enquanto a extensão ampliada no final do apoio sugere compensação proximal para o controle do momento.

A angulação do tornozelo, mostrada em 4.4(e) e (f), também sofreu alterações substanciais, com diferenças de 10° a 20°, principalmente nas regiões de maior dorsiflexão. Isso é coerente com o aumento de torque necessário para avançar o corpo em aclive mais íngremes, agravado pelo peso adicional do EPI.

**Tabela 4.5.** Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a caminhada em aclive de 10°

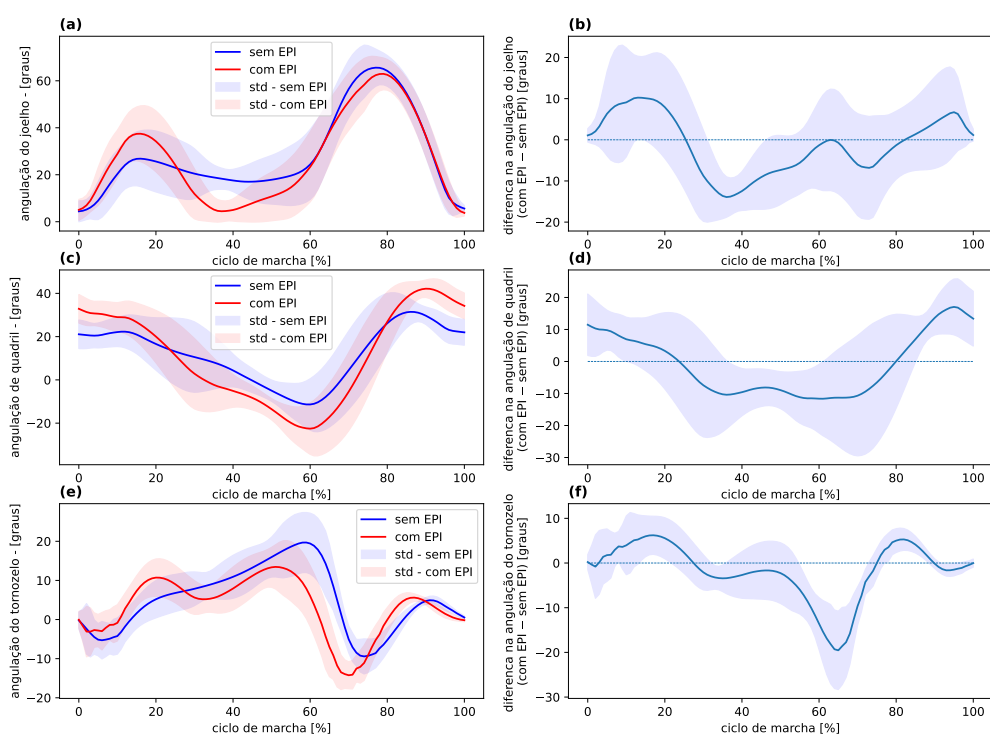
| Métrica                   | angulação de joelho | angulação de quadril | angulação de tornozelo |
|---------------------------|---------------------|----------------------|------------------------|
| RMSD de pico de flexão    | 7,9°                | 4,7°                 | 4,2°                   |
| MAE de pico de flexão     | 7,2°                | 3,9°                 | 3,8°                   |
| RMSD global               | 14°                 | 14°                  | 7,5°                   |
| MAE global                | 9,2°                | 8,2°                 | 5,1°                   |
| ROM RMSD                  | 9,2°                | 6,6°                 | 4,4°                   |
| ROM MAE                   | 8,5°                | 6°                   | 4,2°                   |
| diferença média           | 3,97                | 3,93                 | 3,75                   |
| diferença crítica         | 3,62                | 1,34                 | 1,11                   |
| Wilcoxon <i>statistic</i> | 17,00               | 0,00                 | 0,00                   |
| <i>p</i> -valor           | 0,0245              | < 0,001              | < 0,001                |

A Tabela 4.5 confirma quantitativamente essas observações, pois quase todas as métricas angulares ultrapassam o limiar estabelecido por Carvalho *et al.* (74). Em relação aos testes estatísticos, a diferença média foi maior que a diferença crítica em todas as angulações articulares e o teste de Wilcoxon apontou significância estatística também em todas as articulações. Logo, além de estatisticamente significativas, a diferença entre as condições são biomecanicamente relevantes, amplas e sustentadas.

#### 4.5 Cenário 4: caminhada em declive de 5°

Este cenário avalia o comportamento do modelo musculoesquelético durante a descida em inclinação moderada, com e sem o uso do EPI. A descida de rampas é biomecanicamente distinta da subida: exige maior controle excêntrico, maior demanda de estabilidade e maior envolvimento dos músculos extensores para evitar a queda do centro de massa. Assim, pequenas cargas adicionais podem influenciar o padrão de movimento.

A Figura 4.5(a) mostra as curvas médias de angulação do joelho nas duas condições. Diferentemente do cenário plano, observa-se uma separação visual mais evidente ao longo de



**Figura 4.5.** Cenário 4: caminhada em declive de  $5^\circ$  | (a) angulação média de joelho; (b) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de tornozelo

regiões específicas do ciclo da marcha, particularmente durante a fase de apoio médio e no início da fase de balanço. Em diversos trechos, as curvas com EPI assumem menor flexão e maior extensão relativa, refletindo uma alteração na estratégia de controle durante a descida.

A Figura 4.5(b) evidencia essas diferenças: a curva de diferença ponto a ponto revela valores de até  $-15^\circ$  no apoio médio, dentro de faixas de variabilidade mais amplas. Esses valores sugerem que o joelho responde de maneira mais sensível à presença do EPI durante descidas, possivelmente por alteração no controle excêntrico do quadríceps, necessário para modular a desaceleração do corpo. No quadril, as Figuras 4.5(c) e (d) mostram que a condição com EPI produz maiores amplitudes de extensão no apoio inicial e maior flexão no balanço, com diferenças ponto a ponto atingindo mais que  $20^\circ$ . A angulação do tornozelo, representada em 4.5(e) e (f), também demonstra alterações claras, embora menores que as observadas no quadril. As diferenças atingem aproximadamente  $10^\circ$  na região de maior dorsiflexão, indicando que o tornozelo ajusta o controle da descida de forma a compensar o torque adicional imposto pelo peso do EPI.

A tabela 4.6 apresenta as métricas de erro para as angulações articulares estudadas. Nessa

**Tabela 4.6.** Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a caminhada em declive de 5°

| Métrica                   | angulação de joelho | angulação de quadril | angulação de tornozelo |
|---------------------------|---------------------|----------------------|------------------------|
| RMSD de pico de flexão    | 8,1°                | 14°                  | 6°                     |
| MAE de pico de flexão     | 6,2°                | 13°                  | 5,5°                   |
| RMSD global               | 12°                 | 15°                  | 8,1°                   |
| MAE global                | 10°                 | 12°                  | 5,8°                   |
| ROM RMSD                  | 8,1°                | 29°                  | 3,5°                   |
| ROM MAE                   | 6,4°                | 27°                  | 3,1°                   |
| diferença média           | 1,29                | <b>13,28</b>         | <b>4,80</b>            |
| diferença crítica         | <b>3,60</b>         | 2,26                 | 1,70                   |
| Wilcoxon <i>statistic</i> | 53,00               | 0,00                 | 5,00                   |
| <i>p</i> -valor           | 0,720               | <b>&lt; 0,001</b>    | <b>&lt; 0,001</b>      |

tabela, a magnitude dessas diferenças são confirmadas, pois todos os valores ultrapassam o limiar biomecânico de 5°. Além disso, particularmente para a angulação de quadril, o RMSD da amplitude de movimento chega a 29°, indicando grande variabilidade e possível alteração funcional.

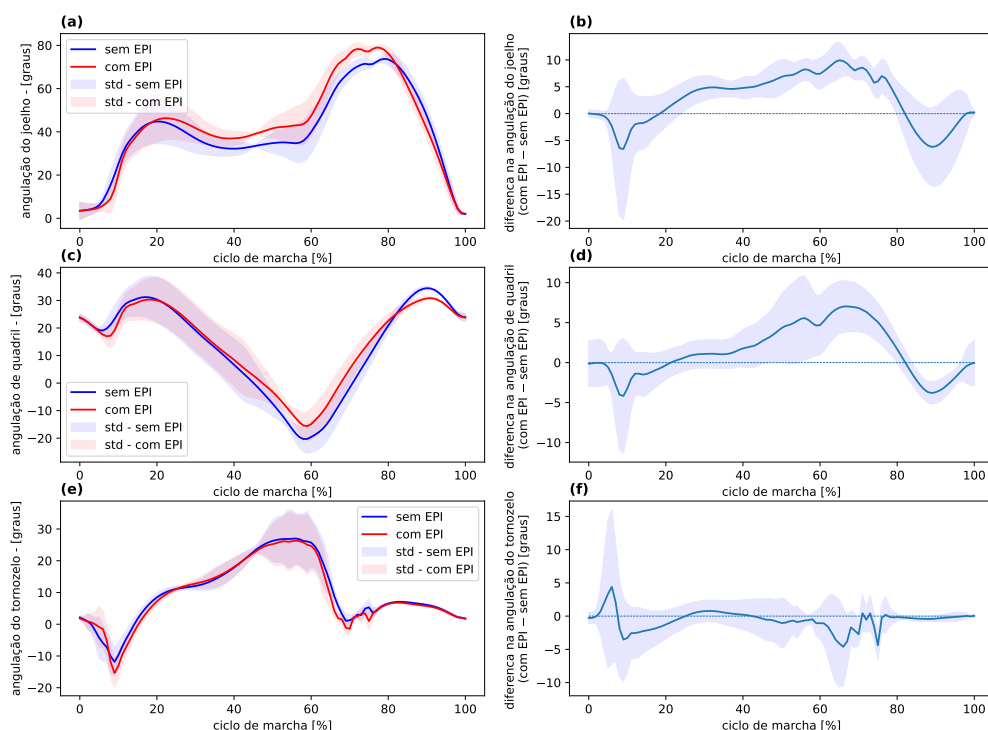
Entretanto, os testes estatísticos relevaram um padrão misto. Por mais que as métricas de erro observadas para a angulação de joelho ultrapassem o limiar biomecânico estabelecido, os testes estatísticos (SSA e Wilcoxon) não indicaram significância estatística. Para as demais articulações, os testes estatísticos corroboraram com os achados das métricas de erro e revelaram significância estatística.

No declive de 5°, a presença do EPI altera significativamente o padrão de movimento das três articulações avaliadas, com especial destaque para o quadril, que demonstra as diferenças mais amplas. Mesmo quando a SSA não detecta significância estatística (caso do joelho), a magnitude das diferenças — amplamente acima de 5° — indica que há relevância biomecânica. As diferenças observadas são amplas, sistemáticas e biomecanicamente compatíveis com a necessidade de maior controle excêntrico durante a descida. O quadril é a articulação mais afetada, seguido por tornozelo e joelho.

#### 4.6 Cenário 5: caminhada em declive de 10°

Este cenário representa a condição de descida mais exigente avaliada no estudo. Caminhar em declive de 10° aumenta substancialmente a demanda excêntrica sobre os músculos extensores de joelho e quadril, exigindo maior controle postural e capacidade de absorção de impacto.

Dessa forma, espera-se que a adição do EPI possa amplificar essas exigências e alterar o padrão cinemático.



**Figura 4.6.** Cenário 5: caminhada em declive de  $10^\circ$  | (a) angulação média de joelho; (b) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de tornozelo

A Figura 4.6(a) mostra as curvas médias de angulação do joelho nas condições com e sem EPI. As curvas se mantêm próximas durante boa parte do ciclo, embora se observem diferenças mais nítidas na fase de apoio médio e no final do balanço. A diferença ponto a ponto (Figura 4.6(b)) revela trechos com variação de até  $10^\circ$ , mas a maior parte do ciclo apresenta diferenças de menor magnitude, refletindo impacto biomecânico moderado no joelho.

No quadril, as Figuras 4.6(c) e (d) mostram diferenças mais pronunciadas. A condição com EPI apresenta maior flexão durante quase toda a fase de apoio e balanço. A diferença ponto a ponto atinge valores entre  $10^\circ$  e  $15^\circ$ , sugerindo uma modificação relevante da estratégia postural e de controle excêntrico para desacelerar o tronco durante a descida.

A angulação do tornozelo (Figuras 4.6(e) e (f)) apresenta as menores diferenças entre as articulações estudadas. Embora existam discrepâncias localizadas — especialmente no início da fase de apoio —, a maior parte do ciclo apresenta diferenças de pequena magnitude ( $\square 5^\circ$ ). Isso indica que, ao contrário do quadril, o tornozelo foi pouco influenciado pelo uso do EPI no

declive acentuado.

**Tabela 4.7.** Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a caminhada em declive de 10°

| Métrica                   | angulação de joelho | angulação de quadril | angulação de tornozelo |
|---------------------------|---------------------|----------------------|------------------------|
| RMSD de pico de flexão    | 4,1°                | 3,4°                 | 0,53°                  |
| MAE de pico de flexão     | 3,9°                | 3,3°                 | 0,45°                  |
| RMSD global               | <b>6,9°</b>         | 4,5°                 | 3,6°                   |
| MAE global                | <b>5,5°</b>         | 3,5°                 | 2°                     |
| ROM RMSD                  | 3,8°                | <b>8,6°</b>          | 2°                     |
| ROM MAE                   | 3,5°                | <b>8°</b>            | 1,7°                   |
| diferença média           | <b>3,87</b>         | <b>2,71</b>          | <b>0,45</b>            |
| diferença crítica         | 2,04                | 0,92                 | 0,23                   |
| Wilcoxon <i>statistic</i> | 0,00                | 11,00                | 0,00                   |
| <i>p</i> -valor           | <b>&lt; 0,001</b>   | <b>0,0134</b>        | <b>&lt; 0,001</b>      |

A Tabela 4.7 reforça as observações visuais e demonstra que a magnitude das métricas de erro varia entre as articulações. Para todas as articulações, as métricas de erro foram menores que o limiar biomecânico e a angulação de tornozelo apresentou o menor erro entre todas as articulações. O erro global só foi maior que o limiar biomecânico para a angulação de joelho, entretanto, a amplitude de movimento da angulação de quadril apresentou erro quase duas vezes maior que o limiar biomecânico. Para a angulação de tornozelo, todas as métricas tiveram valores pequenos, indicando que houve pequeno impacto biomecânico nessa articulação.

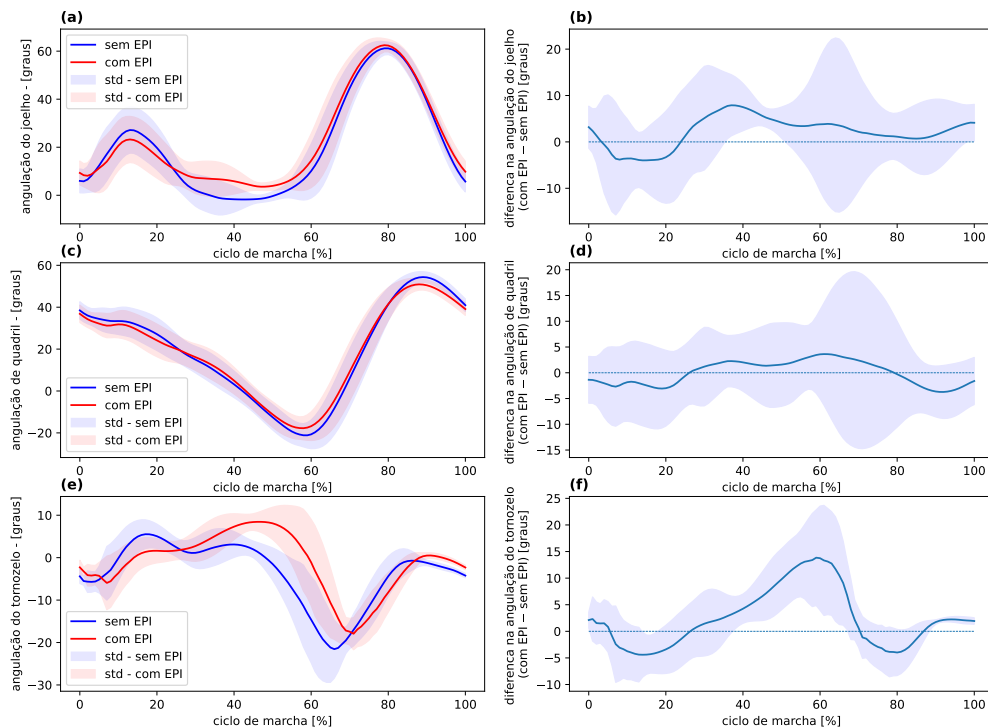
No que se refere aos testes estatísticos, todos apresentaram significância estatística. Entretanto, significância estatística não implica relevância biomecânica. Portanto, neste cenário, houve relevância estatística para o joelho no erro global e para o quadril na amplitude de movimento.

No declive de 10°, a adição do EPI resulta em alterações estatisticamente detectáveis e biomecanicamente relevantes, sobretudo no quadril, seguido pelo joelho. As diferenças observadas refletem possíveis adaptações funcionais para manter a estabilidade e controlar a descida em um ambiente altamente exigente. No tornozelo, o impacto biomecânico é baixo, apesar da presença de significância estatística.

#### 4.7 Cenário 6: caminhada em terreno acidentado

A caminhada em terreno acidentado impõe variações rápidas e imprevisíveis na base de apoio, exigindo ajustes neuromusculares contínuos para manter estabilidade e progressão. Di-

ferentemente dos cenários com inclinação constante, o terreno irregular provoca pequenas perturbações sucessivas, que podem amplificar o efeito de cargas adicionais, como o EPI.



**Figura 4.7.** Cenário 6: caminhada em terreno acidentado | (a) angulação média de joelho; (b) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de tornozelo

A Figura 4.7(a) mostra as curvas médias de angulação de joelho para as condições com e sem EPI. As curvas se mantêm relativamente próximas ao longo do ciclo, mas com pequenas separações visíveis em trechos específicos — principalmente durante a fase de apoio médio e na transição para o balanço. A diferença ponto a ponto (Figura 4.7(b)) apresenta oscilações típicas de superfícies irregulares, com valores que em alguns momentos se aproximam de  $10^\circ$ , mas permanecem majoritariamente entre  $-5^\circ$  e  $+5^\circ$ .

O quadril, apresentado em 4.7(c) e (d), demonstra diferenças mais amplas. A condição com EPI tende a apresentar maior flexão durante boa parte do ciclo, sobretudo no apoio inicial e no início do balanço. A diferença ponto a ponto revela valores entre  $10^\circ$  e  $15^\circ$ , indicando que o quadril responde de forma particularmente sensível às irregularidades combinadas ao peso adicional do EPI.

A angulação do tornozelo (Figuras 4.7(e) e (f)) apresenta diferenças mais evidentes que nos cenários de declive. A condição com EPI exhibe maior dorsiflexão no apoio inicial e maior

variação na fase de empurrão. A diferença ponto a ponto mostra picos de 10° a 12°, o que é coerente com o fato de que terrenos irregulares exigem ajustes rápidos principalmente no tornozelo, responsável pela adaptação fina da postura.

**Tabela 4.8.** Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a caminhada em terreno plano acidentado.

| Métrica                   | angulação de joelho | angulação de quadril | angulação de tornozelo |
|---------------------------|---------------------|----------------------|------------------------|
| RMSD de pico de flexão    | 5°                  | 5,6°                 | 5,3°                   |
| MAE de pico de flexão     | 4,1°                | 4,9°                 | 4,7°                   |
| RMSD global               | 9,9°                | 9,1°                 | 7,8°                   |
| MAE global                | 7,4°                | 6,8°                 | 5,7°                   |
| ROM RMSD                  | 6,5°                | 11°                  | 3,6°                   |
| ROM MAE                   | 5,5°                | 8,8°                 | 3°                     |
| diferença média           | 0,40                | 4,01                 | 3,16                   |
| diferença crítica         | 2,82                | 1,79                 | 1,96                   |
| Wilcoxon <i>statistic</i> | 58,00               | 12,00                | 21,00                  |
| <i>p</i> -valor           | 0,934               | 0,00427              | 0,0256                 |

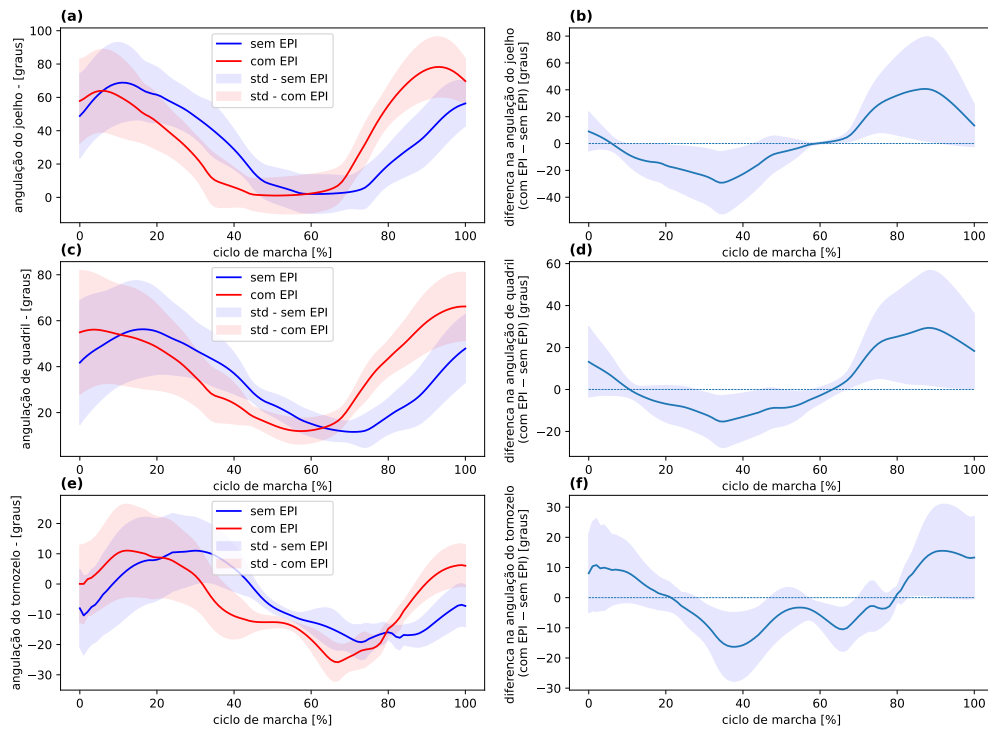
Em termos quantitativos, as métricas apresentadas na Tabela 4.8 indicam que o terreno acidentado, combinado ao uso do EPI, produziu diferenças de magnitude elevada entre as condições. Em conjunto, esses resultados mostram que, nas três articulações, a maioria das métricas ultrapassa o limiar de 5° adotado neste estudo como referência de relevância biomecânica, especialmente para joelho e quadril. Isso reforça que o terreno acidentado, quando associado ao EPI, não apenas aumenta a variabilidade do movimento, mas também modifica de maneira consistente a cinemática do membro inferior ao longo do ciclo da marcha.

Do ponto de vista estatístico, a comparação entre diferença média e diferença crítica indica que apenas o joelho não apresenta diferença significativa pela SSA, ao passo que quadril e tornozelo exibem diferenças médias superiores às respectivas diferenças críticas. O teste de Wilcoxon acompanha esse padrão, apontando significância para quadril e tornozelo, mas não para o joelho, ainda que deva ser interpretado com cautela em função da autocorrelação dos dados.

É importante destacar, contudo, que a ausência de significância estatística no joelho não implica ausência de efeito biomecânico, pois as métricas de erro dessa articulação permanecem acima do limiar de 5°. Já para quadril e tornozelo, a convergência entre significância estatística e diferenças que excedem esse limiar reforça a conclusão de que o EPI, em combinação com o terreno acidentado, altera de maneira relevante a cinemática dessas articulações ao longo do ciclo da marcha.

## 4.8 Cenário 7: Subida de escada

A subida de escada representa uma tarefa funcional de alta exigência, com maiores amplitudes de flexão de joelho e quadril e necessidade de gerar momentos articulares elevados para vencer a gravidade. Nesse contexto, é esperado que a adição de massa distal pelo EPI possa modificar a estratégia de movimento.



**Figura 4.8.** Cenário 7: Subida de escada | (a) angulação média de joelho; (b) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de tornozelo

Na Figura 4.8(a), observa-se que a condição com EPI apresenta maior flexão de joelho em praticamente todo o ciclo, em especial na fase de apoio inicial e na fase de balanço, quando é necessário garantir o “clearance” do pé para transpor o degrau. A curva de diferença ponto a ponto (Figura 4.8(b)) confirma essa tendência, com discrepâncias que atingem valores elevados ao longo do ciclo, indicando alteração expressiva da cinemática do joelho na presença do EPI. O quadril (Figuras 4.8(c) e (d)) também mostra maior flexão com EPI em boa parte do apoio e do balanço, sugerindo uma estratégia de maior recrutamento proximal para auxiliar a progressão do corpo na subida. No tornozelo (Figuras 4.8(e) e (f)), as diferenças são mais discretas, mas ainda indicam ajustes na dorsiflexão e na fase de impulsão.

A Tabela 4.9 evidencia que, sobretudo para joelho e quadril, as métricas globais de erro

**Tabela 4.9.** Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a subida de escada

| <b>Métrica</b>            | <b>angulação de joelho</b> | <b>angulação de quadril</b> | <b>angulação de tornozelo</b> |
|---------------------------|----------------------------|-----------------------------|-------------------------------|
| RMSD de pico de flexão    | <b>6,6°</b>                | 1,2°                        | 1,1°                          |
| MAE de pico de flexão     | <b>4,9°</b>                | 1,1°                        | 0,94°                         |
| RMSD global               | <b>29°</b>                 | <b>21°</b>                  | <b>13°</b>                    |
| MAE global                | <b>18°</b>                 | <b>13°</b>                  | <b>8,9°</b>                   |
| ROM RMSD                  | <b>6,7°</b>                | 4,4°                        | 1,4°                          |
| ROM MAE                   | 4,8°                       | 3,4°                        | 0,9°                          |
| diferença média           | <b>2,38</b>                | <b>0,59</b>                 | <b>0,68</b>                   |
| diferença crítica         | 21,95                      | 19,21                       | 13,55                         |
| Wilcoxon <i>statistic</i> | 10,00                      | 5,00                        | 3,00                          |
| <i>p</i> -valor           | 1,00                       | 0,312                       | 0,156                         |

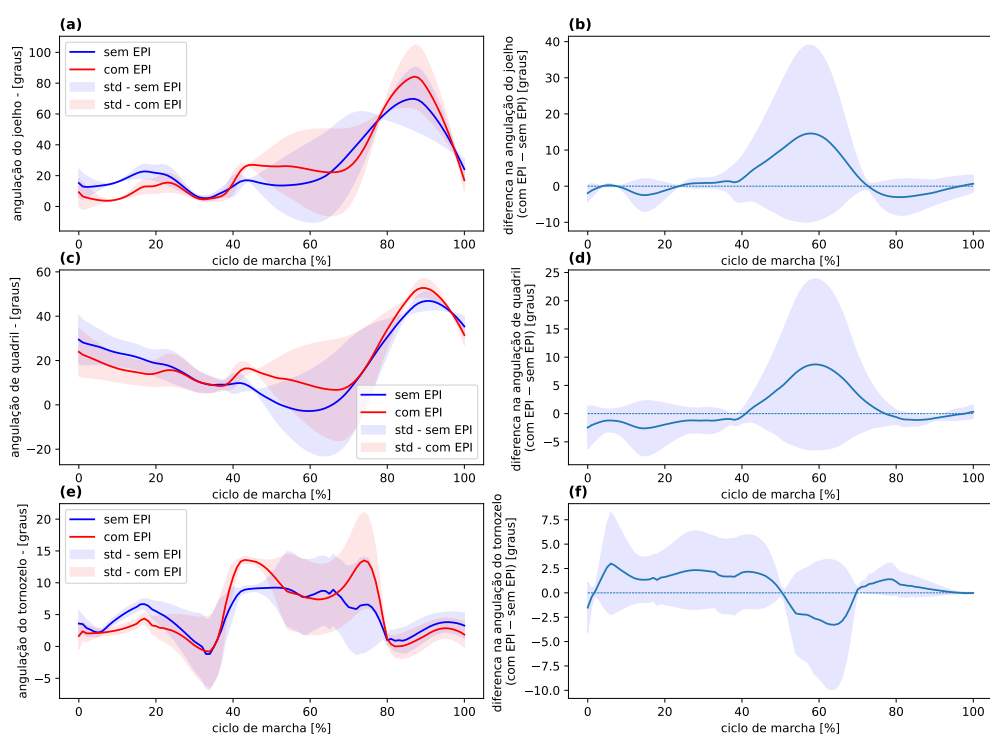
(RMSD e MAE) ficam acima do limiar de 5°, o que indica um impacto importante do EPI na cinemática da subida de escada. Mesmo no tornozelo, embora as alterações sejam menores em termos relativos, as métricas globais também sugerem modificações consistentes ao longo do ciclo.

Por outro lado, a análise estatística de sujeito único mostra diferenças médias inferiores às diferenças críticas para todas as articulações, de modo que a SSA não indica significância estatística neste cenário, resultado corroborado pelos *p*-valores do teste de Wilcoxon. Isso significa que, dadas a variabilidade intra-condição e o número limitado de ciclos, não se pode rejeitar estatisticamente a hipótese de igualdade entre as condições. No entanto, a ausência de significância estatística não implica ausência de efeito biomecânico: as grandes magnitudes de erro observadas, especialmente em joelho e quadril, apontam para alterações relevantes no padrão de movimento durante a subida com EPI.

#### **4.9 Cenário 8: descida de escada**

A descida de escada é uma tarefa funcional marcada por elevada demanda excêntrica, sobretudo para os extensores de joelho e quadril, e por exigência aumentada de controle postural para conter a aceleração do centro de massa. Nesse contexto, a presença do EPI poderia potencialmente modificar o padrão de movimento, principalmente durante o apoio e a fase de contato com o degrau.

Na Figura 4.9(a), observa-se que as curvas médias de angulação do joelho com e sem EPI são bastante semelhantes ao longo de todo o ciclo, com pequenas diferenças concentradas na



**Figura 4.9.** Cenário 8: descida de escada | (a) angulação média de joelho; (b) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de tornozelo

região de apoio médio e na aproximação do contato com o degrau seguinte. A curva de diferença ponto a ponto mostrada em 4.9(b) permanece próxima de zero na maior parte do tempo, com um aumento discreto na região central do ciclo, mas ainda assim dentro da variabilidade indicada pelas faixas de desvio-padrão. Esses resultados sugerem que o EPI não altera de forma consistente o padrão de flexão–extensão do joelho na descida de escada.

Comportamento semelhante é observado no quadril (Figuras 4.9(c) e (d)). Embora haja uma leve tendência a maior flexão com EPI em parte da fase de apoio, as curvas médias se mantêm próximas e a diferença ponto a ponto oscila em torno de valores reduzidos, novamente contida no interior das bandas de variabilidade. No tornozelo (Figuras 4.9(e) e (f)), as diferenças entre as condições também são pequenas e, em grande parte do ciclo, praticamente nulas, indicando que a estratégia de dorsiflexão e flexão plantar foi pouco afetada pela presença da órtese.

A Tabela 4.10 indica que, apesar de alguns valores globais de erro ultrapassarem o limiar de  $5^\circ$  em joelho e quadril, as métricas associadas à amplitude de movimento e às diferenças médias entre as condições permanecem relativamente baixas. Em conjunto, esses indicadores apontam para diferenças numéricas modestas, sem evidência clara de alteração sistemática do padrão

**Tabela 4.10.** Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a descida de escada

| <b>Métrica</b>            | <b>angulação de joelho</b> | <b>angulação de quadril</b> | <b>angulação de tornozelo</b> |
|---------------------------|----------------------------|-----------------------------|-------------------------------|
| RMSD de pico de flexão    | 0,17°                      | 0,8°                        | 0,54°                         |
| MAE de pico de flexão     | 0,14°                      | 0,58°                       | 0,33°                         |
| RMSD global               | <b>11°</b>                 | <b>7,3°</b>                 | 3,7°                          |
| MAE global                | 4,2°                       | 2,9°                        | 1,7°                          |
| ROM RMSD                  | 0,45°                      | 0,34°                       | 3,5°                          |
| ROM MAE                   | 0,34°                      | 0,28°                       | 2°                            |
| diferença média           | 0,07                       | 0,56                        | 0,31                          |
| diferença crítica         | 16,38                      | 4,94                        | 3,15                          |
| Wilcoxon <i>statistic</i> | 3,00                       | 1,00                        | 2,00                          |
| <i>p</i> -valor           | 0,625                      | 0,250                       | 0,375                         |

de movimento. Do ponto de vista estatístico, as diferenças médias em todas as articulações são inferiores às respectivas diferenças críticas, e tanto a SSA quanto o teste de Wilcoxon não identificam significância estatística entre as condições.

Considerando simultaneamente a análise visual das curvas, a magnitude das métricas de erro e os resultados estatísticos, conclui-se que, na descida de escada, o EPI exerce impacto biomecânico reduzido sobre a cinemática de joelho, quadril e tornozelo. As pequenas discrepâncias observadas parecem refletir sobretudo a variabilidade intrínseca da tarefa, e não uma mudança consistente da estratégia locomotora.

#### **4.10 Cenário 9: Variação da velocidade de caminhada**

Neste cenário, foi avaliada a influência da variação da velocidade da marcha e do uso do EPI sobre a angulação do joelho durante as simulações de caminhada. Para isso, foi adotado um protocolo de simulação em que a velocidade da marcha foi ajustada de forma gradual, de 1,0 m/s a 1,5 m/s em incrementos de 0,1 m/s. O objetivo deste cenário foi a determinação de qual desses fatores (velocidade ou EPI) tem o maior impacto estatístico nos padrões de movimento observados.

A análise foi conduzida por meio de um teste análise de variância (ANOVA) de dois fatores, em que foi considerado o efeito principal da velocidade, o efeito principal do uso do EPI e a interação entre esses dois fatores. Os resultados estão apresentados na Tabela 4.11.

| Condição                       | Soma dos quadrados | DF    | F     | p-valor                |
|--------------------------------|--------------------|-------|-------|------------------------|
| velocidade                     | 2.415,66           | 5     | 2,53  | 0,0276                 |
| uso de EPI                     | 7.696,05           | 1     | 40,23 | $3,19 \times 10^{-10}$ |
| velocidade $\times$ uso de EPI | 1.365,43           | 5     | 1,43  | 0,2114                 |
| residual                       | 229.546,06         | 1.200 | -     | -                      |

**Tabela 4.11.** Resultado do teste ANOVA de dois fatores sobre os dados do cenário 9

Os resultados obtidos indicam que a variação da velocidade da marcha teve um efeito estatisticamente significativo na angulação do joelho ( $F = 2,53$ ;  $p$ -valor = 0,0276), o que implica que as diferentes velocidades testadas alteram a cinemática articular.

Além disso, o uso do EPI também indica que sua adição tem efeito ainda mais expressivo e altamente significativo sobre a angulação ( $F = 40,23$ ;  $p$ -valor =  $3,19 \times 10^{-10}$ , ou seja, sua adição é ainda mais estatisticamente significativa que a variação da velocidade de marcha.

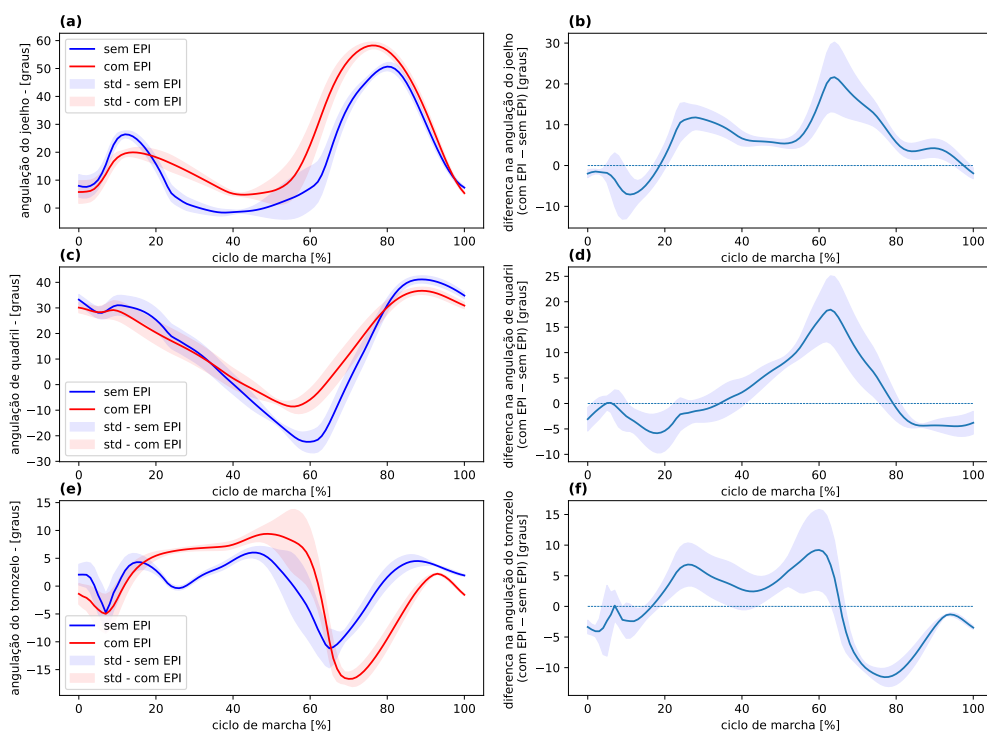
Entretanto, a interação entre a velocidade e a adição do EPI não apresentou resultado estatisticamente significativo ( $F = 1,43$ ;  $p$ -valor = 0,2114), o que sugere que os efeitos da variação da velocidade e a adição do EPI atuam de maneira independente, sem que haja influência mútua detectável neste experimento.

Portanto, os achados da análise deste cenário reforçam a ideia de que tanto a variação de velocidade quanto a adição do EPI afetam a marcha, mas o fazem de forma independente um do outro, sem interação relevante entre os dois fatores.

#### 4.11 Cenário 10 - Aumento de massa do EPI

Neste cenário, foi avaliado se o efeito do aumento da massa do EPI de 350 g para 500 g durante a caminhada em terreno plano. A intenção é verificar se uma alteração relativamente pequena de massa é suficiente para modificar de forma relevante a cinemática do membro inferior.

A Figura 4.10 mostra que, para o joelho, a condição com EPI mais pesado apresenta maior flexão ao longo de praticamente todo o ciclo, com separação visível entre as curvas médias nas fases de apoio e balanço. A diferença ponto a ponto ilustrada em 4.10(b) permanece positiva durante quase todo o ciclo e atinge valores elevados, o que indica que o aumento de massa do EPI leva a uma estratégia de marcha com joelho sistematicamente mais flexionado. No quadril (Figuras 4.10(c) e (d)), observa-se padrão semelhante: a condição com EPI mais pesado apresenta maior flexão em boa parte do apoio e do balanço, com diferenças que se intensificam na região de apoio médio. Já no tornozelo (Figuras 4.10(e) e (f)), as curvas também se afastam, com maior dorsiflexão na condição com EPI mais pesado, sugerindo adaptação distal para auxiliar o controle do posicionamento do pé durante a progressão.



**Figura 4.10.** Cenário 10: caminhada com EPI com massa adicional | (a) angulação média de joelho; (b) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação do joelho; (c) angulação média de quadril; (d) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de quadril; (e) angulação média de tornozelo; (f) diferença média  $\pm 1$  desvio padrão na angulação de tornozelo

A Tabela 4.12 confirma que o aumento de massa do EPI provoca diferenças de grande magnitude nas três articulações. As métricas globais de erro (RMSD e MAE) ficam bem acima do limiar de  $5^\circ$  adotado neste trabalho, tanto no joelho quanto no quadril e tornozelo, e as amplitudes de diferença ao longo do ciclo são particularmente altas no quadril e no tornozelo. Isso indica que o padrão de movimento em plano com EPI mais pesado é substancialmente diferente daquele observado com o EPI original.

Do ponto de vista estatístico, as diferenças médias superam as diferenças críticas em todas as articulações, de modo que a SSA identifica diferenças estatisticamente significativas entre as condições. Os p-valores extremamente baixos do teste de Wilcoxon vão na mesma direção, ainda que esse teste deva ser interpretado com cautela devido à autocorrelação dos dados temporais. Nesse cenário específico, porém, há convergência entre significância estatística e relevância biomecânica, uma vez que as diferenças angulares excedem de forma consistente o limiar de  $5^\circ$ .

**Tabela 4.12.** Métricas de erro, amplitude de movimento e testes estatísticos para as angulações de joelho, quadril e tornozelo durante a caminhada em terreno plano com EPI alterado por aumento de sua massa.

| Métrica                   | angulação de joelho | angulação de quadril | angulação de tornozelo |
|---------------------------|---------------------|----------------------|------------------------|
| RMSD de pico de flexão    | 7,5°                | 4,3°                 | 4,4°                   |
| MAE de pico de flexão     | 7,3°                | 4,3°                 | 4,2°                   |
| RMSD global               | 10°                 | 7,9°                 | 6,7°                   |
| MAE global                | 7,8°                | 5,8°                 | 5,7°                   |
| ROM RMSD                  | 2,1°                | 19°                  | 8,9°                   |
| ROM MAE                   | 1,7°                | 19°                  | 8,9°                   |
| diferença média           | <b>7,31</b>         | <b>4,25</b>          | <b>3,18</b>            |
| diferença crítica         | 0,85                | 1,16                 | 1,44                   |
| Wilcoxon <i>statistic</i> | 0,00                | 0,00                 | 14,00                  |
| <i>p</i> -valor           | <b>&lt; 0,001</b>   | <b>&lt; 0,001</b>    | <b>&lt; 0,001</b>      |

## 4.12 Discussão Geral

### 4.12.1 Comparação entre os cenários

Nesta seção, os cenários serão comparados entre si, a fim de se entender quais aspectos influenciam mais a caminhada.

Neste trabalho, o termo adaptação refere-se à capacidade do modelo de manter uma marcha estável e convergente, sem quedas ou falhas numéricas, sob diferentes condições de terreno e carga, ainda que acompanhada por alterações significativas nos padrões cinemáticos e no custo da função objetivo.

Tomando a caminhada em terreno plano como condição de referência, observa-se que os valores de RMSD global das três articulações se mantêm abaixo de 2° em todas as métricas, valor substancialmente inferior ao limiar de 5° adotado neste trabalho como indicativo de relevância biomecânica. Isso confirma que, em ambiente não desafiador, o uso do EPI exerce impacto desprezível sobre o padrão cinemático do membro inferior.

Quando se introduz inclinação positiva, nota-se um aumento sistemático do erro. No aclave de 5°, o RMSD global de todas as articulações já ultrapassa o limiar de 5°, indicando que a combinação de inclinação leve e massa distal do EPI gera diferenças biomecanicamente relevantes. Esse efeito é exacerbado no aclave de 10°, onde os valores atingem picos de 14° para joelho e quadril, evidenciando uma mudança mandatória na estratégia locomotora — provavelmente devido à maior demanda de potência concêntrica e amplitude de movimento necessária para vencer a rampa.

Apesar do controle reflexo limitado, Geyer e Herr (2010)(66) demonstraram que o modelo apresenta robustez frente a pequenas perturbações do solo e capacidade de adaptação a inclinações de até aproximadamente 4%, sem necessidade de intervenções nos parâmetros. No presente trabalho, os cenários 2, 3 e 4 foram simulados a partir de um único procedimento de otimização, sem a utilização de estratégias de otimização retroativa ou reaproveitamento sequencial de parâmetros. Mesmo nessas condições, o modelo foi capaz de manter padrões estáveis de marcha em aclives superiores a 4%, o que sugere que sua capacidade adaptativa pode se estender para além das condições originalmente reportadas, quando inserido em um arcabouço distinto de simulação e otimização. Ressalta-se que essa adaptação foi avaliada com base na estabilidade da marcha e na convergência da função de custo, sem alterações na estrutura do modelo reflexo.

Nos declives, o comportamento revela-se não linear. No declive de 5°, observa-se uma degradação severa do padrão, com RMSD globais superiores aos do aclive de mesma inclinação (chegando a 15° no quadril), sugerindo que a tarefa de frenagem excêntrica com o EPI é particularmente crítica. Curiosamente, no declive de 10°, a magnitude das diferenças diminui: o RMSD global do quadril retorna para valores limítrofes (4, 5°), enquanto apenas o joelho sustenta desvios acima do limiar de relevância (6, 9°). Isso sugere que, em descidas mais íngremes, o indivíduo adota uma estratégia de maior compensação, o que paradoxalmente aproxima a cinemática das condições com e sem EPI pela restrição voluntária do movimento.

Por fim, em terrenos complexos (acidentado e escadas), a irregularidade intensifica os desvios. A subida de escada apresenta os maiores RMSD globais do estudo (29° no joelho), refletindo o conflito máximo entre a demanda da tarefa e a restrição do equipamento. Já a descida de escada apresenta valores mais contidos, alinhados aos declives, reforçando que o sistema neuromuscular prioriza o controle da desaceleração sobre a amplitude de movimento.

Os resultados indicam que a robustez do modelo não implica a preservação de um padrão cinemático inalterado. À medida que a complexidade do cenário aumenta, observa-se uma transição para estratégias de marcha caracterizadas por maiores amplitudes articulares e por padrões cinemáticos mais extremos, evidenciando um compromisso entre a manutenção da estabilidade global da marcha e a preservação de um padrão locomotor semelhante ao observado em condições menos desafiadoras.

## 5 Conclusão

Esta dissertação investigou, por meio de simulação computacional preditiva, as alterações biomecânicas de natureza cinemática decorrentes do uso de uma caneleira de proteção tibial na marcha humana. O foco do estudo foi a realidade de motociclistas de aplicativo, considerando não apenas a segurança em caso de impacto, mas também a ergonomia necessária para os deslocamentos a pé durante as entregas.

A utilização integrada dos *softwares* SCONE, OpenSim e HyFyDy permitiu isolar o efeito inercial da massa do EPI em dez cenários distintos de marcha. A análise fundamentou-se em métricas de erro (RMSD e MAE), em procedimentos estatísticos voltados à análise de sujeito único (SSA) e em testes adicionais, como o teste de Wilcoxon e a ANOVA de dois fatores, além do limiar angular de 5° adotado na literatura como referência para impacto biomecânico em estudos de validação de sistemas de marcha. A seguir, são sintetizados os principais achados, a verificação dos objetivos e hipóteses, as contribuições, limitações e perspectivas futuras.

### 5.1 Síntese dos achados biomecânicos

A comparação entre as condições com e sem EPI mostrou que as alterações cinemáticas dependem fortemente da inclinação do terreno, da complexidade da tarefa e da massa do equipamento:

- **Caminhada em terreno plano:** O uso da caneleira com massa de 350 g por perna resultou em valores de RMSD global inferiores a 2° para todas as articulações avaliadas. Esses valores ficaram abaixo do limiar de 5° adotado como referência, indicando que, em superfície plana e velocidade de 1,0 m/s, a caneleira não produz desvios angulares além da variabilidade típica da marcha.
- **Aclives e escadas:** A introdução de inclinações produziu aumento claro dos erros angulares. Em aclives de 10°, os valores de RMSD atingiram aproximadamente 4° para joelho e quadril, indicando a necessidade de maiores amplitudes de flexão articular para a progressão da marcha em rampa com massa distal adicionada. Na subida de escada, observou-se o maior desvio registrado no estudo, com RMSD em torno de 9° para a articulação do joelho, caracterizando uma alteração marcante do padrão de movimento nessa

tarefa.

- **Declives:** No declive de 5°, os desvios foram superiores aos observados no declive de 10°, com o RMSD do quadril atingindo valores da ordem de 15°. No declive mais acentuado (10°), o RMSD do quadril retornou a valores próximos de 4,5°, sugerindo uma estratégia motora mais rígida nas descidas íngremes, com redução da amplitude de movimento para aumentar o controle.
- **Terreno acidentado:** No cenário com segmentos planos alternados com pequenos aclives e declives sucessivos, a marcha exigiu ajustes frequentes em joelho, quadril e tornozelo. A presença da caneleira ampliou as amplitudes de flexão em trechos específicos do ciclo e elevou as métricas de erro em relação ao terreno plano, indicando que a combinação entre irregularidade do solo e massa distal afeta o padrão de locomoção.
- **Variação de velocidade:** No cenário de velocidade variável em superfície plana, a ANOVA de dois fatores indicou que a velocidade de marcha é o determinante principal das mudanças cinemáticas. Ainda assim, o uso da caneleira apresentou efeito significativo sobre as angulações articulares, sem interação estatisticamente relevante entre velocidade e EPI, o que sugere que o efeito do equipamento se mantém aproximadamente constante ao longo da faixa de velocidades analisada.
- **Influência da massa do EPI:** O aumento da massa da caneleira de 350 g para 500 g por perna resultou em métricas de erro superiores ao limiar de 5° em todas as articulações e cenários avaliados. Este resultado mostra que incrementos adicionais de massa na extremidade da tibia intensificam sistematicamente os desvios cinemáticos, indicando que o peso do dispositivo é um parâmetro crítico para a preservação da marcha.

De forma geral, os resultados indicam que a caneleira de 350 g por perna apresenta efeito discreto em terreno plano, mas produz alterações relevantes em tarefas que exigem maior flexão de joelho e quadril, maior controle excêntrico ou ajustes rápidos a irregularidades do solo, como aclives acentuados, descidas, escadas e terrenos acidentados. O aumento da massa do EPI amplifica essas alterações em todas as condições.

## 5.2 Verificação dos objetivos e hipóteses

O objetivo geral de avaliar o efeito biomecânico da caneleira de proteção tibial sobre a marcha foi alcançado. As simulações em dez cenários distintos, com condições *com* e *sem* EPI, permitiram quantificar a influência da massa distal sobre os ângulos articulares de joelho, quadril e tornozelo.

A hipótese de que a simulação musculoesquelética preditiva permitiria identificar alterações no padrão de movimento foi confirmada. As métricas de erro e as análises estatísticas mostraram que, embora a cinemática permaneça dentro do limiar de referência em terreno plano, há desvios angulares superiores a  $5^\circ$  em tarefas de maior exigência, como aclives, escadas e algumas condições de declive e terreno acidentado.

Adicionalmente, a análise de variância aplicada ao cenário de variação de velocidade indicou que o efeito da adição do EPI e o efeito da velocidade de marcha ocorrem de forma independente, sem interação estatisticamente significativa entre os fatores. Assim, o impacto do EPI sobre a cinemática parece relativamente estável ao longo da faixa de velocidades simulada.

### 5.3 Contribuições e implicações práticas

Este estudo apresenta contribuições em dois níveis: metodológico e aplicado.

Do ponto de vista metodológico, destaca-se:

1. A integração de OpenSim, SCONE e HyFyDy em uma *pipeline* de simulação preditiva de marcha, que pode ser reaplicada para avaliar outros EPIs e intervenções.
2. O desenvolvimento e validação de um algoritmo de detecção de ciclos de marcha baseado na velocidade do calcanhar em ambiente simulado, adequado a cenários em que a utilização direta de forças de reação do solo é limitada ou inconveniente.
3. A combinação de métricas de erro ao longo de todo o ciclo (RMSD, MAE) com uma abordagem de análise de sujeito único, adaptada a séries temporais altamente correlacionadas, para investigar diferenças entre condições *com* e *sem* EPI.

Em termos aplicados, os principais pontos são:

1. **Viabilidade em terreno plano:** Caneleiras com massa de 350 g por perna mantêm o padrão cinemático da marcha em superfícies planas dentro do limiar de  $5^\circ$ , o que sugere viabilidade para deslocamentos em piso regular durante o trabalho.
2. **Limite de massa:** A massa do equipamento é um fator determinante. A simulação com 500 g por perna evidenciou alterações cinemáticas acima do limiar em todas as articulações, indicando a necessidade de limitar o peso do dispositivo em projetos futuros.
3. **Requisitos em inclinações e degraus:** Devido às alterações observadas em rampas, escadas e terrenos irregulares, o projeto de caneleiras para motociclistas deve evitar restrições mecânicas adicionais à amplitude de movimento articular, sobretudo em joelho e tornozelo, e considerar o compromisso entre área de proteção e massa distal.

Esses resultados oferecem parâmetros quantitativos para o dimensionamento de EPIs de membros inferiores voltados a motociclistas de aplicativo, compatibilizando a função de proteção com a preservação da marcha em tarefas típicas da rotina laboral.

## 5.4 Limitações do estudo

Algumas limitações devem ser consideradas na interpretação dos resultados:

- **Modelo musculoesquelético único:** O estudo utilizou um único modelo musculoesquelético, com parâmetros fixos de massa, estatura e força muscular. Não foram exploradas variações de biotipo, idade ou nível de condicionamento físico, o que limita a generalização dos resultados para a população de motociclistas como um todo.
- **Foco exclusivo na cinemática:** A análise concentrou-se nas variáveis cinemáticas, como ângulos articulares e amplitude de movimento. Variáveis dinâmicas, como momentos articulares, potências e forças de reação do solo, não foram objeto de análise neste estudo. Embora a cinemática alterada possa sugerir, indiretamente, mudanças na demanda muscular, a quantificação direta das sobrecargas articulares requeriria validações adicionais do modelo, sendo um passo para trabalhos futuros.
- **Modelo bidimensional:** As simulações foram conduzidas em um modelo bidimensional no plano sagital. Movimentos nos planos frontal e transversal, como abdução/adução e rotações axiais, não foram representados. Assim, possíveis ajustes laterais de equilíbrio em terrenos irregulares ou em tarefas mais complexas não foram capturados.
- **Inferência indireta de conforto:** O conceito de conforto abordado nesta dissertação refere-se estritamente ao conforto biomecânico, inferido pela manutenção dos padrões naturais de marcha. Não foram realizadas avaliações subjetivas ou medições de pressão de contato na pele.
- **Representação conceitual da caneleira:** A caneleira foi representada como um corpo rígido com massa concentrada acoplado à tíbia, sem modelagem detalhada de geometria, rigidez, interação com o calçado ou tecidos moles. Dessa forma, não foram avaliados efeitos relacionados a pressão local, desconforto cutâneo ou restrições passivas de amplitude de movimento.
- **Ausência de dados experimentais com usuários:** Os resultados baseiam-se exclusivamente em simulações computacionais. Não foram realizados experimentos com voluntários utilizando protótipos físicos, de modo que não há validação direta em dados de marcha reais nem avaliação de conforto subjetivo.

- **Escopo de tarefas simuladas:** As simulações abrangeram marcha em diferentes inclinações, escadas e terreno acidentado, mas não incluíram tarefas específicas da operação da motocicleta, como subir e descer do veículo, empurrá-lo em rampas íngremes ou acionar pedais de freio e câmbio com o EPI.

## 5.5 Trabalhos futuros

A partir das limitações e achados deste trabalho, algumas direções de pesquisa são sugeridas:

- Realizar experimentos com voluntários utilizando protótipos físicos de caneleiras com massas e geometrias semelhantes às simuladas, a fim de validar os resultados de simulação e incluir medidas de percepção de conforto e aceitabilidade.
- Expandir o modelo musculoesquelético para três dimensões, incluindo graus de liberdade nos planos frontal e transversal, e simular diferentes antropometrias e perfis de força muscular para aproximar a análise da diversidade da população de motociclistas de aplicativo.
- Desenvolver modelos mais detalhados da caneleira, incorporando distribuição de massa, propriedades de rigidez e interação com o calçado, para avaliar simultaneamente efeitos inerciais, restrições de movimento e possíveis pontos de pressão.
- Investigar o custo metabólico da marcha com e sem EPI, utilizando funções objetivo ligadas à demanda energética, bem como explorar tarefas adicionais relevantes, como empurrar a motocicleta em rampas e realizar manobras que envolvem apoio parcial dos pés.
- Avaliar, em estudos específicos, a interferência do EPI na operação dos comandos da motocicleta, como pedais de câmbio e freio, considerando tanto aspectos mecânicos quanto de controle motor.

Em síntese, a caneleira de proteção tibial com massa de 350 g por perna apresenta viabilidade biomecânica para deslocamentos em terreno plano, mantendo a cinemática da marcha dentro do limiar de referência adotado. Em terrenos inclinados, escadas e superfícies acidentadas, o equipamento impõe alterações cinemáticas quantificáveis, exigindo adaptações no padrão de marcha do usuário. O aumento da massa do EPI intensifica esses efeitos, o que reforça a importância de limites de peso e de critérios biomecânicos objetivos no projeto de equipamentos de proteção para motociclistas de aplicativo.

## Lista de Referências

- 1 BATES, B.; DUFEK, J.; DAVIS, H. The effect of trial size on statistical power. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 24, n. 9, p. 1059—1065, September 1992. ISSN 0195-9131. Disponível em: <<http://europepmc.org/abstract/MED/1406191>>.
- 2 FUKUCHI, C. A.; FUKUCHI, R. K.; DUARTE, M. A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. *PeerJ*, PeerJ Inc., v. 6, p. e4640, 2018.
- 3 CAPACETE Moto Ebf New 7 Solid Fechado Preto. [S.l.]: Thomas Parts, 2024. <1>. Acessado em 26 de janeiro de 2024.
- 4 FENIX, M. *Joelheira Articulada Motocross Pro Tork Motociclista Par Preta*. 2024. Acessado em 26 de janeiro de 2024. Disponível em: <1>.
- 5 KIT Joelheiras e Cotoveleiras Pata Motociclista Couro e Inox. <[https://radioamadorhome.mercadoshops.com.br/MLB-1640098346-kit-joelheiras-e-cotoveleiras-pata-motociclista-couro-e-inox-\\_JM](https://radioamadorhome.mercadoshops.com.br/MLB-1640098346-kit-joelheiras-e-cotoveleiras-pata-motociclista-couro-e-inox-_JM)>. Acessado em 26 de janeiro de 2024.
- 6 LEVINE, D.; RICHARDS, J.; WHITTLE, M. W. *Gait Analysis: An Introduction*. 5th. ed. [S.l.]: Churchill Livingstone, 2012. ISBN 978-0702042652.
- 7 NITSCHKE, M. et al. Efficient trajectory optimization for curved running using a 3d musculoskeletal model with implicit dynamics. *Scientific Reports*, v. 10, 10 2020.
- 8 SILVA, A. L. *EPI para Motociclistas: Design Parametrizado e Fabricação por Manufatura Aditiva*. Tese (Monografia) — Universidade de Brasília, Brasília, Brasil, 2023.
- 9 VASCONCELOS, J. E. M. de; MELLO, L. E. de; OLIVEIRA, M. C. S. Os trabalhadores das plataformas de entregas: essencialidade em tempos de covid-19 e desproteção legislativa e judicial. *Revista Direito e Práxis*, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, v. 12, n. 3, p. 2044–2074, 2021.
- 10 FEFFERMANN, M.; LUZ, L. C. X.; FERREIRA, M. D. M. O trabalho de jovens entregadores por aplicativos em tempos de pandemia. *Civitas: Revista de Ciências Sociais*, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, v. 23, n. 1, p. e42494, 2023.
- 11 LUNA, N. T. C. de; OLIVEIRA, A. S. M. de. Os entregadores de aplicativos e a fragmentação da classe trabalhadora na contemporaneidade. *Revista Katálysis*, Universidade Federal de Santa Catarina, v. 25, n. 1, p. e82588, 2022.

- 12 RODRIGUES, N. L. P. R.; MOREIRA, A. S.; LUCCA, S. R. d. O presente e o futuro do trabalho precarizado dos trabalhadores por aplicativo. *Cadernos de Saúde Pública*, SciELO Brasil, v. 37, n. 11, p. e00246620, 2021.
- 13 MONTEIRO, C. d. S. G. et al. Características de acidentes e padrões de lesões em motociclistas hospitalizados: estudo retrospectivo de emergência. *Acta Paulista de Enfermagem*, Escola Paulista de Enfermagem, Universidade Federal de São Paulo, v. 33, p. eAPE20190115, 2020.
- 14 CORDEIRO, C. H. d. O. L.; BARBOSA, H. M.; NOBREGA, R. A. d. A. Análise exploratória do comportamento de motociclistas com relação ao uso de equipamentos de proteção. *Universidade de Federal de Minas Gerais*, 2018.
- 15 BRASIL. *Portaria n° 3.214, de 8 de junho de 1978 — NR-6: equipamentos de proteção individual*. 1978. Diário Oficial da República Federativa do Brasil. Disponível em: <[https://www.camara.leg.br/proposicoesWeb/prop\\_mostrarintegra?codteor=309173&filename=LegislacaoCitada-INC5298-2005](https://www.camara.leg.br/proposicoesWeb/prop_mostrarintegra?codteor=309173&filename=LegislacaoCitada-INC5298-2005)>. Acesso em: 9 dez. 2025.
- 16 BRASIL. *Lei n° 9.503, de 23 de setembro de 1997. Código de Trânsito Brasileiro*. 1997. Diário Oficial da República Federativa do Brasil. Disponível em: <[https://www.planalto.gov.br/ccivil\\_03/leis/19503compilado.htm](https://www.planalto.gov.br/ccivil_03/leis/19503compilado.htm)>. Acesso em: 9 dez. 2025.
- 17 BRASIL. *Projeto de Lei n.º 1.171-C, de 2011. Altera a Lei n.º 9.503, de 23 de setembro de 1997, que institui o Código de Trânsito Brasileiro, para dispor sobre a obrigatoriedade de utilização de novos equipamentos de proteção para condutores de motocicletas, motonetas e ciclomotores*. 2011.
- 18 PEEK, C. et al. Lower extremity injuries from motorcycle crashes: a common cause of preventable injury. *Journal of Trauma*, v. 37, n. 3, p. 358–364, 1994.
- 19 RAMOS-VILLALÓN, S. A. et al. Pattern of bone fractures in motorcycle accidents in a high specialty hospital. *Acta Ortopédica Mexicana*, v. 34, n. 6, p. 376–381, 2020.
- 20 MWAUNGULU, M. et al. Patterns of orthopedic injuries among motorcycle trauma patients in malawi. *East and Central African Journal of Surgery*, v. 29, n. 4, p. 24–35, 2024.
- 21 ASLAM, M. et al. Non-fatal limb injuries in motorbike accidents. *Journal of the College of Physicians and Surgeons Pakistan*, v. 18, n. 10, p. 635–638, 2008.
- 22 LATEEF, F. Riding motorcycles: Is it a lower limb hazard? *Singapore Medical Journal*, v. 43, n. 11, p. 566–569, 2002.
- 23 HANNA, R.; AUSTIN, R. *Lower-Extremity Injuries in Motorcycle Crashes*. Washington, DC, 2008.
- 24 SETH, A. et al. Opensim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Comput Biol*, Public Library of Science, v. 14, n. 7, p. e1006223, 2018.
- 25 FREGLY, B. J. et al. Grand challenge competition to predict in vivo knee loads. *Journal of Orthopaedic Research*, Wiley, v. 30, n. 4, p. 503–513, 2012.

- 26 DELP, S. L. et al. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, v. 37, n. 8, p. 757–767, 1990.
- 27 LAI, A. K. M.; ARNOLD, A. S.; WAKELING, J. M. Why are antagonist muscles co-activated in my simulation? a musculoskeletal model for analysing human locomotor tasks. *Annals of Biomedical Engineering*, Springer, v. 45, n. 12, p. 2762–2774, 2017.
- 28 (IPEA), I. de P. E. A. *Custos dos acidentes de trânsito no Brasil: estimativas atualizadas*. [S.l.], 2020. Disponível em: <[https://repositorio.ipea.gov.br/bitstream/11058/10075/1/td\\_2565.pdf](https://repositorio.ipea.gov.br/bitstream/11058/10075/1/td_2565.pdf)>.
- 29 (IPEA), I. de P. E. A. *Impactos socioeconômicos dos acidentes de transporte no Brasil*. 2020. Portal Ipea. Disponível em: <[https://portalantigo.ipea.gov.br/portal/index.php?id=36658&option=com\\_content&view=article](https://portalantigo.ipea.gov.br/portal/index.php?id=36658&option=com_content&view=article)>.
- 30 ABÍLIO, L. C. et al. *Condições de trabalho de entregadores via plataforma digital durante a Covid-19*. Campinas, 2020. Disponível em: <<https://remirtrabalho.com.br/wp-content/uploads/2020/06/CONDICOES-DE-TRABALHO-DE-ENTREGADORES-VIA-PLATAFORMA-DIGITAL-DURANTE-A-COVID-19.pdf>>.
- 31 BRASIL. *NR-6: equipamentos de proteção individual – EPI*. 1978. Portaria nº 3.214, de 8 de junho de 1978. Disponível em: <[http://www.mte.gov.br/legislacao/normas\\_regulamentadoras/nr\\_06.pdf](http://www.mte.gov.br/legislacao/normas_regulamentadoras/nr_06.pdf)>. Acesso em: 9 dez. 2025.
- 32 KIRTLEY, C. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. [S.l.]: Churchill Livingstone, 2006. ISBN 978-0443100093.
- 33 LAY, A. N.; HASS, C. J.; GREGOR, R. J. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics*, v. 39, n. 9, p. 1621–1628, 2006.
- 34 MCINTOSH, A. S. et al. Gait dynamics on an inclined walkway. *Journal of Biomechanics*, v. 39, n. 13, p. 2491–2502, 2006. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929005003659>>.
- 35 LI, X. et al. Using predictive simulation methods to design suitable assistance modes for human walking on slopes. In: *2020 3rd International Conference on Control and Robots (ICCR)*. [S.l.]: IEEE, 2020. p. 169–175.
- 36 LEWIS, C. L. et al. The human pelvis: Variation in structure and function during gait. *The Anatomical Record*, Wiley, v. 300, n. 4, p. 633–642, 2017.
- 37 FAN, Y.; WANG, L. *Biomechanical Modelling and Simulation on Musculoskeletal System*. Springer Nature Singapore, 2022. ISBN 9789811639104. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=5Cd4zgEACAAJ>>.
- 38 ANDERSEN, M.; RASMUSSEN, J. Anybody modeling system. Academic Press, United States, p. 143–159, 2023.
- 39 UNIVERSITY, S. *OpenSim*. 2022. Disponível em: <<https://opensim.stanford.edu/>>.

- 40 UNIVERSITY, S. *OpenSim Documentation*. 2022. Disponível em: <<https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/OpenSim+Documentation>>.
- 41 C-MOTION: Biomechanics Software and Hardware. Acessado em 26 de janeiro de 2024. Disponível em: <<https://c-motion.com/>>.
- 42 VISUAL3D Overview. 2024. C-Motion, Inc. Acessado em: 26 jan. 2024. Disponível em: <[https://c-motion.com/v3dwiki/index.php/Visual3D\\_Overview](https://c-motion.com/v3dwiki/index.php/Visual3D_Overview)>.
- 43 GEIJTENBEEK, T. *The Hyfydy Simulation Software*. 2021. Disponível em: <<https://hyfydy.com>>.
- 44 BASSANI, T.; GALBUSERA, F. Chapter 15 - musculoskeletal modeling. In: GALBUSERA, F.; WILKE, H.-J. (Ed.). *Biomechanics of the Spine*. Academic Press, 2018. p. 257–277. ISBN 978-0-12-812851-0. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978012812851000015X>>.
- 45 ARISTOTLE. *On the Gait of Animals*. [S.l.]: Kessinger Publishing, 2004. 48 p. ISBN 978-1-4191-3867-6.
- 46 BRAUNE, W.; FISCHER, O. *Der Gang des Menschen: Versuche am unbelasteten und belasteten Menschen, Band 1*. [S.l.]: Hirzel Verlag, 1895. 536 p.
- 47 BRESLER, B.; FRANKEL, J. P. The forces and moments in the leg during level walking. *Transactions of the ASME*, v. 72, p. 27–36, 1950.
- 48 PERRY, J. The mechanics of walking. a clinical interpretation. *Physical Therapy*, v. 47, n. 9, p. 778–801, 09 1967. ISSN 1538-6724. Disponível em: <<https://doi.org/10.1093/ptj/47.9.778>>.
- 49 CORDEIRO, C. H. d. O. L.; BARBOSA, H. M.; NOBREGA, R. A. d. A. Análise exploratória do comportamento de motociclistas com relação ao uso de equipamentos de proteção. Gramado, RS, Brasil, p. 3265–3276, nov. 2018. Disponível em: <[https://www.anpet.org.br/anais32/documentos/2018/Trafego%20Urbano%20e%20Rodoviario/Seguranca%20Viaria%20I/2\\_9\\_AC.pdf](https://www.anpet.org.br/anais32/documentos/2018/Trafego%20Urbano%20e%20Rodoviario/Seguranca%20Viaria%20I/2_9_AC.pdf)>.
- 50 TOCHIHARA, Y.; LEE, J.-Y.; SON, S.-Y. A review of test methods for evaluating mobility of firefighters wearing personal protective equipment. *Industrial Health*, National Institute of Occupational Safety and Health, v. 60, n. 2, p. 106–120, 2022.
- 51 BRISBINE, B. R. et al. Does the fit of personal protective equipment affect functional performance? a systematic review across occupational domains. *PLOS ONE*, Public Library of Science, v. 17, n. 11, p. e0278174, 2022. Disponível em: <<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0278174>>.
- 52 SENAJI, F. M. A.; MUHONJA, D. F.; MAATHAI, D. R. Association between utilization of personal protective equipment and prevalence of road traffic injuries amongst motorcycle users in kibera constituency, nairobi county kenya. *Kansas Journal of Medicine*, University of Kansas School of Medicine-Wichita, v. 11, n. 2, p. 44–47, 2023.
- 53 ONG, C. F. et al. Predicting gait adaptations due to ankle plantarflexor muscle weakness and contracture using physics-based musculoskeletal simulations. *PLoS Computational Biology*, Public Library of Science, v. 15, n. 10, p. e1006993, 2019.

- 54 DELP, S. L. et al. Opensim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, v. 54, n. 11, p. 1940–1950, 2007.
- 55 ZAJAC, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Begell House, v. 17, n. 4, p. 359–411, 1989.
- 56 FREGLY, B. J. et al. Grand challenge competition to predict in vivo knee loads. *Journal of Orthopaedic Research*, Wiley Online Library, v. 30, n. 4, p. 503–513, 2012. Disponível em: <<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4067494/>>.
- 57 FALISSE, A. et al. Physics-based simulations to predict the differential effects of motor control and musculoskeletal impairments on gait dysfunction in cerebral palsy: A retrospective case study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Taylor & Francis, v. 23, n. 6, p. 514–523, 2020.
- 58 KARAVAS, N. et al. Tele-impedance based assistive control for a compliant knee exoskeleton: Stiffness augmentation and motion assistance. *Robotics and Autonomous Systems*, Elsevier, v. 94, p. 102–119, 2017.
- 59 FALISSE, A. et al. Rapid predictive simulations with complex musculoskeletal models suggest that diverse healthy and pathological human gaits can emerge from similar control strategies. *Journal of The Royal Society Interface*, The Royal Society, v. 16, n. 157, p. 20200686, 2020.
- 60 BOHANNON, R. W.; ANDREWS, A. W. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*, Elsevier, v. 97, n. 3, p. 182–189, 2011.
- 61 UNIVERSITY, S. *Simbios*. 2022. Disponível em: <<http://simbios.stanford.edu/>>.
- 62 GEIJTENBEEK, T. Scone: Open source software for predictive simulation of biological motion. *Journal of Open Source Software*, The Open Journal, v. 4, n. 38, p. 1421, 2019.
- 63 WATERVAL, N. F. J. et al. Interacting effects of afo stiffness, neutral angle and footplate stiffness on gait in case of plantarflexor weakness: A predictive simulation study. *Journal of Biomechanics*, Elsevier, v. 157, p. 111730, 2023.
- 64 LASSMANN, C. et al. Dysfunctional neuro-muscular mechanisms explain gradual gait changes in prodromal spastic paraplegia. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, BioMed Central, v. 20, n. 1, p. 90, 2023.
- 65 MUÑOZ, D. et al. Predictive simulation of sit-to-stand based on reflexive-controllers. *PLOS ONE*, Public Library of Science, v. 17, n. 12, p. 1–22, 12 2022. Disponível em: <<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0279300>>.
- 66 GEYER, H.; HERR, H. A muscle-reflex model that encodes principles of legged mechanics produces human walking dynamics and muscle activities. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 18, n. 3, p. 263–273, 2010.
- 67 ZAHRADKA, N. et al. An evaluation of three kinematic methods for gait event detection compared to the kinetic-based ‘gold standard’. *Sensors*, v. 20, n. 18, p. 5272, 2020.

- 68 HANSEN, A. H.; CHILDRESS, D. S.; MEIER, M. R. A simple method for determination of gait events. *Journal of Biomechanics*, Elsevier, v. 35, n. 1, p. 135–138, 2002.
- 69 GHOUSSAYNI, S. et al. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait & Posture*, Elsevier, v. 20, n. 3, p. 266–272, 2004.
- 70 MARCO, R. D. et al. How to choose and interpret similarity indices to quantify the variability in gait joint kinematics. *International Biomechanics*, v. 5, n. 1, p. 1–8, 2018.
- 71 PICERNO, P.; CERREATTI, A.; CAPPOZZO, A. Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & Posture*, v. 28, n. 4, p. 588–595, 2008.
- 72 WILLMOTT, C. J.; MATSUURA, K. Advantages of the mean absolute error (mae) over the root mean square error (rmse) in assessing average model performance. *Climate Research*, v. 30, n. 1, p. 79–82, 2005.
- 73 MCGINLEY, J. L. et al. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, v. 29, n. 3, p. 360–369, 2009. ISSN 0966-6362. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636208002646>>.
- 74 CARVALHO, A. et al. Construct validity of markerless three-dimensional gait biomechanics in healthy older adults. *Gait & Posture*, Elsevier, v. 120, p. 217–225, 2025.
- 75 WILCOXON, F. Individual comparisons by ranking methods. *Biometrics Bulletin*, JSTOR, v. 1, n. 6, p. 80–83, 1945.
- 76 GIBBONS, J. D.; CHAKRABORTI, S. *Nonparametric Statistical Inference*. 5th. ed. Boca Raton, FL: Chapman and Hall/CRC, 2011. ISBN 978-1439896120.
- 77 FIELD, A. *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics*. 4th. ed. London: SAGE Publications, 2013.
- 78 BATES, B. T. Single-subject methodology: an alternative approach. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Lippincott Williams & Wilkins, v. 28, n. 5, p. 631–638, 1996.
- 79 SCHLOSSER, R. W. Theoretical and ethical underpinnings of single-subject research. *Evidence-Based Communication Assessment and Intervention*, Taylor & Francis, v. 1, n. 1, p. 5–17, 2002.
- 80 KEPPEL, G. *Design and Analysis: A Researcher's Handbook*. 3rd. ed. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1991.
- 81 MAXWELL, S. E.; DELANEY, H. D. *Designing Experiments and Analyzing Data: A Model Comparison Perspective*. 2nd. ed. Mahwah, NJ: Psychology Press, 2004.

## **Apêndice A - Códigos**

Este apêndice apresenta os algoritmos e rotinas computacionais desenvolvidos em linguagem Python para o processamento e análise dos dados experimentais desta pesquisa. O código inclui funções estruturadas para a segmentação dos ciclos de marcha por meio de interpolação linear, bem como o tratamento estatístico para o cálculo da SSA, utilizando parâmetros de significância para a comparação entre as condições de uso e ausência de Equipamentos de Proteção Individual (EPI).

### Quadro A1. Função de detecção do ciclo de caminhada

```
def gait_cycle(data, dic, vel):
    data = data[dic].to_numpy()

    markers = [0]
    i = 0 # Inicialize o índice fora do loop
    while i < len(vel) - 1:
        if vel[i] != 0 and vel[i+1] == 0:
            markers.append(i)
            i += 50 # Pula 50 índices para evitar detecções muito próximas
        else:
            i += 1 # Incrementa o índice normalmente
    intervalos = []

    for i in range(len(markers) - 1):
        interval = data[markers[i]:markers[i + 1]]
        t_original = np.linspace(0, 100, len(interval))

        # Defina o novo eixo x para interpolação (por exemplo, 101 pontos de 0 a 100)
        t_new = np.linspace(0, 100, 101)

        # Crie a função de interpolação
        temp = scipy.interpolate.interp1d(t_original, interval, kind='linear',
        fill_value="extrapolate")

        # Interpole os dados para o novo eixo x
        new = temp(t_new)
        intervalos.append(new)

    return intervalos

def get_vel(data, dic):
    data = data[dic].to_numpy()

    # retira os ruídos próximos a zero
    for i in range(len(data)):
        if data[i] < 1:
            data[i] = 0

    return data

def get_data(filepath, par, type):
    com_EPI = pd.read_csv(filepath[0])
    sem_EPI = pd.read_csv(filepath[1])

    vel_com_EPI = get_vel(com_EPI, 'calcn_r.lin_vel_x')
    vel_sem_EPI = get_vel(sem_EPI, 'calcn_r.lin_vel_x')
    com_EPI = gait_cycle(com_EPI, par, vel_com_EPI, type)
    sem_EPI = gait_cycle(sem_EPI, par, vel_sem_EPI, type)

    return com_EPI, sem_EPI
```

Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

## Quadro A2. Função para cálculo da SSA

```
def SSA(angles, alpha=0.05):
    # Tabela de valores críticos (linhas = tamanho da amostra)
    critical_table = {
        3: {0.10: 1.3733, 0.05: 1.6533, 0.01: 2.2133},
        4: {0.10: 1.2643, 0.05: 1.5058, 0.01: 1.9867},
        5: {0.10: 1.1597, 0.05: 1.3662, 0.01: 1.7788},
        6: {0.10: 1.0629, 0.05: 1.2408, 0.01: 1.6044},
        7: {0.10: 0.9751, 0.05: 1.1306, 0.01: 1.4623},
        8: {0.10: 0.8996, 0.05: 1.0351, 0.01: 1.3473},
        9: {0.10: 0.8270, 0.05: 0.9536, 0.01: 1.2542},
        10: {0.10: 0.7673, 0.05: 0.8857, 0.01: 1.1776},
        11: {0.10: 0.7172, 0.05: 0.8307, 0.01: 1.1290},
        12: {0.10: 0.6757, 0.05: 0.7867, 0.01: 1.0581},
        13: {0.10: 0.6415, 0.05: 0.7516, 0.01: 1.0117},
        14: {0.10: 0.6132, 0.05: 0.7234, 0.01: 0.9720},
        15: {0.10: 0.5896, 0.05: 0.7001, 0.01: 0.9375},
        16: {0.10: 0.5695, 0.05: 0.6798, 0.01: 0.9070},
        17: {0.10: 0.5522, 0.05: 0.6618, 0.01: 0.8796},
        18: {0.10: 0.5371, 0.05: 0.6458, 0.01: 0.8548},
        19: {0.10: 0.5237, 0.05: 0.6311, 0.01: 0.8318},
        20: {0.10: 0.5114, 0.05: 0.6175, 0.01: 0.8102},
        25: {0.10: 0.4592, 0.05: 0.5572, 0.01: 0.7145},
        30: {0.10: 0.4194, 0.05: 0.5097, 0.01: 0.6437},
        35: {0.10: 0.3896, 0.05: 0.4729, 0.01: 0.5949},
        40: {0.10: 0.3673, 0.05: 0.4442, 0.01: 0.5626},
        45: {0.10: 0.3500, 0.05: 0.4207, 0.01: 0.5414},
        50: {0.10: 0.3352, 0.05: 0.4000, 0.01: 0.5256}
    }

    n1 = len(angles[0])
    n2 = len(angles[1])

    n = np.min([n1, n2])
    critical = critical_table[n][alpha]

    # Cálculo da SSA
    mean_EPI = np.mean(angles[0][:n])
    mean_NO_EPI = np.mean(angles[1][:n])
    std_EPI = np.std(angles[0][:n])
    std_NO_EPI = np.std(angles[1][:n])

    diff_mean = np.abs(mean_EPI - mean_NO_EPI)
    mean_std = np.sqrt((np.square(std_EPI) + np.square(std_NO_EPI)) / 2)

    critical_diff = mean_std * critical

    return diff_mean, critical_diff
```

Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

## Apêndice B - Tabelas

Este apêndice reúne os dados quantitativos referentes às métricas biomecânicas discretas extraídas durante a realização das simulações computacionais. As tabelas a seguir apresentam os valores de pico de flexão e amplitude de movimento (Range of Motion - ROM) para as articulações do pélvico, joelho e tornozelo, segmentados por cenário de locomoção (terreno plano, acíves, declives, escadas e terreno acidentado). Os dados aqui compilados permitem a comparação direta entre o desempenho sob as condições com e sem o uso de Equipamento de Proteção Individual (EPI), servindo de suporte para as discussões e análises estatísticas apresentadas no corpo deste trabalho.

**Tabela B1.** Métricas discretas - Cenário 1 | Terreno plano - Angulação de joelho

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 48,64°                        | 47,97°                        | 54,61°             | 54,75°             |
| 23,43°                        | 22,06°                        | 53,84°             | 52,95°             |
| 24,01°                        | 21,91°                        | 53,4°              | 52,91°             |
| 19,88°                        | 19,88°                        | 54,23°             | 53,04°             |
| 22,07°                        | 19,98°                        | 54,86°             | 54,03°             |
| 21,31°                        | 20,69°                        | 55,1°              | 54,28°             |
| 23,66°                        | 19,48°                        | 54,73°             | 53,54°             |
| 22,3°                         | 20,31°                        | 55,04°             | 54,34°             |
| 22,05°                        | 20,77°                        | 54,98°             | 54,33°             |
| 21,85°                        | 20,93°                        | 54,93°             | 54,57°             |
| 22,99°                        | 20,29°                        | 54,89°             | 54,26°             |
| 21,42°                        | 20,16°                        | 54,91°             | 54,2°              |
| 21,02°                        | 20,36°                        | 54,82°             | 54,42°             |
| 20,13°                        | 20,45°                        | 54,56°             | 54,41°             |
| 21,13°                        | 19,89°                        | 54,91°             | 54,07°             |
| 22,02°                        | 20,54°                        | 54,98°             | 54,51°             |
| 21,34°                        | 20,66°                        | 54,9°              | 54,5°              |

**Tabela B2.** Métricas discretas - Cenário 1 | Terreno plano - Angulação de quadril

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 22,72°                        | 23,24°                        | 56,17°             | 54,9°              |
| 30,12°                        | 30,4°                         | 53,91°             | 53,85°             |
| 33,53°                        | 33,95°                        | 51,33°             | 51,21°             |
| 32,33°                        | 32,75°                        | 44,9°              | 46,41°             |
| 30,06°                        | 30,39°                        | 44,05°             | 45,35°             |
| 30,38°                        | 30,4°                         | 44,17°             | 44,56°             |
| 30,02°                        | 30,44°                        | 44,77°             | 45,44°             |
| 30,16°                        | 30,63°                        | 45,0°              | 45,02°             |
| 30,07°                        | 30,82°                        | 45,19°             | 45,07°             |
| 30,2°                         | 30,91°                        | 45,72°             | 45,0°              |
| 29,89°                        | 30,47°                        | 45,35°             | 44,94°             |
| 30,14°                        | 30,39°                        | 44,89°             | 44,66°             |
| 30,54°                        | 30,74°                        | 44,7°              | 44,56°             |
| 30,31°                        | 30,86°                        | 45,36°             | 44,61°             |
| 30,1°                         | 30,55°                        | 45,54°             | 45,11°             |
| 30,4°                         | 30,9°                         | 45,76°             | 44,93°             |
| 29,97°                        | 30,94°                        | 45,15°             | 44,81°             |

**Tabela B3.** Métricas discretas - Cenário 1 | Terreno plano - Angulação de tornozelo

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 9,72°                         | 8,88°                         | 26,99°             | 25,94°             |
| 8,66°                         | 8,61°                         | 25,92°             | 25,74°             |
| 8,85°                         | 8,67°                         | 26,23°             | 25,86°             |
| 9,11°                         | 9,2°                          | 26,43°             | 26,44°             |
| 9,89°                         | 9,89°                         | 27,05°             | 26,96°             |
| 9,94°                         | 10,15°                        | 27,19°             | 27,24°             |
| 9,87°                         | 10,05°                        | 27,03°             | 27,16°             |
| 9,96°                         | 10,17°                        | 27,17°             | 27,19°             |
| 9,92°                         | 10,32°                        | 27,06°             | 27,36°             |
| 9,85°                         | 10,22°                        | 27,12°             | 27,23°             |
| 9,79°                         | 10,28°                        | 26,97°             | 27,29°             |
| 9,87°                         | 10,2°                         | 27,05°             | 27,23°             |
| 9,87°                         | 10,25°                        | 27,1°              | 27,27°             |
| 9,78°                         | 10,35°                        | 26,97°             | 27,38°             |
| 9,89°                         | 10,21°                        | 27,04°             | 27,21°             |
| 9,82°                         | 10,3°                         | 27,08°             | 27,37°             |
| 9,85°                         | 10,31°                        | 27,0°              | 27,31°             |

**Tabela B4.** Métricas discretas - Cenário 2 | Aclive de 5° - Angulação de joelho

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 37,2°                         | 31,35°                        | 61,98°             | 59,16°             |
| 38,2°                         | 32,54°                        | 62,67°             | 62,27°             |
| 47,54°                        | 44,05°                        | 59,79°             | 60,3°              |
| 47,51°                        | 42,62°                        | 60,97°             | 61,49°             |
| 45,44°                        | 43,02°                        | 60,84°             | 60,67°             |
| 47,03°                        | 40,87°                        | 60,55°             | 61,45°             |
| 46,59°                        | 41,39°                        | 60,48°             | 61,13°             |
| 47,49°                        | 40,27°                        | 60,54°             | 61,75°             |
| 47,08°                        | 41,0°                         | 60,53°             | 61,8°              |
| 47,35°                        | 39,47°                        | 60,63°             | 62,8°              |
| 47,09°                        | 39,64°                        | 60,49°             | 62,95°             |
| 48,08°                        | 40,44°                        | 60,01°             | 62,86°             |
| 48,48°                        | 40,45°                        | 60,05°             | 62,59°             |
| 48,89°                        | 40,55°                        | 60,18°             | 61,87°             |
| 48,61°                        | 39,47°                        | 60,02°             | 62,72°             |

**Tabela B5.** Métricas discretas - Cenário 2 | Aclive de 5° - Angulação de quadril

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 28,16°                        | 22,92°                        | 69,01°             | 82,71°             |
| 50,43°                        | 55,1°                         | 66,77°             | 83,5°              |
| 50,52°                        | 53,42°                        | 71,31°             | 74,94°             |
| 51,8°                         | 50,7°                         | 66,75°             | 75,95°             |
| 49,8°                         | 51,62°                        | 68,81°             | 76,13°             |
| 50,13°                        | 51,83°                        | 68,66°             | 77,22°             |
| 50,45°                        | 52,67°                        | 68,8°              | 76,57°             |
| 50,5°                         | 52,38°                        | 68,82°             | 77,52°             |
| 50,86°                        | 51,9°                         | 68,82°             | 77,19°             |
| 50,45°                        | 52,11°                        | 68,7°              | 78,9°              |
| 50,44°                        | 53,44°                        | 69,02°             | 79,38°             |
| 50,74°                        | 52,57°                        | 69,35°             | 79,06°             |
| 51,09°                        | 53,49°                        | 69,05°             | 78,83°             |
| 50,75°                        | 53,65°                        | 69,03°             | 77,88°             |
| 50,9°                         | 52,91°                        | 69,35°             | 78,76°             |

**Tabela B6.** Métricas discretas - Cenário 2 | Aclive de 5° - Angulação de tornozelo

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 13,96°                        | 11,93°                        | 17,16°             | 27,28°             |
| 14,51°                        | 13,71°                        | 18,86°             | 34,23°             |
| 18,24°                        | 17,44°                        | 21,62°             | 32,07°             |
| 18,45°                        | 17,27°                        | 21,77°             | 31,89°             |
| 17,57°                        | 17,62°                        | 21,04°             | 32,08°             |
| 18,17°                        | 17,37°                        | 21,67°             | 32,29°             |
| 18,03°                        | 17,77°                        | 21,44°             | 32,39°             |
| 18,71°                        | 16,79°                        | 21,89°             | 31,97°             |
| 18,48°                        | 16,92°                        | 21,62°             | 32,12°             |
| 18,49°                        | 15,24°                        | 21,67°             | 31,61°             |
| 18,32°                        | 14,7°                         | 21,77°             | 31,62°             |
| 19,13°                        | 15,08°                        | 22,42°             | 31,56°             |
| 19,34°                        | 15,44°                        | 22,41°             | 31,59°             |
| 19,71°                        | 16,05°                        | 22,69°             | 31,61°             |
| 19,46°                        | 15,34°                        | 22,74°             | 31,52°             |

**Tabela B7.** Métricas discretas - Cenário 3 | Aclive de 10° - Angulação de joelho

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 31,51°                        | 33,39°                        | 62,62°             | 58,55°             |
| 45,23°                        | 48,47°                        | 69,63°             | 65,52°             |
| 40,62°                        | 50,28°                        | 48,89°             | 61,83°             |
| 67,18°                        | 49,27°                        | 73,77°             | 63,11°             |
| 36,21°                        | 48,4°                         | 73,2°              | 62,46°             |
| 37,11°                        | 50,43°                        | 71,11°             | 61,65°             |
| 38,23°                        | 50,58°                        | 69,08°             | 61,06°             |
| 38,8°                         | 51,42°                        | 69,53°             | 60,92°             |
| 37,87°                        | 51,33°                        | 69,54°             | 61,02°             |
| 37,26°                        | 50,39°                        | 70,88°             | 61,92°             |
| 36,45°                        | 49,7°                         | 71,24°             | 61,94°             |
| 36,96°                        | 50,79°                        | 71,9°              | 60,9°              |
| 36,19°                        | 52,78°                        | 71,78°             | 58,97°             |
| 36,61°                        | 61,2°                         | 70,68°             | 70,31°             |

**Tabela B8.** Métricas discretas - Cenário 3 | Aclive de 10° - Angulação de quadril

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 23,07°                        | 23,83°                        | 91,76°             | 93,08°             |
| 61,28°                        | 62,17°                        | 85,03°             | 87,81°             |
| 57,07°                        | 61,86°                        | 79,67°             | 92,48°             |
| 65,37°                        | 65,36°                        | 85,58°             | 90,59°             |
| 51,46°                        | 64,57°                        | 85,35°             | 93,3°              |
| 52,03°                        | 66,19°                        | 87,47°             | 93,09°             |
| 53,17°                        | 65,3°                         | 88,15°             | 93,78°             |
| 54,41°                        | 66,03°                        | 87,53°             | 93,78°             |
| 53,89°                        | 66,0°                         | 87,72°             | 93,48°             |
| 53,27°                        | 65,56°                        | 86,61°             | 92,41°             |
| 52,62°                        | 64,57°                        | 86,89°             | 93,03°             |
| 53,8°                         | 65,27°                        | 85,83°             | 94,07°             |
| 52,38°                        | 66,49°                        | 86,51°             | 93,97°             |
| 52,29°                        | 66,45°                        | 87,59°             | 91,34°             |

**Tabela B9.** Métricas discretas - Cenário 3 | Aclive de 10° - Angulação de tornozelo

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 12,65°                        | 16,22°                        | 30,39°             | 30,11°             |
| 13,55°                        | 16,31°                        | 36,66°             | 31,13°             |
| 12,81°                        | 17,84°                        | 36,32°             | 32,27°             |
| 14,07°                        | 17,05°                        | 36,14°             | 31,73°             |
| 13,82°                        | 16,96°                        | 36,28°             | 31,84°             |
| 14,61°                        | 17,58°                        | 37,1°              | 32,36°             |
| 15,07°                        | 17,52°                        | 37,78°             | 32,27°             |
| 14,94°                        | 17,78°                        | 37,49°             | 32,66°             |
| 14,95°                        | 17,7°                         | 37,66°             | 32,62°             |
| 14,24°                        | 17,21°                        | 36,42°             | 32,09°             |
| 14,22°                        | 17,17°                        | 36,67°             | 31,87°             |
| 14,24°                        | 17,67°                        | 36,75°             | 32,38°             |
| 14,3°                         | 18,58°                        | 36,81°             | 32,66°             |
| 14,59°                        | 25,01°                        | 37,17°             | 35,45°             |

**Tabela B10.** Métricas discretas - Cenário 4 | Declive de 5° - Angulação de joelho

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 57,21°                        | 64,31°                        | 61,65°             | 68,88°             |
| 31,22°                        | 28,35°                        | 66,45°             | 56,61°             |
| 31,19°                        | 47,15°                        | 69,33°             | 77,09°             |
| 26,26°                        | 29,6°                         | 62,64°             | 62,68°             |
| 25,47°                        | 40,25°                        | 62,44°             | 70,71°             |
| 30,01°                        | 45,65°                        | 67,85°             | 58,7°              |
| 27,14°                        | 47,35°                        | 61,76°             | 62,93°             |
| 29,94°                        | 40,43°                        | 68,38°             | 47,85°             |
| 27,86°                        | 49,84°                        | 63,35°             | 67,82°             |
| 29,6°                         | 50,07°                        | 67,81°             | 63,04°             |
| 28,17°                        | 38,68°                        | 61,53°             | 70,4°              |
| 30,71°                        | 40,22°                        | 66,67°             | 65,58°             |
| 32,16°                        | 25,32°                        | 66,0°              | 65,4°              |
| 25,73°                        | 50,62°                        | 64,45°             | 55,61°             |
| 30,79°                        | 48,75°                        | 66,87°             | 69,8°              |

**Tabela B11.** Métricas discretas - Cenário 4 | Declive de 5° - Angulação de quadril

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 27,53°                        | 21,78°                        | 46,82°             | 61,93°             |
| 31,7°                         | 34,49°                        | 38,62°             | 69,04°             |
| 23,89°                        | 37,09°                        | 37,35°             | 73,79°             |
| 23,89°                        | 31,44°                        | 46,54°             | 62,73°             |
| 20,28°                        | 36,46°                        | 50,57°             | 67,53°             |
| 24,35°                        | 32,59°                        | 40,05°             | 78,04°             |
| 22,52°                        | 38,73°                        | 50,32°             | 76,37°             |
| 23,94°                        | 35,55°                        | 40,19°             | 81,98°             |
| 22,66°                        | 44,3°                         | 48,13°             | 73,37°             |
| 23,07°                        | 42,48°                        | 41,25°             | 80,44°             |
| 24,02°                        | 41,34°                        | 50,39°             | 71,61°             |
| 25,14°                        | 36,65°                        | 44,48°             | 69,68°             |
| 25,53°                        | 28,16°                        | 40,46°             | 79,46°             |
| 21,87°                        | 33,58°                        | 47,65°             | 65,09°             |
| 24,42°                        | 48,91°                        | 42,05°             | 60,3°              |

**Tabela B12.** Métricas discretas - Cenário 4 | Declive de 5° - Angulação de tornozelo

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 23,58°                        | 19,32°                        | 33,51°             | 35,95°             |
| 22,29°                        | 25,09°                        | 38,74°             | 42,43°             |
| 21,65°                        | 15,52°                        | 32,03°             | 35,06°             |
| 22,57°                        | 16,17°                        | 32,53°             | 31,77°             |
| 21,27°                        | 16,74°                        | 32,06°             | 35,22°             |
| 20,7°                         | 14,54°                        | 31,97°             | 33,79°             |
| 22,88°                        | 17,31°                        | 33,2°              | 35,27°             |
| 20,88°                        | 12,8°                         | 31,91°             | 30,34°             |
| 23,55°                        | 16,63°                        | 33,76°             | 36,4°              |
| 19,82°                        | 18,4°                         | 31,22°             | 36,7°              |
| 24,19°                        | 13,96°                        | 34,49°             | 29,89°             |
| 20,14°                        | 23,91°                        | 31,69°             | 38,8°              |
| 22,07°                        | 17,06°                        | 32,54°             | 37,41°             |
| 22,73°                        | 16,37°                        | 32,91°             | 33,13°             |
| 21,82°                        | 21,04°                        | 32,94°             | 35,5°              |

**Tabela B13.** Métricas discretas - Cenário 5 | Declive de 10° - Angulação de joelho

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 68,81°                        | 79,15°                        | 83,97°             | 86,12°             |
| 43,16°                        | 51,51°                        | 71,86°             | 76,05°             |
| 53,13°                        | 51,26°                        | 74,48°             | 79,01°             |
| 45,78°                        | 48,0°                         | 74,55°             | 77,95°             |
| 48,5°                         | 49,69°                        | 72,91°             | 77,59°             |
| 49,84°                        | 48,02°                        | 75,82°             | 76,79°             |
| 44,96°                        | 48,01°                        | 73,68°             | 77,35°             |
| 49,9°                         | 48,99°                        | 70,65°             | 76,69°             |
| 49,23°                        | 48,79°                        | 75,38°             | 77,18°             |
| 44,55°                        | 49,43°                        | 73,54°             | 77,89°             |
| 50,43°                        | 47,6°                         | 71,95°             | 77,42°             |
| 49,41°                        | 49,96°                        | 75,32°             | 77,03°             |
| 44,11°                        | 48,97°                        | 73,94°             | 76,67°             |

**Tabela B14.** Métricas discretas - Cenário 5 | Declive de 10° - Angulação de quadril

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 23,76°                        | 23,72°                        | 66,76°             | 60,74°             |
| 33,5°                         | 37,33°                        | 50,49°             | 57,98°             |
| 36,42°                        | 34,2°                         | 58,24°             | 49,61°             |
| 32,31°                        | 32,17°                        | 59,02°             | 48,97°             |
| 34,98°                        | 32,72°                        | 51,81°             | 51,96°             |
| 33,76°                        | 31,26°                        | 58,74°             | 48,35°             |
| 31,71°                        | 30,99°                        | 59,23°             | 47,96°             |
| 35,13°                        | 31,93°                        | 53,71°             | 49,43°             |
| 32,92°                        | 31,87°                        | 58,79°             | 47,85°             |
| 31,4°                         | 32,2°                         | 59,38°             | 48,59°             |
| 35,54°                        | 31,27°                        | 53,5°              | 48,03°             |
| 33,23°                        | 32,71°                        | 58,95°             | 50,64°             |
| 31,19°                        | 32,16°                        | 59,35°             | 48,72°             |

**Tabela B15.** Métricas discretas - Cenário 5 | Declive de 10° - Angulação de tornozelo

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 28,51°                        | 27,51°                        | 34,58°             | 36,26°             |
| 28,98°                        | 28,58°                        | 45,73°             | 50,3°              |
| 29,23°                        | 29,04°                        | 48,09°             | 49,84°             |
| 28,96°                        | 28,79°                        | 48,24°             | 47,38°             |
| 29,2°                         | 28,62°                        | 48,87°             | 49,31°             |
| 29,45°                        | 28,66°                        | 46,71°             | 46,75°             |
| 28,89°                        | 28,81°                        | 47,64°             | 45,99°             |
| 29,24°                        | 28,74°                        | 48,94°             | 46,43°             |
| 29,44°                        | 28,77°                        | 44,92°             | 47,06°             |
| 28,9°                         | 28,82°                        | 44,94°             | 46,48°             |
| 29,29°                        | 28,84°                        | 47,82°             | 46,24°             |
| 29,44°                        | 28,74°                        | 46,11°             | 48,34°             |
| 28,89°                        | 28,64°                        | 46,55°             | 47,22°             |

**Tabela B16.** Métricas discretas - Cenário 6 | Terreno acidentado - Angulação de joelho

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 32,16°                        | 23,01°                        | 61,04°             | 60,21°             |
| 24,0°                         | 24,09°                        | 71,47°             | 62,76°             |
| 19,82°                        | 19,22°                        | 66,69°             | 62,06°             |
| 38,27°                        | 32,9°                         | 66,44°             | 71,02°             |
| 28,24°                        | 35,76°                        | 73,9°              | 69,82°             |
| 40,52°                        | 37,23°                        | 76,91°             | 65,15°             |
| 58,22°                        | 50,01°                        | 59,08°             | 63,55°             |
| 22,69°                        | 21,67°                        | 57,57°             | 63,31°             |
| 23,42°                        | 20,0°                         | 69,39°             | 55,94°             |
| 25,62°                        | 26,14°                        | 67,25°             | 60,44°             |
| 31,02°                        | 23,54°                        | 59,73°             | 58,34°             |
| 29,97°                        | 17,06°                        | 65,74°             | 59,23°             |
| 26,19°                        | 26,19°                        | 63,55°             | 58,63°             |
| 28,7°                         | 24,24°                        | 62,51°             | 62,49°             |
| 28,28°                        | 16,37°                        | 63,35°             | 59,48°             |

**Tabela B17.** Métricas discretas - Cenário 6 | Terreno acidentado - Angulação de quadril

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 24,44°                        | 25,2°                         | 74,92°             | 69,39°             |
| 39,78°                        | 39,58°                        | 71,98°             | 66,35°             |
| 36,08°                        | 39,42°                        | 77,83°             | 65,12°             |
| 45,3°                         | 33,98°                        | 84,77°             | 87,41°             |
| 44,31°                        | 38,0°                         | 75,49°             | 75,48°             |
| 50,85°                        | 32,41°                        | 86,09°             | 82,17°             |
| 51,93°                        | 51,8°                         | 73,02°             | 80,99°             |
| 34,62°                        | 39,22°                        | 79,98°             | 66,55°             |
| 44,29°                        | 37,42°                        | 76,57°             | 76,07°             |
| 38,96°                        | 42,62°                        | 82,02°             | 60,1°              |
| 39,9°                         | 36,03°                        | 85,42°             | 70,79°             |
| 46,09°                        | 37,77°                        | 80,71°             | 73,94°             |
| 41,28°                        | 42,19°                        | 81,52°             | 62,23°             |
| 41,93°                        | 36,43°                        | 82,67°             | 75,03°             |
| 44,08°                        | 37,56°                        | 81,92°             | 72,18°             |

**Tabela B18.** Métricas discretas - Cenário 6 | Terreno acidentado - Angulação de tornozelo

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 7,0°                          | 8,96°                         | 30,04°             | 29,07°             |
| 5,27°                         | 11,0°                         | 30,1°              | 30,64°             |
| 5,65°                         | 11,13°                        | 28,83°             | 30,74°             |
| 10,72°                        | 9,86°                         | 35,96°             | 33,57°             |
| 11,87°                        | 9,29°                         | 35,62°             | 30,06°             |
| 4,22°                         | 6,39°                         | 26,09°             | 28,91°             |
| 17,91°                        | 9,71°                         | 38,89°             | 29,77°             |
| 3,85°                         | 11,83°                        | 27,37°             | 31,86°             |
| 5,01°                         | 10,89°                        | 28,51°             | 30,72°             |
| 4,08°                         | 10,31°                        | 27,59°             | 30,4°              |
| 5,68°                         | 11,55°                        | 28,82°             | 31,47°             |
| 9,36°                         | 10,43°                        | 32,94°             | 30,26°             |
| 4,08°                         | 11,18°                        | 27,49°             | 31,11°             |
| 6,09°                         | 11,96°                        | 29,4°              | 31,95°             |
| 6,4°                          | 10,05°                        | 29,82°             | 29,93°             |

**Tabela B19.** Métricas discretas - Cenário 7 | Subida de escada - Angulação de joelho

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 28,18°                        | 27,7°                         | 32,63°             | 32,54°             |
| 91,34°                        | 90,61°                        | 96,38°             | 95,67°             |
| 76,9°                         | 76,26°                        | 80,11°             | 91,26°             |
| 88,49°                        | 71,76°                        | 92,57°             | 90,49°             |
| 75,76°                        | 73,5°                         | 79,01°             | 90,43°             |
| 90,03°                        | 76,79°                        | 93,14°             | 89,92°             |

**Tabela B20.** Métricas discretas - Cenário 7 | Subida de escada - Angulação de quadril

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 20,58°                        | 22,02°                        | 30,87°             | 30,44°             |
| 77,63°                        | 77,45°                        | 64,47°             | 65,92°             |
| 71,77°                        | 73,13°                        | 72,61°             | 66,59°             |
| 74,04°                        | 72,29°                        | 62,92°             | 60,2°              |
| 71,41°                        | 72,14°                        | 69,43°             | 68,39°             |
| 72,66°                        | 73,27°                        | 71,82°             | 63,35°             |

**Tabela B21.** Métricas discretas - Cenário 7 | Subida de escada - Angulação de tornozelo

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| -15,09°                       | -15,38°                       | 14,32°             | 14,24°             |
| 18,72°                        | 18,33°                        | 50,6°              | 50,52°             |
| 22,37°                        | 20,08°                        | 50,22°             | 49,56°             |
| 20,69°                        | 19,59°                        | 51,94°             | 51,1°              |
| 21,91°                        | 21,14°                        | 50,24°             | 49,85°             |
| 18,16°                        | 18,93°                        | 46,81°             | 50,17°             |

**Tabela B22.** Métricas discretas - Cenário 8 | Descida de escada - Angulação de joelho

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 15,19°                        | 67,72°                        | 67,84°             | 67,0°              |
| 26,66°                        | 26,54°                        | 92,59°             | 92,47°             |
| 28,04°                        | 27,25°                        | 95,62°             | 95,72°             |
| 29,5°                         | 28,65°                        | 95,25°             | 95,54°             |

**Tabela B23.** Métricas discretas - Cenário 8 | Descida de escada - Angulação de quadril

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 16,42°                        | 39,67°                        | 45,77°             | 45,8°              |
| 37,86°                        | 37,87°                        | 61,81°             | 61,66°             |
| 25,06°                        | 24,74°                        | 62,5°              | 61,96°             |
| 26,28°                        | 25,67°                        | 61,56°             | 61,18°             |

**Tabela B24.** Métricas discretas - Cenário 8 | Descida de escada - Angulação de tornozelo

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 10,17°                        | 12,88°                        | 22,3°              | 15,31°             |
| 14,42°                        | 14,42°                        | 22,33°             | 22,36°             |
| 13,66°                        | 13,69°                        | 21,36°             | 21,55°             |
| 13,97°                        | 13,88°                        | 21,47°             | 22,43°             |

**Tabela B25.** Métricas discretas - Cenário 10 | EPI modificado - Angulação de joelho

| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 44,3°                         | 47,97°                        | 51,0°              | 54,75°             |
| 26,99°                        | 22,06°                        | 57,18°             | 52,95°             |
| 33,26°                        | 21,91°                        | 48,39°             | 52,91°             |
| 28,95°                        | 19,88°                        | 52,62°             | 53,04°             |
| 28,63°                        | 19,98°                        | 52,73°             | 54,03°             |
| 27,89°                        | 20,69°                        | 52,66°             | 54,28°             |
| 27,5°                         | 19,48°                        | 53,1°              | 53,54°             |
| 26,89°                        | 20,31°                        | 53,26°             | 54,34°             |
| 27,31°                        | 20,77°                        | 53,05°             | 54,33°             |
| 26,68°                        | 20,93°                        | 53,5°              | 54,57°             |
| 26,65°                        | 20,29°                        | 53,57°             | 54,26°             |
| 26,98°                        | 20,16°                        | 53,39°             | 54,2°              |
| 26,54°                        | 20,36°                        | 53,57°             | 54,42°             |
| 27,31°                        | 20,45°                        | 53,22°             | 54,41°             |

**Tabela B26.** Métricas discretas - Cenário 10 | EPI modificado - Angulação de quadril

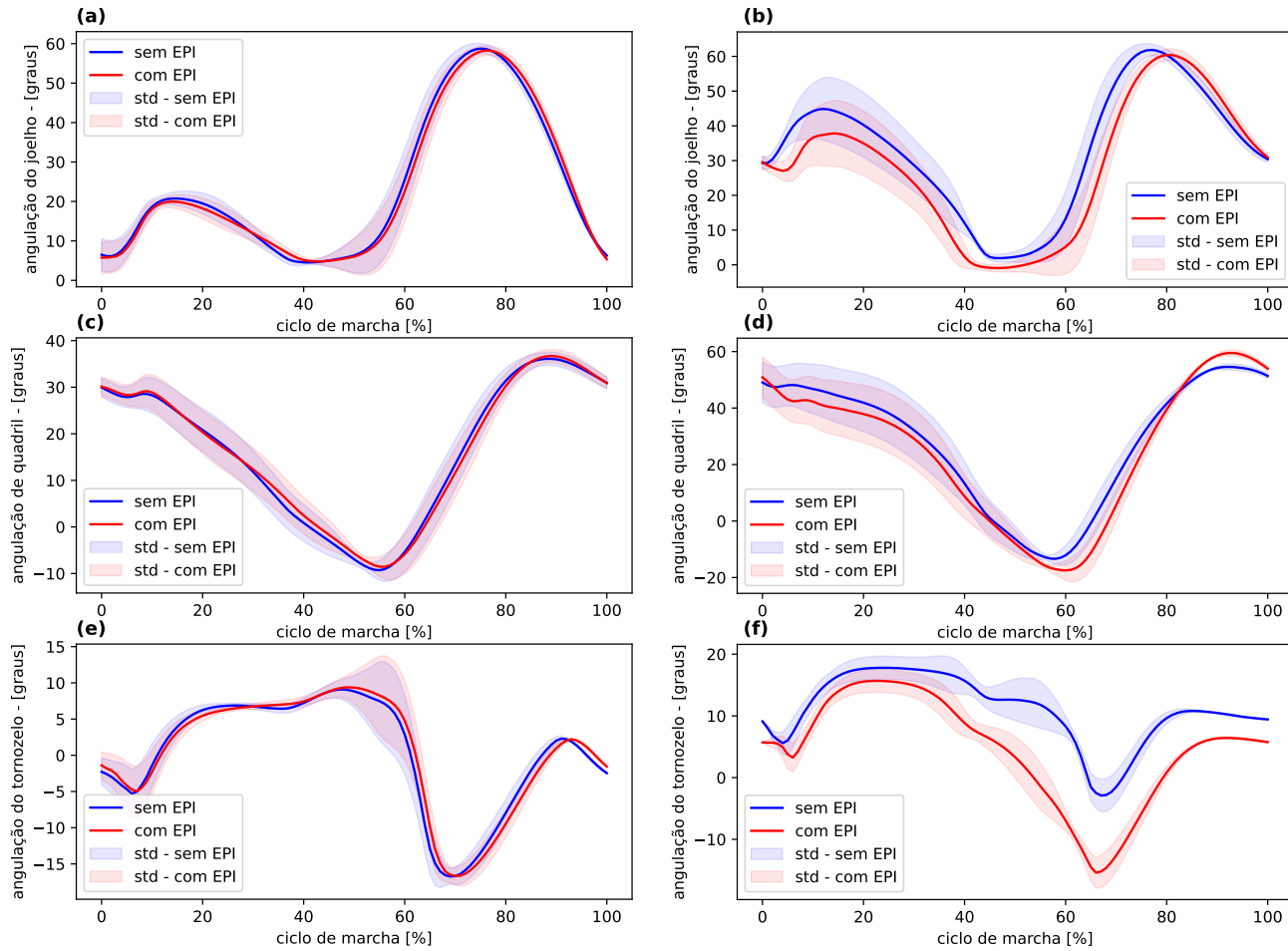
| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 22,81°                        | 23,24°                        | 69,25°             | 54,9°              |
| 38,32°                        | 30,4°                         | 68,25°             | 53,85°             |
| 37,53°                        | 33,95°                        | 64,84°             | 51,21°             |
| 34,95°                        | 32,75°                        | 64,48°             | 46,41°             |
| 34,47°                        | 30,39°                        | 64,56°             | 45,35°             |
| 33,51°                        | 30,4°                         | 65,29°             | 44,56°             |
| 33,99°                        | 30,44°                        | 65,5°              | 45,44°             |
| 34,05°                        | 30,63°                        | 65,68°             | 45,02°             |
| 34,26°                        | 30,82°                        | 65,51°             | 45,07°             |
| 34,47°                        | 30,91°                        | 65,37°             | 45,0°              |
| 33,82°                        | 30,47°                        | 65,61°             | 44,94°             |
| 34,03°                        | 30,39°                        | 65,8°              | 44,66°             |
| 34,96°                        | 30,74°                        | 65,84°             | 44,56°             |
| 34,3°                         | 30,86°                        | 65,8°              | 44,61°             |

**Tabela B27.** Métricas discretas - Cenário 10 | EPI modificado - Angulação de tornozelo

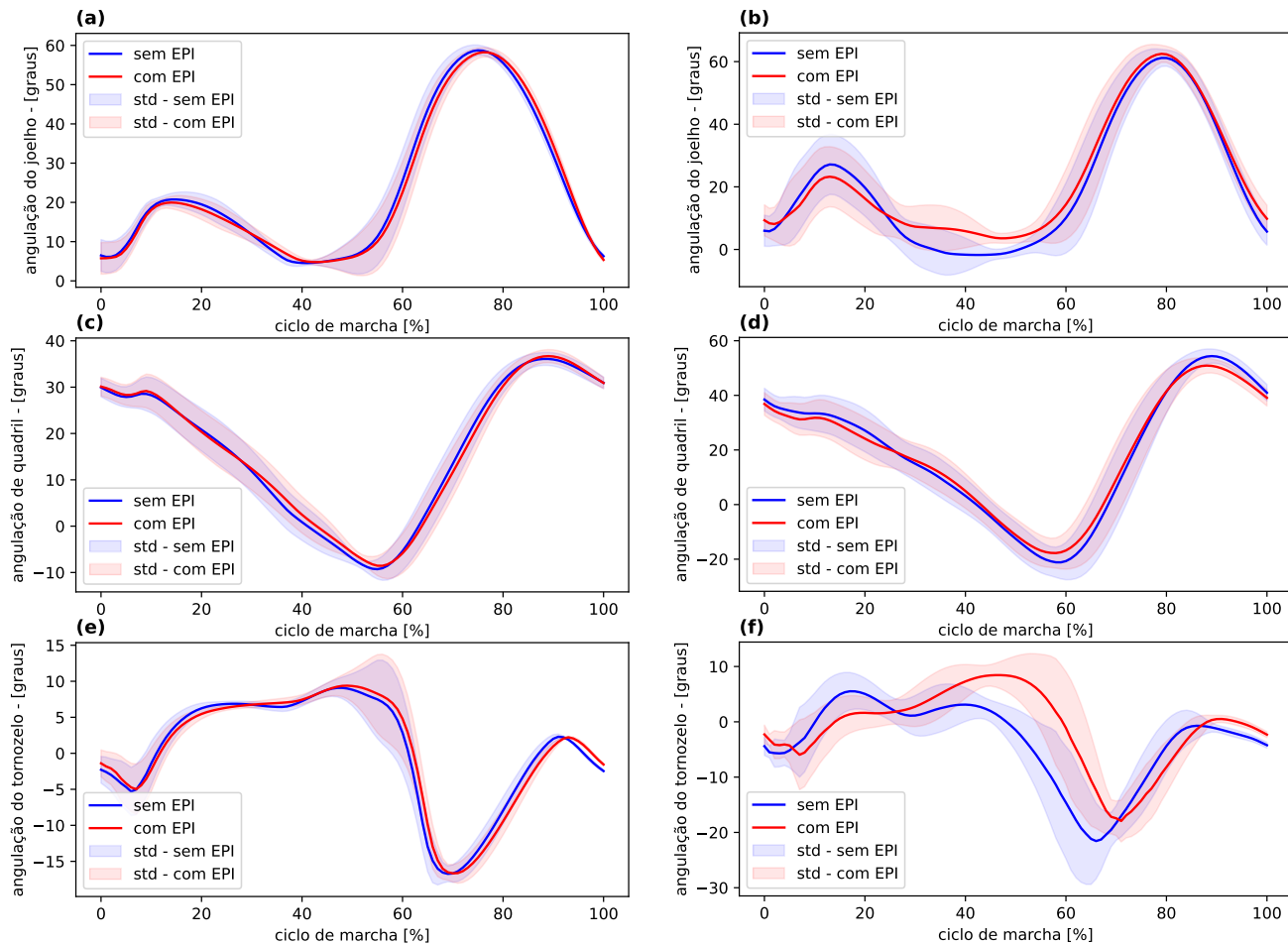
| <b>Pico de flexão sem EPI</b> | <b>Pico de flexão com EPI</b> | <b>ROM sem EPI</b> | <b>ROM com EPI</b> |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| 16,35°                        | 8,88°                         | 19,32°             | 25,94°             |
| 7,2°                          | 8,61°                         | 18,73°             | 25,74°             |
| 6,61°                         | 8,67°                         | 18,39°             | 25,86°             |
| 5,1°                          | 9,2°                          | 17,07°             | 26,44°             |
| 5,15°                         | 9,89°                         | 16,92°             | 26,96°             |
| 5,46°                         | 10,15°                        | 17,38°             | 27,24°             |
| 5,69°                         | 10,05°                        | 17,73°             | 27,16°             |
| 5,86°                         | 10,17°                        | 18,26°             | 27,19°             |
| 5,83°                         | 10,32°                        | 18,01°             | 27,36°             |
| 5,95°                         | 10,22°                        | 18,19°             | 27,23°             |
| 5,85°                         | 10,28°                        | 18,01°             | 27,29°             |
| 5,84°                         | 10,2°                         | 17,81°             | 27,23°             |
| 5,98°                         | 10,25°                        | 18,38°             | 27,27°             |
| 5,82°                         | 10,35°                        | 17,86°             | 27,38°             |

## **Apêndice C - Figuras adicionais | Comparação lado a lado**

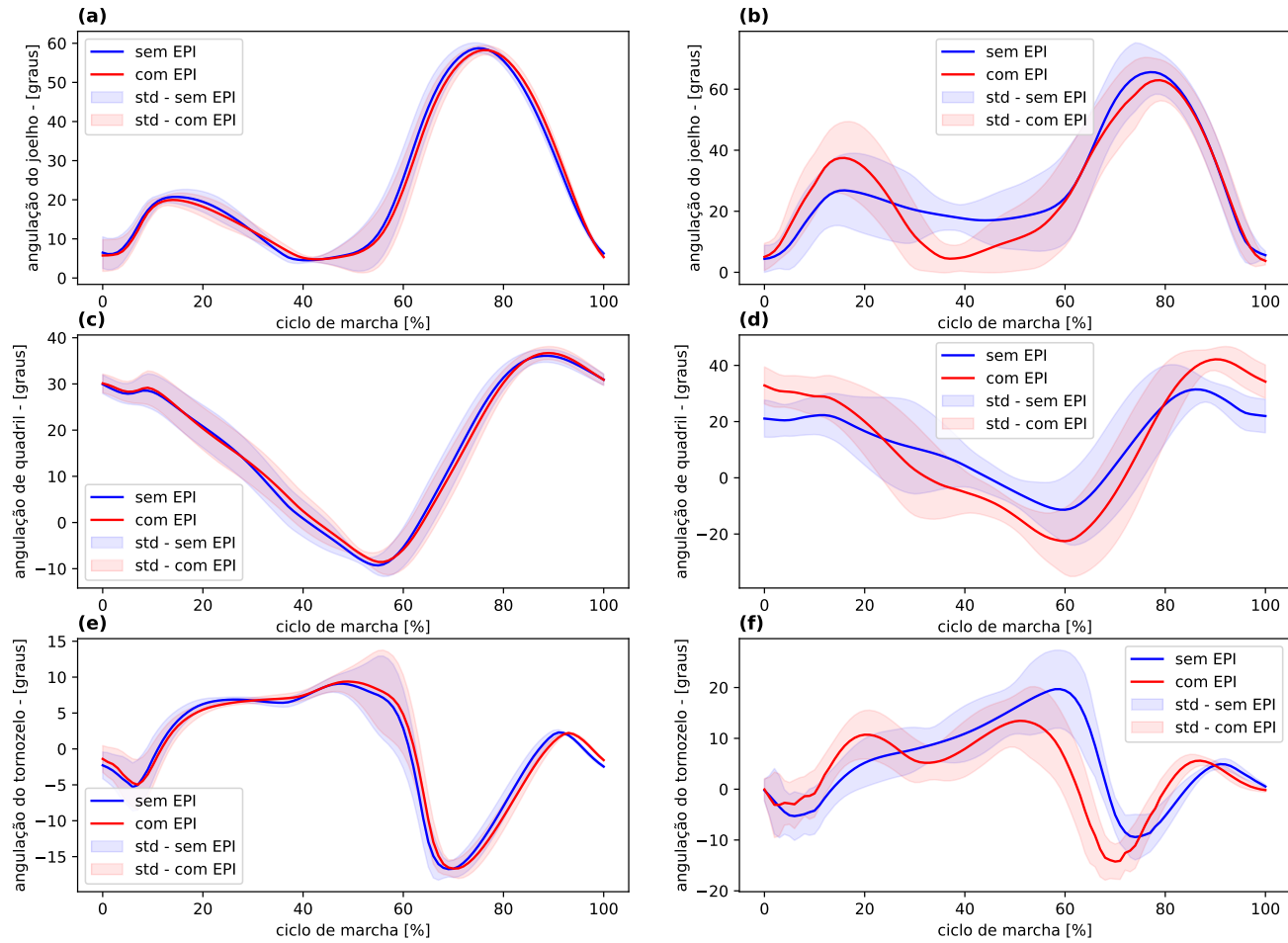
Este apêndice contém as curvas cinemáticas médias de joelho, pelve e tornozelo, organizadas para possibilitar a comparação direta entre os cenários de locomoção. Dispostas em formato paisagem para melhor visualização, as figuras contrastam o comportamento articular em terrenos planos, inclinados e acidentados, evidenciando as flutuações angulares durante o ciclo de caminhada.



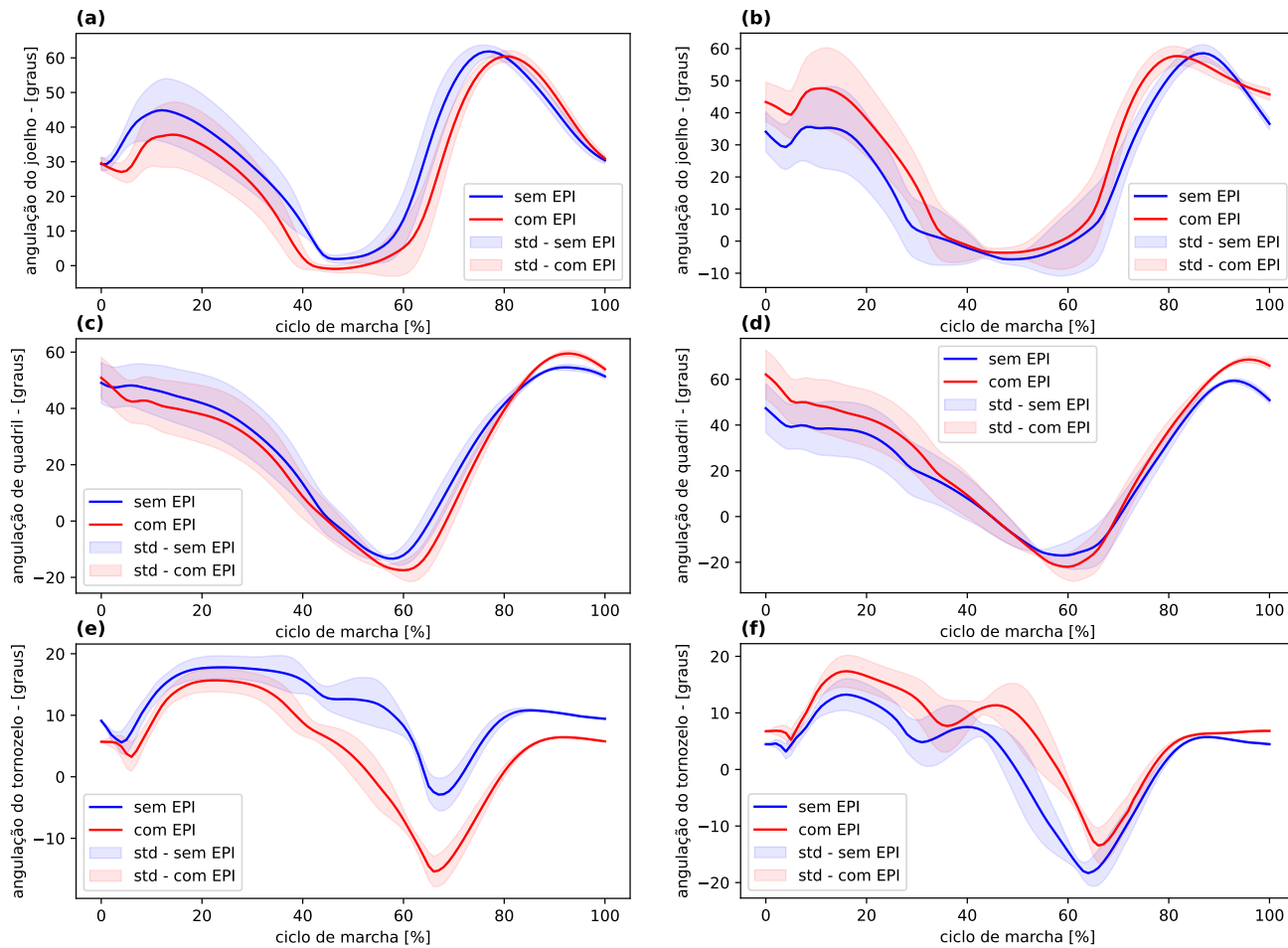
**Figura C1.** Comparação entre cenários | (a) angulação média de joelho - terreno plano; (b) angulação média de joelho - aclave em 5°; (c) angulação média de pelve - terreno plano; (d) angulação média de pelve - aclave em 5°; (e) angulação média de tornozelo - terreno plano; (f) angulação média de tornozelo - aclave em 5°;



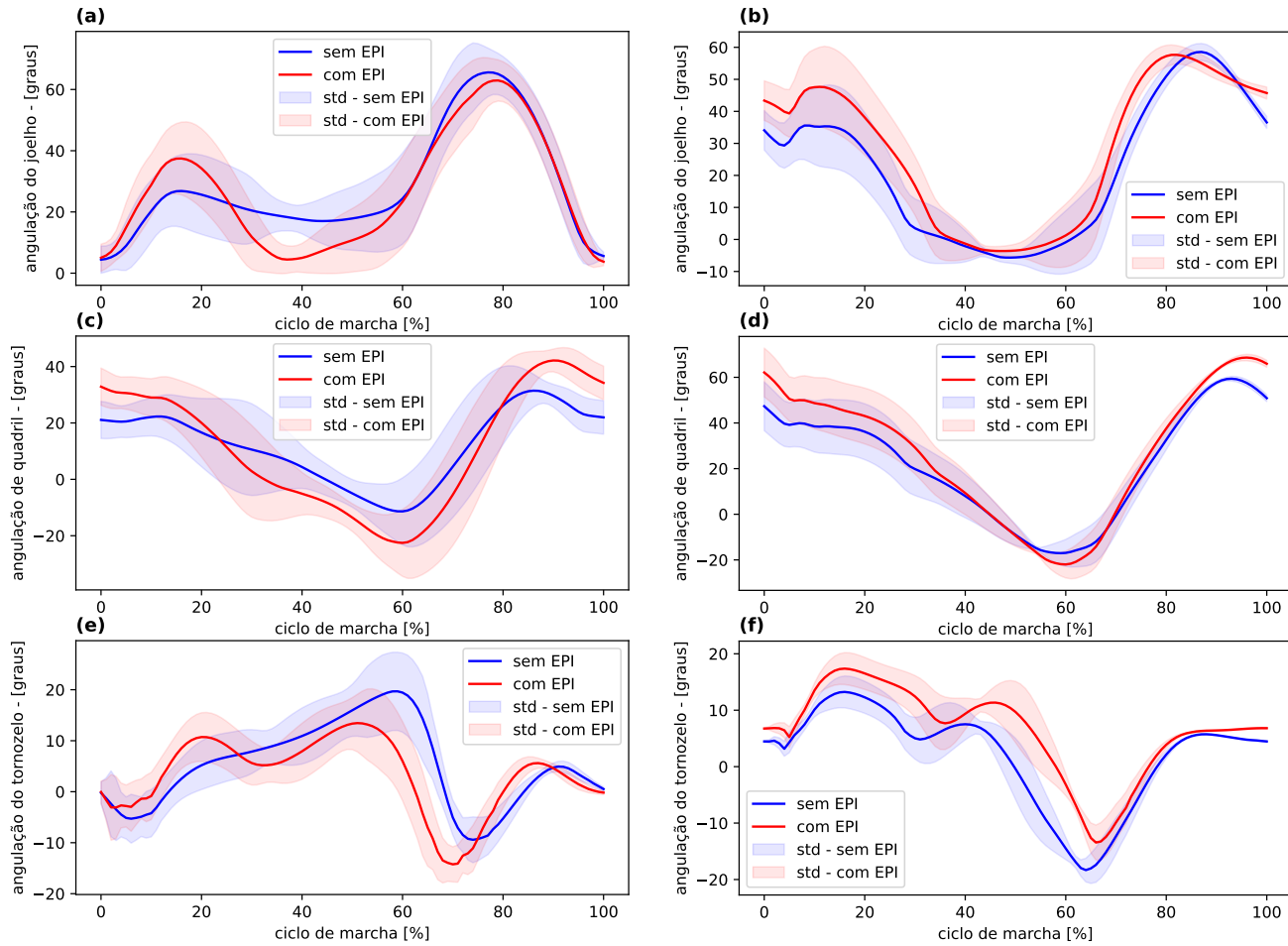
**Figura C2.** Comparação entre cenários | (a) angulação média de joelho - terreno plano; (b) angulação média de joelho - terreno acidentado; (c) angulação média de pelve - terreno plano; (d) angulação média de pelve - terreno acidentado; (e) angulação média de tornozelo - terreno plano; (f) angulação média de tornozelo - terreno acidentado;



**Figura C3.** Comparação entre cenários | (a) angulação média de joelho - terreno plano; (b) angulação média de joelho - declive em 5°; (c) angulação média de pelve - terreno plano; (d) angulação média de pelve - declive em 5°; (e) angulação média de tornozelo - terreno plano; (f) angulação média de tornozelo - declive em 5°;



**Figura C4.** Comparação entre cenários | (a) angulação média de joelho - aclave em 5°; (b) angulação média de joelho - aclave em 10°; (c) angulação média de pelve - aclave em 5°; (d) angulação média de pelve - aclave em 10°; (e) angulação média de tornozelo - aclave em 5°; (f) angulação média de tornozelo - aclave em 10°;



**Figura C5.** Comparação entre cenários | (a) angulação média de joelho - declive em 5°; (b) angulação média de joelho - declive em 10°; (c) angulação média de pelve - declive em 5°; (d) angulação média de pelve - declive em 10°; (e) angulação média de tornozelo - declive em 5°; (f) angulação média de tornozelo - declive em 10°;

## Apêndice D - Figuras adicional | Fluxo de decisão estatística

Este apêndice apresenta o fluxo de decisão estatística utilizado como base para definição da significância estatística do resultados resultados encontrados.

