

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**Faculdade de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional**  
**Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação**

Mickaelly Yanaê Gomes Bezerra

**CONTRIBUIÇÕES DOS TORQUES AXIAL E SAGITAL DO TRONCO PARA AS  
ACELERAÇÕES ANTEROPOSTERIORES DOS SEGMENTOS DO MEMBRO  
INFERIOR NA CORRIDA EM DIFERENTES VELOCIDADES**

Belo Horizonte

2023

Mickaelly Yanaê Gomes Bezerra

**CONTRIBUIÇÕES DOS TORQUES AXIAL E SAGITAL DO TRONCO PARA AS  
ACELERAÇÕES ANTEROPOSTERIORES DOS SEGMENTOS DO MEMBRO  
INFERIOR NA CORRIDA EM DIFERENTES VELOCIDADES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

**Orientador:** Dr. Thales Rezende de Souza.

**Coorientadores:** Dr. Thiago Ribeiro Teles dos Santos e Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca.

Belo Horizonte

2023

B574c Bezerra, Mickaelly Yanaê Gomes  
2023 Contribuições dos torques axial e sagital do tronco para as acelerações anteroposteriores dos segmentos do membro inferior na corrida em diferentes velocidades. [manuscrito] / Mickaelly Yanaê Gomes Bezerra – 2023.  
90 f.: il.

Orientador: Thales Rezende de Souza  
Coorientador: Thiago Ribeiro Teles dos Santos  
Coorientador: Sérgio Teixeira da Fonseca

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 86-89

1. Biomecânica – Teses. 2. Cinemática – Teses. 3. Corridas – Teses. 4. Membros inferiores – Teses. I. Souza, Thales Rezende. II. Santos, Thiago Ribeiro Teles dos Santos. III. Fonseca, Sérgio Teixeira da. IV. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. V. Título.

CDU: 612.76

Ficha catalográfica elaborada pela bibliotecária Sheila Margareth Teixeira Adão, CRB 6: n° 2106, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO**



## FOLHA DE APROVAÇÃO

### **CONTRIBUIÇÕES DOS TORQUES AXIAL E SAGITAL DO TRONCO PARA A ACELERAÇÃO ANTERO-POSTERIOR DOS SEGMENTOS DO MEMBRO INFERIOR NA CORRIDA EM DIFERENTES VELOCIDADES**

#### **MICKAELLY YANAÊ GOMES BEZERRA**

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, como requisito para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, área de concentração DESEMPENHO FUNCIONAL HUMANO.

Aprovada em 24 de maio de 2023, pela banca constituída pelos membros:

  
Prof(a). Thales Rezende de Souza - Orientador  
UFMG

  
Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca  
UFMG

  
Prof(a). Thiago Ribeiro Teles dos Santos  
Universidade Federal de Uberlândia

  
Prof(a). Vanessa Lara de Araújo  
UFMG

  
Prof(a). Luciano Luporini Menegaldo  
UFRJ

Belo Horizonte, 24 de maio de 2023.

## AGRADECIMENTOS

Apesar da dissertação ser parte importante da conclusão do meu mestrado, a trajetória da pós-graduação não poderia ser resumida apenas pelo projeto final. Esses anos foram de aprendizados e colaborações para além deste estudo e não o teria começado e finalizado sem as pessoas que contribuíram direta e indiretamente com ele.

Agradeço ao Professor Dr. Thales Rezende de Souza pela orientação, ensinamentos e paciência durante o mestrado. Tudo isso foi muito importante para que eu pudesse conciliar o trabalho profissional e acadêmico.

Ao Professor Dr. Thiago Ribeiro Teles dos Santos por todo o incentivo durante a minha graduação e pós-graduação. A sua atuação foi muito importante na minha jornada acadêmica. Obrigada pela confiança e pelo apoio.

A Dra. Maria Isabel Veras Orselli, por toda colaboração e paciência. Sem a sua contribuição esse trabalho não seria possível. Agradeço pelas trocas de experiências profissionais e de vida. Suas palavras me deram força para prosseguir.

Ao professor Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca por ser uma referência para mim no estudo teórico e prático sobre o movimento humano.

À Dra. Líria Okai-Nóbrega e Dra. Priscilla Araújo por estarem tão engajadas e presentes no Laboratório de Análise do Movimento (LAM). Vocês têm uma importância fundamental para a realização de pesquisas e atividades do LAM. Obrigada também a todos os colegas da pós-graduação pelos trabalhos em equipe e troca de experiências acadêmicas e de vida.

Aos professores Dra. Anamaria Siriani e Dr. Felipe Carpes. Para mim, vocês são referências no ensino e na pesquisa. Agradeço as palavras gentis, dicas e ensinamentos.

À toda a minha família Nilcéia Figueiredo, Gildásio Bezerra, Alícia Gomes, Ana Cecília Gomes, Cláudia Gomes, Kátia Gomes e Carolina Gomes (Totó), que mesmo não estando presente nas lutas diárias me dão suporte emocional. Agradeço também aos meus sogros Délcio Drumont e Carminha Teixeira, que

agora fazem parte da minha família e me auxiliam com apoio, companheirismo e compreensão.

Agradecimento especial ao meu companheiro Rafael Drumont. Obrigada pelo carinho, compreensão e cuidado. Você tem me incentivado, principalmente nos momentos em que eu mais duvidei de mim.

A todos os meus amigos, mesmo os que estão mais distantes. Obrigada Thaysa Callou, Milka Lacerda, Karoline Benício, Talita Lopes, Hemerson Brenner, Daniel Rocha, Bruna Gontijo, Lilian Marques, Raffi Antunes, Isabella Xavier, Ana Paula Garcia, Tatiane Silva, Raquel Souza, Washington Fernandes e Wagton Silva, que tornaram a minha vida pessoal e acadêmica mais leve.

À equipe da Associação Mineira de Reabilitação (AMR), meu agradecimento à Izabela Oliveira, Bruna Avelar, Priscilla Figueiredo e João Pedro Teixeira pelo suporte profissional e compreensão nas minhas ausências para a realização deste trabalho.

A todos os alunos de iniciação científica, que contribuíram com o “plano B” do projeto de pesquisa. O empenho de vocês foi fundamental e espero ter auxiliado nos seus aprendizados. Meu agradecimento especial a João Pedro Teixeira, que participou dos “planos A, B e C”, ajudou a automatizar os processamentos e está comigo na jornada do conhecimento no campo da Biomecânica.

Que sempre recordemos dessas frases:

*“Ninguém educa a ninguém, ninguém educa a si mesmo, os homens educam-se entre si mediatizados pelo mundo” (Paulo Freire)*

*“O que vale na vida não é o ponto de partida e sim a caminhada. Caminhando e semeando, no fim terás o que colher.” (Cora Coralina)*

***“O valor de uma educação universitária não é o aprendizado de muitos fatos, mas o treinamento da mente para pensar.”***

**-Albert Einstein**

## PREFÁCIO

A presente dissertação foi elaborada no formato opcional conforme a resolução nº004/2018 do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, que estabelece regulamentação para elaborar dissertações e teses. Assim, contém introdução expandida com justificativa, objetivos e metodologia detalhada, seguido do artigo escrito para submissão no *Journal of Biomechanics* (*Print* ISSN 0021-9290) e finalizada com as considerações finais e referências bibliográficas nas normas da ABNT.



## RESUMO

Por meio de forças intersegmentares, os torques articulares axial e sagital lombopélvico podem contribuir para as acelerações da pelve e, junto aos torques do membro inferior, contribuir para as acelerações dos segmentos do membro inferior em balanço na corrida. Entretanto, não há, na literatura, investigações sobre as contribuições dos torques articulares do tronco para o avanço do membro inferior na corrida. O objetivo deste estudo é quantificar as acelerações causadas pelos torques axial e sagital do tronco, por meio da articulação lombopélvica, sobre os segmentos do membro inferior, durante a corrida, em diferentes velocidades. Três ciclos de corrida com o membro inferior direito nas velocidades de 2m/s, 3m/s, 4m/s e 5m/s foram utilizados para realizar a análise de aceleração induzida no *software* OpenSim. A amostra foi composta de dez corredores experientes, saudáveis e do sexo masculino. Os dados foram coletados em uma esteira instrumentada no Laboratório de Performance Humana da Universidade de Stanford e estão disponibilizados para acesso livre. Um modelo do sistema musculoesquelético permitiu estimar as acelerações causadas pelos torques articulares nos segmentos corporais. Foram computadas as acelerações anteroposteriores dos segmentos coxa, perna e pé, induzidas pelos torques articulares axial e sagital lombopélvico e sagitais do quadril, joelho e tornozelo. Na coxa, os torques articulares axial e sagital lombopélvico foram, respectivamente, os principais contribuintes das acelerações (65%) e desacelerações (51%) induzidas desse segmento em todas as velocidades de corrida. Para os segmentos perna e pé, os torques lombopélvicos tiveram poucas contribuições na aceleração (perna 0% e 5%; pé 3% e 10%) e desaceleração (perna 5% e 0%; pé 1% e 0%). Conclui-se que os torques axial e sagital lombopélvico contribuem para a aceleração e desaceleração da coxa, que é o segmento de maior massa e inércia do membro inferior, independente da velocidade de corrida. Os achados deste estudo auxiliam na compreensão do movimento humano ao explorar os efeitos dos torques em articulações e segmentos distais a eles. Assim, déficits de produção de torque do tronco têm potencial de sobrecarregar músculos flexores e extensores do quadril para acelerar e desacelerar a coxa. O estudo serve como base para estudos de intervenção no tronco e o desempenho da corrida.

Palavras-chave: Corrida; Tronco; Modelagem; Aceleração induzida.

## ABSTRACT

Through intersegmental forces, axial and sagittal lumbopelvic joint torques can contribute to pelvis accelerations, and in conjunction with lower limb torques, they can contribute to lower limb segment accelerations during running. However, there is no literature investigating the contributions of trunk joint torques to the advancement of the lower limb during running. The objective of this study is to quantify the accelerations caused by axial and sagittal trunk torques through the lumbopelvic joint on lower limb segments during running at different speeds. Three running cycles with the right lower limb at speeds of 2m/s, 3m/s, 4m/s, and 5m/s were used to perform acceleration analysis in the OpenSim software. The sample consisted of ten experienced, healthy male runners. Data were collected on an instrumented treadmill in the Human Performance Laboratory at Stanford University and are available for open access. A musculoskeletal system model allowed estimating the accelerations caused by joint torques on body segments. Anteroposterior accelerations of the thigh, shank, and foot segments induced by axial and sagittal lumbopelvic joint torques and sagittal hip, knee, and ankle torques were computed. In the thigh, axial and sagittal lumbopelvic joint torques were the main contributors to accelerations (65%) and decelerations (51%) induced in this segment at all running speeds. For the shank and foot segments, lumbopelvic torques had limited contributions to acceleration (shank 0% and 5%; foot 3% and 10%) and deceleration (shank 5% and 0%; foot 1% and 0%). In conclusion, axial and sagittal lumbopelvic joint torques contribute to the acceleration and deceleration of the thigh, which is the segment with the greatest mass and inertia in the lower limb, regardless of running speed. The findings of this study aid in understanding human movement by exploring the effects of torques on joints and segments distal to them. Thus, deficits in trunk torque production have the potential to overload hip flexor and extensor muscles to accelerate and decelerate the thigh. The study serves as a basis for trunk intervention studies and running performance research.

Keywords: Running; Trunk; Modeling; Induced acceleration.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Cinemática lombar e pélvica durante a corrida na velocidade 4m/s.....	18
<b>Figura 2.</b> Modelo musculoesquelético utilizado para análises no OpenSim.....	26
<b>Figura 3.</b> Representação do modelo musculoesquelético utilizado para as análises no OpenSim.....	27
<b>Figura 4.</b> Tipo de articulação e movimentos da articulação lombopélvica.....	27
<b>Figura 5.</b> Representação gráfica da posição anteroposterior da coxa original (superior) e pós-transformação (inferior).....	30
<b>Figura 6.</b> Fluxograma das análises realizadas neste estudo. ....	32
<b>Figura 7.</b> Curvas médias da velocidade e aceleração lineares e acelerações induzidas na coxa pelos torques lombopélvicos, quadril, joelho e tornozelo.....	43
<b>Figura 8.</b> Representação gráfica das porcentagens das acelerações totais induzidas por todos os torques analisados, na fase de aceleração da coxa.....	44
<b>Figura 9.</b> Representação gráfica das porcentagens das desacelerações totais induzidas por todos os torques analisados, na fase de desaceleração da coxa.....	44
<b>Figura 10.</b> Curvas médias da velocidade e aceleração lineares e acelerações induzidas na perna pelos torques lombopélvicos, quadril, joelho e tornozelo.....	46
<b>Figura 11.</b> Representação gráfica das porcentagens das acelerações totais induzidas por todos os torques analisados, na fase de aceleração da perna.....	47
<b>Figura 12.</b> Representação gráfica das porcentagens das acelerações totais induzidas por todos os torques analisados, na fase de desaceleração da perna.....	47
<b>Figura 13.</b> Curvas médias da velocidade e aceleração lineares e acelerações induzidas no pé pelos torques lombopélvicos, quadril, joelho e tornozelo.....	50
<b>Figura 14.</b> Representação gráfica das porcentagens das acelerações totais induzidas por todos os torques analisados, na fase de aceleração do pé.....	51
<b>Figura 15.</b> Representação gráfica das porcentagens das acelerações totais induzidas por todos os torques analisados, na fase de desaceleração do pé.....	51

<b>Figura Suppl. 1</b> Gráficos de velocidade linear e aceleração da coxa, perna e pé com ênfase nas fases de aceleração (vermelho) e desaceleração (preto).....	66
<b>Figura Suppl. 2</b> Exemplo de comparação visual entre a força de reação do solo (GRF) e a reação induzida pela restrição do pé com solo (ICR).....	67
<b>Figura Suppl. 3</b> Posição ântero-posterior da coxa, perna e pé durante o ciclo de corrida.....	68
<b>Figura Suppl. 4</b> Torques articulares lombopélvicos axial e sagital, e torques articulares sagitais do quadril, joelho e tornozelo.....	69
<b>Figura Suppl. 5</b> Torques articulares lombopélvicos axial e sagital, e torques articulares sagitais do quadril, joelho e tornozelo.....	70
<b>Figura Suppl. 6</b> Aceleração induzida no quadril pelos torques lombopélvicos axial e sagital, e pelo torque sagital do quadril.....	71
<b>Figura Suppl. 7</b> Aceleração induzida no joelho pelos torques lombopélvicos axial e sagital, e pelo torque sagital do joelho.....	72
<b>Figura Suppl. 8</b> Aceleração induzida no tornozelo pelos torques lombopélvicos axial e sagital, e pelo torque sagital do tornozelo.....	73
<b>Figura Suppl. 9.</b> Fluxograma das comparações pré-planejadas do fator velocidade.....	74
<b>Figura Suppl. 10.</b> Fluxograma das comparações pré-planejadas do fator torque.....	75
<b>Figura Suppl. 11.</b> Fluxograma das comparações pré-planejadas do fator interação.....	76
<b>Figura Suppl. 12.</b> Gráficos das médias das acelerações e desacelerações induzidas na coxa pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator torque e velocidade.....	77
<b>Figura Suppl. 13.</b> Gráficos das médias das acelerações e desacelerações induzidas na perna pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator torque e velocidade.....	78
<b>Figura Suppl. 14.</b> Gráficos das médias das acelerações e desacelerações induzidas no pé pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator torque e velocidade.....	79

<b>Figura Suppl. 15.</b> Gráficos das médias das acelerações induzidas na coxa pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator interação.....	80
<b>Figura Suppl. 16.</b> Gráficos das médias das desacelerações induzidas na coxa pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator interação.....	81
<b>Figura Suppl. 17.</b> Gráficos das médias das acelerações induzidas na perna pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator interação.....	82
<b>Figura Suppl. 18.</b> Gráficos das médias das acelerações induzidas no pé pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator interação.....	83
<b>Figura Suppl. 19.</b> Gráficos das médias das desacelerações induzidas no pé pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator interação.....	84

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> Estatística descritiva de média e desvio padrão para os torques indutores e velocidades de corrida em cada segmento do membro inferior.....	52
<b>Tabela 2</b> Resultados da ANOVA de medidas repetidas para os fatores principais de velocidade, torque e interação.....	53
<b>Tabela 3</b> Comparações par a par - resultados do teste t pareado para as fases de aceleração e desaceleração da coxa.....	54
<b>Tabela 4</b> Comparações par a par - resultados do teste t pareado para as fases de aceleração e desaceleração da perna.....	55
<b>Tabela 5</b> Comparações par a par - resultados do teste t pareado para as fases de aceleração e desaceleração do pé.....	56

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

**AAI** – Análise de Aceleração Induzida

**FRS** – Forção de Reação do Solo

**RRA** – Algoritmo de Redução Residual

**ANOVA** – Análise de Variância

**DP** – Desvio Padrão

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	17
<b>2 OBJETIVOS</b> .....	23
2.1 Objetivo geral.....	23
2.2 Objetivos específicos.....	23
<b>3 HIPÓTESE</b> .....	24
<b>4 METODOLOGIA</b> .....	25
4.1 Amostra.....	25
4.2 Instrumentos de coleta.....	25
4.3 Protocolo de coleta.....	25
4.4 Modelo musculoesquelético.....	25
4.5 Análise de aceleração induzida.....	28
4.6 Definição das fases de aceleração e desaceleração.....	28
4.7 Intervalos das fases de aceleração e desaceleração.....	30
4.8 Quantificação da contribuição de cada torque para as acelerações induzidas.....	31
<b>ARTIGO</b> .....	33
Resumo.....	33
1. Introdução .....	35
2. Métodos .....	37
2.1. Análise dos dados.....	37
2.2. Análise estatística.....	39
3. Resultados .....	40
3.1. Coxa.....	41
3.2. Perna.....	45
3.3. Pé.....	48
4. Discussão .....	57
5. Conclusão .....	61
Referências.....	62
APÊNDICE A .....	66
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS</b> .....	85
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	86



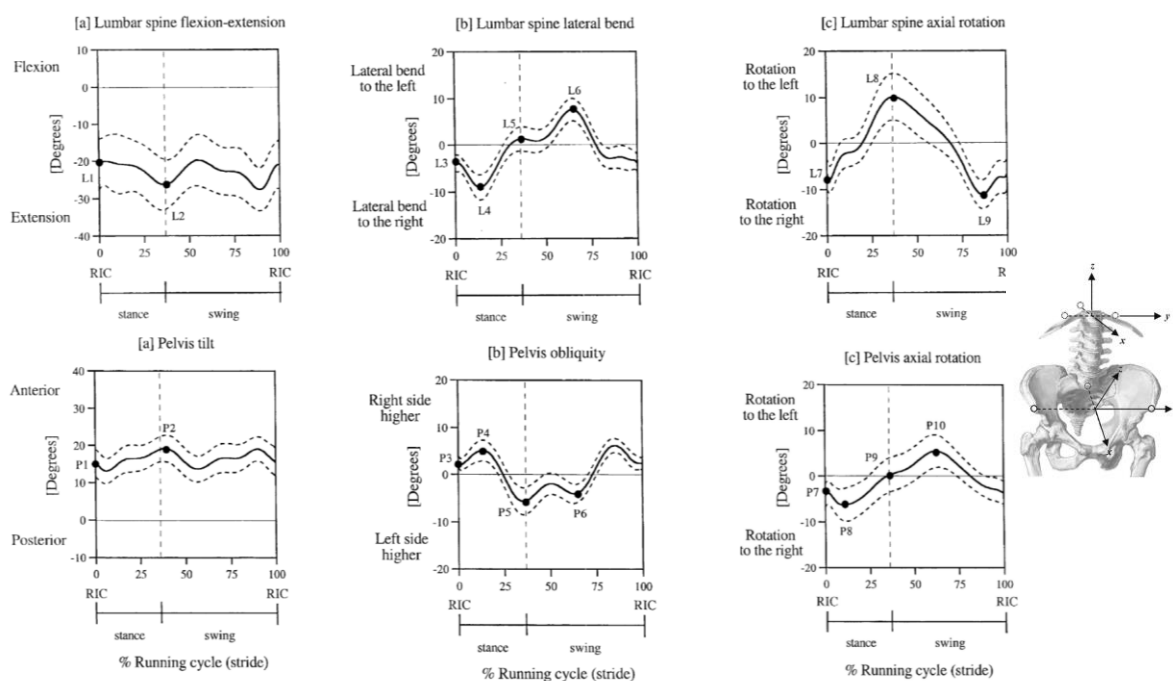
## 1 INTRODUÇÃO

A corrida é uma forma de locomoção, exercício físico e esporte que proporciona benefícios físicos e mentais. Sua prática é crescente e comum pela facilidade de execução, baixo custo e variedade de intensidades e distâncias que podem ser percorridas. Entretanto, lesões musculoesqueléticas, principalmente as por overuse, que são comumente relatadas nessa população (Pedisic *et al.*, 2019; Oswald *et al.*, 2020; Damrongthai *et al.*, 2021; Warne *et al.*, 2021). Dessa maneira, os praticantes de corrida e profissionais da saúde tem buscado compreender os recursos dinâmicos da corrida, para aumentar a segurança da prática e prevenir lesões. Consideram-se recursos dinâmicos os mecanismos relacionados a geração, conservação e dissipação de energia necessárias para a execução da tarefa, e que afetam o desempenho e desfechos clínicos (Fonseca *et al.*, 2007). Nessa perspectiva, estudos têm demonstrado que músculos do membro inferior podem afetar o centro de massa durante a locomoção (Zajac; Neptune; Kautz, 2002; Sasaki; Neptune, 2005; Neptune; Sasaki; Kautz, 2008; Liu *et al.*, 2006; Hamner; Seth; Delp, 2010; Hamner; Delp, 2013). Hamner e Delp (2013), observaram que o sóleo e gastrocnêmio foram importantes para o suporte vertical e deslocamento anterior do corpo na corrida em diferentes velocidades. Esses estudos utilizam as propriedades mecânicas e arquitetura muscular ou o torque resultante de grupos musculares sobre uma articulação para compreender a atuação desses recursos dinâmicos para o movimento (Caldwell *et al.*, 2014). Por meio da dinâmica de múltiplos corpos, forças internas e externas aplicadas em um segmento contribuem para mover ou mudar a posição de segmentos adjacentes e distantes em razão do acoplamento entre eles (Fonseca *et al.*, 2007). Entretanto, além dos torques produzidos pelos membros inferiores na fase de apoio, os torques do tronco podem influenciar o deslocamento do membro inferior na fase de balanço por meio das interações articulares e da sua influência na pelve (Zatsiorsky, 2002; Schache *et al.*, 2002; Sado; Yoshioka; Fukashiro, 2019).

Uma maneira de estudar os movimentos do tronco é considerando uma articulação entre a coluna lombar e a pelve, que podemos chamar de articulação lombopélvica. Na corrida a 4m/s (Figura 1), no plano sagital (Figura 1a), considerando como referência o membro inferior direito, observa-se que até o

evento de retirada dos dedos (linha vertical pontilhada), a lombar mantém um padrão de extensão com a pelve em inclinação anterior. Nesse momento, ocorre o pico máximo de extensão da lombar. No plano frontal (Figura 1b), a lombar se encontra em inclinação lateral para a direita na fase de apoio e a pelve se encontra elevada à direita. Ao se aproximar da fase de balanço, a lombar inclina-se para a esquerda e a pelve se eleva à esquerda. No balanço médio, a lombar atinge o pico máximo de inclinação para a esquerda e após esse ponto, retoma a inclinação à direita enquanto a pelve se eleva para este mesmo lado. No plano transverso (Figura 1c), a lombar e pelve fazem rotação para a direita no contato inicial. À medida que se aproxima da retirada dos dedos, a lombar está em rotação para a esquerda, enquanto a pelve se encontra em posição neutra. Na fase de balanço, a lombar retoma a rotação para a direita e a pelve avança para a rotação à esquerda até retomar o movimento em fase com a lombar durante o balanço médio (Schache *et al.*, 2002).

**Figura 1.** Cinemática lombar e pélvica durante a corrida na velocidade 4m/s.



**Fonte:** Adaptado de Schache *et al.* (2002). Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Hum Mov Sci.* 2002 Jul;21(2):273-93.

Assim, quando os torques axial e sagital lombopélvicos aceleram a pelve em rotação para a esquerda e em retroversão podem contribuir para aceleração anterior da extremidade proximal da coxa (Schahce; Blanch; Murphy, 2000; Carvalho *et al.*, 2021). Os estudos atuais em corrida têm investigado os efeitos da postura do tronco no plano sagital nos membros inferiores (Tung; Powers, 2014; Teng; Powers, 2016; Huang *et al.*, 2019; Haghighat, *et al.*, 2021; Aminiaghdam; Karamanidis; Rode, 2022). Observou-se que a flexão acentuada do tronco pode ter efeitos nas cargas internas do quadril e joelho. Em relação aos movimentos da pelve no plano transversal e seus efeitos na locomoção, Saunders, Inman e Eberhart (1953) consideram a rotação pélvica como um dos determinantes da marcha, que minimiza o deslocamento vertical do centro de massa, reduz o gasto energético e contribui para o comprimento do passo (“*pelvic step*”). Kubo *et al.* (2006) estimaram o torque, rigidez e movimentos axiais entre o tronco e pelve na marcha em diferentes velocidades. Os autores observaram que o aumento da velocidade de marcha levou a um aumento do torque e rigidez axial do tronco e um aumento da amplitude de rotação da pelve. Dada a variedade de velocidades que podem ser escolhidas durante a corrida, Sado, Yoshioka e Fukashiro (2019) observaram que o torque de rotação axial lombossacral aumentou com o aumento da velocidade da tarefa. Esses resultados sugerem que, frente à necessidade de produção de maior velocidade e pelo aumento de demanda imposta no corpo, o torque axial da pelve parece aumentar sua possível contribuição para acelerar os membros inferiores na corrida por meio do “motor lombar” (*spine engine*) (Gracovetsky, 1997). Dessa maneira, os torques do tronco são potenciais contribuintes para o deslocamento anterior do membro inferior durante a fase de balanço da corrida, em que o membro é inicialmente acelerado à frente e desacelerado antes do contato com o solo. Apesar de estar descrita a contribuição cinemática da rotação axial da pelve para o deslocamento anterior do corpo na marcha e corrida (Yang; Pai, 2014; Kubo *et al.*, 2006), de acordo com o nosso conhecimento, a cinética envolvida ainda não foi investigada.

Compreender a dinâmica complexa do sistema musculoesquelético é um dos campos de interesse para a análise do movimento. Apesar do avanço em equipamentos para mensurar forças de reação, ativações musculares, cinemática e cinética de segmentos e articulações, o desafio é notado em condições que não podem ser testadas na prática, seja por limitações do ambiente ou por necessitar de

métodos invasivos. Considerando isso, modelos representativos de um corpo ou da dinâmica desse corpo na interação com forças e o ambiente são formas de estudar e explorar teorias para explicar os movimentos. Atualmente, os métodos de modelagem e simulação biomecânica permitem compreender o efeito de forças nos segmentos corporais por meio da abordagem da dinâmica de múltiplos corpos (Umberger; Caldwell, 2014). Com a modelagem musculoesquelética, o corpo humano pode ser representado a partir da definição de segmentos, articulações, graus de liberdade, restrições e atuadores (Figura 2), sendo ainda escalonado com medidas antropométricas de um determinado indivíduo. Equações de movimento contribuem para compreensão da dinâmica do modelo por meio de dados experimentais ou em simulações. Nesse cenário, o software [OpenSim](#) (SimTK, Stanford, USA) tem sido amplamente utilizado por pesquisadores e profissionais da reabilitação para compreender os aspectos neuromusculoesqueléticos do movimento (Seth *et al.*, 2011; Seth *et al.*, 2018). Sendo gratuito e *open-source* é uma tecnologia que permite democratizar a compreensão do movimento e realizar experimentos que podem ser inviáveis em laboratório. Dentre as funcionalidades, o programa permite ao usuário utilizar e modificar modelos biomecânicos existentes ou a criação de novos, realizar análises de cinemática inversa, dinâmica direita, dinâmica inversa, entre outras ferramentas. Além disso, o usuário mais experiente pode desenvolver e compartilhar novos aplicativos que podem ser adicionados à interface por meio do MATLAB (MathWorks Inc., USA) e Python (Python Software Foundation).

Frente ao escopo deste estudo, a análise de aceleração induzida (AAI) pode ser utilizada para compreender os efeitos da articulação lombopélvica nas acelerações dos membros inferiores na corrida. Essa análise permite compreender o efeito de forças isoladas (e.g., torques, forças musculares) nas acelerações segmentares e articulares em segmentos adjacentes e distantes a aplicação da força (Lin; Kim; Pandy, 2011; Dorn; Lin; Pandy, 2012; Dorn; Schache; Pandy, 2012). Assim, essa análise quantifica os efeitos resultantes das interações intersegmentares na presença de um único torque de interesse. As equações de movimento envolvidas na análise incluem as seguintes etapas:

$$[M] \ddot{q} = G(q) + V(q, \dot{q}) + S(q, \dot{q}) + [R] f \quad (1)$$

$$\ddot{q}_i = [M]^{-1} \{F_i\} \quad (2)$$

$$\ddot{q}_m = [M]^{-1} [R] f_m \quad (3)$$

$$\ddot{q}_i = [M]^{-1} \{F_i + S_i\} \quad (4)$$

$$[M] \ddot{q} + [C]^T \lambda = G(q) + V(q, \dot{q}) + [R] f \quad (5)$$

$$[C] \ddot{q} = B(t, q, \dot{q}) \quad (6)$$

Resumidamente, a equação 1 indica a matriz de massa, coordenadas generalizadas e as forças que agem no modelo, sendo elas a gravidade ( $G$ ), *Coriolis* e efeitos centrífugos ( $V$ ), forças de contato ( $S$ ) e outras forças generalizadas aplicadas no modelo ( $f$ ) (e.g., forças musculares, torques). A aceleração, segunda derivada da posição, pode ser analisada em qualquer força pela equação 2. Se a AAI for realizada para uma força muscular, a terceira equação indica a matriz de transmissão de força, que inclui os seus braços de momento  $[R]$ . Uma vez que existem forças de contato no modelo devido a interação com o ambiente, a aceleração do sistema precisa ser decomposta para o cálculo das contribuições individuais de forças internas nas forças externas e na aceleração do sistema (equação 4). Geralmente, a força externa decomposta para análises de locomoção é a força de reação do solo (FRS) mensurada por meio da plataforma de força. Entretanto, dada que na equação a aceleração induzida e força de contato são desconhecidas (duas incógnitas), é necessário indicar as restrições cinemáticas de contato do modelo com o ambiente. Assim, a equação 5 passa a incluir a matriz de restrição para as forças generalizadas. Na última equação (6), as restrições são definidas em função do tempo ( $t$ ), posição ( $q$ ) e/ou velocidade ( $\dot{q}$ ) do sistema. Vale ressaltar que as variáveis da equação são inseridas pelo usuário a partir dos arquivos de *input* inseridos no *setup* de análise. A AAI tem fornecido informações relevantes sobre o papel de músculos específicos no movimento do corpo na

postura, marcha e corrida (Zajac; Neptune; Kautz, 2002; Hirashima, 2011; Souza *et al.*, 2021).

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 Objetivo geral

O objetivo do presente estudo é quantificar a contribuição das acelerações anteroposteriores induzidas pelos torques articulares axial e sagital lombopélvicos nos segmentos do membro inferior de balanço durante a corrida.

### 2.2 Objetivos específicos

2.2.1 Comparar as acelerações induzidas pelos torques articulares lombopélvicos com as acelerações induzidas pelos torques sagitais das articulações do membro inferior (quadril, joelho e tornozelo).

2.2.2 Investigar se as acelerações induzidas pelos torques articulares lombopélvicos diferem com o aumento da velocidade de corrida.

### **3 HIPÓTESE**

O torque articular axial e sagital lombopélvicos apresentam contribuições significativas nas acelerações induzidas dos segmentos coxa, perna e pé e essa diferença aumenta significativamente ao acréscimo de velocidade.



## 4 METODOLOGIA

Este estudo consiste em uma pesquisa observacional transversal. Foram utilizados dados disponibilizados na plataforma OpenSim (Hamner; Delp, 2013) para analisar as contribuições do tronco, por meio da articulação lombopélvica, nas acelerações induzidas anteroposteriores dos segmentos do membro inferior. A fim de auxiliar os leitores, descrevo nesta dissertação os aspectos relevantes da coleta de dados para o presente estudo e, com mais detalhes, as análises realizadas nesta pesquisa.

### 4.1 Amostra

Dez homens corredores com idade média de  $29 \pm 5$  anos,  $1,77 \pm 0,04$ m e  $70,9 \pm 7,0$  kg com experiência de corrida e uma frequência semanal de 50km/semana, que consentiram em participar da pesquisa (Hamner; Delp, 2013).

### 4.2 Instrumentos de coleta

Dados cinemáticos foram coletados com o sistema de captura do movimento Vicon MX40+ a uma frequência de aquisição de 100Hz. A força de reação do solo foi mensurada com plataforma de força (Bertec Corporation) em esteira instrumentada a 1000Hz. A filtragem dos dados cinemáticos e cinéticos foi realizada com filtro passa baixa de 15 Hz com Butterworth *zero-phase* de 4ª ordem e filtro de amortecimento crítico (Hamner; Delp, 2013).

### 4.3 Protocolo de coleta

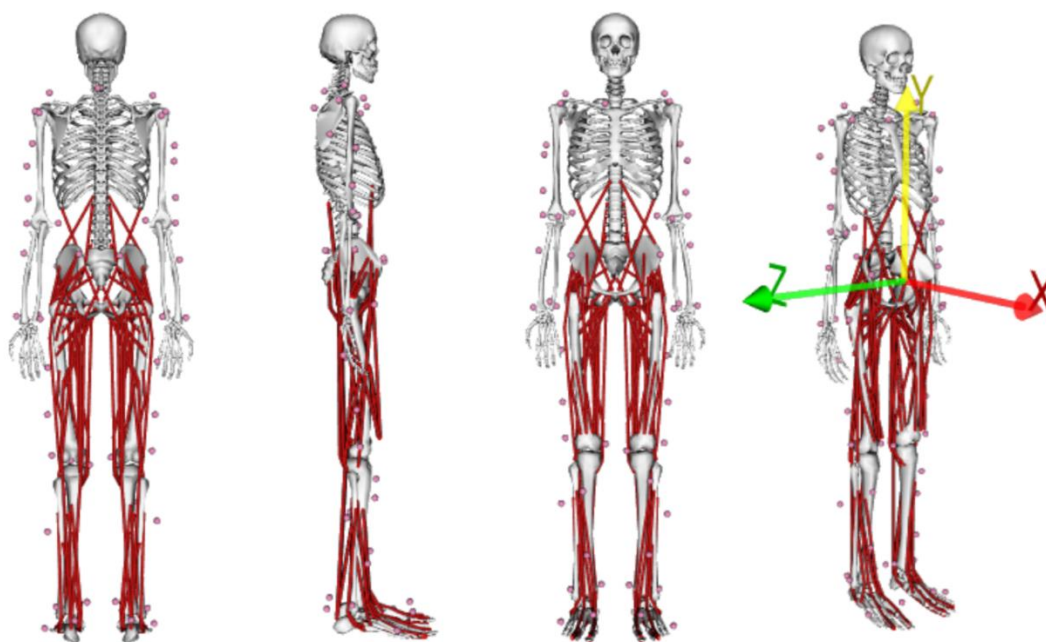
Para a coleta de dados cinemáticos, 54 marcadores refletivos (Figura 2) foram colocados em referências anatômicas dos membros superiores, tronco e membros inferiores. Os participantes correram com calçado habitual para prática de exercício físico em esteira instrumentada em quatro condições de velocidade de corrida não randomizada: 2m/s, 3m/s, 4m/s e 5m/s (Hamner; Delp, 2013).

### 4.4 Modelo musculoesquelético

O *software* OpenSim foi utilizado para a modelagem e simulação biomecânica. O modelo musculoesquelético inclui membros superiores, tronco e membros inferiores e contém 12 segmentos, 92 unidades musculotendíneas do tipo Hill (Figura 2) e 29

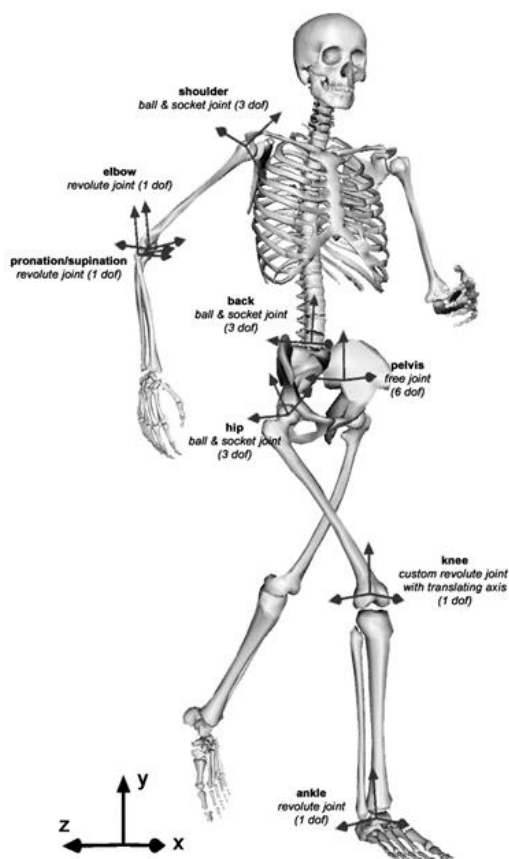
graus de liberdade (Figura 3). A articulação lombopélvica de interesse foi definida como articulação do tipo bola e soquete (*BallJoint*) com três graus de liberdade (Figura 4). Os autores escalonaram o modelo genérico com os dados antropométricos de cada indivíduo e posição dos marcadores para definição dos centros articulares. Em seguida, os autores realizaram a cinemática inversa para estimar os ângulos articulares, enquanto os momentos articulares foram calculados pelo método de dinâmica inversa e o algoritmo de redução residual (RRA). Nesse processo, pequenos ajustes são realizados na cinemática e na localização do centro de massa do tronco para reduzir as inconsistências dinâmicas da cinemática mensurada e massas dos segmentos com as forças de reação do solo. Primeiramente, forças e torques residuais são adicionados à pelve para alcançar essa consistência, junto com os torques articulares computados pela dinâmica inversa. Depois, iterações são realizadas com ajustes no centro de massa do tronco e na cinemática para que se mantenha a consistência dinâmica com residuais mínimos e com o movimento realizado primariamente pelos torques articulares (Hamner; Delp, 2013). Vale ressaltar, que os autores ainda realizaram métodos de controle muscular computadorizado e dados de ativações musculares, mas que não serão utilizados e abordados neste presente estudo.

**Figura 2.** Modelo musculoesquelético utilizado para análises no OpenSim.



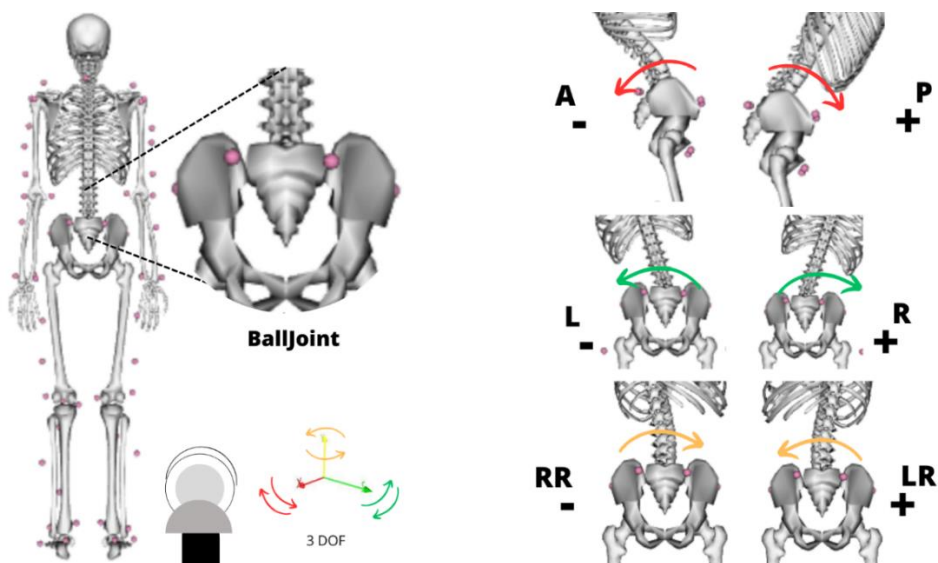
**Fonte:** Autoria própria (2023). Software OpenSim.

**Figura 3.** Representação do modelo musculoesquelético utilizado para as análises no OpenSim.



**Fonte:** Hamner, S. R. Muscle contributions to propulsion and support over a range of running speed – Thesis, Stanford University (2012).

**Figura 4.** Tipo de articulação e movimentos da articulação lombopélvica



**Fonte:** Autoria própria (2023). Software OpenSim.

#### 4.5 Análise de aceleração induzida

O *software* OpenSim versão 3.3 foi utilizado para executar a análise de aceleração induzida. Os três ciclos de corrida com o membro inferior direito em cada condição de velocidade foram utilizados para análise. Cada ciclo foi definido pelo contato inicial até o próximo contato inicial, sendo o tempo de início e fim do ciclo definida *a priori* por Hamner e Delp (2013). Todas as modificações do *setup* foram realizadas no *software* Notepad++ (Don Ho, 2003). O *setup* da AAI foi definido com os seguintes arquivos:

- Arquivo de modelo escalonado de cada sujeito (.*osim*);
- Momentos articulares (saídas do RRA);
- Arquivo com as séries temporais dos estados do modelo (saída do RRA);
- Arquivos de controle (saída do RRA);
- Tempo de início e fim de cada ciclo de corrida;
- Arquivo de forças externas (“*external loads*”) – Definição das restrições cinemáticas do pé com o solo. Aplicação das forças de reação do solo nos segmentos *calcn\_r* (pé direito) e *calcn\_l* (pé esquerdo);
- Arquivo de controladores que indicam o controle de todos os atuadores do modelo (saída do RRA);
- “All” foi a opção definida para o nome dos segmentos e coordenadas, o que significa que as acelerações induzidas foram calculadas para todas as coordenadas de todas as articulações e segmentos do modelo.

Apesar dos dados já terem sido analisados por Hamner e Delp (2013), foi realizada a comparação visual entre a força de reação do solo mensurada com a plataforma de força e as forças de reações induzidas na restrição entre o pé e o solo (APÊNDICE A – Figura Suppl. 1) para os três ciclos de corrida, nas quatro velocidades, para todos os participantes, uma vez que foi utilizado os torques ao invés das ativações musculares. Todas as curvas se sobrepuseram, indicando que há consistência entre os dados experimentais e os simulados.

#### 4.6 Definição das fases de aceleração e desaceleração

Após obter as acelerações induzidas, o *software* MATLAB foi utilizado para extrair as acelerações induzidas anteroposteriores (i.e., em torno do eixo X) causadas pelos torques lombopélvicos axial e sagital nos segmentos coxa, perna e

pé, em todas as velocidades. A série temporal durante o ciclo de corrida foi normalizada em 101 pontos (i.e., do contato inicial até o próximo contato inicial). Os dados foram normalizados em 101 pontos para comparação. Para auxiliar na compreensão dos efeitos desses torques nos segmentos de interesse, a velocidade e aceleração anteroposterior foram calculadas por meio da análise Body Kinematics, que permitiu identificar posições, velocidades e acelerações em todas as coordenadas para a coxa, perna e pé. Com esse dado, foi possível determinar as fases de aceleração e desaceleração dos segmentos a fim de determinar as contribuições dos torques nesses dois intervalos.

Como a coleta foi realizada em esteira instrumentada, optou-se por realizar a transformação da posição para o referencial da esteira (APÊNDICE A – Figura Suppl. 2) e na extração da velocidade e aceleração da posição transformada, por meio da primeira e segunda derivadas, respectivamente. Esse processo também foi realizado no MATLAB. A lógica para a criação do código foi a seguinte:

**Passo 1** - Determinar a frequência de amostragem por meio do intervalo de tempo da coleta e quantos pontos havia nesse tempo;

**Passo 2** - Calcular a quantidade de pontos no intervalo de 1 segundo;

**Passo 3** - Dividir 1 segundo pela frequência encontrada para obter a quantidade de segundos entre dois quadros;

**Passo 4** - Considerando a velocidade da condição (e.g., 2m/s), determinar quantos metros foram deslocados no intervalo entre dois quadros;

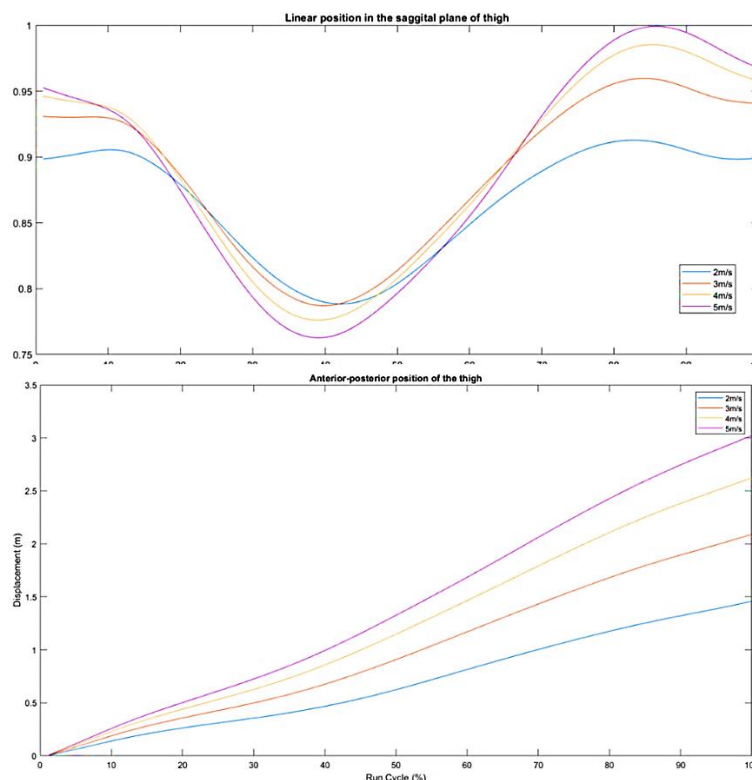
**Passo 5** - Com o valor em metros, criar função cumulativa. Foi encontrado para os 30 ciclos de corrida em cada velocidade as constantes médias de 0,00018 (2m/s), 0,00027 (3m/s), 0,00036 (4m/s) e 0,00045 (5m/s).

**Passo 6** - Com o objetivo de obter um valor comparável entre os sujeitos, de forma que todos iniciassem o contato inicial da mesma posição (posição 0), subtraiu-se os valores de cada linha da posição original com a primeira linha referente ao primeiro quadro;

**Passo 7** - Por fim, a coluna da posição linear do quadro de referência do laboratório (dado original do OpenSim) foi somado com a posição do contato inicial do quadro de referência da esteira.

A Figura 3 demonstra a diferença entre o gráfico de velocidade transformado e não transformado.

**Figura 5.** Representação gráfica da posição anteroposterior da coxa original (superior) e pós-transformação (inferior).



Fonte: Autoria própria (2023). Software MATLAB.

#### 4.7 Intervalos das fases de aceleração e desaceleração

Por meio dos gráficos de velocidade e aceleração anteroposterior foram definidas visualmente as fases de aceleração e desaceleração de cada segmento. As fases de aceleração da coxa e perna foram entre 25 e 65% do ciclo da corrida, sendo aproximadamente 5% antes do pré-balanço e do balanço médio o que inclui as tarefas de propulsão e início do balanço com o avanço do membro (Neumann, 2017). Para o pé, a fase de aceleração foi determinada entre 25 e 85%, 5% antes do período do segundo voo (“float”). As fases de desaceleração foram analisadas a partir da fase de balanço terminal, sendo coxa e perna acima de 65% e para o pé acima de 85% até o final do ciclo com o novo contato inicial (100%). As figuras indicando as fases selecionadas para a coxa, perna e pé pode ser visualizada na figura 1 do material suplementar (APÊNDICE A).

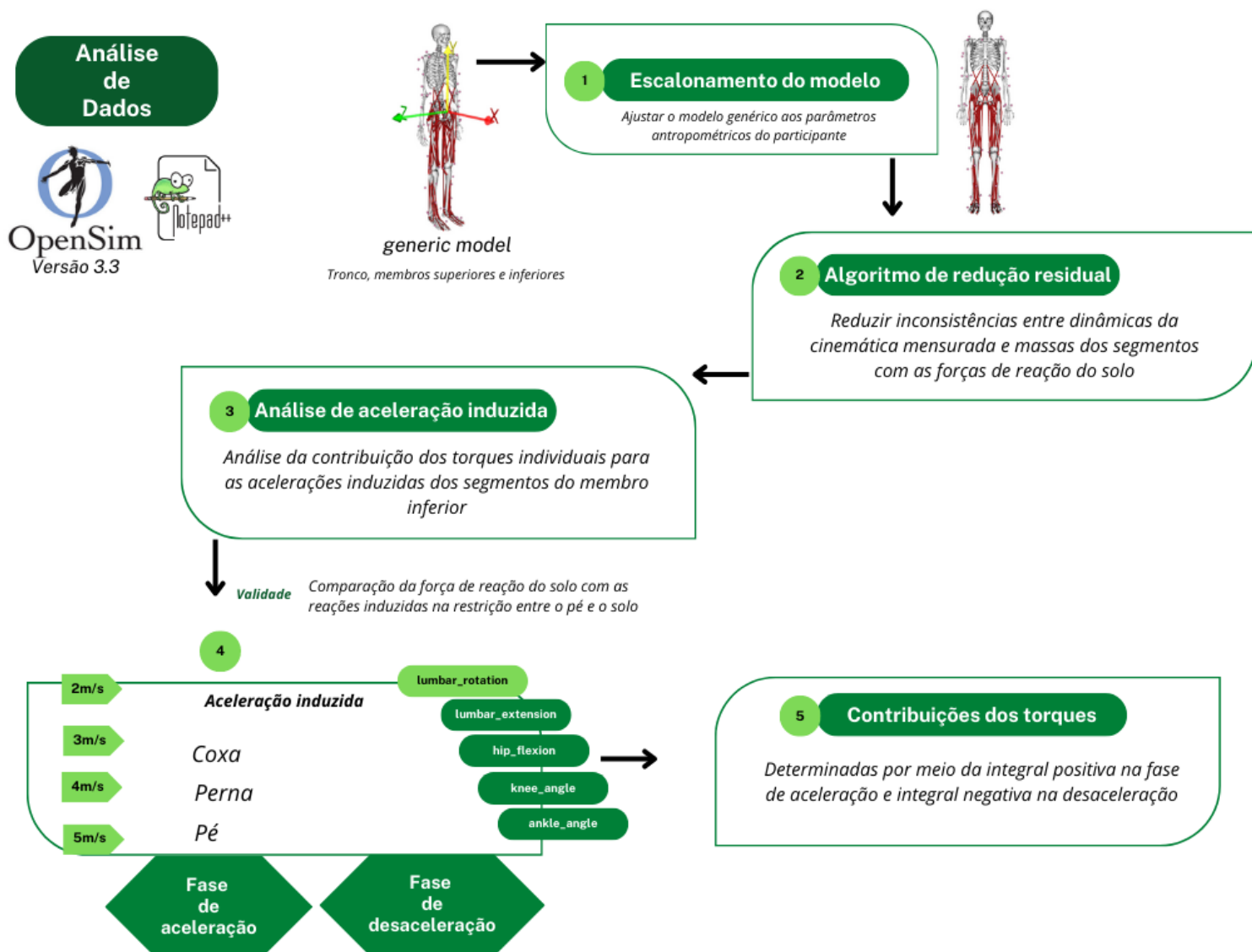
#### 4.8 Quantificação da contribuição de cada torque para as acelerações induzidas

Realizada a definição das fases de aceleração e desaceleração, foi executada a análise da integral positiva e negativa da aceleração induzida de cada fase por meio de função definida no MATLAB. Por meio da integral, foi possível definir a variável discreta para representar os valores médios de contribuição de cada torque para a aceleração e desaceleração de cada segmento. Ao final, foi utilizada a integral positiva na fase de aceleração para verificar o principal torque contribuinte da aceleração de cada segmento e a integral negativa para indicar o principal torque que contribuiu para a desaceleração em cada velocidade. Além dos torques lombopélvicos, decidiu-se por verificar e comparar as acelerações induzidas nos segmentos coxa, perna e pé pelos torques das principais articulações do membro inferior, sendo quadril, joelho e tornozelo.

Além dos valores absolutos terem sido utilizados para realizar a integral e, posteriormente, a análise estatística, os valores médios de aceleração também foram determinados em percentual para cada torque em relação ao total de aceleração induzida por todos os torques juntos, sendo representados, visualmente, por meio do gráfico de setores. Os resultados da estatística descritiva e inferencial são demonstrados na sessão resultados do artigo escrito para submissão no periódico *Journal of Biomechanics*.

Ainda, com o objetivo de facilitar a interpretação e visualização dos gráficos, foi determinada a porcentagem para a retirada do pé em cada condição. Em média, a retirada do pé do solo ocorreu em 46% (2m/s – azul), 37% (3m/s - laranja), 35% (4m/s – amarelo) e 34% (5m/s - roxo) do ciclo da corrida.

Figura 6. Fluxograma das análises realizadas neste estudo.





## ARTIGO

### **Contribuições dos torques axial e sagital do tronco para a aceleração anteroposterior dos segmentos do membro inferior na corrida em diferentes velocidades**

#### **RESUMO**

Os torques articulares do tronco poderiam contribuir, junto com os torques das articulações do membro inferior, para o avanço do membro de balanço na corrida e assim, evitar sobrecargas nos músculos desses segmentos. Entretanto, não há, na literatura, investigações sobre as contribuições dos torques articulares do tronco para o avanço do membro inferior na corrida. O objetivo deste estudo é quantificar as acelerações causadas pelos torques axial e sagital do tronco, por meio da articulação lombopélvica, sobre os segmentos do membro inferior, durante a corrida, em diferentes velocidades. Três ciclos de corrida com o membro inferior direito nas velocidades de 2m/s, 3m/s, 4m/s e 5m/s foram utilizados para realizar a análise de aceleração induzida no *software* OpenSim. A amostra foi composta de dez corredores experientes, saudáveis e do sexo masculino. Os dados foram coletados em uma esteira instrumentada e estão disponibilizados para acesso livre. Um modelo do sistema musculoesquelético permitiu estimar as acelerações causadas pelos torques articulares nos segmentos corporais. Foram computadas as acelerações anteroposteriores dos segmentos coxa, perna e pé, induzidas pelos torques axial e sagital lombopélvico e torques sagitais do quadril, joelho e tornozelo. Para cada segmento, o movimento foi dividido em fases de aceleração e desaceleração. O percentual da aceleração total induzida pelos torques articulares foi determinado por meio da integral positiva e negativa da aceleração induzida. O torque axial lombopélvico foi o principal indutor da aceleração da coxa (65%), enquanto o torque sagital dessa articulação foi o principal indutor da desaceleração (51%), em todas as velocidades de corrida. Para os segmentos perna e pé, os torques lombopélvico tiveram poucas contribuições. Dessa forma, os torques articulares axial e sagital lombopélvico contribuem para a aceleração e desaceleração da coxa, que é o segmento de maior massa e inércia do membro inferior, independente da velocidade de corrida. Os achados deste estudo auxiliam na compreensão do movimento humano ao explorar os efeitos dos torques em

articulações e segmentos distais a eles. Assim, déficits de produção de torque do tronco têm potencial de sobrecarregar músculos flexores e extensores do quadril para acelerar e desacelerar a coxa. Além disso, os achados deste estudo contribuem como base para estudos de intervenção no tronco e o desempenho da corrida.

Palavras-chave: Corrida; Tronco; Modelagem; Aceleração induzida.

## 1. INTRODUÇÃO

A corrida é uma forma de locomoção, exercício físico e esporte que proporciona benefícios físicos e mentais. Sua prática é crescente e comum pela facilidade de execução, baixo custo e variedade de intensidades e distâncias que podem ser percorridas. Entretanto, lesões musculoesqueléticas, principalmente as por overuse, que são comumente relatadas nessa população (PEDISIC *et al.*, 2019; OSWALD *et al.*, 2020; DAMRONGTHAI *et al.*, 2021; WARNE *et al.*, 2021). Dessa maneira, os praticantes de corrida e profissionais da saúde tem buscado compreender os recursos dinâmicos da corrida, para aumentar a segurança da prática e prevenir lesões. Consideram-se recursos dinâmicos os mecanismos relacionados a geração, conservação e dissipação de energia necessárias para a execução da tarefa, e que afetam o desempenho e desfechos clínicos (FONSECA *et al.*, 2007).

Os recursos dinâmicos do membro inferior utilizados para a locomoção, como os torques articulares e os músculos responsáveis pelas acelerações do centro de massa corporal, têm sido largamente estudados (Zajac; Neptune; Kautz, 2002; Sasaki; Neptune, 2005; Neptune; Sasaki; Kautz, 2008; Liu *et al.*, 2006; Hamner; Seth; Delp, 2010; Hamner; Delp, 2013). Durante a corrida típica, o comportamento do centro de massa e dos membros inferiores remetem a uma dinâmica de massa e mola para resultar no deslocamento anterior do corpo (Blickhan, 1989; McMahon; Cheng, 1990; Gill; Preece; Baker, 2020). Os torques articulares e músculos atuantes durante a fase de apoio da corrida e responsáveis pela manutenção da dinâmica massa-mola e deslocamento do centro de massa corporal já foram revelados (Hamner; Seth; Delp, 2010; Hamner; Delp, 2013). Entretanto, dentre os recursos necessários para a realização da corrida, estão aqueles que devem, durante a fase de balanço, deslocar o membro inferior à frente para prepará-lo para a próxima fase de apoio. Ao final da fase de apoio e início da fase de balanço, o membro inferior é acelerado à frente e, ao final da fase de balanço, ele é desacelerado antes de iniciar o próximo apoio (Novacheck, 1998). O músculo iliopsoas é o maior responsável por produzir a flexão do quadril na fase de pré-balanço e na primeira metade da fase de balanço, o que sugere que o torque flexor do quadril tenha um papel importante para acelerar o membro inferior à frente (Novacheck, 1998; Dorn; Schache; Pandy, 2012). No final da fase de balanço, os músculos isquiossurais são responsáveis por

desacelerar a flexão do quadril e a extensão do joelho, o que sugere que os torques extensores do quadril e flexor do joelho tenham um papel importante para desacelerar o deslocamento anterior do membro inferior (Dorn; Schache; Pandy, 2012).

Além dos torques produzidos no membro inferior, os torques produzidos no tronco podem influenciar o deslocamento anterior do membro inferior de balanço durante a corrida e, assim, constituir um recurso para deslocar o membro à frente. Os torques lombopélvicos, atuando sobre a pelve, podem acelerar os segmentos do membro inferior por meio de forças e torques de interação articulares (Zatsiorsky, 2002). O torque axial lombopélvico atua sobre os movimentos da pelve no plano transversal. O tronco e a pelve rodam em direções aproximadamente opostas, no plano transversal, e há um torque lombopélvico que tende atuar na direção contrária aos movimentos desses segmentos (Schache *et al.*, 2002; Sado; Yoshioka; Fukashiro, 2019). Rotações da pelve para a esquerda levam o quadril direito à frente, enquanto rotações da pelve para a direita levam o quadril direito para trás (Schache *et al.*, 1999). Assim, quando o torque axial lombopélvico acelera a pelve em rotação para a esquerda, pode acelerar a extremidade proximal da coxa à frente e, quando acelera a pelve em rotação para a direita, pode acelerar a extremidade proximal da coxa para trás. Por sua vez, o torque lombopélvico no plano sagital, de extensão e flexão lombar, atua sobre os movimentos de anteversão e retroversão da pelve (Schahce; Blanch; Murphy, 2000; Carvalho *et al.*, 2021). A anteversão da pelve leva o quadril para trás e a retroversão da pelve leva o quadril à frente. Assim, quando o torque sagital lombopélvico acelera a pelve em retroversão, pode acelerar a extremidade proximal da coxa à frente e, quando acelera a pelve em anteversão, pode acelerar a extremidade proximal da coxa para trás. Por meio de forças e torques de interação articulares (Zatsiorsky, 2002), os torques axial e sagital lombopélvicos podem afetar as acelerações anteroposteriores dos segmentos do membro inferior. Dessa forma, os torques lombopélvicos poderiam ter um papel relevante para o deslocamento anterior do membro inferior de balanço durante a corrida.

Os torques do tronco têm sido estudados como importantes motores de movimentos dos membros inferiores em tarefas como o chute (Fonseca *et al.*, 2011; Fullenkamp *et al.*, 2015; Souza *et al.*, 2020; Cintra; Souza, 2020; Carvalho *et al.*, 2021). Para a locomoção, o torque lombopélvico tem sido considerado teoricamente

como um potencial motor lombar (*spine engine*) para o deslocamento anterior do membro inferior (Gracovetsky, 1985; Gracovetsky, 1997). Entretanto, ainda não se sabe se o torque lombopélvico é um recurso para acelerar o membro inferior durante a fase de balanço da corrida. Assim, o objetivo deste estudo foi quantificar as acelerações anteroposteriores induzidas pelos torques axial e sagital lombopélvicos nos segmentos do membro inferior de balanço durante a corrida, e compará-las com as acelerações induzidas pelos torques sagitais das articulações do membro inferior. Além disso, este estudo investigou se a velocidade da corrida influencia as acelerações induzidas pelos torques lombopélvicos e modifica os torques prioritariamente responsáveis por essas acelerações.

## 2. MÉTODOS

Para este estudo, os dados experimentais disponibilizados por Hamner e Delp (2013) na plataforma OpenSim (SimTK, Stanford, USA) foram utilizados. Os dados foram coletados no Laboratório de Desempenho Humano da Universidade de Stanford. Segundo os autores, a coleta foi aprovada pelo comitê de ética em pesquisa da pós-graduação da Universidade de Stanford e todos os participantes consentiram em participar da pesquisa. Participaram do estudo dez homens com experiência em corrida, que percorriam cerca de 50km/semana. Os dados continham três ciclos de corrida com o membro inferior direito para as condições coletadas nas velocidades não randomizadas de 2m/s, 3m/s, 4m/s e 5m/s. Mais informações sobre os métodos de coleta e processamento de dados são detalhadas em publicação anterior (Hamner; Delp, 2013).

### 2.1. Análise dos dados

A análise dos dados foi realizada pelo método da análise de aceleração induzida realizada no *software* OpenSim. Foi assumido um modelo do sistema musculoesquelético que permite estudar a dinâmica de múltiplos corpos e estimar as acelerações causadas pelos torques articulares nos segmentos corporais. O modelo inclui as articulações do tornozelo, joelho, quadril, lombopélvica, ombro e cotovelo, sendo um total de 12 segmentos, 29 graus de liberdade, 92 unidades musculotendíneas e 76 músculos dos membros inferiores e tronco. A articulação lombopélvica se apresenta como bola e soquete com três graus de liberdade (flexão-

extensão, flexão lateral e rotação axial). O modelo genérico foi escalonado para cada participante com base nos dados antropométricos e nos marcadores colocados sobre referências anatômicas, como descrito por Hamner e Delp (2013). Inicialmente, os ângulos articulares foram calculados por meio da cinemática inversa, enquanto os momentos articulares foram encontrados por meio do método da dinâmica inversa incluído na análise de redução residual (RRA). Este algoritmo realiza pequenos ajustes na cinemática e na localização do centro de massa do tronco para reduzir inconsistências entre os dados cinemáticos e cinéticos (Delp *et al.*, 2007; Sturdy; Silverman; Pickle, 2022).

Em seguida, a análise de aceleração induzida foi utilizada para computar a influência isolada dos torques articulares para as acelerações anteroposteriores dos segmentos coxa, perna e pé nas diferentes velocidades da corrida. Nessa análise, cada torque articular é aplicado em cada instante da corrida, considerando a posição corporal em cada instante. As acelerações angulares e lineares de todos os segmentos e articulações, induzidas pelo torque articular aplicado por meio de forças e torques de interação intersegmentares são computadas (Zatsiorsky, 2002). Para isso, também é necessário assumir um modelo da restrição cinemática entre o pé e o solo, para quando um dos pés está apoiado. A restrição assumida foi a “*RollingOnSurface*”, que descreve uma restrição cinemática que não permite deslizamentos anteroposteriores, mediolaterais, rotações verticais e sem penetração no solo quando o pé em rolamento com o plano da superfície de contato (Hamner *et al.*, 2013). A presente investigação computou as acelerações induzidas pelos torques axial e sagital lombopélvicos e torques sagitais das principais articulações do membro inferior (quadril, joelho e tornozelo) nos segmentos coxa, perna e pé do membro inferior direito. A fim de auxiliar na interpretação descritiva dos dados, a velocidade e aceleração lineares dos segmentos coxa, perna e pé foram calculadas. Como a coleta foi realizada em esteira instrumentada, as posições, velocidades e acelerações desses segmentos foram transformadas para o sistema de referência da esteira. Para isso, foi considerado o tempo entre dois *frames* e a velocidade da esteira em cada condição para obter as novas posições dos segmentos em relação à referência da esteira. Dessa nova posição, a primeira e segunda derivada foram extraídas para encontrar a velocidade e aceleração, respectivamente.

Os dados de velocidade e aceleração lineares e de aceleração linear induzida foram normalizados em 101 pontos para computar curvas médias. Avaliando as

curvas médias de velocidade e da aceleração para os três segmentos nas cinco velocidades, foi possível determinar os intervalos de aceleração e desaceleração de cada segmento. O início da fase de aceleração de cada segmento foi definido, visualmente, como a porcentagem do ciclo da corrida em que a velocidade segmentar tende a aumentar, com aceleração positiva, considerando as quatro velocidades de corrida. Subsequentemente, o início da fase de desaceleração de cada segmento foi definido, visualmente, como a porcentagem do ciclo da corrida em que a velocidade segmentar tende a reduzir, com aceleração negativa, considerando as quatro velocidades de corrida. Acelerações e desacelerações induzidas totais foram calculadas para representar a contribuição de cada torque para a aceleração de cada segmento, na fase de aceleração, e para a desaceleração de cada segmento, na fase de desaceleração. As acelerações e desacelerações induzidas totais foram calculadas como a integral positiva e negativa, respectivamente, das curvas de aceleração induzida por cada torque, em cada segmento.

## 2.2. Análise estatística

Foram calculados os valores médios das acelerações induzidas das coletas de corrida para cada participante. Os valores das acelerações induzidas totais, na fase de aceleração do segmento, e das desacelerações induzidas totais, na fase de desaceleração do segmento, foram transformados em porcentagens considerando todas as acelerações e desacelerações totais induzidas por todos os torques. Isso foi feito para descrever as contribuições dos torques indutores para as aceleração e desaceleração anteroposterior dos segmentos do membro inferior. Análises de variância (ANOVA) de medidas repetidas foram usadas para comparar os valores absolutos das acelerações e desacelerações totais, induzidas em cada segmento, em cada fase do segmento (i.e., aceleração e desaceleração). As ANOVAs tinham 2 fatores (torque indutor; velocidade de corrida), sendo um com 5 níveis (torque axial lombopélvico, torque sagital lombopélvico, torque sagital do quadril, torque sagital do joelho, torque sagital do tornozelo) e o outro com 4 níveis (2m/s, 3m/s, 4m/s, 5m/s). O nível de significância considerado foi de 0,05. Na presença de efeitos principais ou de interação significativos, comparações par a par planejadas foram realizadas por testes t pareados. Para o fator torque, foram realizadas as seguintes comparações par a par: torque axial lombopélvico em comparação aos torques sagitais da

articulação lombopélvica, do quadril, joelho e tornozelo; torque sagital lombopélvico em comparações aos torques sagitais do quadril, joelho e tornozelo. Para o fator velocidade, foram realizadas as seguintes comparações par a par: 2m/s x 3m/s, 3m/s x 4m/s e 4m/s x 5m/s (Figura Suppl. 9). Para a interação, foram realizadas as comparações: torque axial lombopélvico em comparação a este mesmo torque nas velocidades 2m/s x 3m/s, 3m/s x 4m/s e 4m/s x 5m/s; torque sagital lombopélvico em comparação a este mesmo torque nas velocidades 2m/s x 3m/s, 3m/s x 4m/s e 4m/s x 5m/s (Figura Suppl. 10); torque axial lombopélvico em comparação aos torques sagitais da articulação lombopélvica, do quadril, joelho e tornozelo nas velocidades 2m/s, 3m/s, 4m/s e 5m/s; torque sagital lombopélvico em comparações aos torques sagitais do quadril, joelho e tornozelo nas velocidades 2m/s, 3m/s, 4m/s e 5m/s (Figura Suppl. 11). Para os casos com mais de sete comparações par a par, o alfa foi ajustado com o post-hoc Bonferroni (Rosenthal; Rosnow; Rubin, 2000). Sendo assim, para o efeito principal torque foi considerado alfa de 0,007 e para o fator principal interação considerou-se alfa de 0,001. Para os casos com alfa significativo o tamanho de efeito ( $d_z$ ) também foi reportado.

### 3. RESULTADOS

Foram analisados 120 ciclos de corrida com o membro inferior direito, referentes ao três ciclos válidos das quatro condições dos dez corredores. Os intervalos definidos para a aceleração da coxa e perna foram entre 25 e 65% do ciclo da corrida, enquanto a desaceleração foi determinada no intervalo superior a 65%. Para o pé, o primeiro e segundo intervalos foram definidos entre 25 e 85% e superior a 85%, respectivamente. A média e o desvio padrão das acelerações e desacelerações totais de cada torque indutor e das velocidades de corrida podem ser visualizados na Tabela 1. O resultado da ANOVA de medidas repetidas foi significativo para os efeitos principais (Tabela 2), exceto para o efeito interação na fase de desaceleração da perna, o que implicou na ausência do teste de comparação entre pares para esse efeito. O tamanho de efeito ( $d_z$ ) e valor de  $p$  das comparações par a par, para os três segmentos de interesse, podem ser visualizados nas Tabelas 3 a 5. Além disso, as figuras suplementares 12 a 19 do material suplementar (APÊNDICE A) facilitam a visualização do resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas.



### 3.1. Coxa

Durante a aceleração da coxa, o torque axial lombopélvico foi o principal contribuinte para a aceleração induzida deste segmento, demonstrando magnitudes maiores e constantes quando comparados aos demais torques (Fig. 1). Em média, esse torque contribuiu 65% do total de todos os torques para a aceleração induzida da coxa (Fig. 2). O torque axial induziu acelerações significativamente maiores com o aumento da velocidade da corrida ( $p < 0,001$ ). Esse torque induziu acelerações significativamente maiores quando comparado aos demais torques, independente da velocidade de corrida ( $p < 0,001$ ). Comparado com os demais torques em diferentes velocidades de corrida, o torque axial lombopélvico induziu acelerações significativamente maiores na fase de aceleração da coxa ( $p < 0,001$ ). Todas essas comparações apresentaram tamanho de efeito grande (Tabela 1).

Na desaceleração da coxa, o torque axial lombopélvico induziu uma aceleração negativa, sendo essa contribuição maior com o aumento de velocidade. Esse torque indutor é o segundo principal contribuinte para esta fase com média 39% do total de todos os torques para a desaceleração, se igualando ao torque sagital lombopélvico na velocidade 5m/s (Fig. 3). O torque axial induziu desacelerações significativamente maiores com o aumento da velocidade da corrida ( $p < 0,001$ ). Esse torque induziu desacelerações significativamente maiores quando comparado aos torques do membro inferior, independente da velocidade de corrida ( $p < 0,001$ ). Comparado com os demais torques em diferentes velocidades de corrida, o torque axial lombopélvico induziu desacelerações significativamente maiores que os torques das articulações do membro inferior ( $p \leq 0,001$ ). Em comparação ao torque sagital lombopélvico, a desaceleração induzida pelo torque axial só foi significativamente menor na velocidade de 2m/s.

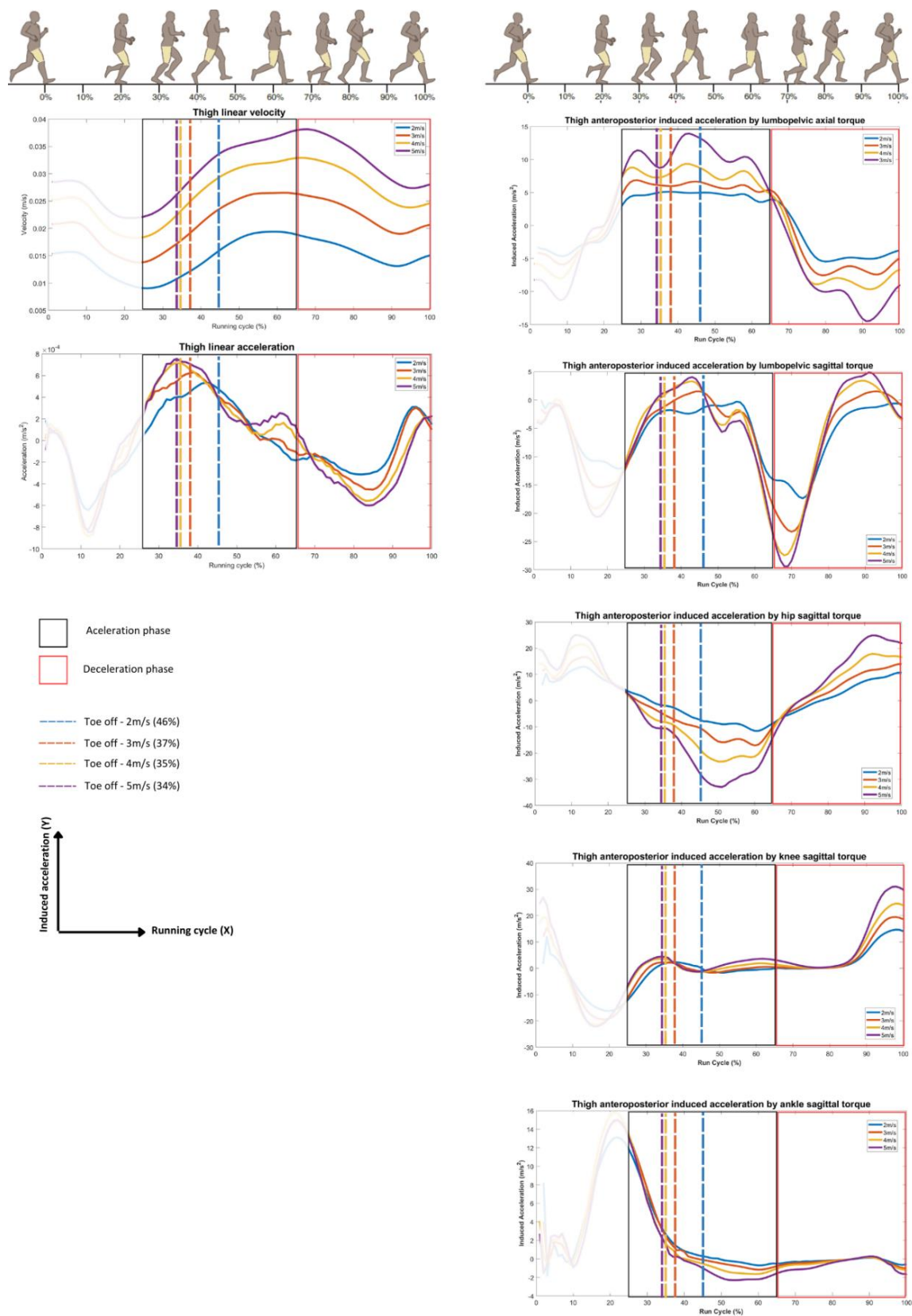
Por sua vez, o torque sagital lombopélvico pouco contribuiu para a aceleração anterior da coxa, induzindo desacelerações desse segmento durante essa fase (Fig. 1). A sua contribuição foi em média 7% do total de todos os torques para a aceleração desse segmento (Fig. 2). Com o aumento da velocidade, esse torque apresentou aumento significativo apenas na mudança da velocidade 2m/s para 3m/s ( $p = 0,001$ ). Na comparação do efeito principal torque não houve diferença significativa com o torque sagital do joelho. Comparado com os demais torques em diferentes velocidades, o torque sagital lombopélvico foi significativamente menor

para a fase de aceleração desse segmento apenas quando comparado ao torque axial lombopélvico em todas as velocidades, e ao torque sagital do quadril em 4m/s e 5m/s, assim como ao torque sagital do tornozelo em 2m/s.

Na fase de desaceleração, o torque sagital lombopélvico demonstrou acentuada contribuição para a desaceleração da coxa (Fig. 1), contribuindo em média 51% do total de todos os torques para a desaceleração desse segmento (Fig. 3). Entretanto, com o aumento da velocidade, não houve diferença significativa na desaceleração da coxa por esse torque indutor ( $p>0,001$ ), mas houve diferença significativa com os torques das principais articulações do membro inferior e axial lombopélvico independente da velocidade de corrida ( $p<0,001$ ). Comparado com os demais torques em diferentes velocidades, o torque sagital lombopélvico apresentou maior contribuição para a desaceleração da coxa.

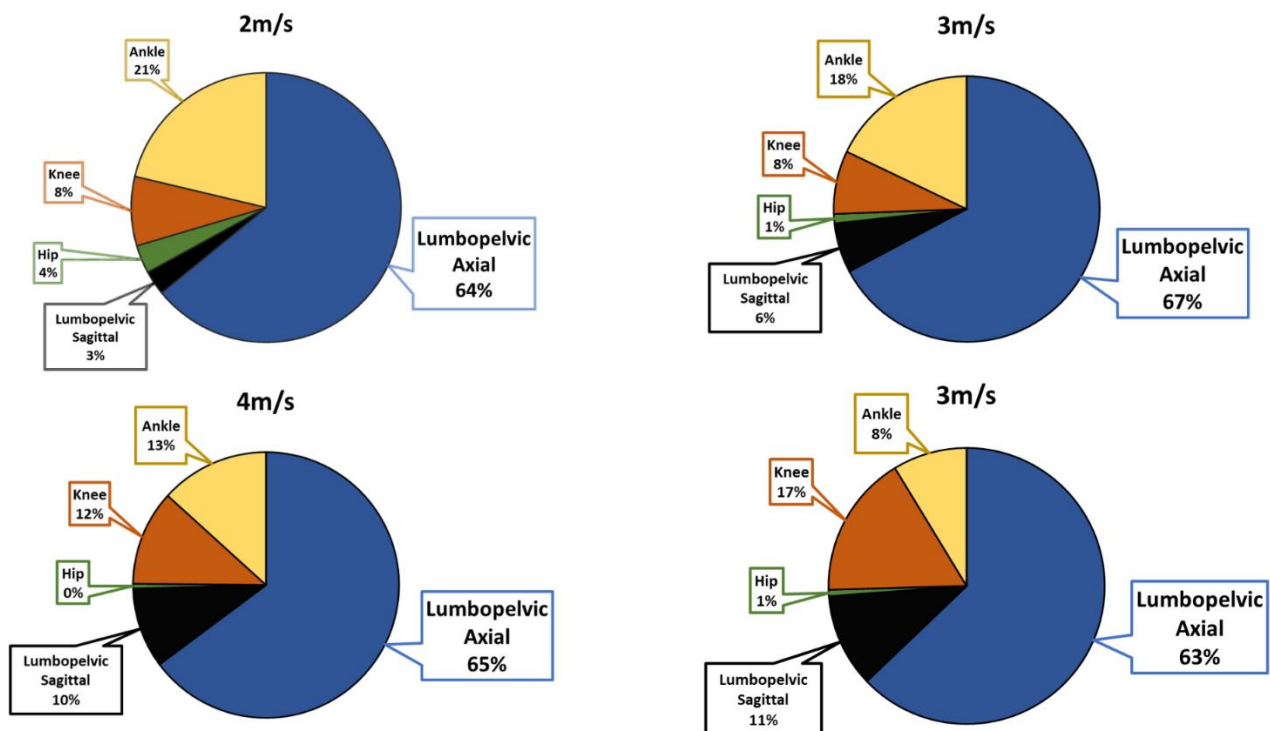
Na fase de aceleração, o efeito principal velocidade foi significativo em todas as comparações ( $p<0,001$ ), indicando que o aumento da velocidade implicou no aumento das acelerações induzidas na coxa, independente do torque indutor. Na fase de desaceleração, as desacelerações induzidas aumentaram nas mudanças de velocidade 2m/s para 3m/s e 3m/s para 4m/s. Em ambas as fases o tamanho de efeito foi pequeno a moderado (Tabela 3).

**Figura 7.** Curvas médias da velocidade e aceleração lineares e acelerações induzidas na coxa pelos torques lombopélvicos, quadril, joelho e tornozelo.

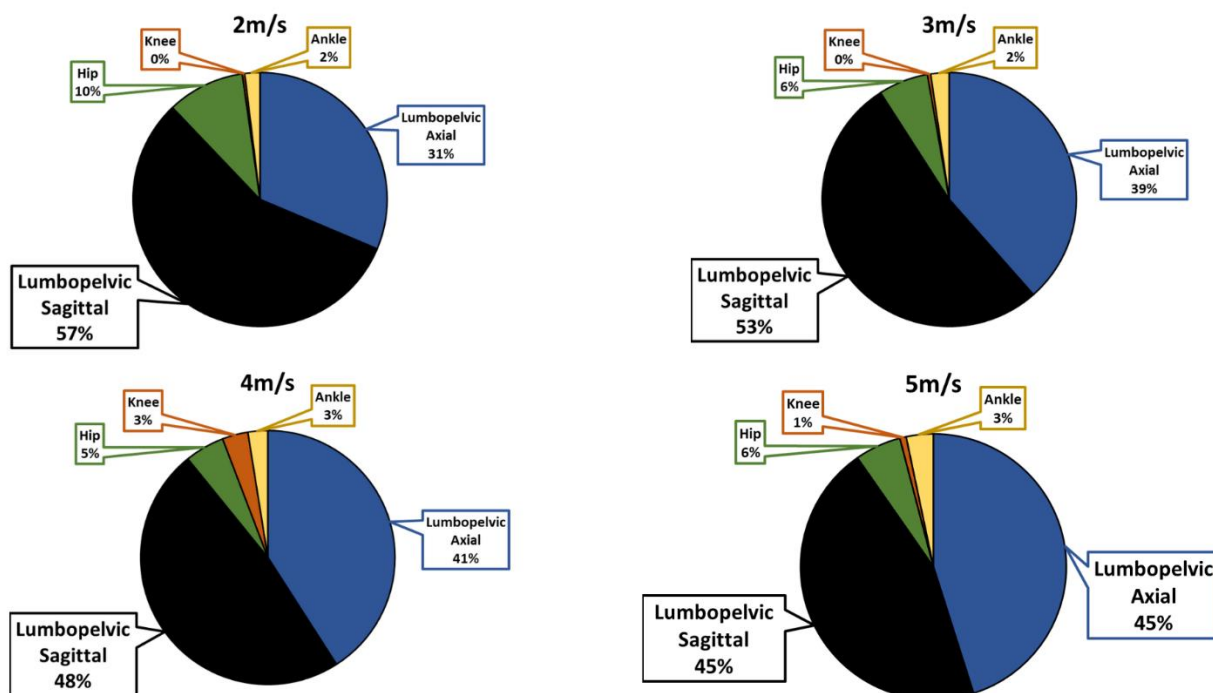


\*Figura ilustrativa da corrida – Adaptado. Neumann, D. A. Kinesiology of running. In Kinesiology of the musculoskeletal system – Foundations for rehabilitation, Elsevier, 3rd edition, chapter 16, page 707. 2017

**Figura 8.** Representação gráfica das percentagens das acelerações totais induzidas por todos os torques analisados, na fase de aceleração da coxa.



**Figura 9.** Representação gráfica das percentagens das desacelerações totais induzidas por todos os torques analisados, na fase de desaceleração da coxa.



### 3.2. Perna

Na aceleração da perna, o torque axial e sagital lombopélvico apresentaram pouca contribuição para a aceleração induzida desse segmento (Fig. 4), sendo em média 0% e 5% do total de todos os torques, respectivamente (Fig. 5). Mesmo com o aumento da velocidade de corrida, não houve diferença significativa para esses torques indutores (Tabela 4). Porém, independente da velocidade, ambos os torques apresentaram menor contribuição em comparação aos torques das articulações do membro inferior ( $p < 0,001$ ), exceto entre o sagital lombopélvico e sagital do joelho (Tabela 4). No fator interação, o torque axial lombopélvico foi menor que os demais torques indutores, exceto na comparação com o torque sagital do joelho na velocidade de 3m/s ( $p = 0,002$ ). Por sua vez, o torque sagital lombopélvico apresentou diferença significativa apenas para o axial lombopélvico e sagital do quadril em todas as velocidades, e entre o torque sagital do tornozelo na velocidade 2m/s.

Na desaceleração da perna, o efeito principal interação não foi significativo e, por isso, as comparações entre pares não foram realizadas. Semelhante a aceleração, os torques axial e sagital lombopélvico apresentaram menor contribuição para a desaceleração induzida desse segmento (Fig. 4). Em média, a contribuição foi de 4% e 0% do total de todos os torques, respectivamente (Fig. 6). O torque axial lombopélvico induziu desacelerações significativamente menores em relação aos torques sagitais lombopélvico, do quadril e tornozelo independente da velocidade de corrida. Enquanto o torque sagital lombopélvico induziu desacelerações significativamente menores que os demais torques analisados.

Em ambas as fases, o torque sagital do quadril foi o principal contribuinte da aceleração e desaceleração induzidas da perna, apresentando diferenças significativas entre os torques lombopélvicos de interesse. Em média, a contribuição foi de 76% para a aceleração e 80% para a desaceleração induzida do total de todos os torques.

Na fase de aceleração, as acelerações induzidas da perna aumentaram significativamente nas mudanças de velocidade ( $p < 0,05$ ). Na desaceleração, a diferença significativa foi encontrada apenas nas mudanças de velocidade 2m/s para 3m/s e 4m/s para 5m/s. Em ambas as fases o tamanho de efeito foi pequeno (Tabela 4).

**Figura 10.** Curvas médias da velocidade e aceleração lineares e acelerações induzidas na perna pelos torques lombopélvicos, quadril, joelho e tornozelo.

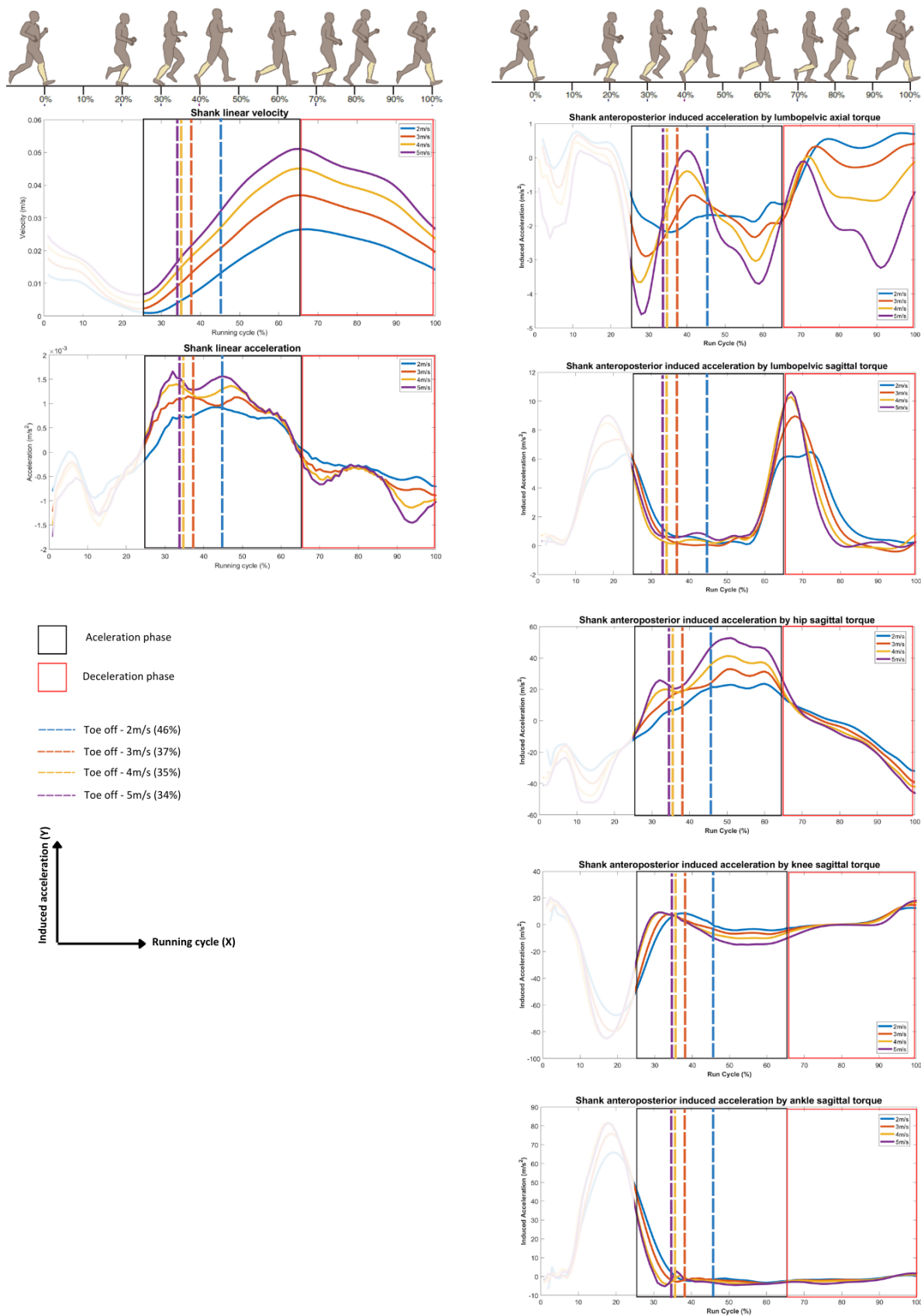
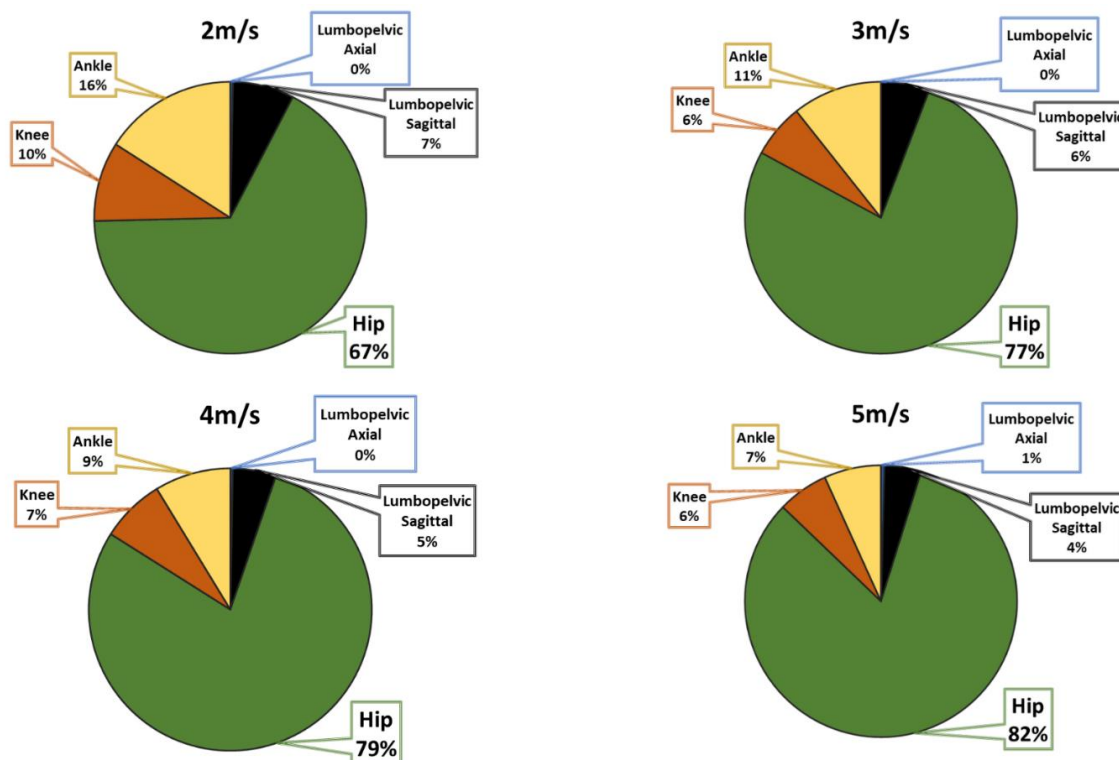
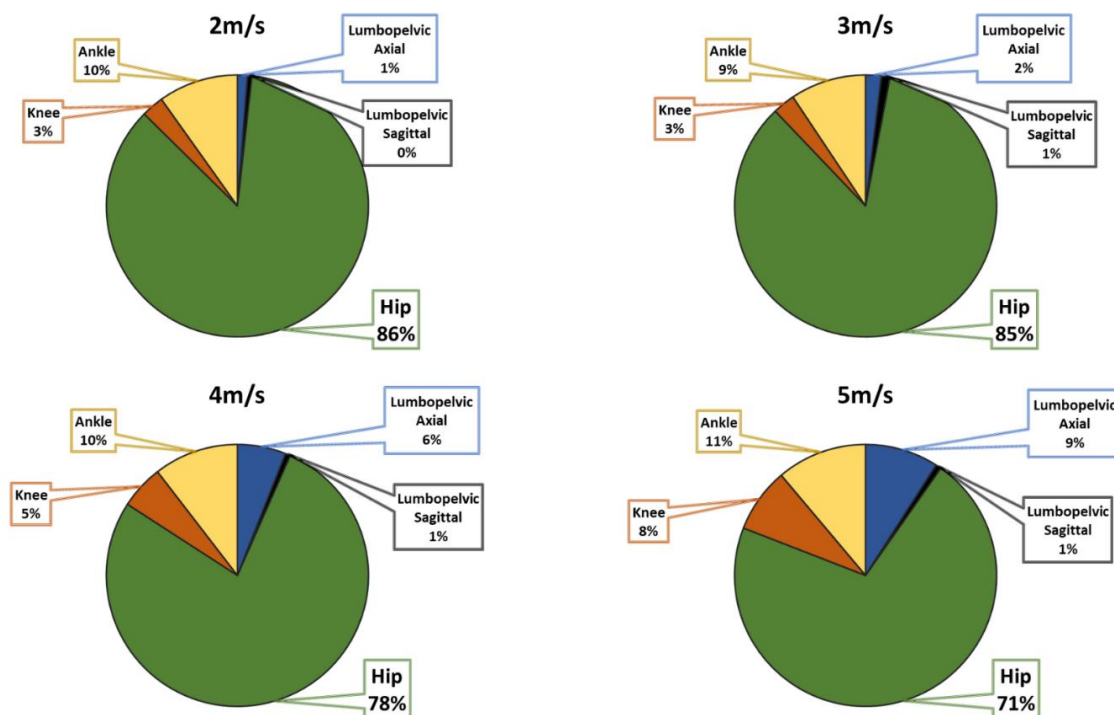


Figura ilustrativa da corrida – Adaptado. Neumann, D. A. Kinesiology of running. In Kinesiology of the musculoskeletal system – Foundations for rehabilitation, Elsevier, 3rd edition, chapter 16, page 707. 2017

**Figura 11.** Representação gráfica das percentagens das acelerações totais induzidas por todos os torques analisados, na fase de aceleração da perna.



**Figura 12.** Representação gráfica das percentagens das acelerações totais induzidas por todos os torques analisados, na fase de desaceleração da perna.



### 3.3. Pé

Na aceleração do pé, os torques axial e sagital lombopélvico contribuíram pouco para a aceleração induzida desse segmento (Fig. 7). O percentual médio de contribuição foi de 3% e 10% do total de todos os torques, respectivamente (Fig. 8). Na comparação entre velocidades, tanto o torque lombopélvico axial quanto sagital apresentaram menores valores à 2 m/s para 3m/s. Independente da velocidade de corrida, ambos apresentaram diferenças significativas com os demais torques do membro inferior, exceto entre o torque axial lombopélvico e sagital do joelho (Tabela 5). Comparado aos demais torques nas diferentes velocidades, o torque axial e sagital lombopélvico apresentaram diferenças significativas em relação aos torques do quadril e tornozelo. O torque axial lombopélvico só foi significativamente menor que o sagital lombopélvico nas velocidades 2m/s e 3m/s. O joelho apresentou diferença significativa apenas na comparação de 2m/s com o torque axial lombopélvico e na velocidade 3m/s com o sagital lombopélvico (Tabela 5).

Na desaceleração, os torques axial e sagital lombopélvico tiveram pouca contribuição para a desaceleração desse segmento (Fig. 7). A média de contribuição foi de 1% e 0% do total de todos os torques, respectivamente (Fig. 9). Na comparação entre velocidades, tanto os torques lombopélvico axial quanto sagital não diferiram entre velocidades, exceto para o torque sagital lombopélvico entre as velocidades 3m/s para 4m/s. Independente da velocidade, o torque axial apresentou diferenças significativas apenas com o sagital lombopélvico e do joelho, enquanto o torque lombopélvico sagital apresentou diferenças significativas apenas em relação ao sagital do quadril e joelho (Tabela 5). Comparado aos demais torques nas diferentes velocidades, o torque axial e sagital lombopélvico foram significativamente menores em relação ao torque sagital do joelho. Também é possível perceber o torque axial lombopélvico só foi significativamente menor que o sagital lombopélvico na velocidade de 3m/s (Tabela 5).

Diferente dos segmentos coxa e perna, o pé apresentou contribuições distintas dos torques analisados com o aumento da velocidade e entre as fases. Na fase de aceleração, o torque sagital do tornozelo foi o principal contribuinte da aceleração induzida do pé, sendo em média 45% do total de todos os torques nas duas primeiras condições de corrida. Entretanto, nas velocidades de 4m/s e 5m/s, o torque sagital do quadril foi o principal contribuinte da aceleração induzida da perna



com média de 43% do total (Fig. 8). Por sua vez, na desaceleração, o torque sagital do joelho foi o principal contribuinte em todas as velocidades com média de 96% do total de todos os torques para a desaceleração do pé (Fig. 9).

Na fase de aceleração, as acelerações induzidas no pé foram significativamente maiores com o aumento de velocidade. Na desaceleração, as desacelerações induzidas no pé foram significativamente maiores nas velocidades 2m/s para 3m/s e 3m/s para 4m/s. Em ambas as fases o tamanho de efeito foi de pequeno a moderado (Tabela 5).

**Figura 13.** Curvas médias da velocidade e aceleração lineares e acelerações induzidas no pé pelos torques lombopélvicos, quadril, joelho e tornozelo.

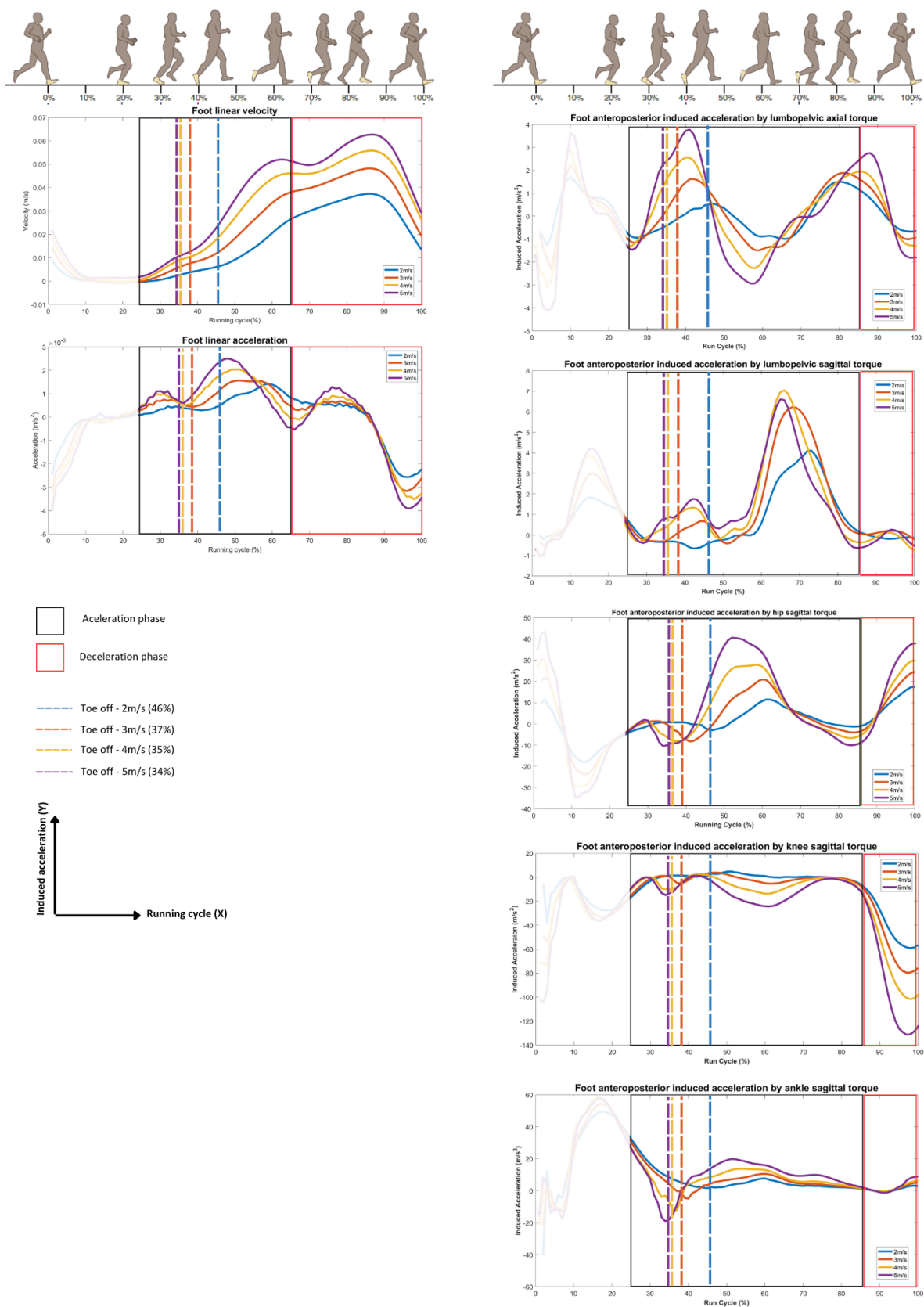
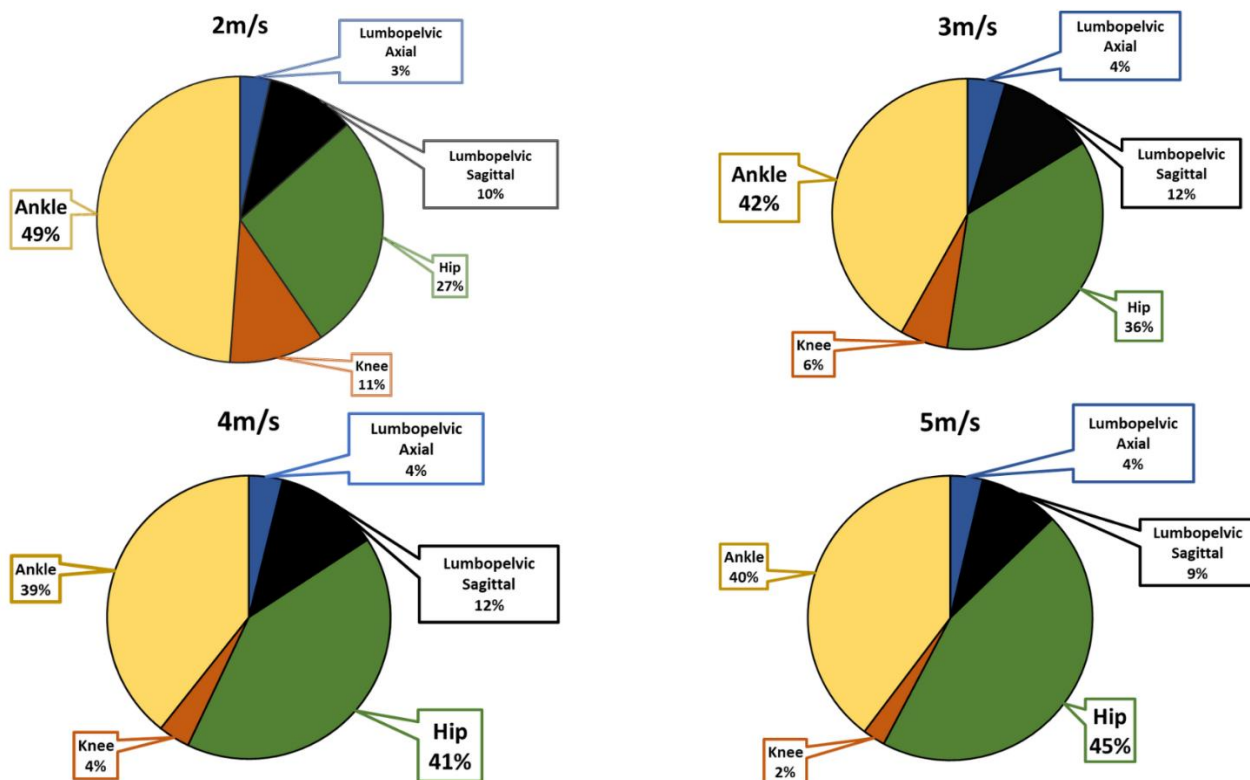
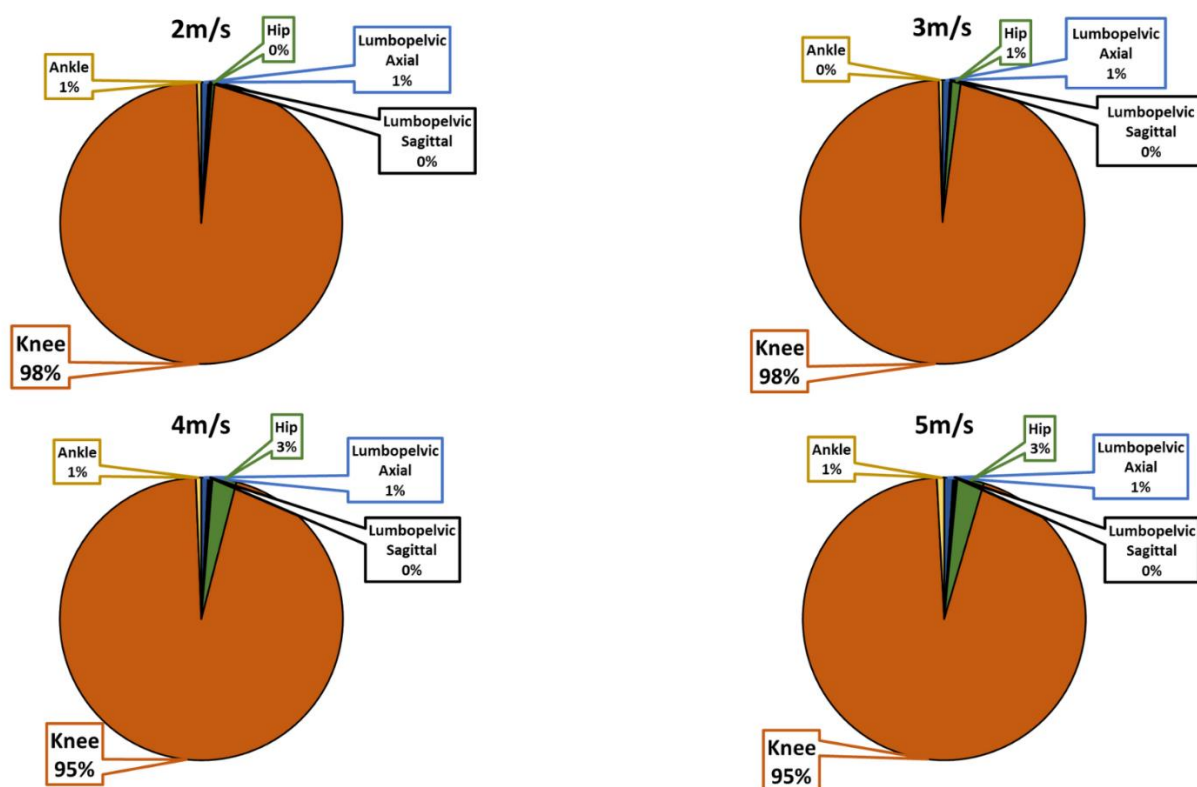


Figura ilustrativa da corrida – Adaptado. Neumann, D. A. Kinesiology of running. In Kinesiology of the musculoskeletal system – Foundations for rehabilitation, Elsevier, 3rd edition, chapter 16, page 707. 2017

**Figura 14.** Representação gráfica das percentagens das acelerações totais induzidas por todos os torques analisados, na fase de aceleração do pé.



**Figura 15.** Representação gráfica das percentagens das acelerações totais induzidas por todos os torques analisados, na fase de desaceleração do pé.



**Tabela 1** Estatística descritiva de média e desvio padrão para os torques indutores e velocidades de corrida em cada segmento do membro inferior.

Efeitos principais		Aceleração			Desaceleração		
Torque	Velocidade	Coxa	Perna	Pé	Coxa	Perna	Pé
Lombopélvico axial	2	1,44 (0,15)	0,02 (0,05)	0,18 (0,07)	-1,03 (0,17)	-0,04 (0,02)	-0,04 (0,01)
	3	1,78 (0,15)	0,00 (0,00)	0,29 (0,07)	-1,40 (0,23)	-0,07 (0,05)	-0,05 (0,02)
	4	2,15 (0,16)	0,02 (0,05)	0,33 (0,09)	-1,69 (0,25)	-0,22 (0,13)	-0,06 (0,03)
	5	2,69 (0,15)	0,04 (0,07)	0,39 (0,12)	-2,01 (0,20)	-0,40 (0,13)	-0,07 (0,04)
	Média (DP)	2,02 (0,05)	0,02 (0,05)	0,30 (0,12)	-1,54 (0,42)	-0,18 (0,17)	-0,05 (0,03)
Lombopélvico sagital	2	0,06 (0,04)	0,51 (0,12)	0,52 (0,14)	-1,88 (0,29)	-0,01 (0,02)	-0,02 (0,02)
	3	0,16 (0,09)	0,48 (0,11)	0,78 (0,20)	-1,96 (0,47)	-0,04 (0,03)	-0,01 (0,01)
	4	0,33 (0,13)	0,47 (0,05)	1,12 (1,08)	-2,06 (0,58)	-0,03 (0,03)	-0,03 (0,02)
	5	0,46 (0,12)	0,47 (0,17)	1,07 (1,17)	-2,07 (0,54)	-0,03 (0,03)	-0,04 (0,03)
	Média (DP)	0,26 (0,18)	0,48 (0,13)	0,87 (0,81)	-1,99 (0,47)	-0,03 (0,03)	-0,02 (0,02)
Quadril sagital	2	0,08 (0,07)	4,70 (0,30)	1,39 (0,26)	-0,32 (0,08)	-2,65 (0,32)	-0,01 (0,02)
	3	0,03 (0,06)	6,42 (0,39)	2,38 (0,32)	-0,23(0,09)	-3,22(0,50)	-0,06 (0,05)
	4	0,02 (0,02)	7,54 (0,67)	3,57 (0,40)	-0,22 (0,18)	-3,25 (0,94)	-0,17 (0,17)
	5	0,03 (0,04)	8,98 (0,92)	4,77 (0,45)	-0,25 (0,16)	-3,27 (0,73)	-0,24 (0,18)
	Média (DP)	0,04 (0,05)	6,91 (1,69)	3,03 (1,33)	-0,26 (0,14)	-3,10 (0,69)	-0,12 (0,15)
Joelho sagital	2	0,18 (0,09)	0,66 (0,31)	0,55 (0,13)	-0,009 (0,007)	-0,08 (0,06)	-4,85 (0,70)
	3	0,21 (0,16)	0,53 (0,40)	0,37 (0,15)	-0,01 (0,05)	-0,10 (0,06)	-6,22 (0,81)
	4	0,39 (0,23)	0,70 (0,45)	0,30 (0,10)	-0,15 (0,17)	-0,20 (0,14)	-6,98 (1,26)
	5	0,90 (1,25)	0,65 (0,38)	0,27 (0,10)	-0,04 (0,08)	-0,36 (0,31)	-7,76 (1,59)
	Média (DP)	0,42 (0,68)	0,64 (0,38)	0,37 (0,16)	-0,05 (0,10)	-0,19 (0,20)	-6,45 (1,55)
Tornozelo sagital	2	0,48 (0,14)	1,12 (0,24)	2,52 (0,27)	-0,64 (0,01)	-0,30 (0,06)	-0,02 (0,01)
	3	0,48 (0,22)	0,90 (0,49)	2,76 (0,32)	-0,08 (0,02)	-0,35 (0,04)	-0,02 (0,02)
	4	0,44 (0,22)	0,83 (0,50)	3,43 (0,43)	-0,10 (0,23)	0,41 (0,07)	-0,04 (0,03)
	5	0,37 (0,15)	0,74 (0,30)	4,25 (0,64)	-0,15 (0,04)	-0,51 (0,10)	-0,06 (0,05)
	Média (DP)	0,44 (0,19)	0,90 (0,41)	3,24 (0,80)	-0,10 (0,04)	-0,39 (0,10)	-0,04 (0,03)
Velocidade							
2	Média (DP)	0,45 (0,53)	1,40 (1,72)	1,03 (0,87)	-0,66 (0,73)	-0,62 (1,04)	-0,99 (1,97)
3	Média (DP)	0,54 (0,66)	1,67 (2,44)	1,32 (1,08)	-0,74 (0,83)	-0,75 (1,27)	-1,27 (2,52)
4	Média (DP)	0,67 (0,78)	1,91 (2,88)	1,75 (1,56)	-0,85 (0,90)	-0,82 (1,30)	-1,46 (2,84)
5	Média (DP)	0,89 (1,09)	2,18 (3,47)	2,15 (2,06)	-0,90 (0,97)	-0,91 (1,25)	-1,64 (3,17)

DP = desvio padrão; Valores negativos de média indicam desaceleração (integral negativa absoluta)

*Torque (Nm); Velocidade (m/s); Aceleração e Desaceleração (m/s<sup>2</sup>)*

**Tabela 2** Resultados da ANOVA de medidas repetidas para os fatores principais de velocidade, torque e interação.

Segmentos - Fase	ANOVA medidas repetidas											
	Fator velocidade				Fator torque				Fator interação			
	F (GL)	p valor	f	Power	F (GL)	p valor	f	Power	F (GL)	p valor	f	Power
<b>Coxa – Fase de aceleração</b>	23,03 (1,16;10,45)	<0,001*	1,59	0,995	147,00 (1,35; 12,15)	<0,001*	4,03	1,000	8,47 (1,25; 11,26)	0,011*	0,97	0,809
<b>Coxa – Fase de desaceleração</b>	33,87 (3; 27)	<0,001*	1,94	1,000	173,79 (1,55;13,94)	<0,001*	4,40	1,000	20,04 (2,87; 25,88)	<0,001*	1,49	1,000
<b>Perna – Fase de aceleração</b>	228,63 (3; 27)	<0,001*	5,03	1,000	748,62 (1,65; 14,82)	<0,001*	9,07	1,000	86,35 (3,07; 27,61)	<0,001*	3,10	1,000
<b>Perna – Fase de desaceleração</b>	31,55 (1,85; 16,69)	<0,001*	1,87	1,000	265,18 (1,07; 9,70)	<0,001*	5,42	1,000	2,66 (1,64; 14,79)	0,110	0,54	0,410
<b>Pé – Fase de aceleração</b>	72,30 (1,88; 4,49)	<0,001*	2,83	1,000	237,30 (2,57; 23,12)	<0,001*	5,10	1,000	29,42 (2,59; 23,28)	<0,001*	1,81	1,000
<b>Pé – Fase de desaceleração</b>	15,04 (1,35; 12,12)	0,001*	1,29	0,975	1173,28 (1,05; 9,52)	<0,001*	11,13	1,000	10,78 (1,48; 12,36)	0,003*	1,09	0,931

**Tabela 6** Comparações par a par - resultados do teste t pareado para as fases de aceleração e desaceleração da coxa.

		efeitos principais										interações															
Coxa		Torque				Velocidade		Lombopélvico axial		Lombopélvico sagital			Quadril sagital					Joelho sagital					Tornozelo sagital				
		Lombopélvico sagital	Quadril sagital	Joelho sagital	Tornozelo sagital	3	4	2	3	4	2	3	4	5	2	3	4	5	2	3	4	5	2	3	4	5	
Torque	Velocidade	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	
Fase de aceleração																											
Lombopélvico axial	2																										
	3																										
	4	<0,001* 5,01	<0,001* 3,89	<0,001* 2,52	<0,001* 2,80																						
	5																										
Lombopélvico sagital	2																										
	3																										
	4																										
	5																										
Velocidade	2																										
	3																										
	4																										
	5																										
Fase de desaceleração																											
Lombopélvico axial	2																										
	3																										
	4																										
	5																										
Lombopélvico sagital	2																										
	3																										
	4																										
	5																										
Velocidade	2																										
	3																										

**Tabela 7** Comparações par a par - resultados do teste t pareado para as fases de aceleração e desaceleração da coxa.

\*= significant effect; dz = Cohen's effect for paired sample; red tag = small effect size; blue tag = medium effect size; green tag = large effect size; alpha adjusted to torque (alpha=0,007); alpha adjusted to interaction (alpha=0,001);

**Tabela 4** Comparações par a par - resultados do teste t pareado para as fases de aceleração e desaceleração da perna.

		Efeitos principais												Interações											
Perna		Torque				Velocidade		Lombopélvico axial		Lombopélvico sagital			Quadril sagital			Joelho sagital			Tornozelo sagital						
		Lombopélvico sagital	Quadril sagital	Joelho sagital	Tornozelo sagital	3	4	2	3	4	2	3	4	5	2	3	4	5	2	3	4	5			
Torque	Velocidade	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	
Fase de aceleração																									
Lombopélvico axial	2																								
	3	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*			0,173			<0,001*				<0,001*										
	4	3,82	4,06	1,66	2,07				0,128			<0,001*				<0,001*									
	5									0,442				<0,001*			<0,001*								<0,001*
Lombopélvico sagital	2																								
	3		<0,001*		<0,001*					0,143						<0,001*									
	4		3,71	0,009	1,02						0,692					<0,001*									
	5											0,980					<0,001*								
Velocidade	2																								
	3																								
	4																								
	5																								
Fase de desaceleração																									
Lombopélvico axial	2																								
	3	<0,001*	<0,001*		<0,001*																				
	4	0,90	3,93	0,876	1,78																				
	5																								
Lombopélvico sagital	2																								
	3		<0,001*	<0,001*	<0,001*																				
	4		4,48	0,79	3,39																				
	5																								
Velocidade	2																								
	3																								
	4																								

**Tabela 8** Comparações par a par - resultados do teste t pareado para as fases de aceleração e desaceleração da perna.

^ = significant effect; dz = Cohen's effect for paired sample; red tag = small effect size; blue tag = medium effect size; green tag = large effect size; alpha adjusted to torque (alpha=0,007); alpha adjusted to interaction (alpha=0,001);

**Tabela 9** Comparações par a par - resultados do teste t pareado para as fases de aceleração e desaceleração do pé.

		Efeitos principais												Interações														
Pé		Torque				Velocidade		Lombopélvico axial		Lombopélvico sagital		Quadril sagital				Joelho sagital				Tornozelo sagital								
		Lombopélvico sagital	Quadril sagital	Joelho sagital	Tornozelo sagital	3	4	2	3	4	2	3	4	5	2	3	4	5	2	3	4	5	2	3	4	5		
Torque	Velocidade	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz	p dz		
Fase de aceleração																												
Lombopélvico axial	2																											
	3	<0,001* 0,74	<0,001* 2,13	0,044	<0,001* 3,88																							
	4																											
	5																											
Lombopélvico sagital	2																											
	3																											
	4																											
	5																											
Velocidade	2																											
	3																											
	4																											
	5																											
Fase de desaceleração																												
Lombopélvico axial	2																											
	3																											
	4																											
	5																											
Lombopélvico sagital	2																											
	3																											
	4																											
	5																											
Velocidade	2																											
	3																											
	4																											
	5																											

\*= significant effect; dz = Cohen's effect for paired sample; red tag = small effect size; blue tag = medium effect size; green tag = large effect size; alpha adjusted to torque (alpha=0,007); alpha adjusted to interaction (alpha=0,001);



#### 4. DISCUSSÃO

Este estudo objetivou quantificar a contribuição do tronco, por meio dos torques lombopélvicos nos planos transverso e sagital, para as acelerações anteroposteriores dos segmentos do membro inferior, durante o avanço do membro na corrida em diferentes velocidades. Os resultados indicam que os torques lombopélvicos axial e sagital são os principais motores da aceleração e desaceleração da coxa, durante seu deslocamento anterior. Como os torques lombopélvicos não atuam diretamente na coxa, esse efeito ocorreu por meio de forças e torques de interação no quadril (Putman, 1991; Zatsiorsky, 2002; Zajac *et al.*, 2002). O torque axial lombopélvico foi o maior contribuinte para a aceleração anterior da coxa durante a fase de aceleração desse segmento. O torque lombopélvico axial, na direção da rotação pélvica para a esquerda, acelera a coxa direita à frente, o que é coerente com o deslocamento anterior da hemipelve direita durante essa rotação. O torque sagital lombopélvico, seguido pelo torque axial, foi o maior contribuinte para a desaceleração da coxa durante a fase de desaceleração desse segmento. O torque de extensão lombopélvico desacelera a coxa (i.e., acelera para trás), o que é condizente com a resultante anteversão pélvica que desloca o acetábulo para trás. Além disso, o torque lombopélvico axial, na direção da rotação pélvica para a direita, desacelera a coxa direita (i.e., acelera para trás), o que é coerente com a desaceleração do deslocamento anterior da hemipelve direita. Os achados para as acelerações induzidas na coxa confirmam parcialmente a hipótese de que o torque lombopélvico é um importante motor para segmentos do membro inferior durante o avanço do membro na corrida (Gracovetsky, 1985; Gracovetsky, 1997), mesmo que esse torque não atue diretamente na coxa. Deve-se considerar que a coxa é o segmento de maior massa e inércia do membro inferior, o que destaca o papel dos torques lombopélvicos para o avanço do membro.

Os torques lombopélvicos não foram os principais contribuintes para as acelerações e desacelerações da perna e do pé. Em alguns instantes, os torques lombopélvicos induziram acelerações contrárias às acelerações totais desses segmentos, atuando como antagonistas às acelerações segmentares. As forças e torques intersegmentares do joelho e tornozelo modificam as direções das acelerações induzidas na coxa. As acelerações lineares dos centros de massa dos segmentos não dependem apenas das acelerações lineares geradas por forças

intersegmentares, mas também das acelerações angulares dos segmentos (Putman, 1991; Zatsiorsky, 2002). A inércia dos segmentos faz com o segmento logo abaixo, na cadeia cinética do membro inferior, tenda a sofrer uma aceleração angular no sentido contrário ao da aceleração do segmento logo acima. Esse é um componente tangencial das forças inerciais atuando na extremidade proximal do segmento abaixo (Putman, 1991; Zatsiorsky, 2002; Zajac *et al.*, 2002). Por exemplo, uma aceleração anterior da extremidade proximal da coxa direita e de seu centro de massa, como a causada pela rotação pélvica para a esquerda, produz uma rotação da coxa no sentido da extensão. e, assim, uma aceleração posterior da extremidade distal da coxa. Conseqüentemente, há também uma aceleração posterior da extremidade proximal e do centro de massa da perna, com extensão da perna. Esse efeito é similar à extensão do joelho gerada pelo torque de extensão do quadril na fase de balanço da marcha (Souza *et al.*, 2021). Dessa maneira, o padrão das acelerações e desacelerações induzidas na coxa pelos torques lombopélvicos não foi observado na perna e no pé. O principal responsável pela aceleração e desaceleração induzida da perna, em ambas as fases analisadas, foi o torque sagital da articulação do quadril. Para o pé, o principal responsável pela aceleração na fase de aceleração desse segmento foi o torque sagital do tornozelo (2m/s, 3m/s) e do quadril (4m/s, 5m/s), e o principal responsável pela desaceleração na fase de desaceleração desse segmento foi o torque sagital da articulação do joelho.

A velocidade da corrida influenciou as magnitudes das acelerações induzidas por todos os torques articulares investigados. O aumento da velocidade de corrida tendeu a aumentar as acelerações induzidas pelo aumento das magnitudes dos torques, como observado em estudos anteriores (Kubo *et al.*, 2006; Sado; Yoshioka; Fukashiro, 2019). A velocidade de corrida tendeu a não modificar quais são os principais torques indutores das acelerações e desacelerações dos segmentos. Dessa forma, os torques lombopélvicos constituem os principais motores da coxa em todas as velocidades de corrida estudadas. Além disso, parece não haver mudanças de estratégia motora na condução do membro inferior à frente.

Na locomoção bípede, há rotações axiais contrárias entre o tronco e a pelve, em uma coordenação fora de fase (Lafiandra *et al.*, 2002), e o torque axial existente entre esses segmentos tende a contrapor esses movimentos (Kubo *et al.*, 2006). Os momentums angulares dos membros superiores e dos membros inferiores, no plano transversal, possuem magnitudes similares e direções contrárias durante a corrida, o

que sugere que o torque axial do tronco participa de maneira importante da conservação de momentum axial do corpo (Hamner; Delp, 2013), sem participação significativa na aceleração do centro de massa corporal à frente. Entretanto, o presente resultado demonstra que o torque axial lombopélvico tem um papel importante para levar o membro inferior à frente, o que é requerido para que ocorra o apoio subsequente do membro inferior e, então, as ações dos torques sagitais do membro inferior para adicionar momentum linear ao centro de massa do corpo (Zajac; Neptune; Kautz, 2002; Neptune; Sasaki; Kautz, 2008; Liu *et al.*, 2006; Hamner; Seth; Delp, 2010; Hamner; Delp, 2013). Na locomoção bípede, considerando o plano sagital de movimento, torques extensores do tronco, assim como do quadril, são necessários para evitar a inclinação anterior do tronco e manter a postura ereta do quadrante superior do corpo (Thorstensson *et al.*, 1982; Schache; Blanch; Murphy, 2000). O torque lombopélvico sagital durante a corrida é predominantemente extensor (APÊNDICE A – Figura Suppl. 3), que produz anteversão pélvica. A anteversão pélvica posterioriza o quadril, e forças intersegmentares de direção posterior atuantes na extremidade proximal da coxa são esperadas. O torque axial lombopélvico, na direção da rotação pélvica para a direita, também posterioriza o quadril direito. As forças intersegmentares de direção posterior no quadril, resultantes dos torques sagital e axial lombopélvicos durante o balanço final do membro inferior parecem ter o efeito predominante de desacelerar o avanço da coxa. Os papéis dos torques lombopélvicos na aceleração e subsequente desaceleração da coxa possuem relevância destacada quando se considera que o torque sagital do quadril induz acelerações contrárias na coxa (APÊNDICE A – Figura Suppl. 3). Assim, o torque do quadril impede acelerações excessivas desse segmento durante o avanço do membro, mas o principal motor desse avanço são os torques lombopélvicos.

Limitações deste estudo devem ser consideradas na interpretação dos resultados. A coleta de dados foi realizada apenas com corredores do sexo masculino. Devido a anatomia feminina, as mulheres podem apresentar diferenças na cinemática e cinética articulares e nos padrões coordenativos quando comparados aos homens (Ferber; Davis; Williams, 2003; Hannigan; Chou, 2018). Ferber, Davis e Williams (2003) encontraram diferenças significativas entre corredores recreacionais do sexo masculino e feminino nas variáveis pico do ângulo de adução e rotação medial de quadril, rotação medial do joelho, trabalho negativo

do quadril no plano frontal e transverso. Além disso, vale considerar que a modelagem musculoesquelética é uma representação do corpo humano. Apesar de demonstrar complexidade nos parâmetros do modelo e nas análises, este estudo não considerou propriedades passivas nos torques indutores e, conseqüentemente, na sua contribuição para as acelerações induzidas no membro inferior durante a corrida. Também, ainda que a coleta tenha sido em esteira instrumentada, Schache *et al.* (2001) não encontraram diferenças significativas na cinemática lombopélvica na corrida em esteira quando comparada a corrida no solo nas mesmas velocidades. Entretanto, diferenças foram encontradas no plano sagital do quadril, na fase de apoio, da corrida em velocidade autosselecionada.

Apesar de não indicar efeitos causais de lesões e tratamentos, este estudo auxilia na compreensão do movimento humano ao explorar os efeitos dos torques proximais em segmentos distais. Déficits de produção de torque do tronco têm potencial de sobrecarregar músculos flexores e extensores do quadril para acelerar e desacelerar a coxa. O estiramento dos isquiossurais é uma lesão comumente reportada em corredores (Kakouris; Yener; Fong, 2021). Este grupo muscular se encontra ativado durante a metade da fase de balanço até metade do apoio. Pela anatomia biarticular, além de desacelerar a tíbia, auxilia na extensão do quadril (Novackeck, 1998; Chumanov; Heiderscheit; Thelen, 2011). Durante o balanço terminal da corrida na preparação para o novo contato com o solo, altas forças excêntricas resultam no alongamento máximo dos isquiossurais (Opar; Williams; Shield, 2012). Os resultados deste estudo identificaram os torques lombopélvicos como principais contribuintes da aceleração e desaceleração da coxa. Dessa maneira, novos estudos podem ser conduzidos para verificar aspectos biomecânicos na atividade muscular dos isquiossurais em pacientes com déficit de força do tronco. Nesse mesmo aspecto, estudos avaliam a influência da musculatura central (*core*) para a estabilidade e cinemática dos membros inferiores (Willson *et al.*, 2005; Rivera, 2016; DeBlaiser *et al.*, 2019). Os nossos resultados podem indicar uma nova metodologia para analisar efeitos de treinamento e intervenções para esse campo científico. Assim, os resultados respaldam a necessidade de compreender como efeitos de intervenção, seja de força ou flexibilidade, em estruturas ativas e passiva, proximais e distais ao tronco podem influenciar na cinemática e cinética do tronco e no fluxo de energia no sistema musculoesquelético.

## **5. CONCLUSÃO**

O torque axial lombopélvico contribui para a aceleração da coxa durante a propulsão e balanço inicial da corrida, enquanto os torques sagital e axial lombopélvico contribuem para desacelerar a coxa no balanço terminal. Esses torques apresentaram pouca contribuição para as acelerações e desacelerações dos segmentos perna e pé. Considerando que a coxa é o segmento de maior massa do membro inferior, pode-se considerar que o torque lombopélvico é um importante motor para o avanço do membro inferior durante a corrida.

### **Material suplementar**

Informações adicionais sobre os gráficos de posições anteroposteriores dos segmentos, cinemática articular, torques articulares e acelerações induzidas nas articulações do membro inferior podem ser acessados no material suplementar (APÊNDICE A).

### **Declaração de conflito de interesse**

Os autores declaram não haver conflito de interesse.

### **Agradecimentos**

Os autores agradecem ao órgão de fomento Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pela bolsa concedida à primeira autora do estudo. Os autores também agradecem ao Samuel Hamner e Scott Delp pela disponibilização dos dados na plataforma OpenSim.

## Referências

- Arazpour, M.; Gharib, M.; Hutchins, S. W.; Bani, M. A.; Curran, S.; Mousavi, M. E.; Saberi, H. 2015. The influence of trunk extension in using advanced reciprocating gait orthosis on walking in spinal cord injury patients: A pilot study. *Prosthet Orthot*, 39 (4), 286 – 292. DOI: 10.1177/0309364614531010.
- Blickhan, R., 1989. The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*. 22 (11), 1217 – 1227. DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90224-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90224-8)
- Carvalho, D. da S., Ocarino, J. M., Cruz, A. de C., Barsante, L. D., Teixeira, B. G., Resende, R. A., Fonseca, S. T., Souza, T. R., 2021. The trunk is exploited for energy transfers of maximal instep soccer kick: A power flow study. *Journal of Biomechanics*. 121, 110425, 1 - 12. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110425>,
- Chumanov ES, Heiderscheit BC, Thelen DG, 2011. Hamstring musculotendon dynamics during stance and swing phases of high-speed running. *Med Sci Sports Exerc*, 43 (3), 525 - 532. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3181f23fe8.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., Thelen, D. G., 2007. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- De Blaiser, C., De Ridder, R., Willems, T., Vanden Bossche, L., Danneels, L., Roosen P., 2019. Impaired Core Stability as a Risk Factor for the Development of Lower Extremity Overuse Injuries: A Prospective Cohort Study. *Am J Sports Med*, 47 (7), 1713 - 1721. DOI: 10.1177/0363546519837724.
- Dorn, T. W., Schache, A. G., Pandy, M. G. (2012). Muscular strategy shift in human running: Dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *Journal of Experimental Biology*. 215 (11), 1944-1956. <https://doi.org/10.1242/jeb.075051>
- Ferber, R., Davis, I. M. C., Williams, D. S., 2003. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 350–357. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00025-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00025-1)
- Fonseca, S. T., Ocarino, J. M., SILVA, P. L. P, AQUINO, C. F., 2007. Integration of stresses and their relationship to the kinetic chain. In: Magee, D. J., Zachazewaki, J. E., Quillen, W. S. *Scientific Foundations and Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation*. Elsevier, Canada, 476 - 486.
- Fonseca, S.T., Souza, T.R., Ocarino, J.M., Gonçalves, G.G.P., Bittencourt, N.F., 2011. Applied biomechanics of soccer. In: MAGEE, D. J. *et al.* *Athletic and Sports Issues in Musculoskeletal Rehabilitation*. 1st ed. Philadelphia, chapter.12, 315-329.
- Fullenkamp, A. M., Campbell, B. M., Laurent, C. M., Lane, A. P., 2015. The contribution of trunk axial kinematics to poststrike ball velocity during maximal instep soccer kicking. *Journal of Applied Biomechanics*. 31 (5), 370–376. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0188>

- Gill, N., Preece, S. J., Baker, R., 2020. Using the spring-mass model for running: Force-length curves and foot-strike patterns. *Gait and Posture*, 80, 318–323. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.06.023>
- Gracovetsky, S., 1985. An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking. *J Biomed Eng.* 7 (3), 205 - 216. DOI: 10.1016/0141-5425(85)90021-4.
- Gracovetsky, S., 1997. Linking the spinal engine with the legs: A theory of human gait. In: Vleeming, A.; Mooney, T.; Dornan, C.; Stoeckart, R. *Movement, stability, and low back pain. The essential role of the pelvis.* 243 - 251.
- Guidera, K. J., Smith, S., Raney, E., Frost, J., Pugh, L., Griner, D., Ogden, J. A., 1993. Use of the reciprocating gait orthosis in myelodysplasia. *J Pediatr Orthop*, 13 (3), 341 – 348. DOI: 10.1097/01241398-199305000-00013.
- Hamner, S. R., Delp, S. L., 2013. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *Journal of Biomechanics.* 46 (4), 780–787. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.11.024>
- Hamner, S. R., Seth, A., Delp, S. L., 2010. Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*, 43 (14), 2709–2716. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.025>
- Hamner, S. R., Seth, A., Steele, K. M., Delp, S. L., 2013. A rolling constraint reproduces ground reaction forces and moments in dynamic simulations of walking, running, and crouch gait. *Journal of Biomechanics.* 46 (10), 1772–1776. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.03.030>
- Hannigan, J. J., Chou, L. S., 2019. Sex differences in lower extremity coordinative variability during running. *Gait and Posture.* 70, 317–322. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.03.024>
- Cintra, P. S.; Souza, T. R., 2020. Efeitos imediatos de uma órtese elástica no tronco na biomecânica e no desempenho do chute em praticantes de futebol: um estudo de viabilidade. *Dissertação de mestrado. Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.*
- Kakouris, N., Yener, N., Fong, D. T. P, 2021. A systematic review of running-related musculoskeletal injuries in runners. *J Sport Health Sci*, 10 (5), 513 - 522. DOI: 10.1016/j.jshs.2021.04.001.
- Kubo, M., Holt, K. G., Saltzman, E., Wagenaar, R. C., 2006. Changes in axial stiffness of the trunk as a function of walking speed. *Journal of Biomechanics.* 39 (4), 750–757. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.12.024.
- Lafiandra, M., Holt, K. G., Wagenaar, R. C., Obusek, J. P., 2002. Transverse plane kinetics during treadmill walking with and without a load. *Clin Biomech.* 17 (2), 116 – 122. DOI: 10.1016/s0268-0033(01)00113-9
- Liu, M. Q., Anderson, F. C., Pandy, M. G., Delp, S. L., 2006. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. *Journal of Biomechanics.* 39 (14), 2623–2630. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.08.017>

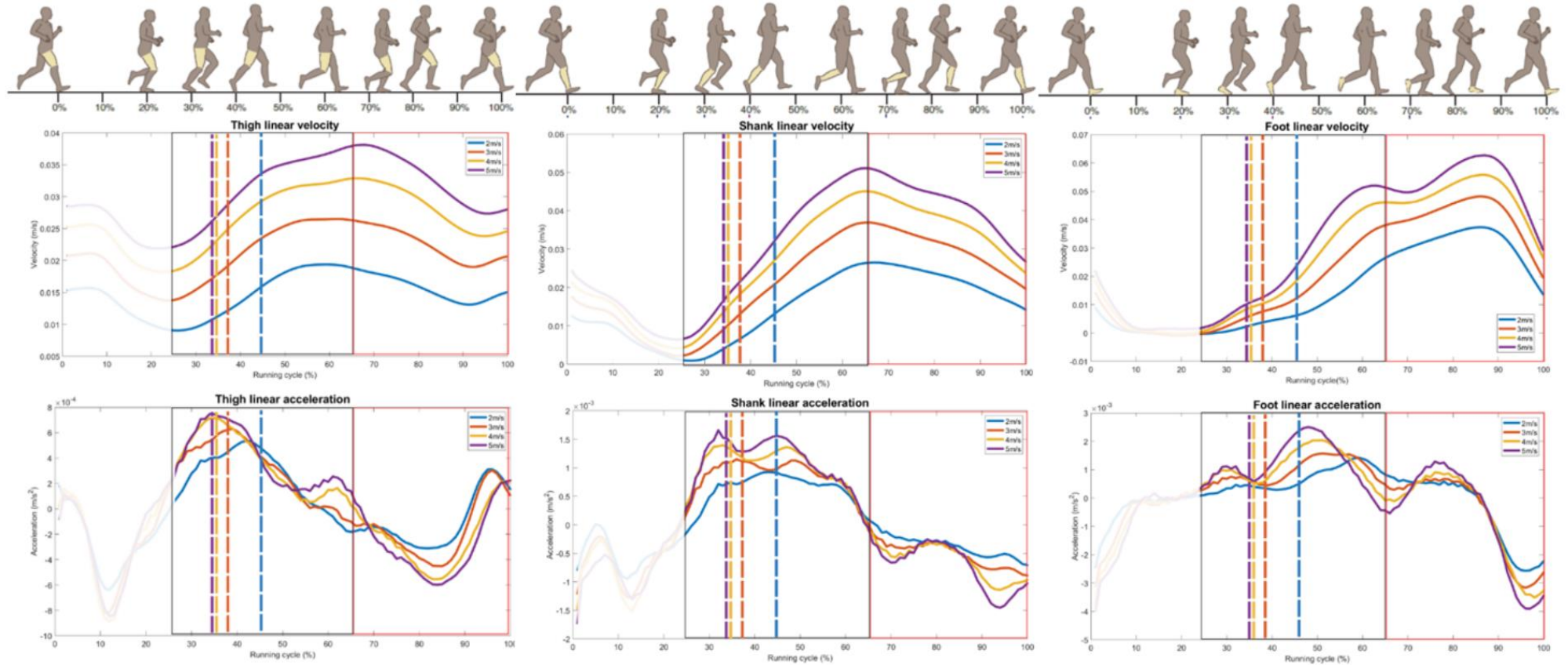
- McMahon, T. A., Cheng, G. C., 1990. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J Biomech.* 23, Suppl 1, 65-78. DOI: 10.1016/0021-9290(90)90042-2
- Neptune, R. R., Sasaki, K., Kautz, S. A., 2008. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait Posture.* 28(1), 135 - 143. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.11.004.
- Novacheck, T. F., 1998. The biomechanics of running. *Gait Posture.* 7(1), 77 - 95. DOI: 10.1016/s0966-6362(97)00038-6.
- Opar, D. A., Williams, M. D., Shield, A. J, 2012. Hamstring strain injuries: factors that lead to injury and re-injury. *Sports Med,* 42 (3), 209 - 226. DOI: 10.2165/11594800-000000000-00000.
- Putnam, C. A., 1991. A segment interaction analysis of proximal-to-distal sequential segment motion patterns. *Med Sci Sports Exerc.* 23 (1), 130-44.
- Rivera, C. E. Core and Lumbopelvic Stabilization in Runners, 2016. *Phys Med Rehabil Clin N Am,* 27 (1), 319 - 337. DOI: 10.1016/j.pmr.2015.09.003.
- Rosenthal, R., Rosnow, R. L., Rubin, D., 2000. Contrast and Effect Sizes in Behavioral Research: a correlational approach. Cambridge University Press, Cambridge.
- Sado, N., Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2017. The three-dimensional kinetic behaviour of the pelvic rotation in maximal sprint running. *Sports Biomechanics,* 16 (2), 258 – 271. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1231837>
- Sado, N., Yoshioka, S., & Fukashiro, S., 2019. A biomechanical study of the relationship between running velocity and three-dimensional lumbosacral kinetics. *Journal of Biomechanics,* 94, 158–164. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.07.038>
- Sasaki, K., Neptune, R. R., 2005. Differences in muscle function during walking and running at the same speed. *J Biomech.* 39(11), 2005 -2013. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.06.019.
- Saunders, S. W., Schache, A., Rath, D., Hodges, P. W., 2005. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clinical Biomechanics,* 20(8), 784–793. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.04.004>
- Schache, A. G., Blanch, P. D., Rath, D. A., Wrigley, T. V., Starr, R., Bennell, K. L., 2001. A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clin Biomech.* 16 (8), 667-80. DOI: 10.1016/s0268-0033(01)00061-4.
- Schache, A. G., Bennell, K. L., Blanch, P. D., Wrigley, T.V., 1999. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. *Gait Posture.* 10 (1), 30 - 47. DOI: 10.1016/s0966-6362(99)00025-9.



- Schache, A. G., Blanch, P. D., Murphy, A. T., 2000. Relation of anterior pelvic tilt during running to clinical and kinematic measures of hip extension. *Br J Sports Med.* 34 (4), 279 - 283. DOI: 10.1136/bjism.34.4.279.
- Schache, A. G, Blanch, P., Rath, D., Wrigley, T., Bennell, K., 2002. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Hum Mov Sci.* 21 (2), 273-93. DOI: 10.1016/s0167-9457(02)00080-5
- Souza, T. R., Schallig, W., Veerkamp, K., Magalhães, F. A., Okai-Nóbrega, L. A., Fonseca, S. T., van der Krogt, M. M., 2021. Muscle actions on crossed and non-crossed joints during upright standing and gait: A comprehensive description based on induced acceleration analysis. *Journal of Biomechanics*, 130. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110874>
- Sturdy, J. T., Silverman, A. K., Pickle, N. T., 2022. Automated optimization of residual reduction algorithm parameters in OpenSim. *J Biomech.* 137:111087. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2022.111087.
- Thorstensson, A., Carlson, H., Zomlefer, M. R., Nilsson, J., 1982. Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiol Scand.* 116 (1), 13-20. DOI: 10.1111/j.1748-1716.1982.tb10593.x.
- Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L., Davis, I. M., 2005. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *J Am Acad Orthop Surg*, 13 (5), 316 - 325. DOI: 10.5435/00124635-200509000-00005.
- Yngve, D. A., Douglas, R., Roberts, J. M, 1984. The reciprocating gait orthosis in myelomeningocele. *J Pediatr Orthop*, 4 (3), 304 - 310. DOI: 10.1097/01241398-198405000-00005.
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., Kautz, S. A., 2002. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture.* 16 (3), 215 - 232. DOI: 10.1016/s0966-6362(02)00068-1.
- Zatsiorsky, V. M., 2002. Joint torques and forces: the inverse problem of dynamics. *Kinet Hum Motion.* 2, 365–454.

## APÊNDICE A – MATERIAL SUPLEMENTAR

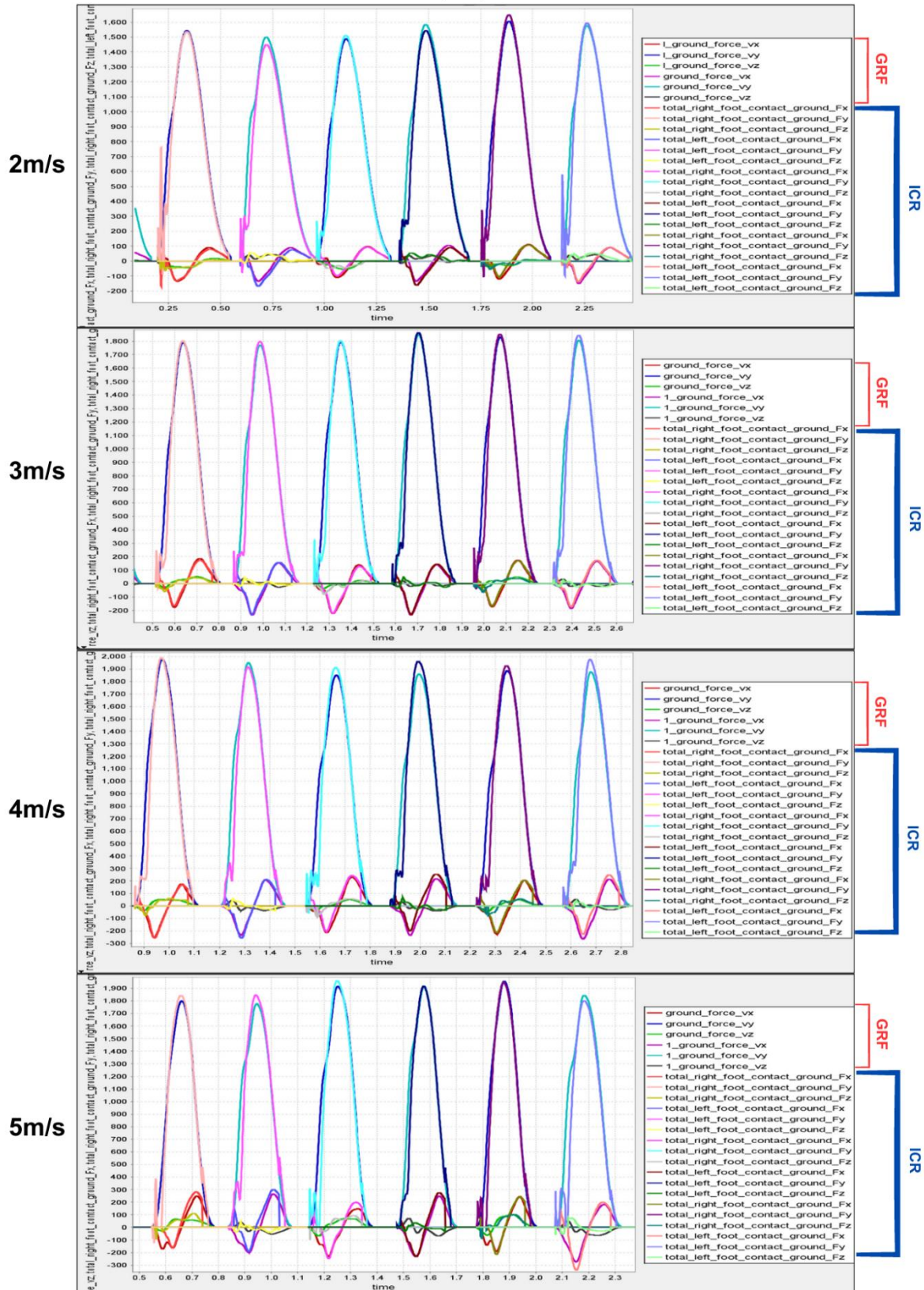
**Figura Suppl. 1** Gráficos de velocidade linear e aceleração da coxa, perna e pé com ênfase nas fases de aceleração (vermelho) e desaceleração (preto).



\*Illustrative figure of the running - Adapted. Neumann, D. A. Kinesiology of running. In Kinesiology of the musculoskeletal system – Foundations for rehabilitation, Elsevier, 3rd edition, chapter 16, page 707. 2017.

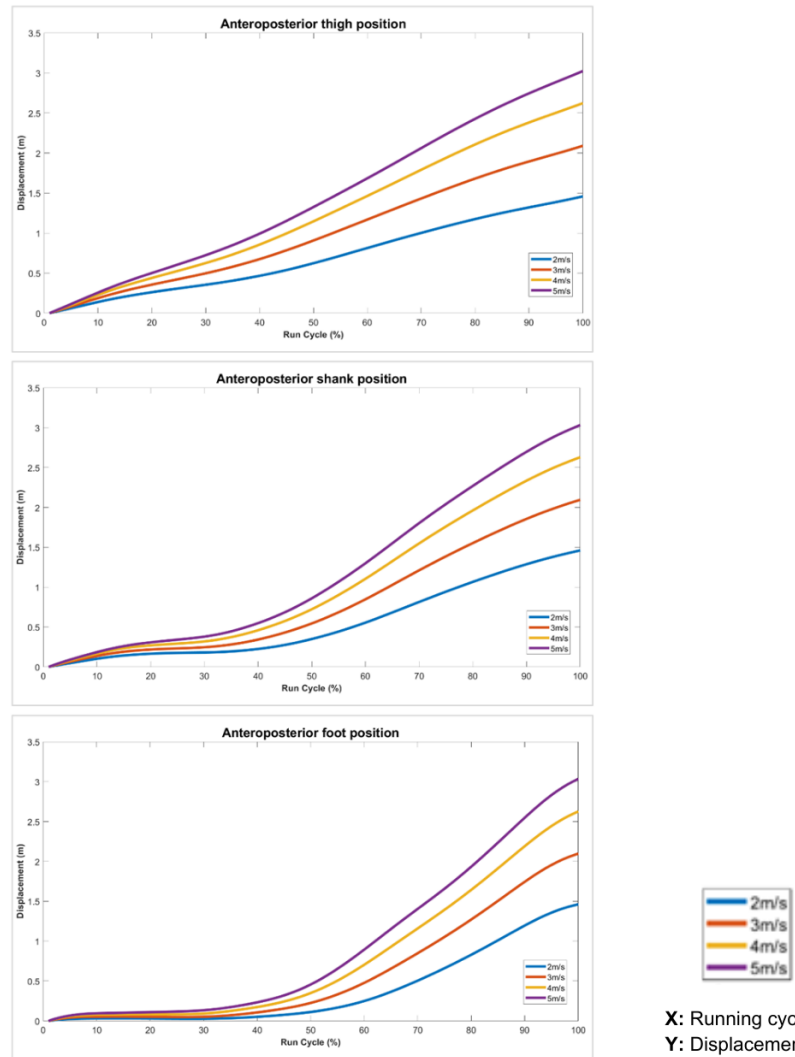
### APÊNDICE A – MATERIAL SUPLEMENTAR

Figura Suppl. 2 Exemplo de comparação visual entre a força de reação do solo (GRF) e a reação induzida pela restrição do pé com solo (ICR).



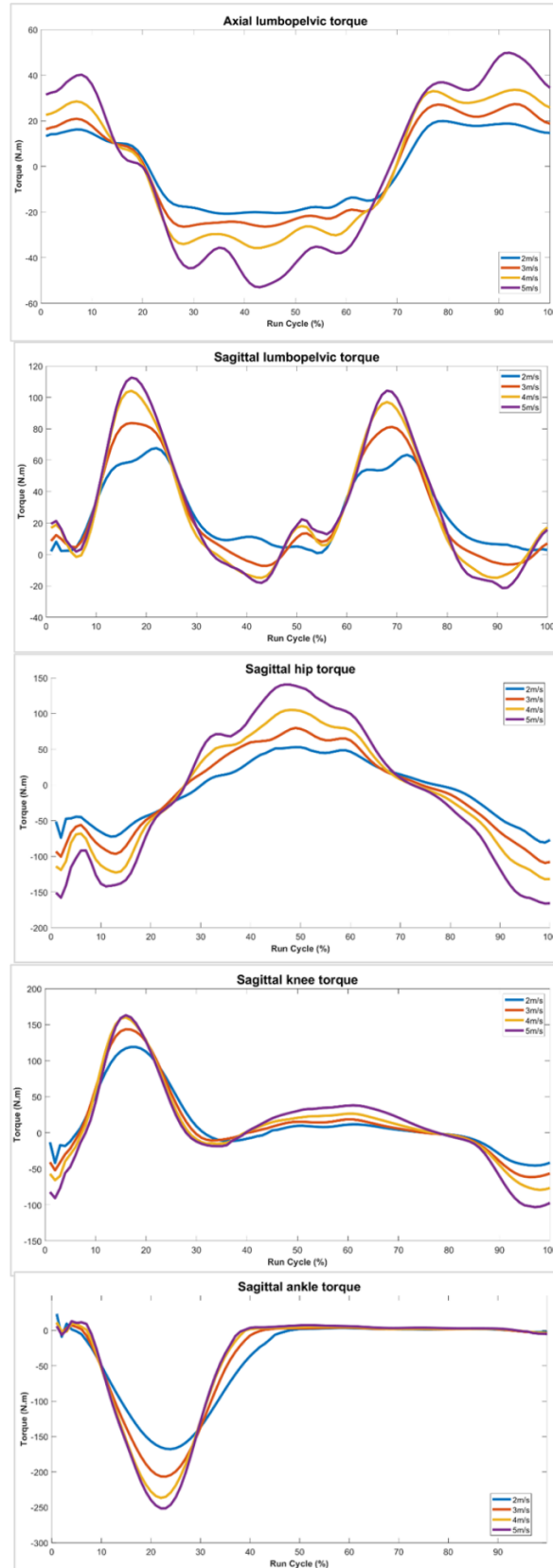
## APÊNDICE A – MATERIAL SUPLEMENTAR

Figura Suppl. 3 Posição ântero-posterior da coxa, perna e pé durante o ciclo de corrida.



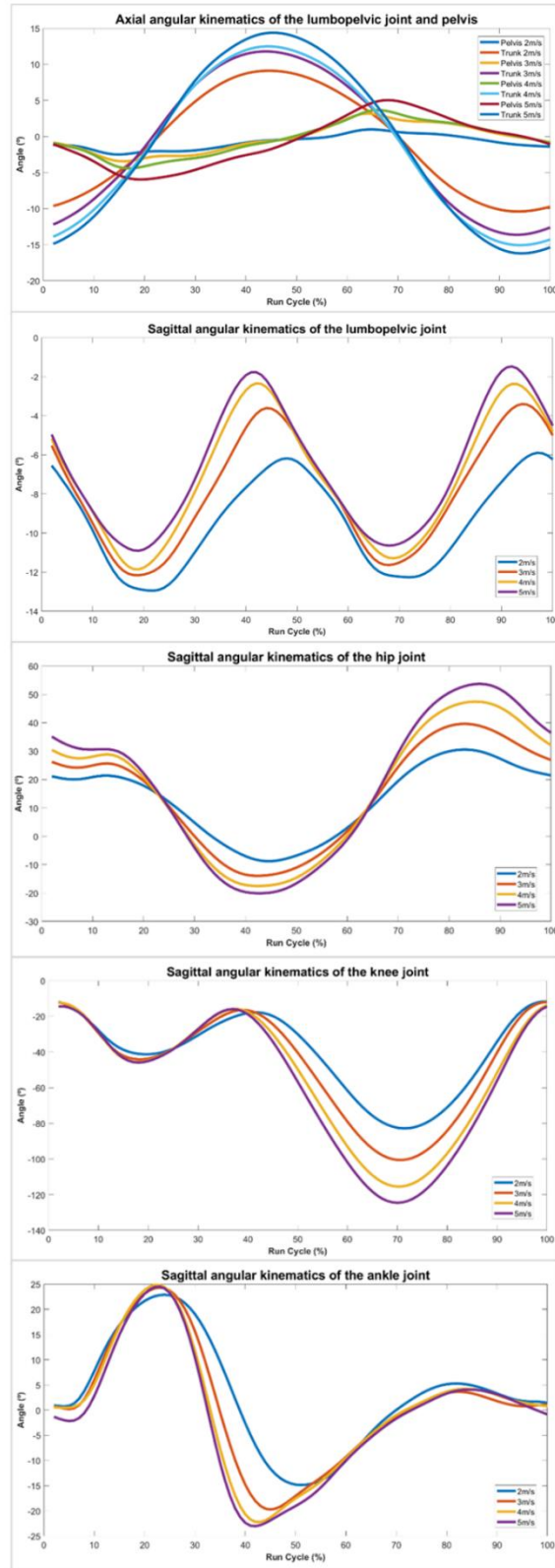
## APÊNDICE A – MATERIAL SUPLEMENTAR

**Figura Suppl. 4** Torques articulares lombopélvicos axial e sagital, e torques articulares sagittais do quadril, joelho e tornozelo.



## APÊNDICE A – MATERIAL SUPLEMENTAR

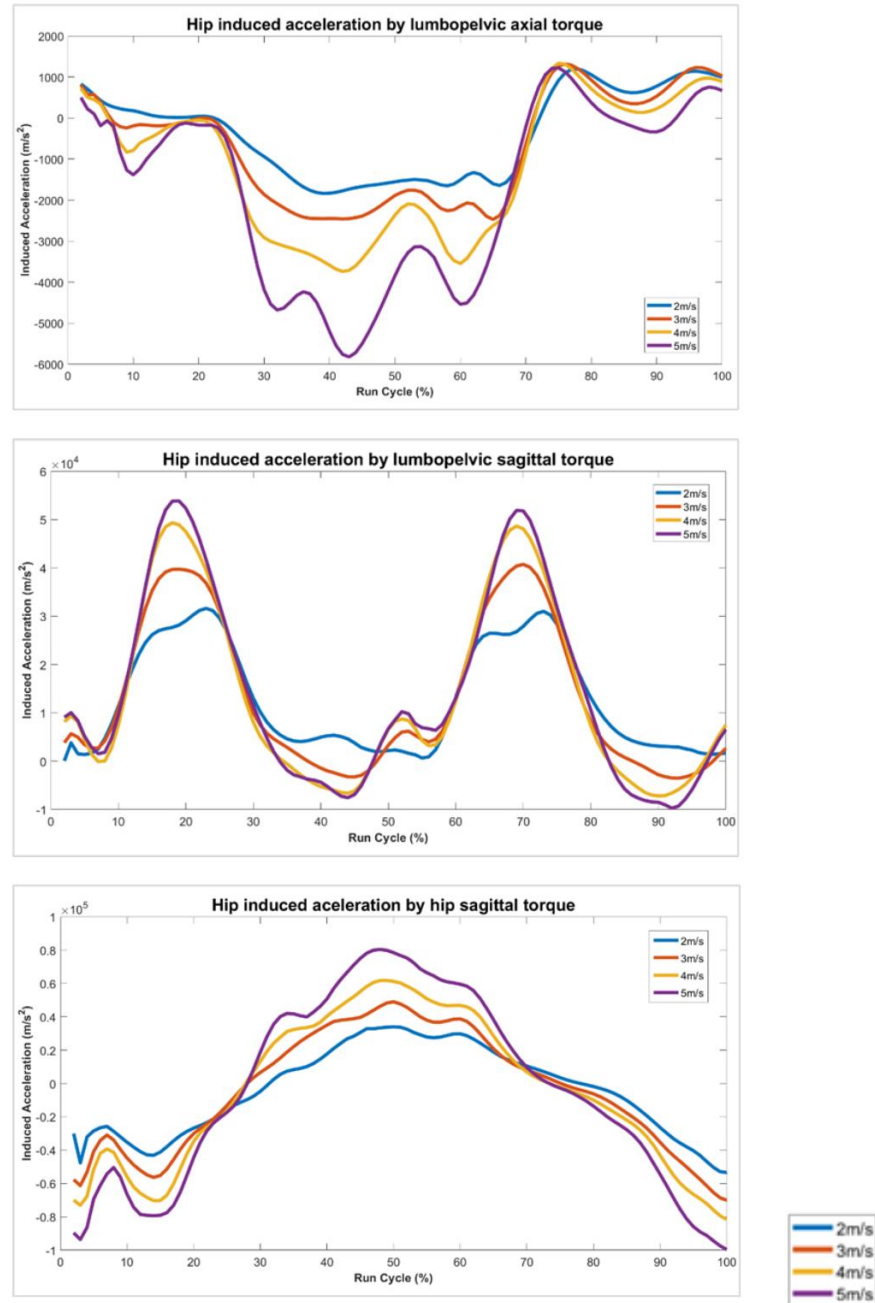
**Figura Suppl. 5** Torques articulares lombopélvicos axial e sagital, e torques articulares sagitais do quadril, joelho e tornozelo.



X: Running cycle (%)  
Y: Angle (°)

## APÊNDICE A – MATERIAL SUPLEMENTAR

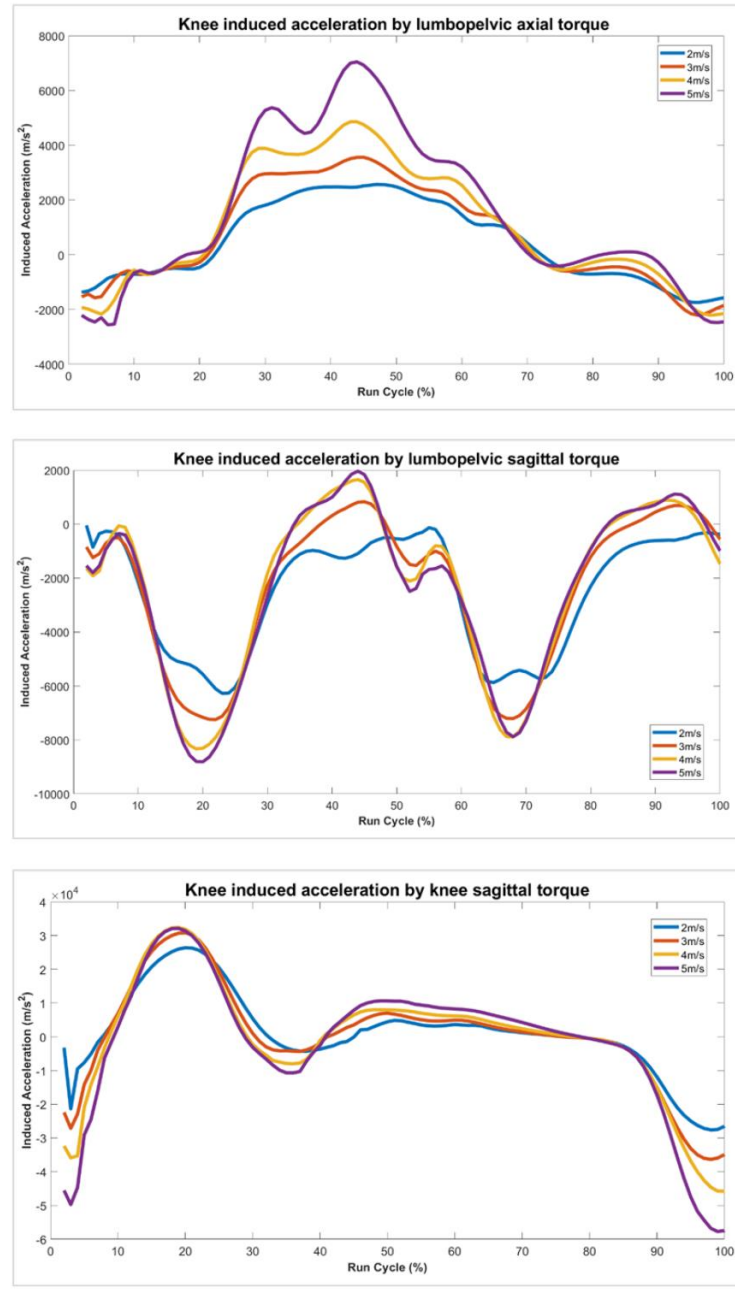
**Figura Suppl. 6** Aceleração induzida no quadril pelos torques lombopélvicos axial e sagital, e pelo torque sagital do quadril.



X: Running cycle (%)  
Y: Induced acceleration ( $\text{m/s}^2$ )

## APÊNDICE A – MATERIAL SUPLEMENTAR

**Figura Suppl. 7** Aceleração induzida no joelho pelos torques lombopélvicos axial e sagital, e pelo torque sagital do joelho.

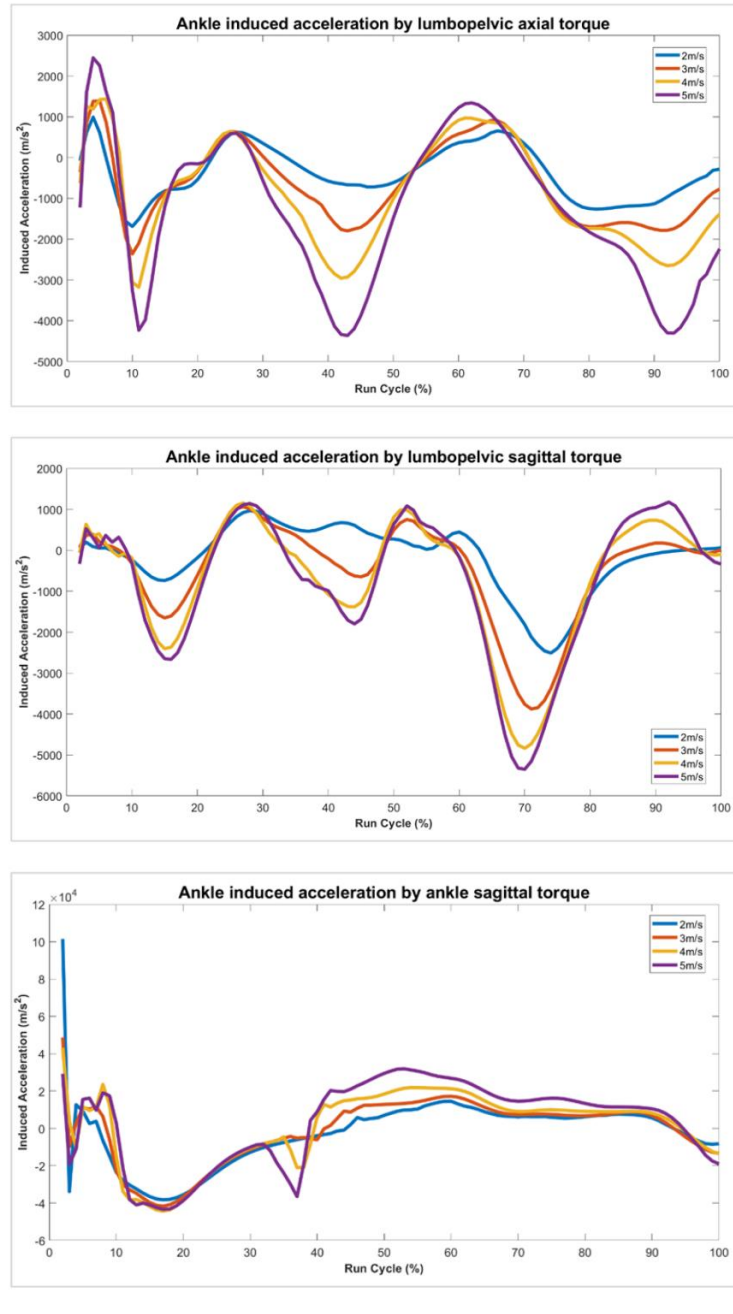


X: Running cycle (%)  
Y: Induced acceleration ( $m/s^2$ )



## APÊNDICE A – MATERIAL SUPLEMENTAR

**Figura Suppl. 8** Aceleração induzida no tornozelo pelos torques lombopélvicos axial e sagital, e pelo torque sagital do tornozelo.



X: Running cycle (%)  
Y: Induced acceleration (m/s<sup>2</sup>)

Figura Suppl. 9. Fluxograma das comparações pré-planejadas do fator velocidade.

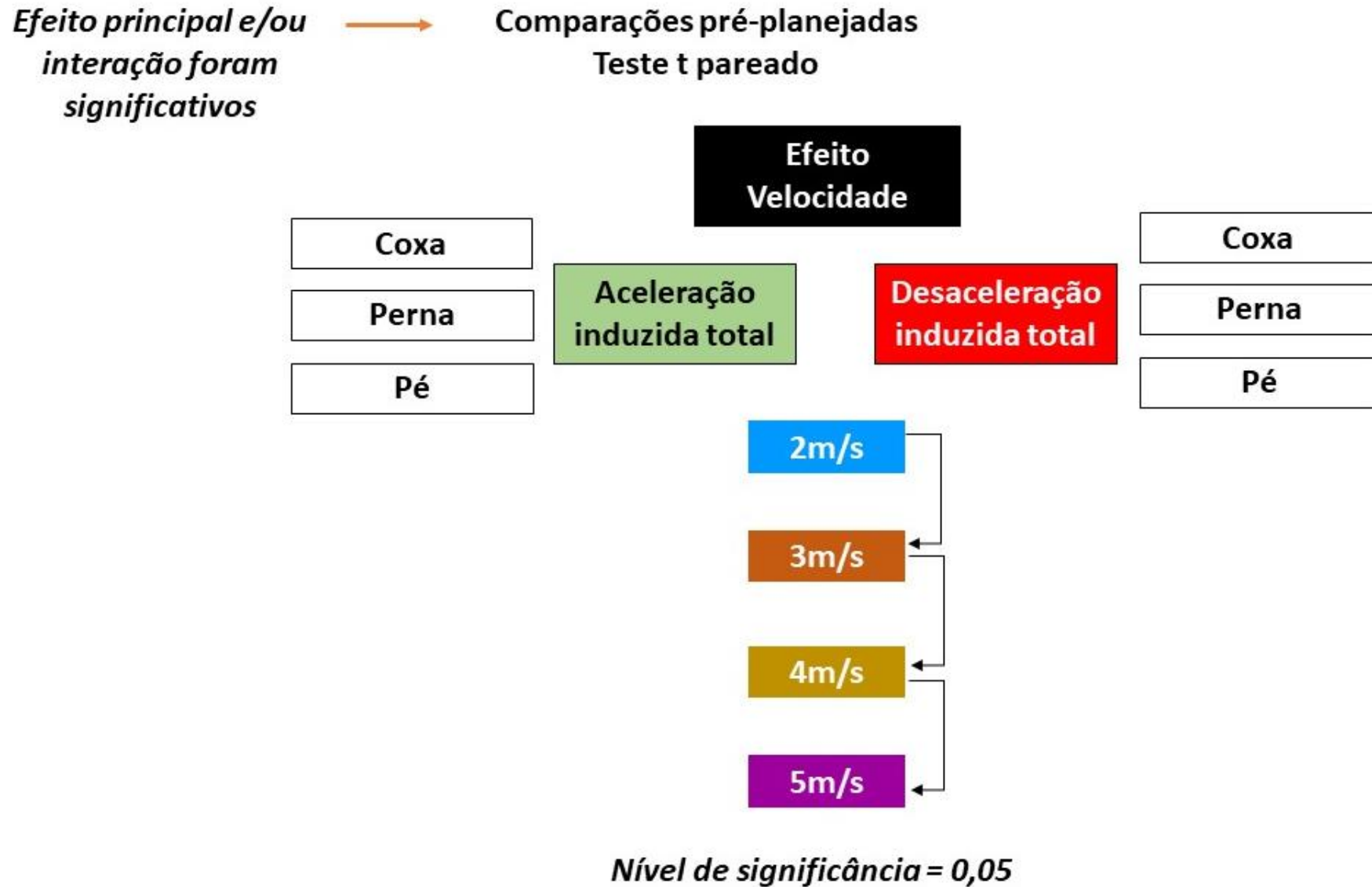
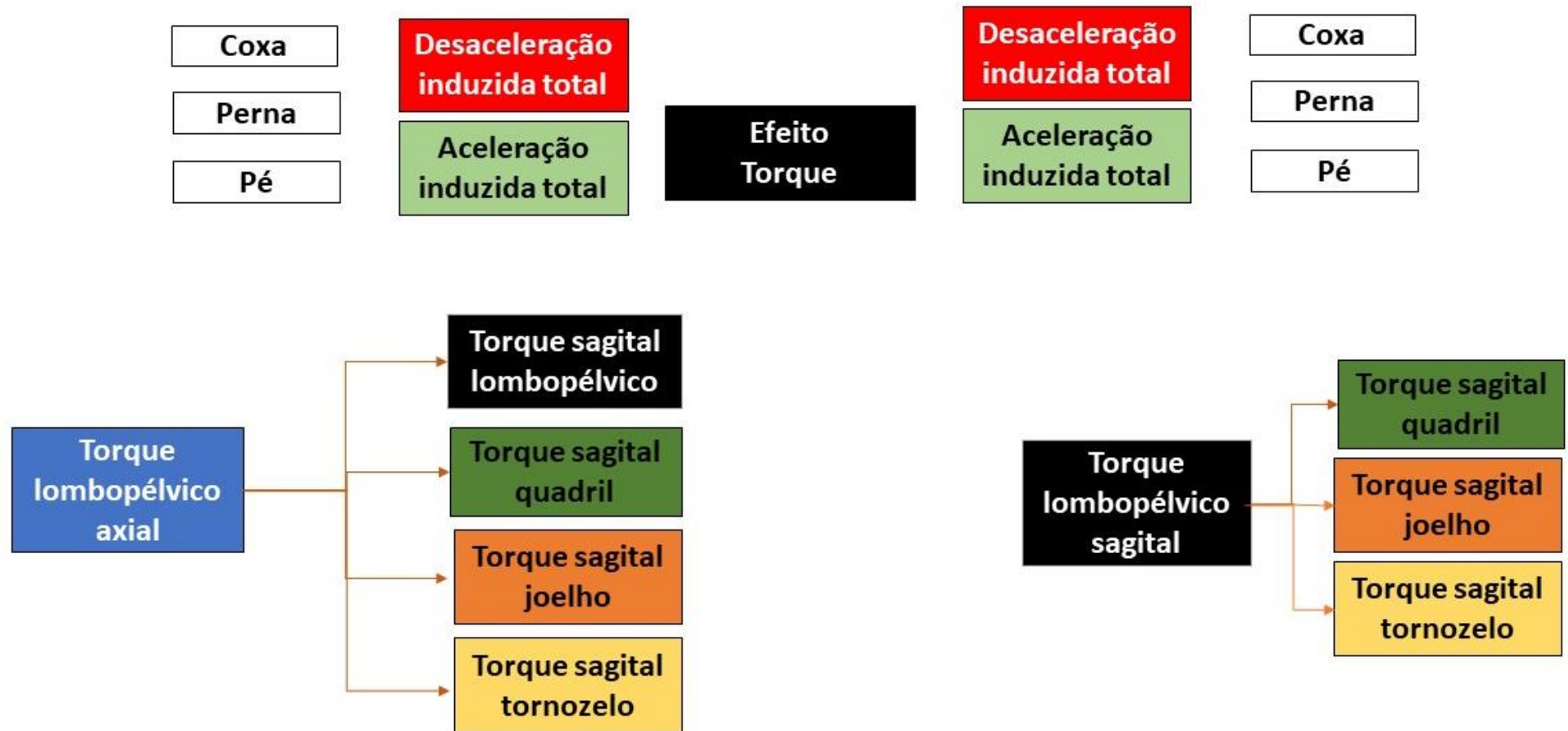
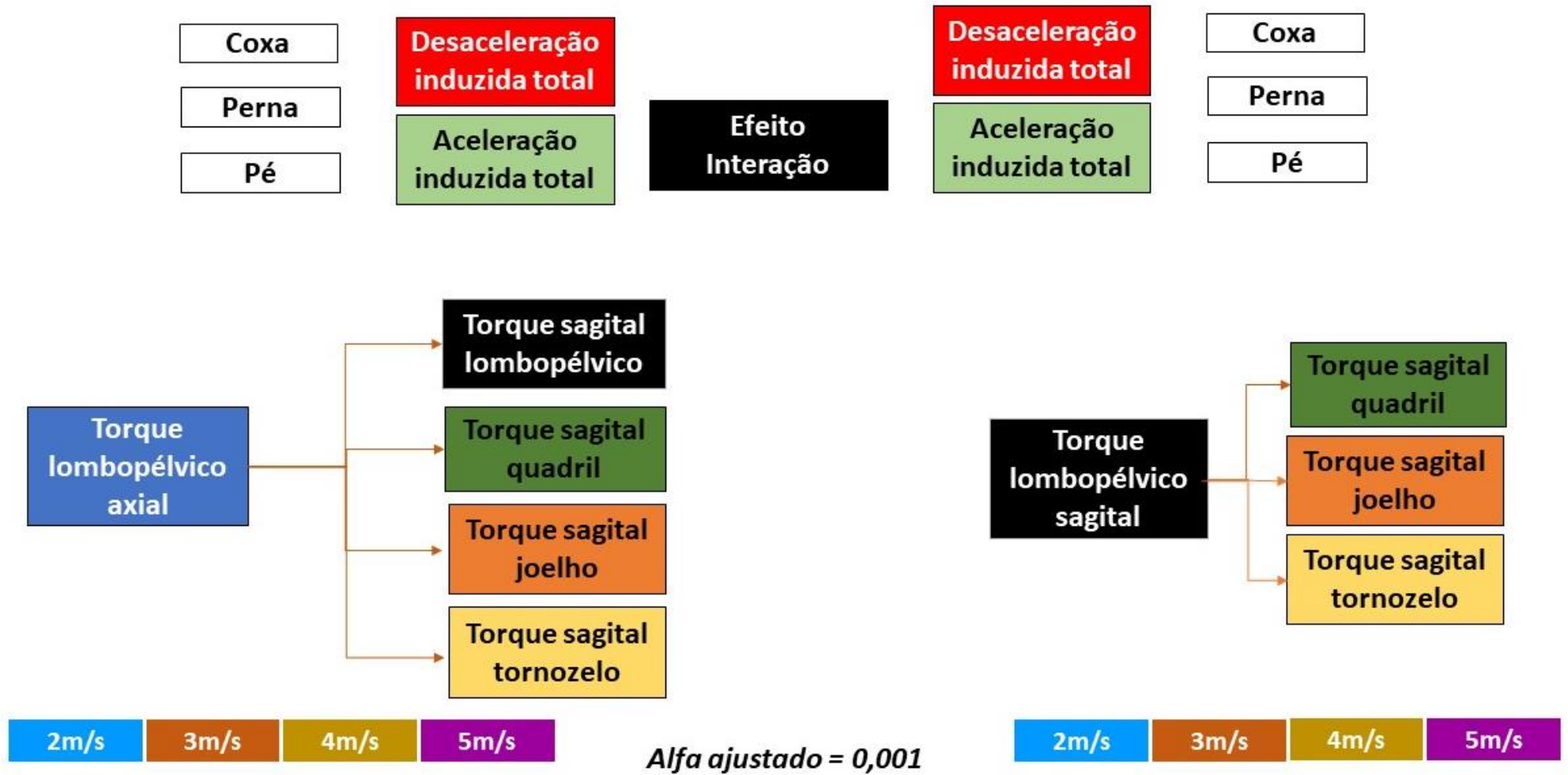


Figura Suppl. 10. Fluxograma das comparações pré-planejadas do fator torque.

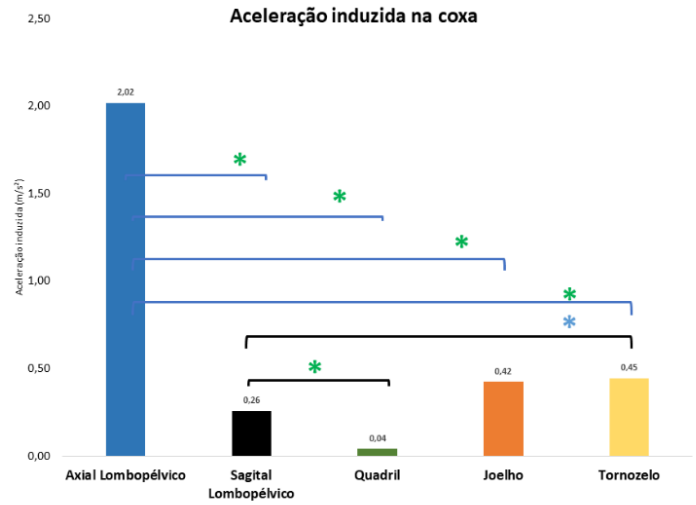


*Alfa ajustado = 0,007*

Figura Suppl. 11. Fluxograma das comparações pré-planejadas do fator interação.

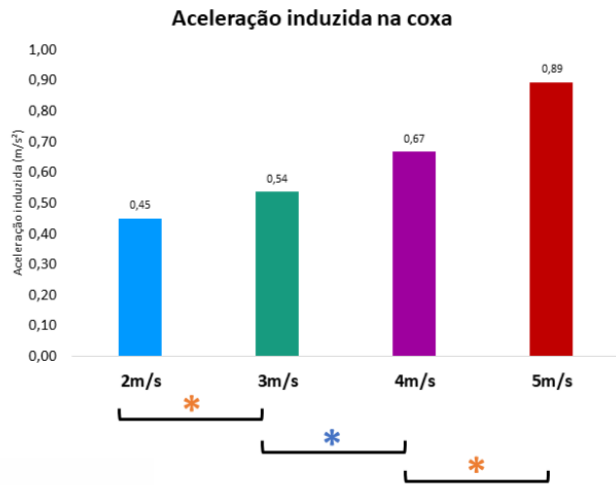
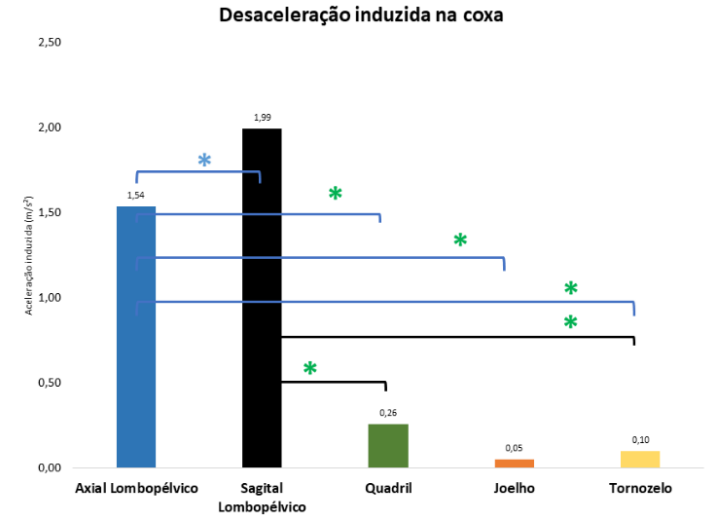


**Figura Suppl. 12.** Gráficos das médias das acelerações e desacelerações induzidas na coxa pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator torque e velocidade.



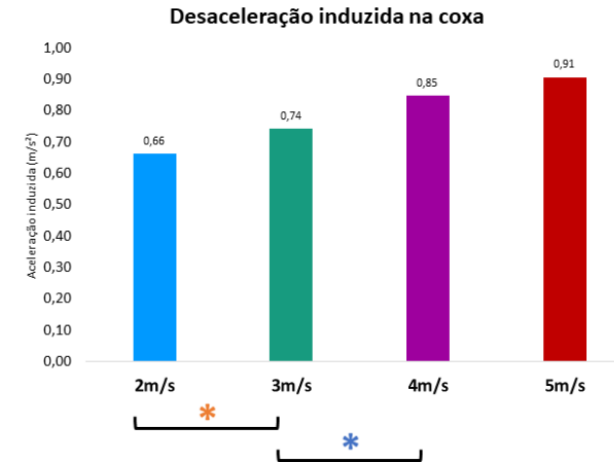
**Fator torque**  
 Alfa ( $\alpha$ ) = 0,007  
 \* significativo

- Tamanho de efeito GRANDE
- Tamanho de efeito MÉDIO
- Tamanho de efeito PEQUENO

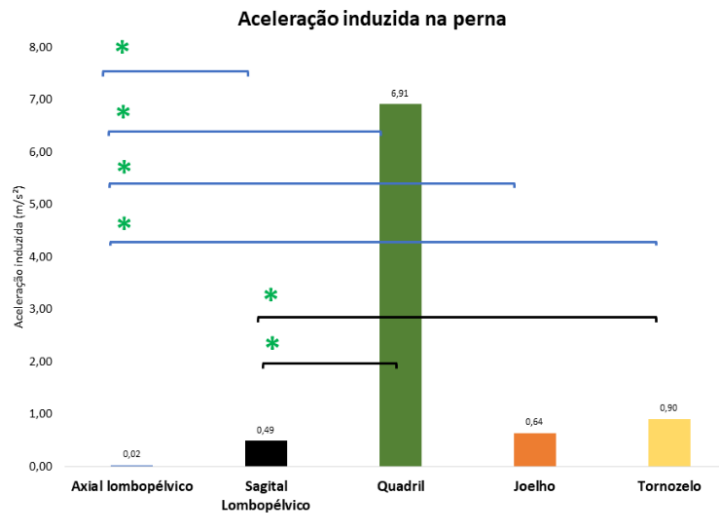


**Fator velocidade**  
 Alfa ( $\alpha$ ) = 0,05  
 \* significativo

- Tamanho de efeito GRANDE
- Tamanho de efeito MÉDIO
- Tamanho de efeito PEQUENO



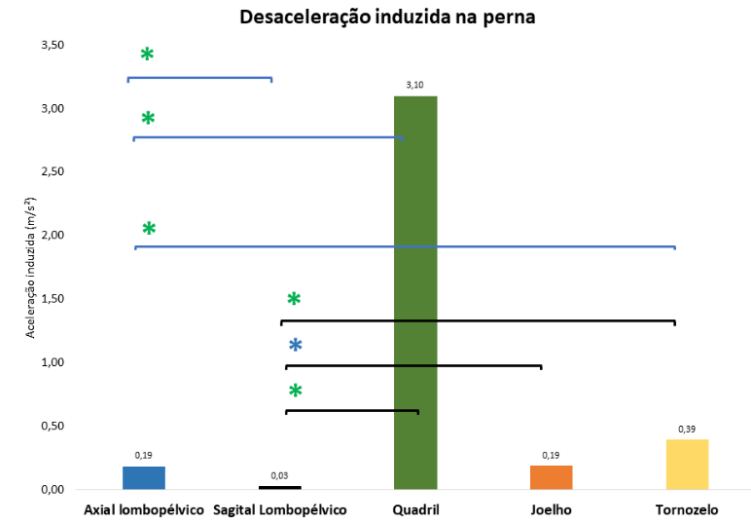
**Figura Suppl. 13.** Gráficos das médias das acelerações e desacelerações induzidas na perna pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator torque e velocidade.



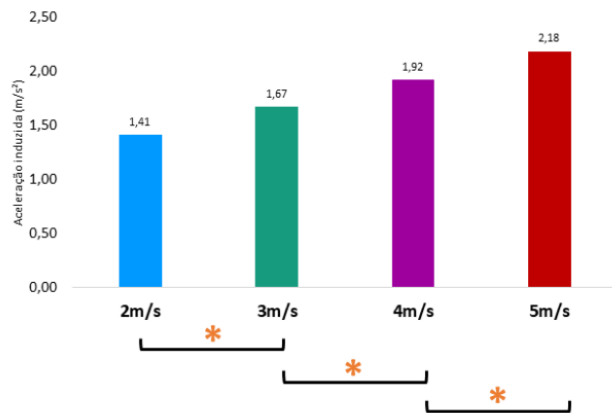
**Fator torque**

Alfa ( $\alpha$ ) = 0,007  
\* significativo

- Tamanho de efeito GRANDE
- Tamanho de efeito MÉDIO
- Tamanho de efeito PEQUENO



**Aceleração induzida na perna**

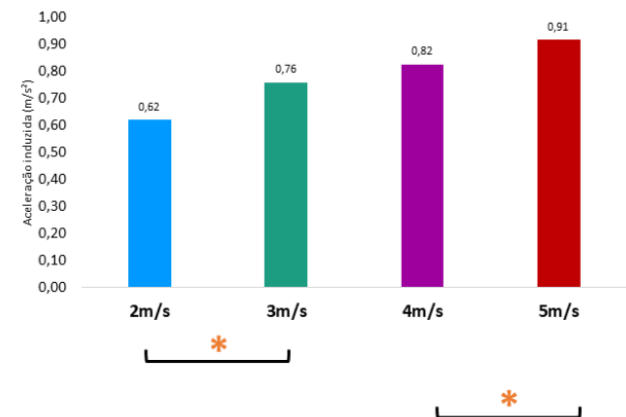


**Fator velocidade**

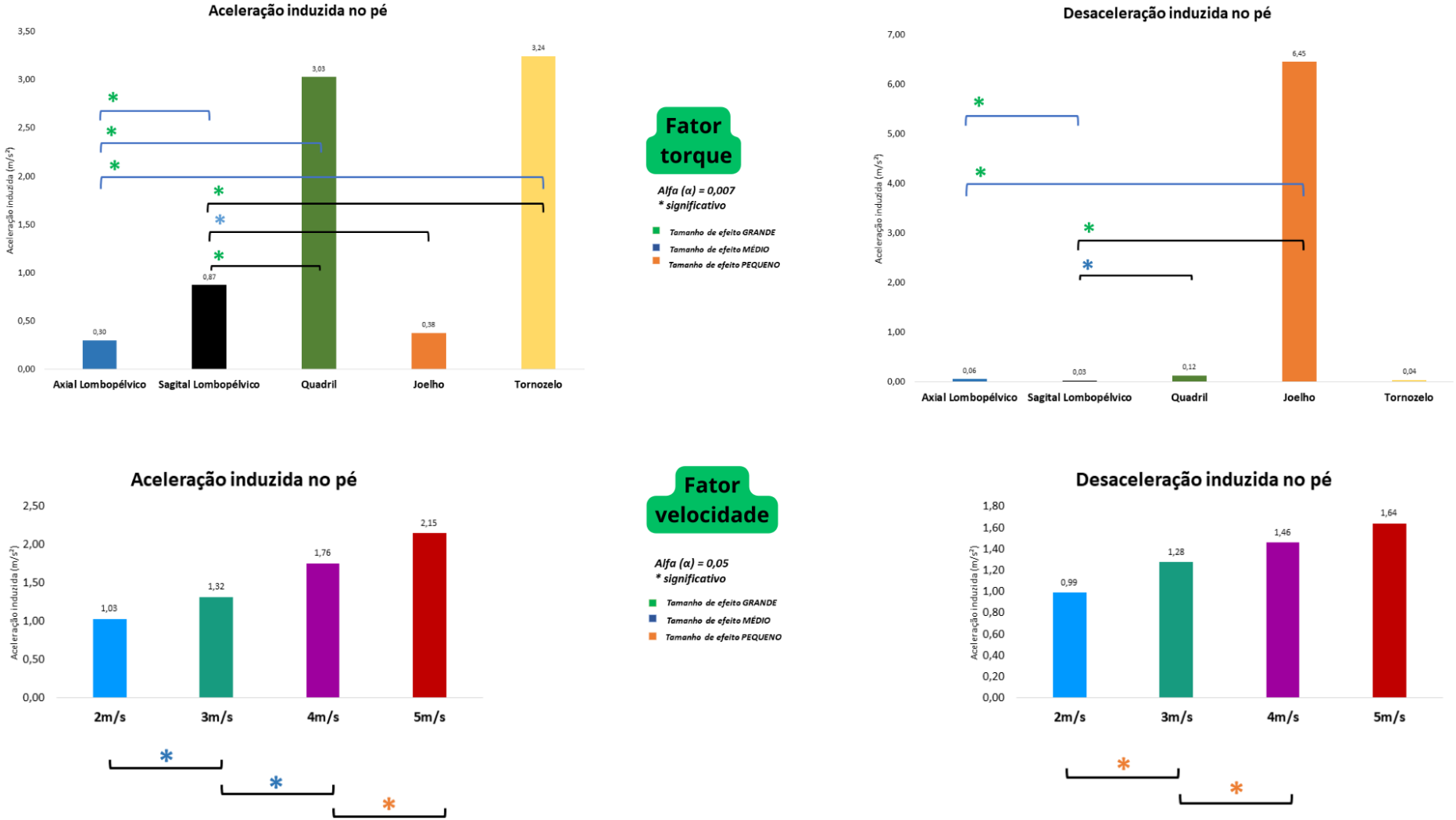
Alfa ( $\alpha$ ) = 0,05  
\* significativo

- Tamanho de efeito GRANDE
- Tamanho de efeito MÉDIO
- Tamanho de efeito PEQUENO

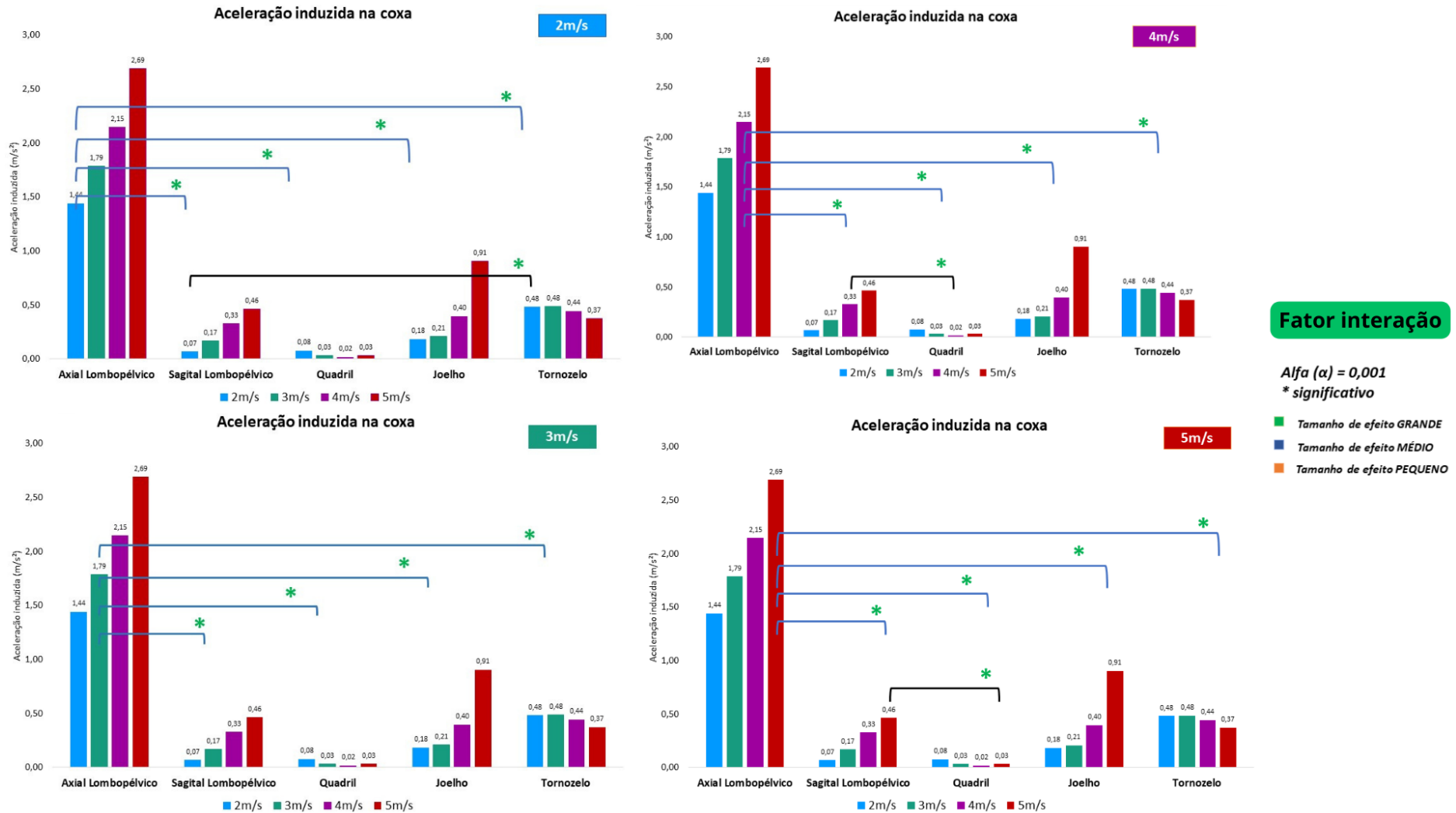
**Desaceleração induzida na perna**



**Figura Suppl. 14.** Gráficos das médias das acelerações e desacelerações induzidas no pé pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator torque e velocidade.

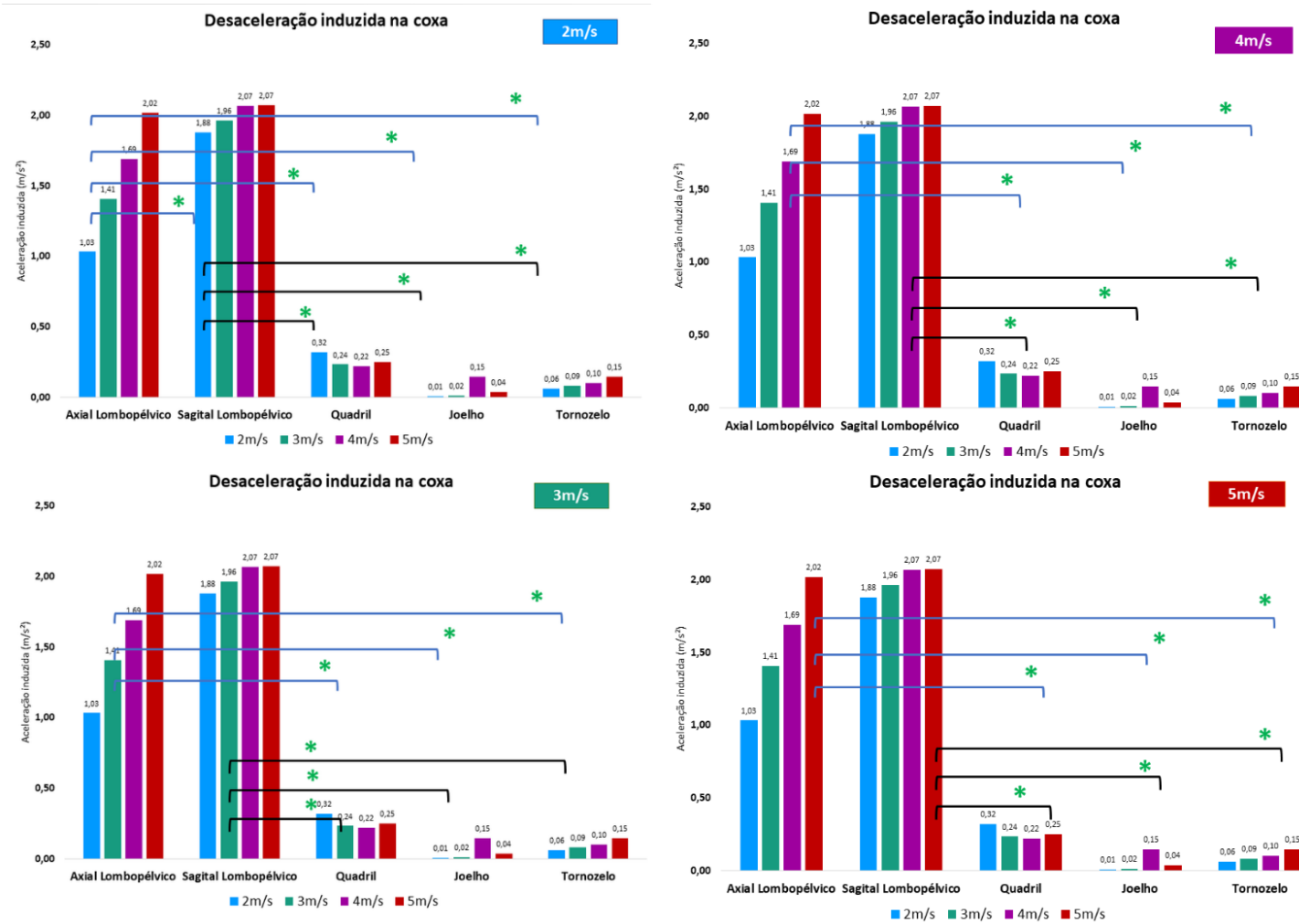


**Figura Suppl. 15.** Gráficos das médias das acelerações induzidas na coxa pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator interação.





**Figura Suppl. 16.** Gráficos das médias das desacelerações induzidas na coxa pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator interação.

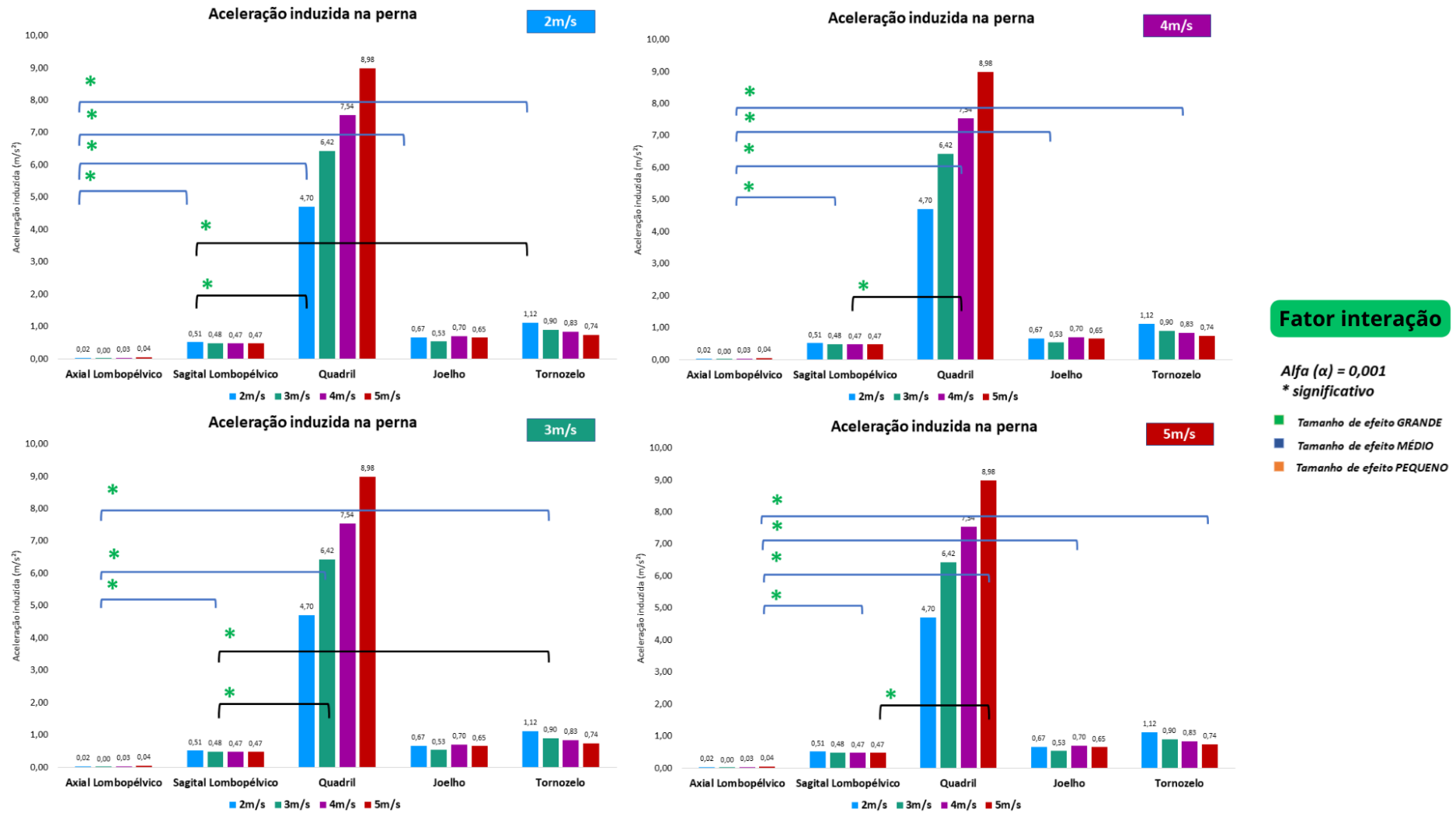


**Fator interação**

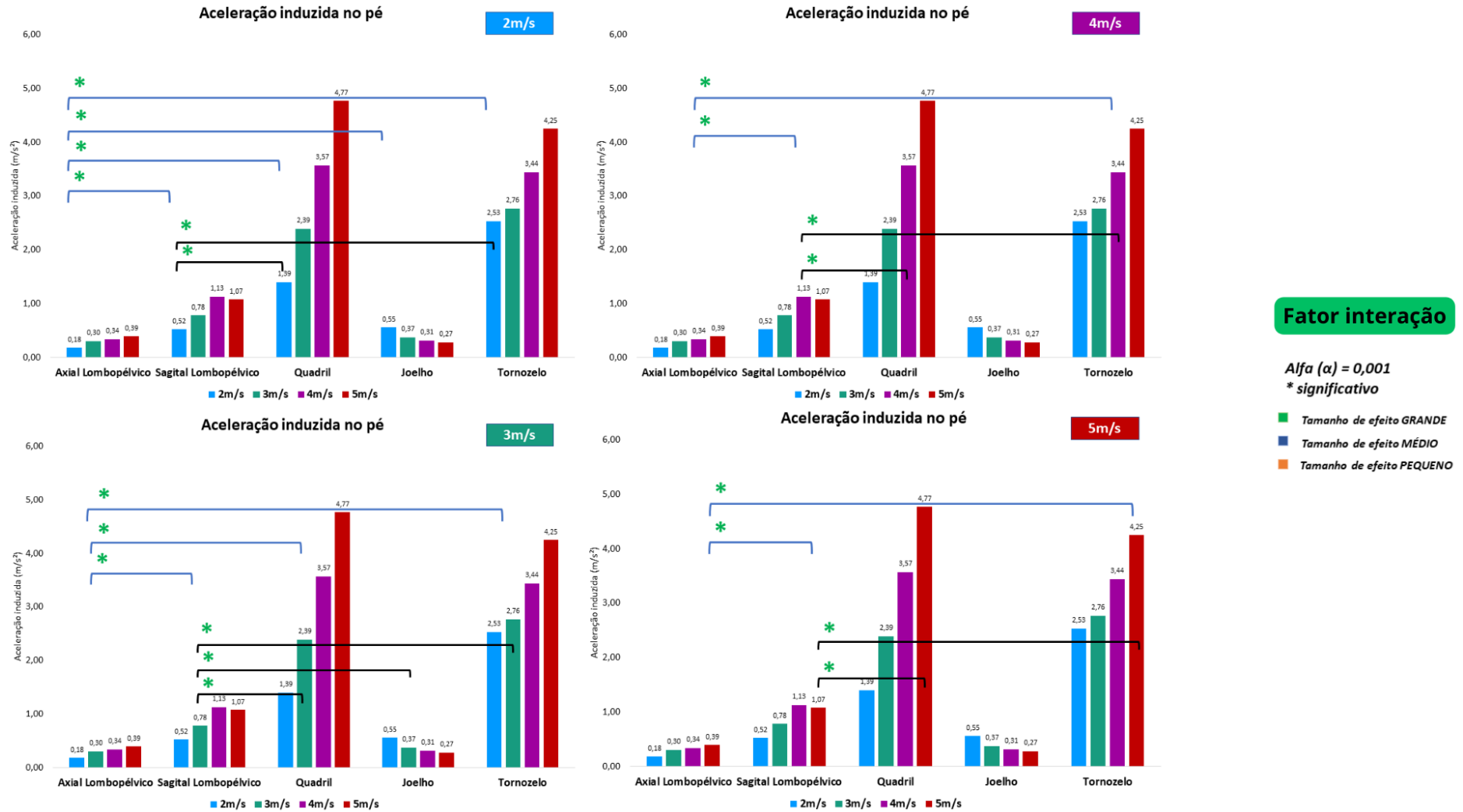
Alfa ( $\alpha$ ) = 0,001  
\* significativo

- Tamanho de efeito GRANDE
- Tamanho de efeito MÉDIO
- Tamanho de efeito PEQUENO

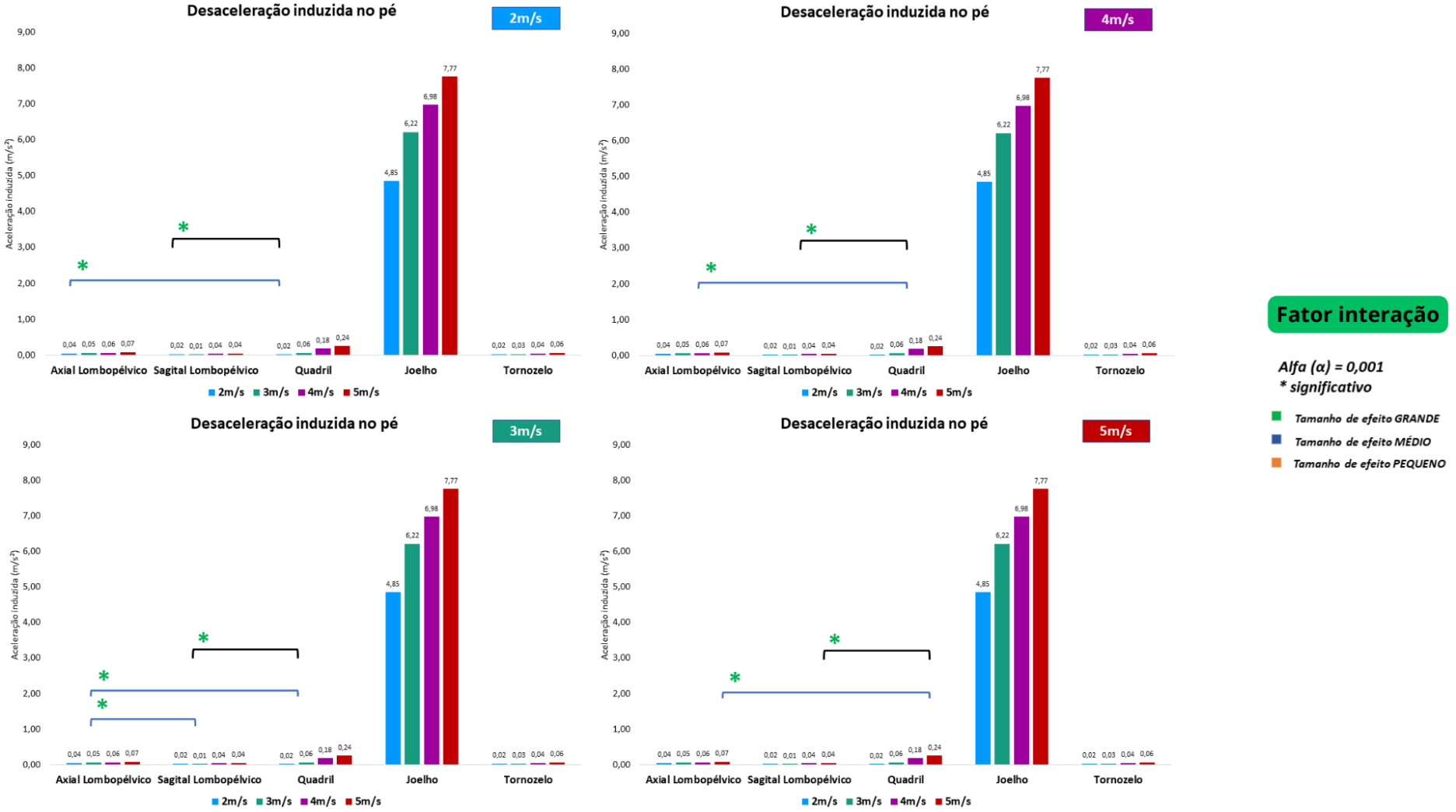
**Figura Suppl. 17.** Gráficos das médias das acelerações induzidas na perna pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator interação.



**Figura Suppl. 18.** Gráficos das médias das acelerações induzidas no pé pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator interação.



**Figura Suppl. 19.** Gráficos das médias das desacelerações induzidas no pé pelos torques articulares lombopélvicos e sagitais das articulações do membro inferior e resultado da ANOVA para as comparações pré-planejadas do fator interação.



## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Esta dissertação se propôs a compreender a contribuição do tronco no plano sagital e transversal para o avanço do membro inferior na corrida. Por meio do estudo do efeito da cinética lombopélvica nas acelerações induzidas anteroposteriores dos segmentos coxa, perna e pé foi possível analisar as contribuições do torque axial e sagital lombopélvico em comparação aos torques sagitais do quadril, joelho e tornozelo na corrida em diferentes velocidades. Apesar de ter encontrado pouca contribuição do tronco para os segmentos perna e pé, o percentual significativo desses torques para as acelerações induzidas da coxa oferece embasamento para a condução de estudos futuros nos campos do esporte e reabilitação com modelos musculoesqueléticos mais complexos, incluindo mais grupos musculares do tronco e com diferentes graus de liberdade. Além disso, observar os efeitos na aceleração induzida em diferentes velocidades de corrida, indica também uma necessidade de analisar o tronco em diferentes velocidades para compreender recursos dinâmicos na locomoção.

## REFERÊNCIAS

AMINIAGHDAM, S.; KARAMANIDIS, K.; RODE, C. Uneven running: How does trunk-leaning affect the lower-limb joint mechanics and energetics? **Eur J Sport Sci.** v. 22 n. 8, p. 1188-1195, 2022. DOI: 10.1080/17461391.2021.1938691.

CALDWELL, G. E. Muscle modeling. In: ROBERTSON, D. G.; CALDWELL, G. E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. N. *Research Methods in Biomechanics*. 2ª ed. Human Kinetics. 2014. p. 203 – 231.

CARVALHO, D. D. S.; OCARINO, J. M.; CRUZ, A. C.; BARSANTE, L. D.; TEIXEIRA B. G.; RESENDE, R. A.; FONSECA, S. T.; SOUZA, T. R. The trunk is exploited for energy transfers of maximal instep soccer kick: A power flow study. **J Biomech.** N. 24, 121, 1 – 12, 2021. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110425.

DORN, T. W.; LIN, Y. C.; PANDY, M. G. Estimates of leg-muscle function in human gait depend on how foot-ground contact is modeled. **Comput Methods Biomech Biomed Engin.** v. 15, p. 657 - 68, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1080/10255842.2011.554413>

DORN, T. W., SCHACHE, A. G.; PANDY, M. G. Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. **J Exp Biol.** v. 215, p.1944 - 1956, 2012. <https://doi.org/10.1242/jeb.064527>

DORN, T. W.; LIN, Y. C.; PANDY, M. G. Estimates of leg-muscle function in human gait depend on how foot-ground contact is modeled. **Comput Methods Biomech Biomed Engin**, v. 15, p. 657 - 68, 2012. <https://doi.org/10.1080/10255842.2011.554413>

FONSECA, S. T., OCARINO, J. M., SILVA, P. L. P, AQUINO, C. F. **Integration of stresses and their relationship to the kinetic chain**. In: Magee, D. J., Zachazewski, J. E., Quillen, W. S. *Scientific Foundations and Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation*. Elsevier, Canada, p. 476 – 486, 2007.

GRACOVETSKY S. An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking. **J Biomed Eng.** v. 7, n. 3, p. 205 – 216,1985. DOI: 10.1016/0141-5425(85)90021-4.

GRACOVETSKY, S. Linking the spinal engine with the legs: A theory of human gait. In. VLEEMING, A.; MOONEY, T.; DORNAN, C.; STOECKART, R. **Movement, stability, and low back pain. The essential role of the pelvis.** p. 243 – 251, 1997.

HAGHIGHAT, F.; EBRAHIMI, S.; REZAIE, M.; SHAFIEE, E.; SHOKOUHYAN, S. M.; MOTEALLEH, A.; PARNIANPOUR, M. Trunk, pelvis, and knee kinematics during running in females with and without patellofemoral pain. **Gait Posture.** v. 89, p. 80 – 85, 2021. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2021.06.023.

HAMNER, S. R.; DELP, S. L. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. **Journal of Biomechanics.** v. 46, n. 4, p. 780–787, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.11.024>

HAMNER, S. R.; SETH, A.; DELP, S. L. Muscle contributions to propulsion and support during running. **Journal of Biomechanics**. v. 43, n. 14, p. 2709–2716, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.025>

HAMNER, S. R.; SETH, A.; STEELE, K. M.; DELP, S. L. A rolling constraint reproduces ground reaction forces and moments in dynamic simulations of walking, running, and crouch gait. **Journal of Biomechanics**. v. 46, n. 10, p. 1772 –1776, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.03.030>

HIRASHIMA, M. Induced Acceleration Analysis of Three-Dimensional Multi-Joint Movements and Its Application to Sports Movements. In. **Theoretical Biomechanics**. InTechOpen. 2011. DOI: 10.5772/22266

HUANG, Y.; MEIJER, O. G.; LIN, J.; BRUIJN, S. M.; WU, W.; LIN, X.; HU, H.; HUANG, C.; SHI, L.; VAN DIEËN, J. H. The effects of stride length and stride frequency on trunk coordination in human walking. **Gait Posture**. v. 31, n. 4, p. 444 - 449, 2010. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.01.019.

KUBO, M.; HOLT, K. G.; SALTZMAN, E.; WAGENAAR, R. C. Changes in axial stiffness of the trunk as a function of walking speed. **J Biomech**. v. 39, n. 4, p. 750 – 757, 2006. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.12.024. PMID: 16439245.

LIN, Y. C.; KIM, H. J.; PANDY, M. G. A computationally efficient method for assessing muscle function during human locomotion. **International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering**, v. 27, p. 436-49, 2011. <https://doi.org/10.1002/cnm.1396>

LIU, M. Q.; ANDERSON, F. C.; PANDY, M. G.; DELP, S. L. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. **Journal of Biomechanics**. v. 39, n. 14, p. 2623–2630, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.08.017>

MCCMAHON, T. A.; CHENG, G. C. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? **J Biomech**. v. 23, suppl 1, p. 65-78, 1990. DOI: 10.1016/0021-9290(90)90042-2

NEPTUNE, R. R.; SASAKI, K.; KAUTZ, S. A. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. **Gait Posture**. v. 28, n. 1, p.135 – 143, 2008. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.11.004.

NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A.; ZAJAC, F. E. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. **J Biomech**. v. 34, n. 11, p.1387 - 1398, 2001. DOI: 10.1016/s0021-9290(01)00105-1

SADO, N.; YOSHIOKA, S.; FUKASHIRO, S. A biomechanical study of the relationship between running velocity and three-dimensional lumbosacral kinetics. **J Biomech**. v. 20, n. 94, p. 158 - 164, 2019. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.07.038.

SASAKI, K.; NEPTUNE, R. R. Differences in muscle function during walking and running at the same speed. **J Biomech**. v. 39, n. 11, p. 2005 - 2013, 2005. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.06.019.

SAUNDERS, J. B. M.; INMAN, V. T.; EBERHART, H. D. The major determinants in normal and pathological gait. **J Bone Joint Surg Am**. v. 35, p. 543 – 558, 1953.

SCHACHE, A. G.; BENNELL, K. L.; BLANCH, P. D.; WRIGLEY, T.V. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. **Gait Posture**. v. 10, n. 1, p. 30 – 47, 1999. DOI: 10.1016/s0966-6362(99)00025-9.

SCHACHE, A. G.; BLANCH, P. D.; MURPHY, A. T. Relation of anterior pelvic tilt during running to clinical and kinematic measures of hip extension. **Br J Sports Med**. v. 34, n. 4, p. 279 – 283, 2000. DOI: 10.1136/bjism.34.4.279.

SCHACHE, A. G.; BLANCH, P.; RATH, D.; WRIGLEY, T.; BENNELL, K. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. **Hum Mov Sci**. v. 21, n. 2, p. 273 - 293, 2002. DOI: 10.1016/s0167-9457(02)00080-5

SETH, A.; SHERMAN, M.; REINBOLT, J. A.; DELP, S. L. OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. **Procedia IUTAM**. v. 2, p. 212 - 232, 2011. DOI: 10.1016/j.piutam.2011.04.021.

SETH, A.; HICKS, J. L.; UCHIDA, T. K.; HABIB, A.; DEMBIA, C. L.; DUNNE, J. J.; ONG, C. F.; DEMERS, M. S.; RAJAGOPAL, A.; MILLARD, M.; HAMNER, S. R.; ARNOLD, E. M.; YONG, J. R.; LAKSHMIKANTH, S. K.; SHERMAN, M. A.; KU, J. P.; DELP, S. L. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. **PLoS Comput Biol**. v. 14, n. 7, p. 1 – 20, 2018. DOI: 10.1371/journal.pcbi.1006223.

SOUZA, T. R.; SCHALLIG, W.; VEERKAMP, K.; MAGALHÃES, F. A.; OKAI-NÓBREGA, L.; FONSECA, S. T.; VAN DER KROGT, M. M. Muscle actions on crossed and non-crossed joints during gait and standing: a comprehensive description based on induced acceleration analysis. **Journal of Biomechanics**. v. 130, n. 21, p. 1 – 10, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110874>

TENG, H. L.; POWERS, C. M. Hip-Extensor Strength, Trunk Posture, and Use of the Knee-Extensor Muscles During Running. **J Athl Train**. v. 51, n. 7, p. 519 - 524, 2016. DOI: 10.4085/1062-6050-51.8.05.

TENG, H. L.; POWERS, C. M. Influence of trunk posture on lower extremity energetics during running. **Med Sci Sports Exerc**. v. 47, n. 3, p. 625 - 630, 2015. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000436.

UMBERGER, B. R.; CALDWELL, G. E. Musculoskeletal modeling. In: ROBERTSON, D. G.; CALDWELL, G. E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. N. **Research Methods in Biomechanics**. 2<sup>a</sup> ed. Human Kinetics. 2014. pp. 378 - 383 WINTER, 2009

YANG, F.; PAI, Y-C. Adaptive control of center of mass (global) motion and its joint (local) origin in gait. **Journal of Biomechanics**. v. 47, n. 11, p. 2797 - 2800, 2014.

ZAJAC, F. E.; NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. **Gait&Posture**. v. 16, p. 2015 - 2032, 2002. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00068-1](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00068-1)



ZATSIORSKY, V. M. **Joint torques and forces: the inverse problem of dynamics.** Kinetics of Human Motion. Human Kinetics. p. 365–454, 2002.