



**Universidade de Brasília  
Faculdade de Educação Física**

**Efeito do aumento na força do tornozelo e  
joelho sobre o desempenho do salto vertical:  
Um estudo de simulação preditiva**

Carlos Wellington Passos Gonçalves

TESE DE DOUTORADO  
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

Brasília  
2025

**Universidade de Brasília**  
**Faculdade de Educação Física**

**Efeito do aumento na força do tornozelo e  
joelho sobre o desempenho do salto vertical:  
Um estudo de simulação preditiva**

Carlos Wellington Passos Gonçalves

Tese de Doutorado

Orientador: Prof. Dr. Amilton Vieira

Coorientador: Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista

Brasília

2025

P663e Passos Gonçalves, Carlos Wellington.  
Efeito do aumento na força do tornozelo e joelho sobre o desempenho do salto vertical: Um estudo de simulação preditiva / Carlos Wellington Passos Gonçalves; orientador Amilton Vieira; coorientador Roberto de Souza Baptista. -- Brasília, 2025.  
111 p.

Tese de Doutorado (Programa de Pós Graduação em Educação Física) -- Universidade de Brasília, 2025.

1. salto vertical. 2. modelo musculoesquelético. 3. treino de força. I. Vieira, Amilton, orient. II. Souza Baptista, Roberto de, coorient. III. Título

**Universidade de Brasília**  
**Faculdade de Educação Física**

**Efeito do aumento na força do tornozelo e joelho sobre  
o desempenho do salto vertical: Um estudo de  
simulação preditiva**

Carlos Wellington Passos Gonçalves

Tese de Doutorado

Trabalho \_\_\_\_\_ . Brasília, 2 de Dezembro de 2025:

---

**Prof. Dr. Amilton Vieira**  
Orientador

---

**Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista**  
Coorientador

---

**Prof. Dra. Ana Cristina De David**  
Examinadora interna

---

**Prof. Dr. Vitor Bertoli Nascimento**  
Examinador externo

---

**Prof. Dr. Bruno Luiz de Souza Bedo**  
Examinador externo

---

**Prof. Dr. Giordano Marcio Gatinho  
Bonuzzi**  
Examinador suplente

Brasília  
2025

*Para Manuela e Anice.  
Minhas maiores torcedoras.  
Amo vocês.*

# Agradecimentos

Esta fase longa e cansativa chega ao fim, registrada por esse documento. Contudo nele não cabem todas as experiências, batalhas e alegrias do processo de doutoramento no PPGEF UnB. Agradeço fortemente a todos os membros do LPTF, especialmente o Prof. Amilton Vieira pelo acolhimento e companheirismo em todos esses anos. E ao Prof. Roberto Baptista por ajudar no início, meio e fim dessa jornada.

Muito obrigado à minha liderança Valéria Baldassin e a todos da Rede SARAH de Hospitais de Reabilitação que acreditaram no potencial do conhecimento adquirido no programa de doutorado em auxiliar nas batalhas diárias de interpretação do movimento humano, e nas propostas de intervenções voltadas a reabilitação. E assim contribuir na melhoria da qualidade de vida de pessoas.

Forte agradecimento a todos os que tive prazer de conviver digitalmente nos fóruns sobre OpenSim. Notadamente Nicholas Bianco, Christopher Dembia, Pasha van Bijlert, Ross Miller, John Davis, Mohammadreza Rezaie, Simon Jeng, Aaron Fox, Matthew Lee, Brian Umberger, Ton van den Bogert e em especial para Ana de Sousa. Todos ajudaram a fazer as noites de estudo mais fáceis de atravessar.

E por fim, e principalmente, a minha família nas pessoas de minha mãe Suzana, minha irmã Liudimila, minha esposa Manuela e minha linda filha Anice. Sem esquecer, é claro, da revisão especial do texto pelo meu tio Gonçalo. Vocês são a razão de tudo isso. Minha fonte de energia para tentar ser um bom filho, irmão, engenheiro, pesquisador, biomecanicista, esposo e pai.

*If Biomechanics is not capable of incorporating more of the essential anatomical and neuro-physiological characteristics of the human body, it does not deserve its prefix "bio" and it will not arrive at its real goals.*

*Prof. Dr. rer nat Wolfgang Baumann, 1986*

# Resumo

O salto vertical é um movimento balístico determinante para o desempenho de atletas em diversas atividades esportivas, bem como uma avaliação que é utilizada para direcionar cargas de treino, aptidão e retorno ao esporte. Diversas pesquisas estudam este movimento por meio de diferentes protocolos, padronizações e ferramentas de aferição de movimento. Neste trabalho foi avaliado como o aumento de força muscular pode alterar a altura do salto agachado através de simulações preditivas de movimento. Além disso, quais outras características da coordenação intersegmentar são alteradas. A área de simulações preditivas voltadas para Biomecânica está em ampliação devido ao avanços de ferramentas que utilizam *Direct Collocation*, permitindo resultados em menor tempo de simulação (horas ao invés de semanas). Metodologias envolvendo simulações permitem maior controle da variabilidade dos dados, o que não é possível em grande parte dos estudos com humanos para teste de hipóteses. Os resultados das simulações preditivas de salto desenvolvidas neste trabalho são promissores, pois todas as métricas dos saltos simulados poderiam fazer parte de uma amostra de saltos de humanos. Além disso, foi possível observar como o aumento isolado de força isométrica no tornozelo e joelho (20% de aumento na força isométrica máxima dos grupos musculares dessas articulações) repercute em saltos agachados com ou sem sobrecarga (0%, 50% e 100% da massa corporal). Os resultados das múltiplas simulações apontam para maior sensibilidade do aumento de força do tornozelo para altas sobrecargas, e uma mudança da estratégia ótima de salto (coordenação intersegmentar) na presença de sobrecarga. Esta mudança de estratégia está diretamente ligada à capacidade de força dos extensores do joelho, não sendo observada no modelo com aumento de força do joelho na sobrecarga 50%. Hipotetizamos que, quando maior a dificuldade de utilização dos extensores de joelho (não são os principais contribuidores na aceleração vertical do centro de massa) em saltos com sobrecarga, mais precoce será a mudança de estratégia de salto, e mais precoce será o movimento assíncrono do tornozelo do final da propulsão. Dessa maneira, o aumento de força não só altera a altura final do salto em humanos, mas também deve ser estudado como uma fonte de mudança de estratégia de coordenação articular para salto. Essa mudança de estratégia deve ser levada em conta em estudos com humanos como ferramenta adicional na seleção de amostras e interpretação dos dados.

**Palavras-chave:** salto vertical. modelo musculoesquelético. treino de força.

# Abstract

The vertical jump is a determinant ballistic movement for the performance of athletes in various sports, as well as an assessment used to guide training loads, fitness, and return to sport. Various research studies this movement through different protocols, standardizations, and movement measurement tools. In this work, we evaluated how the increase in muscle strength can alter the squat jump height through predictive movement simulations. Furthermore, what other characteristics of interlimb coordination are altered. The field of predictive simulations in Biomechanics is expanding due to advances in tools that utilize *Direct Collocation*, allowing for results in a shorter simulation time (hours versus weeks). Methodologies involving simulations allow for greater control of data variability, which is not possible in most human studies for hypothesis testing. The results of the predictive jump simulations developed in this work are promising, as all metrics of the simulated jumps could be part of a human jump sample. Furthermore, it was possible to observe how isolated isometric strengthening of the ankle and knee (a 20% increase in the maximum isometric strength of the muscle groups of these joints) affects squat jumps with or without overload (0%, 50%, and 100% of body mass). The results from the multiple simulations indicate a greater sensitivity of ankle strengthening to high overloads and a change in the optimal jump strategy (interlimb coordination) in the presence of overload. This change in strategy is directly linked to the force capacity of the knee extensors, not being observed in the model with knee strengthening at 50% overload. We hypothesize that the greater the difficulty in utilizing the knee extensors (which are not the main contributors to the vertical acceleration of the center of mass) in overloaded jumps, the earlier the change in jump strategy will occur, and the earlier the asynchronous ankle movement will be at the end of the propulsion. Thus, strengthening not only alters the final jump height in humans but should also be studied as a source of change in joint coordination strategy for jumping. This strategy change must be taken into account in human studies as an additional tool in sample selection and data interpretation.

**Keywords:** vertical jump. musculoskeletal model. strength training.

# Lista de ilustrações

Figura 2.1 – Diagrama de corpos livres editado por Borelli. Retirado de (KLETTE; TEE, 2008). . . . .	20
Figura 2.2 – Fluxogramas dos módulos que compõe uma simulação direta (preditiva) com modelo musculoesquelético. Do estímulo neuronal, ativação muscular, até a cinética e cinemática dos corpos conectados. Retirado de (UCHIDA; DELP, 2021) . . . . .	22
Figura 2.3 – Diagrama de forças de um modelo tipo Hill (A) e as correspondentes curvas adimensionais que descrevem a dinâmica de seus três componentes: a curva força-velocidade (B), a curva de força passiva do tendão(C) e as curvas de força-comprimento ativa e passiva da fibra muscular (D). Retirado de (UCHIDA; DELP, 2021). . . . .	24
Figura 2.4 – Braço de alavanca do soleus no tornozelo, retirado de (UCHIDA; DELP, 2021) . . . . .	26
Figura 2.5 – Representação de corpos livres de um modelo biomecânico do corpo humano e suas forças. Retirado de (ROBERTSON et al., 2013). . . . .	27
Figura 2.6 – Tabela antropométrica contendo posições estimadas de centro de massa e massa de segmentos corporais. Retirado de (WINTER, 2009). . . . .	28
Figura 2.7 – Diagrama de corpo livre 2D para pé. Modificado de (ROBERTSON et al., 2013). . . . .	29
Figura 2.8 – Resultado da ferramenta CMC para solucionar a ativação muscular de membro inferior durante a marcha privilegiando solução com menor intensidade de ativação muscular. Músculos e vermelho indicam ativação máxima, em azul inativação. Retirado de (UCHIDA; DELP, 2021). . . . .	30
Figura 2.9 – Visualização do algoritmo de gradiente descendente. Retirado de (UCHIDA; DELP, 2021). . . . .	33
Figura 2.10–Visualização do algoritmo CMA-ES. Retirado de (UCHIDA; DELP, 2021). . . . .	33
Figura 2.11–Parâmetros para otimização de trajetória de um bloco deslizando sem atrito (KELLY, M., 2017). . . . .	34
Figura 2.12–Otimização de trajetória de um bloco deslizando sem atrito (KELLY, M., 2017). . . . .	34
Figura 2.13–Representação de <i>Direct Collocation</i> . Retirado de (KELLY, M. P., 2017). . . . .	35
Figura 2.14–Ferramenta OpenSim Moco. Retirado de (DEMBIA et al., 2020a). . . . .	36
Figura 2.15–Modelos com movimentação no plano sagital utilizado em simulações preditivas de salto. Adaptado de (LINTHORNE, 2001; PANDY; ZAJAC et al., 1990; PORSA; LIN; PANDY, 2016). . . . .	38

Figura 2.16–Base de 10 nós de <i>B-splines</i> (esquerda). Reconstrução de dado de uma amostra de aceleração do ângulo de flexão do joelho utilizando 30 <i>B-splines</i> . Retirado de (GERTHEISS et al., 2024). . . . .	39
Figura 2.17–Exemplo do uso da decomposição SVD para reconstrução de dados cinemáticos normalizados pelo percentual do ciclo de marcha. Retirado de (SCHWARTZ; ROZUMALSKI, 2008). . . . .	40
Figura 2.18–Resultados de algoritmo de aceleração induzida retirado de Uchida e Delp (2021). . . . .	41
Figura 2.19–Processamento de ângulos da coxa (plano sagital) de ambas as pernas durante caminhada. Representação temporal, em gráfico ângulo-ângulo, e ângulo $\gamma$ . Retirado de (ROBERTSON et al., 2013). . . . .	42
Figura 2.20–Diagrama referência para rotulação de ângulos de acoplamento retirado de (ROBERTSON et al., 2013). . . . .	42
Figura 3.21–Modelo musculoesquelético para pesquisa em saltos verticais agachados. Na esquerda em posição ereta, na direita em posição inicial para salto vertical agachado. Sobrecargas são implementadas variando-se a massa e momento de inércia do conjunto de barra e anilhas. . . . .	44
Figura 3.22–Sinal de aceleração obtido em amostra de humanos, $n=39$ (preto) e salto simulado (vermelho) durante fase de propulsão de salto agachado com 0% de sobrecarga. Em (a) temos os sinais sobrepostos em relação ao tempo, e em (b) os sinais sobrepostos em relação ao percentual de tempo de propulsão. . . . .	49
Figura 3.23–Distribuição de variáveis descritivas de saltos para população de humanos utilizada na validação. Em vermelho dados obtidos de salto simulado. . . . .	50
Figura 3.24–Representação gráfica do espaço multivariado das variáveis descritivas do salto ( $n=8$ ) com dois componentes principais. Grupos foram identificados com algoritmo de isolation forest aplicado sobre todo espaço ( $n=8$ ). . . . .	51
Figura 3.25–Análise de padrão de movimento. A, valores de aceleração do salto simulado sobrepostos à distribuição de valores (percentil 95%) a cada instante do percentual de tempo de propulsão. B, valores de A subtraídos da média populacional. . . . .	52
Figura 3.26–Exemplo de reconstrução de curva de aceleração do centro de massa de atleta de combate da amostra de validação a partir de decomposição em SVD. Cada curva com rótulo $R$ representa uma reconstrução diferente a partir de vetores da principais da matriz $U$ . . . . .	52
Figura 3.27–Distribuição dos valores de "Jump Score" desenvolvido a partir de decomposição SVD. Em vermelho "Jump Score" da curva de aceleração do salto simulado. . . . .	53

Figura 3.28–Exemplos de traçados de força de reação ao solo vertical, ou aceleração vertical do CoM. Dados retirados de: (a) (JIMÉNEZ-REYES et al., 2016), (b) (JORDAN et al., 2020), (c) (SUCHOMEL et al., 2020), (d) (VAN HOOREN; BOSCH, 2016) . . . . .	58
Figura 3.29–Exemplos de traçados de força de reação ao solo vertical, ou aceleração vertical do CoM de simulações preditivas e suas respectivas amostras de validação. Dados retirados de: (a) amostra cinza, dado simulado vermelho (PORSÁ; LIN; PANDY, 2016); (b) amostra linhas finas, dados simulado linhas grossas (ANDERSON; PANDY, 1999) . . . . .	59
Figura 4.30–Diagrama de blocos da metodologia para simulações preditivas de salto vertical variando-se apenas a força muscular resultante de aumento de força articular isolado. . . . .	63
Figura 4.31–Gráficos aceleração vertical do CoM para saltos com 0, 50 e 100% de sobrecarga. . . . .	65
Figura 4.32–Gráficos aceleração vertical do CoM para saltos com 0, 50 e 100% de sobrecarga (tempo normalizado). . . . .	66
Figura 4.33–Gráficos de aceleração vertical induzida do centro de Massa. A, B e C representam as situações de modelo controle saltando com 0, 50 e 100% de sobrecarga, respectivamente. . . . .	66
Figura 4.34–Média da contribuição acumulada de cada grupo de músculos em diferentes sobrecargas e grupos de aumento de força. . . . .	67
Figura 4.35–Posição de decolagem dos modelo REF. Da esquerda para direita temos os valores de sobrecarga: 0%, 50% e 100%. . . . .	68
Figura 4.36–Valores de flexão de quadril, flexão de joelho e dorsiflexão no momento da decolagem. . . . .	68
Figura 4.37–Gráficos ângulo-ângulo para saltos com 0, 50 e 100% de sobrecarga para modelo REF. Gráficos do ângulo de acoplamento para mesmas situações. . . . .	71
Figura 4.38–Gráficos ângulo-ângulo para saltos com 0, 50 e 100% de sobrecarga para modelo TOR. Gráficos do ângulo de acoplamento para mesmas situações. . . . .	71
Figura 4.39–Gráficos ângulo-ângulo para saltos com 0, 50 e 100% de sobrecarga para modelo JOE. Gráficos do ângulo de acoplamento para mesmas situações. . . . .	72
Figura B.40–Velocidade de plantiflexão do tornozelo. . . . .	94
Figura B.41–Velocidade de extensão do joelho. . . . .	94
Figura B.42–Velocidade de extensão do quadril. . . . .	95
Figura B.43–Momento interno de plantiflexão do tornozelo. . . . .	95
Figura B.44–Momento interno de extensão do joelho. . . . .	96
Figura B.45–Momento interno de extensão do quadril. . . . .	96
Figura C.46–Gráficos comparativos de ativações do músculo glúteo máximo. . . . .	97
Figura C.47–Gráficos comparativos de ativações do músculo glúteo médio. . . . .	97

Figura C.48–Gráficos comparativos de ativações do músculo reto femural. . . . .	98
Figura C.49–Gráficos comparativos de ativações do músculo vasto lateral. . . . .	98
Figura C.50–Gráficos comparativos de ativações do músculo vasto intermédio. . . . .	99
Figura C.51–Gráficos comparativos de ativações do músculo vasto medial. . . . .	99
Figura C.52–Gráficos comparativos de ativações do músculo gastrocnêmio medial. . .	100
Figura C.53–Gráficos comparativos de ativações do músculo gastrocnêmio lateral. . .	100
Figura C.54–Gráficos comparativos de ativações do músculo soleus. . . . .	101
Figura C.55–Gráficos comparativos de ativações do músculo tibial posterior. . . . .	101
Figura C.56–Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máxi- mas em torno de cada articulação. Modelo REF, salto com 0% de sobrecarga.	102
Figura C.57–Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máxi- mas em torno de cada articulação. Modelo REF, salto com 50% de sobrecarga.	103
Figura C.58–Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máxi- mas em torno de cada articulação. Modelo REF, salto com 100% de sobrecarga. . . . .	104
Figura C.59–Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máxi- mas em torno de cada articulação. Modelo TOR, salto com 0% de sobrecarga.	105
Figura C.60–Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máxi- mas em torno de cada articulação. Modelo TOR, salto com 50% de sobrecarga. . . . .	106
Figura C.61–Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máxi- mas em torno de cada articulação. Modelo TOR, salto com 100% de sobrecarga. . . . .	107
Figura C.62–Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máxi- mas em torno de cada articulação. Modelo JOE, salto com 0% de sobrecarga.	108
Figura C.63–Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máxi- mas em torno de cada articulação. Modelo JOE, salto com 50% de sobrecarga.	109
Figura C.64–Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máxi- mas em torno de cada articulação. Modelo JOE, salto com 100% de sobrecarga. . . . .	110
Figura D.65–Percentual de rótulos de acoplamento para cada salto em diferentes so- brecargas. . . . .	111
Figura D.66–Percentual de rótulos de acoplamento para cada salto em diferentes so- brecargas para <b>aumento de força de plantiflexores</b> . . . . .	111
Figura D.67–Percentual de rótulos de acoplamento para cada salto em diferentes so- brecargas para <b>aumento de força de extensores de joelho</b> . . . . .	111

# Lista de tabelas

Tabela 3.1 – Valores de restrições de borda iniciais determinadas para simulações preditivas de salto agachado. . . . .	46
Tabela 3.2 – Valores de restrições de caminho determinadas para simulações preditivas de salto agachado. . . . .	47
Tabela 3.3 – Restrições de posição vertical final do CoM aplicadas para diferentes sobrecargas. . . . .	47
Tabela 3.4 – Resultados para validação do salto simulado com sobrecarga 0%. . . . .	50
Tabela 3.5 – Matriz de correlação entre variáveis descritivas do salto. . . . .	50
Tabela 4.6 – Variáveis descritivas do salto agachado para todos os saltos simulados. . . . .	65
Tabela 4.7 – Valores de aceleração vertical do centro de massa induzida por grupos musculares. . . . .	67
Tabela 4.8 – Valores médios para velocidade articular calculada para cada salto. Valores calculados nos intervalos de 0-50% e 50-100%. . . . .	69
Tabela 4.9 – Valores médios para momento interno articular calculado para cada salto. Valores calculados nos intervalos de 0-50% e 50-100%. . . . .	69
Tabela 4.10–Ativações médias de músculos com maiores forças isométricas relativas aos seus grupos musculares. Ativações foram calculadas nos intervalos de 0 a 50% e de 50% a 100% da fase de propulsão. O valor 0 indica nenhuma ativação muscular, e o valor 1 indica ativação muscular máxima. . . . .	70
Tabela 4.11–Percentual de rótulos de acoplamento durante fase de propulsão para saltos simulados. . . . .	73
Tabela A.12–Grupos musculares para análise em conjunto da aceleração vertical induzida do CoM. . . . .	93

# Sumário

<b>1</b>	<b>Apresentação da Tese</b>	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>Fundamentação teórica</b>	<b>20</b>
2.1	Análise de movimento humano	20
2.2	Modelagem musculoesquelética	21
2.2.1	Dinâmica musculotendínea	22
2.2.2	Geometria musculoesquelética e geração de movimento	25
2.2.3	Dinâmica de corpos conectados	27
2.3	Predição de trajetória	31
2.3.1	Algoritmos de otimização	32
2.3.2	<i>Direct collocation</i>	35
2.3.3	OpenSim Moco	36
2.4	Saltos Verticais	37
2.4.1	Impacto do treinamento na altura do salto	38
2.5	Análise de dados funcionais	38
2.5.1	Decomposição em componentes principais e SVD	39
2.6	Avaliação de aceleração induzida	40
2.7	<i>Vector coding</i>	41
<b>3</b>	<b>Validação de simulações preditivas para salto</b>	<b>43</b>
3.1	Introdução	43
3.2	Materiais e métodos	44
3.2.1	Modelos musculoesqueléticos	44
3.2.2	Simulação preditiva de salto vertical agachado	45
3.2.3	Validação	47
3.3	Resultados	49
3.3.1	Variáveis representativas do salto vertical agachado	49
3.3.2	Análise de padrão de movimento - <i>Jump Score</i>	51
3.4	Discussão	53
3.4.1	Determinação de problema de controle ótimo	53
3.4.2	Validação de dados simulados	55
3.4.3	Limitações	58
3.5	Conclusão	61
<b>4</b>	<b>Comparação de simulações preditivas de salto entre modelos com aumento de força e sobrecarga</b>	<b>62</b>

4.1	Introdução . . . . .	62
4.2	Materiais e métodos . . . . .	62
4.2.1	Modificação de parâmetros do modelo referência . . . . .	63
4.2.2	Validação de constructo . . . . .	64
4.2.3	Análise cinemática e cinética . . . . .	64
4.3	Resultados . . . . .	64
4.3.1	Variáveis representativas do salto vertical agachado . . . . .	65
4.3.2	Curvas de aceleração vertical do centro de massa . . . . .	65
4.3.3	Análise de aceleração induzida . . . . .	66
4.3.4	Posições de decolagem . . . . .	67
4.3.5	Velocidade e momento interno articular . . . . .	68
4.3.6	Ativações musculares . . . . .	68
4.3.7	Análise de coordenação intersegmentar . . . . .	70
4.4	Discussão . . . . .	72
4.4.1	Saltos sem sobrecarga . . . . .	72
4.4.2	Mudanças dos padrões de salto devido a sobrecarga e aumento de força isolado . . . . .	74
4.4.3	Limitações . . . . .	78
4.5	Conclusão . . . . .	79
<b>5</b>	<b>Conclusão da Tese . . . . .</b>	<b>80</b>
	<b>Referências . . . . .</b>	<b>81</b>
	<b>Apêndices . . . . .</b>	<b>92</b>
	<b>Apêndice A Grupos musculares . . . . .</b>	<b>93</b>
	<b>Apêndice B Registro de velocidades e momentos articulares . . . . .</b>	<b>94</b>
	<b>Apêndice C Registro de ativações musculares . . . . .</b>	<b>97</b>
	<b>Apêndice D Vector coding . . . . .</b>	<b>111</b>

# 1 Apresentação da Tese

Saltos verticais são movimentos balísticos amplamente utilizados para avaliar a função neuromuscular dos membros inferiores (MCMAHON et al., 2018; SAMOZINO; MORIN et al., 2008; WATKINS et al., 2017; FRANCESCHI et al., 2020). O teste do salto vertical é prático, de fácil administração, e altamente informativo sobre as adaptações induzidas pelo treino, fadiga induzida pelo exercício e recuperação pós-lesão. Em alguns esportes, como vôlei, basquete, e futebol, saltar mais alto oferece vantagem competitiva aos atletas (BARTLETT, 2014; BREWER, 2017). Isso motiva o estudo de estratégias para otimizar o desempenho do salto vertical.

Evidências sugerem que o aumento na força produzida pelos músculos extensores de quadril, joelho, e tornozelo (plantiflexores) pode não refletir em aumento na altura do salto (BOBBERT; VAN SOEST, 1994; CHENG, 2008). Para melhorar o desempenho do salto vertical, é sugerido que além do aumento na força muscular também seja necessário adaptações nos comandos neuronais (ANDERSON; PANDY, 1999; KIPP et al., 2019). Dessa forma, para otimizar o desempenho do salto é necessário que o fortalecimento muscular seja acompanhado por uma melhor coordenação temporal da ação dos músculos que atuam no tornozelo, joelho e quadril (VANDEWALLE; PÉERÈS; MONOD, 1987; PANDY; ZAJAC, 1991).

Devido à complexidade do estudo de estratégias para otimizar o desempenho do salto, é relevante investigar o efeito do fortalecimento de grupos musculares isolados (por exemplo flexores plantares). Estudos prévios avaliando saltos contramovimento utilizando sistemas de captura de movimento tridimensional (*mocap*) foram capazes de analisar a cinética de cada articulação individualmente. Com análises de dinâmica inversa, é possível identificar que velocistas são capazes de saltar mais alto quando realizando salto com contramovimento comparado com saltos agachados, porém sem produzir momentos articulares resultantes maiores (MACKALA et al., 2013). Além disso as variáveis cinéticas e cinemáticas possuem poder de predição maior da altura do salto que apenas testes isométricos, salientando aspectos multiarticulares e treinamento de técnica de salto (MCERLAIN-NAYLOR, S.; KING, M.; PAIN, 2014). No entanto, o custo elevado do equipamento/software e a necessidade de pessoal altamente especializado para operar sistemas *mocap*, tem inviabilizado a utilização dessa ferramenta por profissionais das ciências do esporte, especialmente quando um elevado número de atletas precisa ser avaliado. Alternativamente, pesquisadores têm utilizado plataformas de força para a análise das forças de reação ao solo (FRS) durante saltos verticais (LINTHORNE, 2001; MCMAHON et al., 2018). Contudo, a FRS é apenas a resultante da ação dos músculos, não permitindo analisar a atuação das unidades musculotendíneas de tornozelo, joelho e quadril (UCHIDA; DELP, 2021; LIU; ANDERSON; PANDY et al.,

2006). Embora os dados de FRS se correlacionem com testes isométricos e isocinéticos em articulações isoladas (ROUIS et al., 2015; TSIOKANOS et al., 2002; HARRISON et al., 2013), e métricas para retorno ao esporte (WATKINS et al., 2017), não é possível estabelecer uma relação direta da FRS e a força muscular dos membros inferiores (UCHIDA; DELP, 2021). Consequentemente, também não é possível observar diretamente o efeito do treino de força.

É importante reconhecer que mesmo com a utilização de sistemas tridimensionais *mocap* e plataformas de força, conduzir investigações robustas (e.g., ensaios clínicos controlados e randomizados) em seres humanos é desafiador. O controle de múltiplos fatores de confundimento requer uma cuidadosa seleção da amostra de participantes, o engajamento dos participantes com o protocolo experimental (e.g., interrupção de treinos cotidianos), familiarização e a preparação para os testes, entre outros (ATTIA et al., 2017; VIEIRA; BLAZEVICH et al., 2021; VIEIRA; RIBEIRO et al., 2023). Diante disso, emerge a possibilidade do uso de modelos computacionais para simular, por exemplo, o fortalecimento muscular devido à várias semanas de treinamento físico (ZINKOVSKY; SHOLUHA; IVANOV, 1996; MCERLAIN-NAYLOR, S. A.; KING, M. A.; FELTON, 2021). Cheng (2008) utilizou a simulação computacional para quantificar o efeito do torque produzido pelos membros superiores sobre o desempenho bidimensional do salto vertical. As simulações neste estudo também possibilitaram investigar o efeito de aumentos e reduções no torque articular, isolando a contribuição de tornozelo, joelho, quadril e ombro. Os resultados reportados por CHENG (2008) sugerem que o fortalecimento da musculatura do joelho e do tornozelo seja priorizado para otimizar o desempenho do salto vertical. Contudo, as limitações do modelo computacional utilizado não permitiram uma conclusão definitiva sobre o tema. O torque máximo de cada atuador ideal de tornozelo, joelho, quadril e ombro foi otimizado com dados de salto a partir de funções de atenuação em relação a velocidade e posição angular de outros estudos. Contudo a rotina de fortalecimento de músculos (aumento do torque máximo dos atuadores) não considera o efeito de músculos biarticulares (por exemplo: gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral, reto femoral, e isquiotibiais). A sincronização da ativação muscular desses músculos durante a propulsão precisa potencializar o efeito de contrações concêntricas (favoráveis ao salto) e ao mesmo tempo minimizar o efeito excêntrico em outras articulações. Dessa maneira, não é possível estabelecer que os novos valores de torque máximo dos atuadores ideais do modelo biomecânico não precisam de ajuste na função de atenuação. Este comportamento do músculos biarticulados já foi demonstrado em outros estudos com simulações preditivas (VAN SOEST et al., 1993).

O avanço computacional tem permitido o uso de modelos humanos mais complexos. Por exemplo, a ferramenta OpenSim (SETH et al., 2018) permite a criação de modelos computacionais biologicamente mais precisos, implementando aspectos da dinâmica muscular, arquitetura muscular, braços de alavanca, cinética e cinemática. Além disso, o OpenSim possui ferramentas nativas que permitem um melhor escalonamento de modelos musculoesqueléticos, cinemática inversa, dinâmica inversa possibilitando estimativas das forças

musculares. Todas essas funcionalidades são compatíveis com dados capturados ou simulações preditivas. O OpenSim tem demonstrado resultados promissores em simulações da marcha humana (SETH et al., 2018; DEMBIA et al., 2020a; FALISSE; SERRANCOLÍ et al., 2019a,b; FALISSE; PITTO et al., 2020; FALISSE; AFSCRIFT; DE GROOTE, 2022; WATERVAL et al., 2023; RAJAGOPAL et al., 2016; HAMNER; SETH; DELP, 2010; PITTO et al., 2019; UCHIDA; HICKS et al., 2016). Diante disso, vislumbramos a possibilidade da utilização do OpenSim para investigar o efeito do aumento na força das articulações dos membros inferiores, de forma isolada, sobre o desempenho do salto vertical. Esse tipo de metodologia inédita permite maior controle sobre a variabilidade da amostra, e total acesso as variáveis internas que definem e caracterizam a altura do salto vertical agachado. Sendo assim, permitem trazer novas interpretações sobre como parâmetros musculares influenciam a cinemática e cinética do salto vertical.

Para atingir esse objetivo, esta pesquisa adotou um divisão dos achados científicos em dois capítulos, com suas respectivas seções de introdução, metodologia, resultados, discussão e conclusão.

O Capítulo 2 efetua um resumo do arcabouço teórico utilizado ao longo desta pesquisa, explorando os detalhes mais importantes na modelagem musculoesquelética, rotinas de otimização e análise de dados utilizadas.

O Capítulo 3 realiza a validação dos resultados de simulação preditiva do movimento de salto agachado, com ou sem sobrecarga. Esta etapa é fundamental para permitir validade externa da metodologia de otimização de trajetória e dos dados produzidos.

O Capítulo 4 registra a comparação entre simulações de saltos agachados onde modificamos o modelo referência, simulando aumento de força isolados dos plantiflexores e extensores do joelho. Cada um destes modelos musculoesqueléticos foi modificado para também simular sobrecargas de 50 e 100% da massa corporal. Para todas variações de modelos, é utilizada a mesma rotina de predição de salto, minimizando as variáveis confundidoras que influenciam no salto, facilitando a análise das diferenças de desempenho entre situações.

O Capítulo 5 apresenta a Conclusão final do trabalho.

## 2 Fundamentação teórica

### 2.1 Análise de movimento humano

O movimento humano ou animal instiga a curiosidade humana desde os trabalhos de Aristóteles sobre a marcha dos animais (KLETTE; TEE, 2008). O “pai” da Biomecânica, Giovanni Alfonso Borelli, teve como professor Benedetto Castelli, discípulo de Galileo, e publicou o livro “*De motu animalium*” em 1680, no qual registra a aplicação da metodologia analítica e geométrica de Galileu no campo da mecânica, Figura 2.1, na biologia (POPE, 2005).

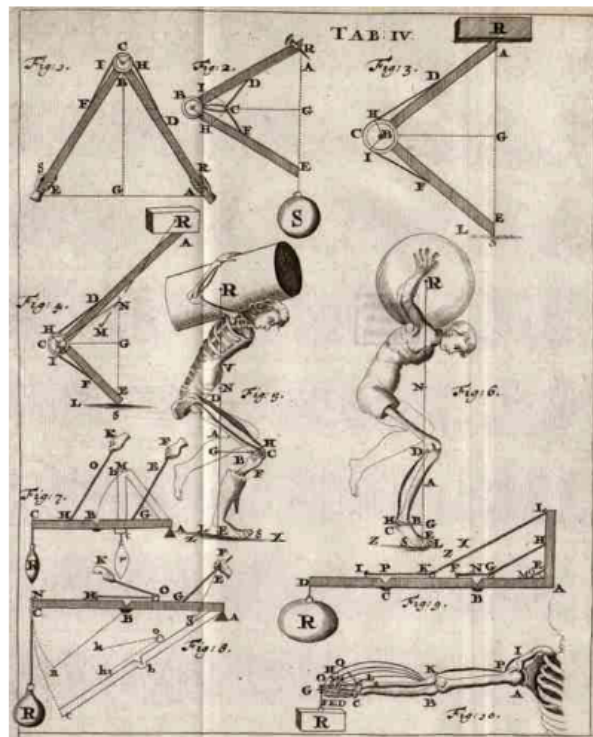


Figura 2.1 – Diagrama de corpos livres editado por Borelli. Retirado de (KLETTE; TEE, 2008).

Desde o século 17, diversos outros avanços tecnológicos auxiliaram no desenvolvimento da Biomecânica como estamos familiarizados atualmente: início da cronofotografia com Pierre Janssen e Eadweard Muybridge, análise de marcha com marcadores por Otto Fisher, e avaliação do movimento de velocistas de Archibald Vivian Hill (KLETTE; TEE, 2008). Atualmente as principais linhas de pesquisas em análise do movimento humano se iniciaram em meados de 1970 impulsionadas pelos desenvolvimentos recentes em robótica, a expansão de programas espaciais, bem como a busca por estilos de vida mais saudáveis via exercício físico (ZINKOVSKY; SHOLUHA; IVANOV, 1996).

Um dos campos de pesquisa em Biomecânica é a análise do movimento humano,

uma partes inerente ao treinamento esportivo e reabilitação motora. As ferramentas de análise de movimento permitem avaliar coordenação, técnica, eficiência e desempenho de acordo com diferentes objetivos: competição; retorno ao esporte; melhora da qualidade de vida; melhora em atividade de vida diária.

Apesar dos avanços tecnológicos em análise de movimento, o acesso a aparelhos que capturam e analisam movimento (cinemática e/ou cinética) limitam e norteiam as abordagens metodológicas de cada pesquisa. Atualmente os métodos *padrão-ouro* para análise de movimento são sistemas tridimensionais de captura de movimento via câmeras infravermelhas e marcadores (*3D mocap*) aliados a plataformas de força. No entanto, são ferramentas com preços elevados e que requerem profissionais altamente especializados para configuração e execução dos testes.

Contudo, diversas linhas de pesquisa continuamente investem no desenvolvimento de métodos alternativos que possibilitem a massificação da análise biomecânica, bem como sua aplicação fora do ambiente laboratorial. Grande parte desses recursos foca na utilização de câmeras de vídeo coloridas (UHLRICH; FALISSE et al., 2023; ADERINOLA et al., 2023; STENUM; ROSSI; ROEMMICH, 2021; SILSUPADOL; TEJA; LUGADE, 2017; VAN HOOREN; PECASSE et al., 2023; DRAZAN et al., 2021; WADE et al., 2022), cronômetros para salto (PUEO et al., 2017; ATTIA et al., 2017), unidades de medida inercial (IMU) (KOOIMAN et al., 2015; AL-AMRI et al., 2018).

## 2.2 Modelagem musculoesquelética

Modelos musculoesqueléticos são representações matemáticas das estruturas esqueléticas e musculares do corpo humano. Características de excitação neuronal, ativação muscular, força muscular, momento articular e movimento dos segmentos corporais são determinadas individualmente para cada componente do modelo: unidades musculotendíneas, segmentos corporais e sistemas articulares.

Modelos musculoesqueléticos tem suas origens na fundação da Sociedade Internacional de Biomecânica na década de 70, e até hoje são utilizados para testar hipóteses e suplementar dados de sensores de movimento (UHLRICH; UCHIDA et al., 2023; WAKELING; FEBRER-NAFRÍA; DE GROOTE, 2023). Com essas relações matemáticas determinadas, é possível desenvolver rotinas de otimização para estimar variáveis internas ao sistema musculoesquelético que respeitam diversas condições: dinâmica de corpos conectados; força da gravidade; amplitudes articulares; fisiologia muscular. Como resultado, são obtidas as séries temporais das ativações musculares do modelo que são capazes de reproduzir o movimento capturado (UCHIDA; DELP, 2021). Este fluxo de trabalho é amplamente utilizado no campo da análise de marcha. Os dados de cinemática capturados são o ponto de partida para obter as estimativas de excitação neuronal (simulações inversas).

Além das simulações inversas, é possível utilizar otimizadores de trajetória, para gerar movimento com características humanas. Tal estratégia pode gerar movimentos otimizados para tarefas esportivas (correr, saltar, arremessar, remar, pedalar), permitindo trazer novas abordagens sobre treinamento e técnica.

A ferramenta OpenSim (SETH et al., 2018) destaca-se desde 2007 em pesquisas em biomecânica que utilizam modelos musculoesqueléticos, sendo citada em centenas de trabalhos primordialmente com foco em marcha e corrida (DEMBIA et al., 2020a; FALISSE; SERRANCOLÍ et al., 2019a,b; FALISSE; PITTO et al., 2020; FALISSE; AFSCHRIFT; DE GROOTE, 2022; WATERVAL et al., 2023; RAJAGOPAL et al., 2016; HAMNER; SETH; DELP, 2010; PITTO et al., 2019; UCHIDA; HICKS et al., 2016). Alguns procedimentos de análise pré-cirúrgica já utilizam dados de alongamentos de unidades musculotendíneas obtidos através da ferramenta OpenSim (KAY et al., 2022). As facilidades em edição e compartilhamento de modelos, gratuidade, algoritmos especializados para análise de movimento (capturado com sistemas tridimensionais *mocap* ou IMU) explicam o grande número de usuários.

Nesta seção serão abordados aspectos teóricos relevantes dos módulos que compõe uma modelagem musculoesquelética com a ferramenta OpenSim. A Figura 2.2 traz um diagrama de como estes se conectam para gerar um modelo final que pode ser utilizado em simulações inversas ou preditivas.

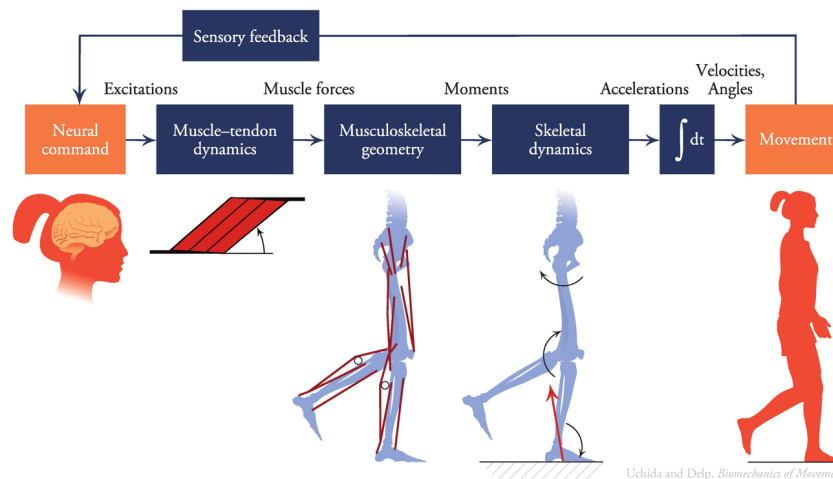


Figura 2.2 – Fluxogramas dos módulos que compõe uma simulação direta (preditiva) com modelo musculoesquelético. Do estímulo neuronal, ativação muscular, até a cinética e cinemática dos corpos conectados. Retirado de (UCHIDA; DELP, 2021)

### 2.2.1 Dinâmica musculotendínea

Um músculo pode ser subdividido desde fascículos (estruturas que são medidas em centímetros), fibras, miofibrilas, até sarcômeros (estruturas que são medidas em nanômetros). Além disso, as unidades musculotendíneas são caracterizadas por forças mecânicas passivas

e ativas. A força muscular pode ser estimada a partir da ativação muscular, comprimento da fibra, velocidade da fibra, ângulo de penetração, e rigidez da fibra e tendão. Usualmente, modelos matemáticos com essas subdivisões são chamados de modelos de Hill (em referência aos modelos desenvolvidos por Archibald Vivian Hill, ganhador do prêmio Nobel de Fisiologia e Medicina) e foram inicialmente utilizados em simulações biomecânicas em 1989 (ZAJAC, 1989; UHLRICH; UCHIDA et al., 2023).

Em modelos de Hill, cada músculo pode ser modelado por quatro curvas adimensionais que representam o comportamento da força ativa (dependente da ativação muscular, comprimento da fibra e velocidade de contração), e forças passivas da fibra muscular e do tendão. Utilizar curvas adimensionais produz uma representação compacta, pois permite que apenas cinco parâmetros sejam necessários para modelar a unidade musculotendínea de qualquer músculo: comprimento de fibra ótimo,  $l_O^M$ ; ângulo de penetração no comprimento ótimo,  $\phi_O$ ; força isométrica máxima,  $F_O^M$ ; velocidade máxima de contração,  $v_{max}^M$  e comprimento do tendão,  $l_S^T$  (UCHIDA; DELP, 2021). Dessa maneira, toda força, comprimento ou velocidade pode ser normalizado (dividido) por  $F_O^M$ ,  $l_O^M$  (ou  $l_S^T$ ) e  $v_{max}^M$  respectivamente. Variáveis normalizadas são indicadas neste trabalho pelo operador  $\tilde{\phantom{x}}$ .

A Figura 2.3 representa como essas forças se organizam em um modelo musculotendíneo, no qual a força gerada passivamente no tendão,  $F^T$ , é igual a componente horizontal da força muscular (passiva e ativa),  $F^M$ . Os demais gráficos representam a relação de força-velocidade ativa  $f^V(\tilde{v}^M)$ ; força elástica do tendão  $f^T(\tilde{l}^T)$ ; relação força-comprimento ativa  $f^L(\tilde{l}^M)$  e passiva  $f^{PE}(\tilde{l}^M)$ .

Contudo, a usabilidade de modelos matemáticos como esse é limitada se não for possível estimar os cinco parâmetros que caracterizam uma unidade musculotendínea. Para tal, alguns trabalhos utilizaram diferentes metodologias como: avaliação de cadáveres, imagens médicas, experimentos mecânicos *in vivo* e *in vitro* (CHEN; FRANKLIN, 2023).

A força isométrica máxima muscular possui uma relação linear com a área de secção transversa fisiológica do músculo (ASTF), eq 2.1.

$$F_O^M = ASTF \cdot \sigma_O^M \quad (2.1)$$

Além da ASTF, a força isométrica máxima muscular é proporcional a tensão específica muscular (também conhecida como *peak isometric stress*),  $\sigma_O^M$ . A tensão específica muscular indica qual a força máxima que uma secção muscular pode produzir (tensão, do inglês *mechanical stress*, tem a mesma unidade de pressão já que é computada como a força sobre uma secção de área do corpo em estudo). Um valor típico para músculos saudáveis é de 0,3MPa (UCHIDA; DELP, 2021).

A ASTF pode ser adquirida diretamente via exames de ultrassom ou ressonância magnética, mas pode ser estimada pelo volume muscular e o comprimento muscular ótimo,

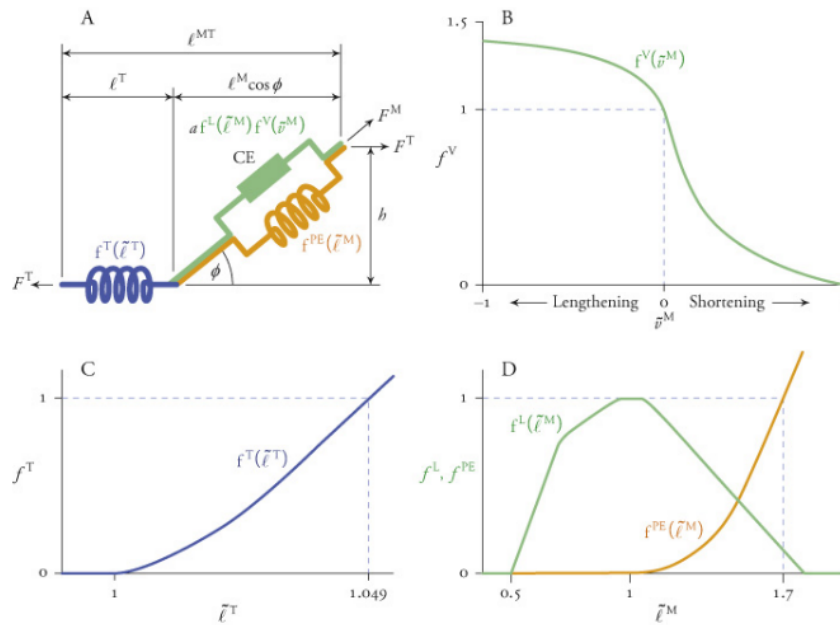


Figura 2.3 – Diagrama de forças de um modelo tipo Hill (A) e as correspondentes curvas adimensionais que descrevem a dinâmica de seus três componentes: a curva força-velocidade (B), a curva de força passiva do tendão(C) e as curvas de força-comprimento ativa e passiva da fibra muscular (D). Retirado de (UCHIDA; DELP, 2021).

eq 2.2. Usualmente a medida de volume muscular mais adequada seria oriunda de imagens de ressonância magnética do participante da pesquisa ou paciente, contudo isso pode também ser inacessível e exige muitas horas de processamento. Uma das maneiras de contornar essa situação é utilizar regressões lineares entre variáveis mais acessíveis como massa e estatura para estimar volumes musculares (HANDSFIELD et al., 2014).

$$ASTF = \frac{\text{volume muscular}}{l_o^M} \quad (2.2)$$

O comprimento muscular ótimo,  $l_o^M$ , é determinado pelo número de sarcômeros em série que compõe o comprimento muscular total. Dessa maneira, essa medida é amplamente influenciada pelo comprimento ótimo do sarcômero,  $l_o^S$ , usualmente definido como  $2.7\mu m$ , e o comprimento do sarcômero de cada músculo,  $l^S$ . Este comprimento de sarcômero pode ser medido com microendoscópios (UCHIDA; DELP, 2021), podendo variar de 2,1 a  $3,31\mu s$  (WARD et al., 2009). A equação 2.3 pode ser utilizada para determinar  $l_o^M$  pois o comprimento ótimo do músculo é um múltiplo da razão entre  $l_o^S$  e  $l^S$ .

$$l_o^M = l^M \cdot \frac{l_o^S}{l^S} \quad (2.3)$$

A definição do ângulo de penação para o comprimento ótimo muscular,  $\phi_o$ , parte do pressuposto que o volume muscular se mantém constante na presença de aumento ou

diminuição do comprimento longitudinal do músculo , equação 2.4 (RAJAGOPAL et al., 2016).

$$\phi_o = \sin^{-1} (\tilde{l}^M \cdot \sin(\phi)) \quad (2.4)$$

O comprimento do tendão  $l_s^T$  é responsável por indicar em qual posição articular a força isométrica máxima pode ser atingida. Sua determinação é complexa, e a utilização de cadáveres para tal tem limitações metodológicas, pois aferir o comprimento do tendão no repouso pode gerar resultados inválidos. Usualmente este valor é definido através de rotinas de otimizações. Tais rotinas podem utilizar nas suas funções de custo a diferença entre forças esperadas e medidas, bem como os valores dos comprimentos musculares esperados (RAJAGOPAL et al., 2016; CHEN; FRANKLIN, 2023). Quanto maior o comprimento do tendão, maior seu alongamento absoluto diante de uma contração, ocasionando menor comprimento muscular e daí menor força.

A velocidade de contração máxima para fibras musculares em mamíferos varia de 3 a 10 comprimentos ótimos de fibra por segundo ( $l_o^M s^{-1}$ ) para fibras lentas e fibras rápidas, respectivamente. A razão entre fibras rápidas e lentas em cada músculo é utilizada em rotinas que utilizam modelos musculoesqueléticos para avaliar gasto energético a (UCHIDA; HICKS et al., 2016).

### 2.2.2 Geometria musculoesquelética e geração de movimento

A produção de movimento humano advém da interação entre unidades musculotendíneas e o sistema esquelético, e conseqüente aplicação de torque em uma ou mais articulações. Estes torques produzidos podem gerar (contrações concêntricas) ou frear (contrações excêntricas) movimento articular. Como indicado na Figura 2.3, músculos e tendões são atuadores lineares, e dessa maneira, a força aplicada no esqueleto está alinhada ao tendão da unidade musculotendínea.

A Figura 2.4 representa a força linear do soleus e seu braço de alavanca em relação a articulação do tornozelo. Como a origem e inserção do soleus no sistema musculoesquelético (pontos  $P_2$  e  $P_1$ ) cria um vetor que cruza apenas no tornozelo, o soleus não gera torque diretamente em outras articulações do corpo humano.

O momento muscular produzido em uma articulação pode ser calculado pelo produto vetorial entre o vetor de força muscular,  $\underline{F}$ , e um vetor de posição,  $\underline{r}$  (braço de alavanca), que liga o fulcro da articulação ao vetor de força (equação 2.5). Neste trabalho, vetores são indicados pelo operador,  $\underline{\quad}$ .

$$\underline{M} = \underline{r} \times \underline{F} \quad (2.5)$$

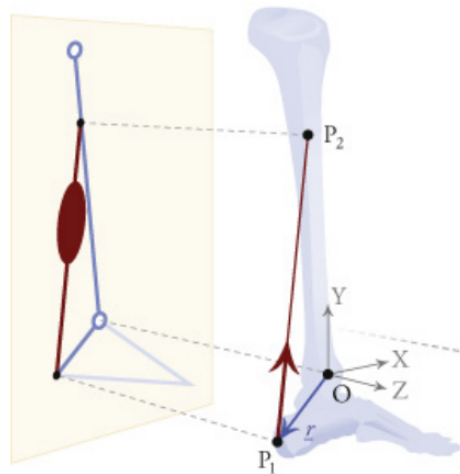


Figura 2.4 – Braço de alavanca do soleus no tornozelo, retirado de (UCHIDA; DELP, 2021)

Na ocasião de que tanto o vetor  $\underline{r}$  quando o vetor de força  $\underline{F}$  estiverem no mesmo plano (assim como na Figura 2.4) e existir um ângulo  $\alpha$  entre os mesmos, o momento escalar na direção ortogonal a este plano é determinado pela equação 2.6. O produto  $\|\underline{r}\| \sin(\alpha)$  é substituído por  $r$ , a distância perpendicular da linha de ação do músculo até o fulcro.

$$\begin{aligned} \underline{M}_{ortogonal} &= \|\underline{F}\| \cdot \|\underline{r}\| \cdot \sin(\alpha) \\ \underline{M}_{ortogonal} &= \|\underline{F}\| \cdot r \end{aligned} \quad (2.6)$$

Dessa maneira, é intuitivo esperar que músculos com maiores braços de alavanca contribuem mais para o movimento articular. Uma maior vantagem mecânica gera mais torque a partir da mesma força de contração. Contudo, quanto maior o braço de alavanca, maior o alongamento muscular para o mesmo deslocamento angular da articulação, e quanto maior o alongamento, menor a possibilidade de geração de força. Além disso, o vetor do braço de alavanca depende da posição articular, que varia na ocasião de movimento.

Realisticamente, a determinação do braço de alavanca  $r$  entre o fulcro e o vetor de força muscular só poderia ser feita via exame de imagem, e ainda assim desprezadas as condições em que a imagem não é perfeitamente alinhada com o plano de ação da força. Dessa maneira, outro meio de se obter  $r$  é analisar a taxa de variação de comprimento da unidade músculo tendínea a partir do movimento articular.

Utilizando-se do conceito de trabalho virtual, o braço de alavanca de uma unidade musculotendínea é igual a derivada,  $\delta$ , do comprimento da unidade músculo tendínea em relação ao ângulo da articulação  $\theta$  (AN et al., 1984). Em outras palavras, é possível determinar o braço de alavanca pela taxa de variação do comprimento articular em relação a mudança de ângulo da articulação.

$$r = \frac{\delta l^{MT}}{\delta \theta} \quad (2.7)$$

Contudo, para músculos biarticulares, que desempenham função sobre mais de uma articulação (como o gastrocnêmio medial), existem outras metodologias de cálculos podem ser empregados (SHERMAN; SETH; DELP, 2013).

### 2.2.3 Dinâmica de corpos conectados

A aceleração de um corpo livre (translação ou rotação) é determinada através do cálculo da resultante das forças e momentos, bem como da inércia e massa (ROBERTSON et al., 2013). A Figura 2.5 apresenta um modelo biomecânico com nove segmentos corporais (corpos livres) e seus respectivos conjuntos de forças gravitacionais e internas.

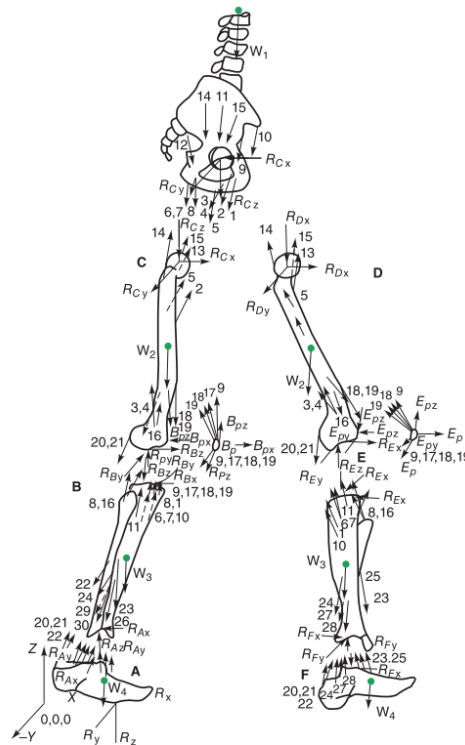


Figura 2.5 – Representação de corpos livres de um modelo biomecânico do corpo humano e suas forças. Retirado de (ROBERTSON et al., 2013).

Para uma análise cinética (dinâmica), cada segmento do modelo musculoesquelético precisa ter o seus parâmetros inerciais determinados: massa ( $m$ ) e momento de inércia ( $I$ ). Contudo estas medidas antropométricas não são facilmente determinadas em sistemas vivos. Para contornar essa limitação, muitas das tabelas antropométricas disponíveis, notadamente de Dempster e colegas, utilizam medidas e ensaios *in vivo*, bem como em cadáveres. A tabela representada na Figura 2.6 apresenta as estimativas para massa e centro de massa de cada segmento corporal a partir da massa do sujeito e de sua estatura (ROBERTSON et al., 2013; WINTER, 2009).

Segment	Definition	Segment Weight/Total Body Weight	Center of Mass/ Segment Length		Radius of Gyration/ Segment Length		Density	
			Proximal	Distal	C of G Proximal	Distal		
Hand	Wrist axis/knuckle II middle finger	0.006 M	0.506	0.494 P	0.297	0.587	0.577 M	1.16
Forearm	Elbow axis/ulnar styloid	0.016 M	0.430	0.570 P	0.303	0.526	0.647 M	1.13
Upper arm	Glenohumeral axis/elbow axis	0.028 M	0.436	0.564 P	0.322	0.542	0.645 M	1.07
Forearm and hand	Elbow axis/ulnar styloid	0.022 M	0.682	0.318 P	0.468	0.827	0.565 P	1.14
Total arm	Glenohumeral joint/ulnar styloid	0.050 M	0.530	0.470 P	0.368	0.645	0.596 P	1.11
Foot	Lateral malleolus/head metatarsal II	0.0145 M	0.50	0.50 P	0.475	0.690	0.690 P	1.10
Leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.0465 M	0.433	0.567 P	0.302	0.528	0.643 M	1.09
Thigh	Greater trochanter/femoral condyles	0.100 M	0.433	0.567 P	0.323	0.540	0.653 M	1.05
Foot and leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.061 M	0.606	0.394 P	0.416	0.735	0.572 P	1.09
Total leg	Greater trochanter/medial malleolus	0.161 M	0.447	0.553 P	0.326	0.560	0.650 P	1.06
Head and neck	C7-T1 and 1st rib/ear canal	0.081 M	1.000	— PC	0.495	0.116	— PC	1.11
Shoulder mass	Sternoclavicular joint/glenohumeral axis	—	0.712	0.288	—	—	—	1.04
Thorax	C7-T1/T12-L1 and diaphragm*	0.216 PC	0.82	0.18	—	—	—	0.92
Abdomen	T12-L1/L4-L5*	0.139 LC	0.44	0.56	—	—	—	—
Pelvis	L4-L5/greater trochanter*	0.142 LC	0.105	0.895	—	—	—	—
Thorax and abdomen	C7-T1/L4-L5*	0.355 LC	0.63	0.37	—	—	—	—
Abdomen and pelvis	T12-L1/greater trochanter*	0.281 PC	0.27	0.73	—	—	—	1.01
Trunk	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.497 M	0.50	0.50	—	—	—	1.03
Trunk head neck	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.578 MC	0.66	0.34 P	0.503	0.830	0.607 M	—
Head, arms, and trunk (HAT)	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.678 MC	0.626	0.374 PC	0.496	0.798	0.621 PC	—
HAT	Greater trochanter/mid rib	0.678	1.142	—	0.903	1.456	—	—

Figura 2.6 – Tabela antropométrica contendo posições estimadas de centro de massa e massa de segmentos corporais. Retirado de (WINTER, 2009).

A ferramenta OpenSim permite a personalização das dimensões dos segmentos corporais, massas e momentos de inércias a partir da ferramenta de escalonamento, *Scaling Tool*<sup>1</sup>. Usualmente são utilizadas informações de posição tridimensional sobre pontos anatômicos (protuberâncias ósseas) registrados a partir de sistemas *mocap*. Estas informações são utilizadas para ajustar as proporções do modelo escalonado em relação ao modelo referência. Contudo estas razões também podem ser calculadas a partir de medidas diretas dos membros ou até imagens médicas.

### 2.2.3.1 Dinâmica inversa

Informações sobre a translação e rotação de cada um dos segmentos do modelo musculoesquelético podem ser obtidas por meio do rastreamento do movimento humano via sistemas tridimensionais *mocap*. A partir dessas medidas é possível calcular quais foram as forças que produziram esse movimento. Esse processo de cálculo chama-se dinâmica inversa e baseia-se na solução de uma sequência de diferentes diagramas de corpo livre, levando-se em conta as forças que realizam translação, bem como os momentos que realizam rotação. A Figura 2.7 representa a primeira etapa desta sequência: solução do diagrama de corpo livre do pé.

O processo começa pelo corpo livre do segmento do pé pois o número de variáveis a serem determinadas é igual ao número de equações. No caso do modelo 2D da Figura 2.7 as equações são: somatório de forças horizontais  $\Sigma F_{Px}$ , somatório de forças verticais

<sup>1</sup> <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Scaling>

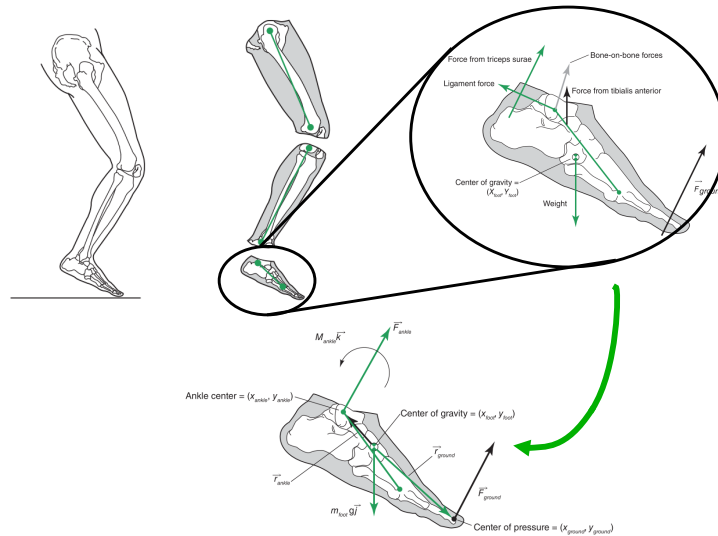


Figura 2.7 – Diagrama de corpo livre 2D para pé. Modificado de (ROBERTSON et al., 2013).

$\Sigma F_{Py}$  e somatórios de momentos em torno do centro de massa do pé  $\Sigma \underline{M}_P$ . As incógnitas são: componentes horizontal da força de contato no tornozelo  $F_{Tx}$ , componente vertical da força de contato no tornozelo  $F_{Ty}$ , momento livre no tornozelo  $\underline{M}_T$ . Notadamente é necessário conhecimento prévio da posição do centro de massa do pé, da massa e inércia do pé, da magnitude e direção do vetor de força de reação ao solo  $\underline{FRS}$ .

Os somatórios de forças e momento que atuam no diagrama de corpo livre do pé, equações 2.8, determinam as relações das componentes de aceleração translacional,  $(a_x, a_y)$ , e rotacional,  $(\alpha)$ , combinadas com massa,  $m_p$  e inércia,  $I_p$ , e demais variáveis: força peso,  $(m_p \cdot g)$ , força de reação ao solo,  $(FRS_x, FRS_y)$ , vetor de posição ligando centro de massa do pé ao tornozelo,  $(r_{Tx}, r_{Ty})$ , e vetor de posição ligando centro de massa do pé à força de reação ao solo,  $(r_{FRSx}, r_{FRSy})$ .

$$\begin{aligned}\Sigma F_{Px} &= m_p \cdot a_x = FRS_x + F_{Tx} \\ \Sigma F_{Py} &= m_p \cdot a_y = FRS_y + F_{Ty} + m_p \cdot g \\ \Sigma M_P &= I_p \cdot \alpha = M_T + r_{FRSx} \cdot FRS_y + r_{FRSy} \cdot FRS_x - r_{Tx} \cdot F_{Ty} - r_{Ty} \cdot F_{Tx}\end{aligned}\quad (2.8)$$

Com a solução das equações 2.8 é possível utilizar as forças e momentos no tornozelo para resolver o diagrama de corpo livre da perna. E dessa maneira todas as forças e momentos internos dos segmentos do modelo podem ser determinados. A mesma sequência de soluções é necessária para modelos com movimento tridimensional. Uma representação mais compacta do somatório de forças e momentos em uma articulação seguem as equações 2.9. É possível então determinar as forças internas e momentos internos de cada articulação  $j$  avaliando os  $m$  segmentos distais na cadeia cinemática, levando-se em conta: massa,  $m_s$ , aceleração,  $\underline{a}_s$ , vetor de gravidade,  $\underline{g}$ , momento resultante dos segmentos,  $\Sigma \underline{M}_s$ , braços de alavanca entre a articulação e centro de massa,  $\underline{r}_{j,s}$ , braços de alavanca entre a articulação e  $\underline{FRS}$ ,  $\underline{r}_{j,FRS}$ , e  $\underline{FRS}$ .

$$\begin{aligned}
 \underline{g} &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -9,81 \end{bmatrix} \\
 \underline{F}_j &= \left( \sum_{s=1}^m m_s (\underline{a}_s - \underline{g}) \right) - \underline{F}_{FRS} \\
 \underline{M}_j &= \left[ \sum_{s=1}^m \Sigma M_s + \underline{r}_{j,s} \times (m_s \underline{a}_s - \underline{g}) \right] - \underline{M}_{FRS} - \underline{r}_{j,FRS} \times \underline{F}_{FRS}
 \end{aligned} \tag{2.9}$$

As forças internas e momentos internos são uma medida resultante de todas as forças que atuam nas articulações: forças musculares, forças de contato, ligamentos e forças de atrito. A dinâmica inversa não tem informações suficientes para estimar forças musculares individualmente. Uma das maneiras de contornar este problema de redundância de forças (UCHIDA; DELP, 2021) é utilizar ferramentas de otimização que podem encontrar combinações de ativações musculares que resultem nas forças e momentos internos calculados pela dinâmica inversa, ao mesmo tempo que respeitam as restrições do modelo e os parâmetros das unidades musculotendíneas.

A ferramenta *Computed Muscle Control - CMC* (THELEN; ANDERSON, 2006) disponível no programa OpenSim, permite a solução do problema de redundância ao montar uma regra de otimização (problema de controle ótimo). O sistema determina que as soluções válidas devem minimizar a diferença entre as acelerações angulares experimentais estimadas e as acelerações coletadas em laboratório (equações 2.8). Além disso, são privilegiadas soluções nas quais as mesmas acelerações são possíveis com a menor intensidade de ativações musculares (Figura 2.8), o que privilegia movimentos mais *eficientes* e inibe que a soluções com maior cocontrações, *menos eficientes*.



Figura 2.8 – Resultado da ferramenta CMC para solucionar a ativação muscular de membro inferior durante a marcha privilegiando solução com menor intensidade de ativação muscular. Músculos e vermelho indicam ativação máxima, em azul inativação. Retirado de (UCHIDA; DELP, 2021).

### 2.2.3.2 Dinâmica direta

Todo o arcabouço de parametrização matemática dos momentos de inércia, posições, velocidades, acelerações, produção de força e torque musculares citados acima é utilizado para análises inversas de movimento tridimensionais capturados. Neste contexto, acelerações, velocidades e posições são conhecidas *a priori* via sistemas de captura do movimento com os mais variados sensores (câmeras e marcadores, câmeras sem marcadores e IMU).

Contudo, em diversas aplicações é importante a determinação de efeito de cada unidade musculotendínea para o movimento geral do corpo humano. As equações 2.9 (representação Newton-Euler) podem ser reformuladas para se obter os vetores de coordenadas generalizadas (ângulos articulares),  $q_j$ , velocidades articulares,  $\dot{q}_j$ , e acelerações,  $\ddot{q}_j$ , em cada instante de movimento. Como entrada para estas funções utiliza-se as posições,  $q_j$ , e forças externas e internas que agem no modelo. Esse tipo de representação é muito útil para simulações de dinâmica direta (*Forward Dynamics*), pois é possível calcular como um conjunto de séries temporais das excitações musculares gera movimento da cadeia de corpos conectas a cada instante de tempo.

A equação 2.10 representa como é modelado matematicamente cada acoplamento dinâmico entre as acelerações  $\ddot{q}$ , matriz de inércia  $M(q)$ , forças gravitacionais  $\underline{F}^G(q)$ , pseudoforças  $\underline{F}^C(q, \dot{q})$  (centrípeda e Coriolis), forças externas  $\underline{F}^E(q, \dot{q})$  e momento muscular  $R(q)\underline{F}^T(u)$ . Esse tipo de representação compacto, forma matricial das equações de Euler-Lagrange, é utilizado tanto na solução de problemas relacionados a biomecânica do corpo humano (UCHIDA; DELP, 2021; ROBERTSON et al., 2013), quanto para sistemas robóticos (CORKE, 2023; SPONG; HUTCHINSON; VIDYASAGAR, 2020; SICILIANO et al., 2010). Independente da origem ou finalidade, sistemas de corpos rígidos conectados serão governados pelas mesmas leis da mecânica clássica.

$$\ddot{q} = M^{-1}(q) \left\{ \underline{F}^G(q) + \underline{F}^C(q, \dot{q}) + R(q)\underline{F}^T(u) + \underline{F}^E(q, \dot{q}) \right\} \quad (2.10)$$

Simulações diretas que contemplam todos esses fatores que governam a dinâmica de corpos conectados podem explicar como o acoplamento dinâmico entre as variáveis provoca resultados não intuitivos. Quantificando por exemplo como o músculo soleus induz movimento de extensão do joelho mesmo sendo apenas um plantiflexor (UCHIDA; DELP, 2021).

## 2.3 Predição de trajetória

A partir de um sistema dinâmico modelado com forma matricial das equações de Euler-Lagrange, seção 2.2.3.2, bem como regras matemáticas para definir e avaliar um movimento desejado, é possível realizar simulações preditivas de movimento.

### 2.3.1 Algoritmos de otimização

Algoritmos de otimização permitem encontrar soluções que atendem as condições iniciais do problema de maneira ótima, ou seja, convergindo para o melhor valor possível a partir das condições determinadas. Usualmente essas condições tem um formato matemático como da equação 2.11, no qual, diante de um conjunto de possíveis soluções  $\underline{X}$  (funções, ou variáveis), deseja-se encontrar  $\underline{x}$  que obtém um valor mínimo para a função  $\mathbf{f}(\underline{x})$ .

$$\min_{\underline{x} \in \underline{X}} \mathbf{f}(\underline{x}) \quad (2.11)$$

A equação 2.11 pode ser solucionada de algumas maneiras diferentes. Conhecendo-se a função  $\mathbf{f}(\underline{x})$  é possível encontrar o valor  $\underline{x}$  que a minimiza através da solução de

$$\frac{d\mathbf{f}(\underline{x})}{d\underline{x}} = \mathbf{f}'(\underline{x}) = 0. \quad (2.12)$$

Pois todo valor mínimo de uma função contínua (vale) acontece quando sua derivada se iguala a zero.

Alguns problemas de controle ótimo possuem soluções analíticas, ou seja, são encontradas diretamente das fórmulas matemáticas que os descrevem. Quando isto não é possível, outras metodologias podem se aproximar do valor mínimo de maneira iterativa (notadamente o método do gradiente descendente), se obtivermos estimativas do valor da derivada para o vetor de estados  $\underline{x}$ , (UCHIDA; DELP, 2021). Há mais de 300 Newton propôs seu método de otimização utilizando-se da primeira e segunda derivada (BETTS, 2010), acelerando o processo de convergência. Ambas metodologias precisam de um valor inicial no qual se iniciará a busca pela solução via gradiente descendente.

Na Figura 2.9 temos uma representação dos valores de uma função  $\mathbf{f}(\underline{x})$  e de quatro diferentes sequência de iterações, e seus respectivos valores iniciais. Cada iteração pode convergir em soluções ótimas locais. Ou seja, sempre que o método inicia no mesmo local, o mesmo irá convergir para a mesma solução, e ao redor desta não existem outras soluções que obtêm um valor menor para equação 2.11. Contudo, pode-se notar na Figura 2.9 que existe apenas uma solução ótima global, e vários mínimos locais. Algoritmos numéricos de otimização local devem ser utilizados com esta limitação em mente.

Outras implementações de algoritmos para otimização global buscam contornar estas limitações, utilizando a distribuição de densidade de probabilidade de valores para a função de custo. É o que acontece com o método CMA-ES (*Covariance Matrix Adaptive Evolution Strategy*). A Figura 2.10 mostra como o mesmo espaço de soluções da Figura 2.9 é explorado a cada iteração do algoritmo, que amplia e reduz sua área de buscas pela solução ótima a partir da média e covariância entre as diferentes soluções encontradas a cada iteração.

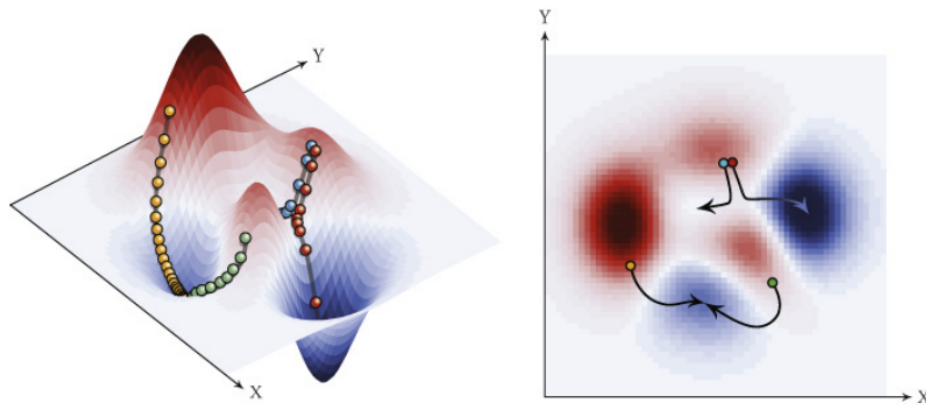


Figura 2.9 – Visualização do algoritmo de gradiente descendente. Retirado de (UCHIDA; DELP, 2021).

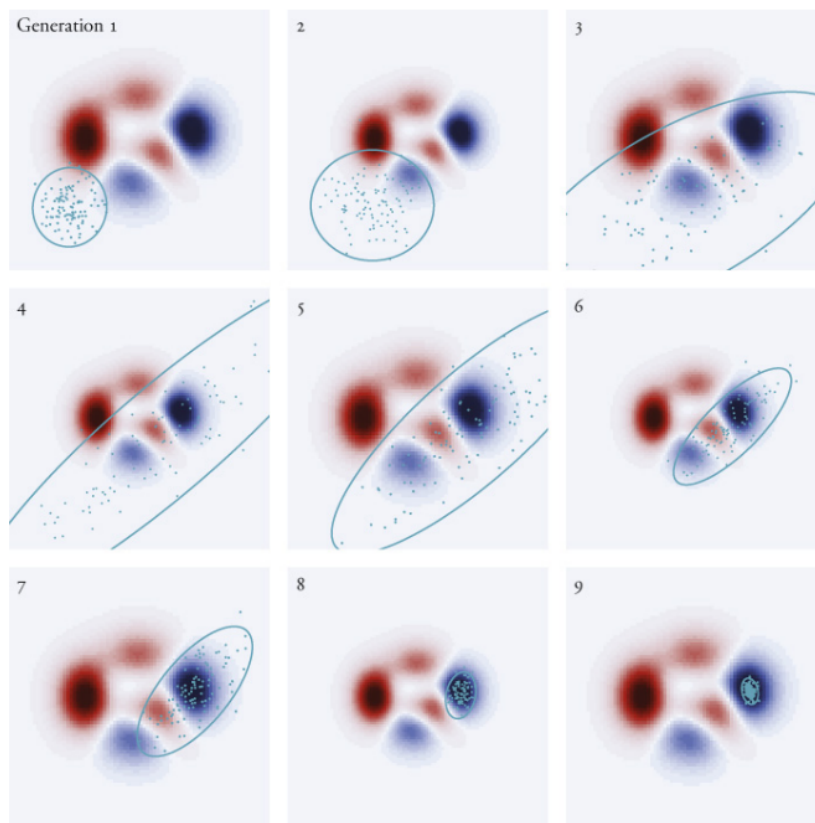


Figura 2.10 – Visualização do algoritmo CMA-ES. Retirado de (UCHIDA; DELP, 2021).

Na ocasião de  $f(\underline{x})$  ser não linear, é comum a utilização de otimizadores NLP (*Non Linear Programming Solvers*) (KELLY, M., 2017). A biblioteca IPOPT é muito utilizada na área de Biomecânica pois consegue solucionar problemas com centenas de parâmetros e estados, apesar de ser um método de otimização local (BIEGLER; ZAVALA, 2009).

Na área de biomecânica nos deparamos com diversos problemas de simulação ou estimação de dados em que ferramentas de otimização são utilizadas, vide o problema de

redundância muscular tratado na seção 2.2.3.1. Contudo, ao invés de encontrar um ponto  $x$  para minimizar uma função, é necessário encontrar funções de ativações musculares que minimizam a função de custo. Usualmente estes problemas possuem centenas de estados, o que inviabiliza determinar valores de ativações musculares com base em ângulos articulares ou velocidades articulares, para qualquer possível estado do sistema (controladores). Diante disso, muitas soluções se restringem a encontrar séries temporais das ativações. Tal metodologia é chamada de otimização de trajetória (KELLY, M., 2017).

Um exemplo simples de otimização de trajetória é representado na Figura 2.11. O objetivo é encontrar a série temporal de valores para a força horizontal que empurra (ou freia) um corpo de massa unitária sobre uma superfície sem atrito. A dinâmica do sistema apenas determina que a aceleração do corpo é igual à força que o propulsiona. A solução válida deve respeitar as condições de velocidade inicial e final nulas. A Figura 2.11 também representa as condições iniciais e finais que devem ser respeitadas durante a otimização (KELLY, M., 2017), por exemplo, velocidades inicial e final iguais a zero.



Figura 2.11 – Parâmetros para otimização de trajetória de um bloco deslizante sem atrito (KELLY, M., 2017).

Diversas séries temporais para os valores da força horizontal do problema da Figura 2.11 podem atender às condições iniciais e finais do problema, bem como sua dinâmica, Figura 2.12.

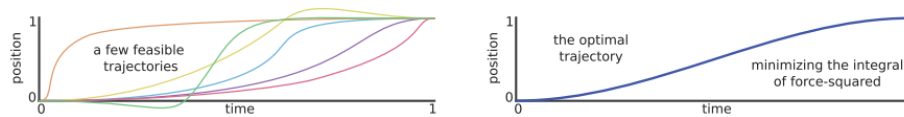


Figura 2.12 – Otimização de trajetória de um bloco deslizante sem atrito (KELLY, M., 2017).

Contudo se a função de custo escolhida para o problema do bloco deslizante for definida pela equação 2.13, estamos adicionando ao problema de controle ótimo uma informação sobre o valor da força  $f$ . Ao realizarmos a integral dos valores de  $f$ , privilegiamos soluções que levam o bloco da posição inicial a final da maneira mais eficiente, pois quanto menor  $f$  em valores absolutos, menor  $J$ , que procura ser minimizado pelo algoritmo de otimização.

$$J = \int_0^1 f^2 dt \quad (2.13)$$

Em outras palavras, apesar de existirem diversas soluções possíveis para o problema da Figura 2.11, apenas uma solução, Figura 2.12, atenderá de maneira ótima a equação de custo 2.13.

### 2.3.2 *Direct collocation*

Apesar das ferramentas de solução de problemas de otimização citadas em 2.3.1, é desafiador a configuração das mesmas para solução em tempo hábil de um problema de estimação de trajetória. Diversas metodologias podem ser empregadas para esse fim, mas nos últimos anos, sistemas que usam *Direct Collocation* tem se destacado devido a redução drástica do tempo para convergência (UCHIDA; DELP, 2021; DEMBIA et al., 2020b; PORSA; LIN; PANDY, 2016). Mesmo com maior poder computacional disponível nos computadores atuais (velocidade de processamento e número de núcleos), simulações de movimento breves (segundos) anteriormente duravam semanas, e agora podem convergir em horas (PORSA; LIN; PANDY, 2016).

A metodologia de *Direct Collocation* consiste em transcrever um problema complexo de otimização de séries temporais para um problema de otimização numérica que pode ser solucionado via um NLP. Assim como no gradiente descendente, a solução inicia-se a partir de uma proposta inicial de trajetória, seja esta obtida de maneira aleatória ou baseada em outros dados. Tal trajetória será dividida em alguns trechos e nestes será avaliada a diferença entre a derivada dos estados  $\dot{x}$  da solução proposta, e a função que define a dinâmica de estados para o problema  $f(t, \underline{x}, \underline{u})$ . Figura 2.13 apresenta simplificada este processo.

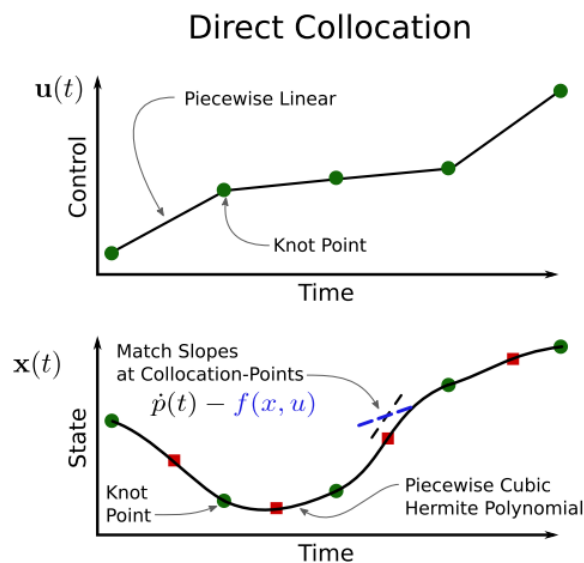


Figura 2.13 – Representação de *Direct Collocation*. Retirado de (KELLY, M. P., 2017).

Em 2016, Porsa e colaboradores demonstraram como a metodologia de *Direct Collocation* pode acelerar a convergência de um problema de otimização de trajetória para

um salto vertical agachado (PORSÁ; LIN; PANDY, 2016). Seu modelo de salto 2D com 48 músculos convergiu para um salto de 36cm em 3,4h com *Direct Collocation*, sendo 249 vezes mais rápido que uma simulação via *Multiple Shooting*, outra metodologia de otimização de trajetória para modelos com menos estados.

O processo de transcrição pode ser feito por ferramentas dedicadas como CasADi (ANDERSSON et al., 2019) aproximando essas ferramentas de usuários sem a experiência matemática nos fundamentos da otimização de trajetória.

### 2.3.3 OpenSim Moco

Diante da popularidade e acessibilidade de modelos musculoesqueléticos codificados para ferramenta OpenSim, surge em 2019 a ferramenta OpenSim Moco (DEMBIA et al., 2020a) destinada a popularizar a utilização de *Direct Collocation* para problemas biomecânicos.



Figura 2.14 – Ferramenta OpenSim Moco. Retirado de (DEMBIA et al., 2020a).

Apesar de exigir experiência com programação (MATLAB, Python ou C++) os módulos da ferramenta facilitam a utilização de NLPs pois requerem do usuário um conhecimento de alto nível sobre o problema de pesquisa: projetar um modelo OpenSim para sua pergunta; selecionar dentre as funções objetivo (denominadas na API *Moco Goals*) as que melhor definem o desempenho da solução; estabelecer as restrições de início e fim para os estados do sistema; avaliar os resultados com base no movimento esperado e critérios de convergência.

Atualmente o OpenSim Moco já foi citado em mais de 140 trabalhos e podemos destacar sua aplicação na predição do resultado de órteses de tornozelo (BIANCO et al., 2023), padrões de assimetria e gasto energético em marcha hemiplégica (JOHNSON; BIANCO;

FINLEY, 2022), e variação de gasto energético na marcha diante da utilização de prótese transtibial (MILLER; ESPOSITO, 2021).

## 2.4 Saltos Verticais

No contexto de reabilitação ou treinamento esportivo, saltos verticais estão entre as avaliações do sistema neuromuscular mais utilizadas (LARA et al., 2006; VANDEWALLE; PÉERÈS; MONOD, 1987).

A altura de salto, bem como outras variáveis coletadas durante o movimento, podem ser utilizadas para avaliação de prontidão ao treino (FRANCESCHI et al., 2020), prescrição de treino (READ et al., 2016), e marcador para retorno ao esporte (JORDAN et al., 2020; O'MALLEY et al., 2018).

Uma das principais características mecânicas da altura do salto é a sua utilização para avaliar potência de membros inferiores (DAVIES; YOUNG, 1984), apesar de ser uma medida direta de trabalho mecânico (VANDEWALLE; PÉERÈS; MONOD, 1987).

Contudo, ao contrário de movimento uniarticulares (VANDEWALLE; PÉERÈS; MONOD, 1987), o salto requer uma coordenação entre ativações musculares, e consequentemente, entre articulações do quadril, joelho e tornozelo. Além disso, altura de salto é dependente do tipo de salto em estudo (com ou sem movimento dos braços, com ou sem contramovimento) (VANDEWALLE; PÉERÈS; MONOD, 1987).

Desde a década de 80, saltos verticais são utilizados em trabalhos de pesquisa para aperfeiçoamento do arcabouço computacional de simulações preditivas, além de trazerem variáveis internas ao modelo biomecânico humano que são impossíveis de aferir diretamente (BOBBERT; VAN SOEST, 1994; PANDY; ZAJAC et al., 1990; PANDY; ZAJAC, 1991; PORSA; LIN; PANDY, 2016; BOBBERT; LINDBERG et al., 2023; CHENG, 2008; ANDERSON; PANDY, 1999; VAN SOEST et al., 1993). Por exemplo, a Figura 2.15 apresenta dois modelos para simulação configurados para simulação preditiva do salto agachado utilizando modelos musculoesqueléticos.

Saltos com sobrecarga são uma variação de saltos verticais, usualmente utilizando-se de uma barra e anilhas para realizar protocolos de avaliação que buscam mensurar perfis força-velocidade dos membros inferiores. O princípio da relação força-velocidade remonta aos modelos *Hill-type muscles*, seção 2.2.1, e a relação fisiológica estudada por Archibald Hill na década de 30, na qual a quantidade de força produzida por um sistema muscular decai com o aumento da velocidade. Isso pode ser averiguado seja em músculos isolados ou sistemas musculares uni ou multiarticulados, em cenários de corrida, ciclismo, remo, saltos verticais (ALCAZAR et al., 2019).

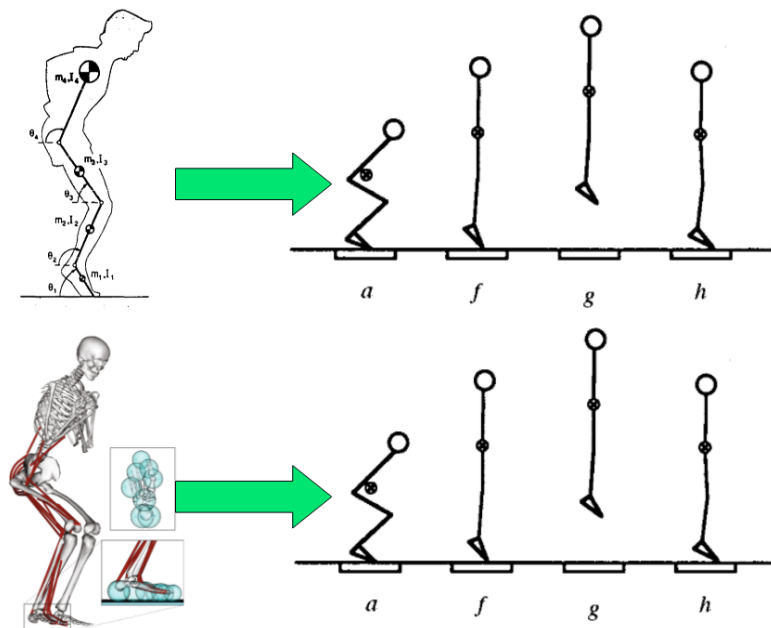


Figura 2.15 – Modelos com movimentação no plano sagital utilizado em simulações preditivas de salto. Adaptado de (LINTHORNE, 2001; PANDY; ZAJAC et al., 1990; PORSA; LIN; PANDY, 2016).

### 2.4.1 Impacto do treinamento na altura do salto

A altura do salto vertical agachado apresenta uma correlação direta com função neuromuscular e sua aplicação em avaliação física é rotineira (MCMAHON et al., 2018; SAMOZINO; MORIN et al., 2008; WATKINS et al., 2017; FRANCESCHI et al., 2020).

Contudo, a relação de força (seja ela avaliada de maneira isométrica ou isocinética) e altura do salto tem uma correlação baixa. Usualmente apenas análises de correlação, com valores baixos, moderados e altos, é utilizada para discutir a aplicação de treinamento com objetivo de aumentar a altura do salto (ROUIS et al., 2015; TSIOKANOS et al., 2002), ou regressões múltiplas com valores de  $r^2$  próximos de 0,5 (HARRISON et al., 2013).

Métodos computacionais já foram utilizados para estudar estes efeitos com diferentes metodologias e com resultados similares. O aumento da força máxima nos modelos (ou torque máximo) não necessariamente está associado ao salto mais alto, sem que ocorra um replanejamento motor para execução do salto (BOBBERT; VAN SOEST, 1994; CHENG, 2008).

## 2.5 Análise de dados funcionais

A análise de dados funcionais permite realizar testes estatísticos a partir de "populações de curvas". Ou seja, ao invés da escolha de pontos ou estatísticas descritivas como médias, pontos máximos, pontos mínimos, é possível utilizar todos os dados variantes no tempo,

curvas, de diferentes sujeitos. Para tal, esse conjunto de curvas precisa ser representando, decomposto, em funções (curvas) primitivas (bases). Esta representação matemática permite a reconstrução destas curvas a partir da combinação de pesos das componentes primitivas, e dessa maneira realizar análises estatísticas diversas, notadamente: redução de dimensão, reconhecimento de *outliers*, regressões funcionais e ANOVA funcional (RAMSAY; HOOKER; GRAVES, 2009; GERTHEISS et al., 2024).

Essa representação de base varia conforme a análise e a origem dos dados. Podemos citar a utilização de séries de Fourier, séries de *B-splines*, e autovetores de uma base ortogonal que representa as curvas (Decomposição em valores singulares, SVD). A Figura 2.16 traz um exemplo de uma base de *B-splines* utilizada para reconstruir uma curva da aceleração da flexão de joelho. Apesar da base de *B-splines* compor funções simples (com apenas um pico) é possível reproduzir uma série temporal complexa, com oscilações com amplitudes e frequências diferentes.

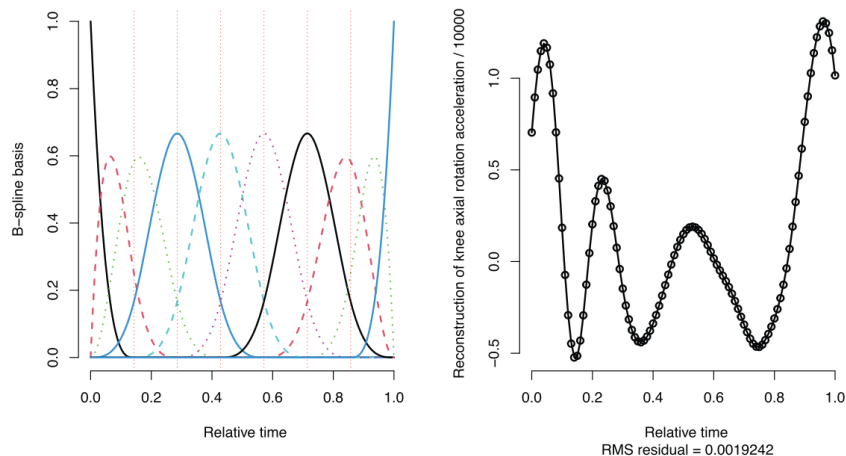


Figura 2.16 – Base de 10 nós de *B-splines* (esquerda). Reconstrução de dado de uma amostra de aceleração do ângulo de flexão do joelho utilizando 30 *B-splines*. Retirado de (GERTHEISS et al., 2024).

### 2.5.1 Decomposição em componentes principais e SVD

Uma representação de base mais compacta de dados funcionais pode ser obtida a partir da própria amostra de dados (usualmente normativos). Esta base pode ser utilizada *a-posteriori* para representar os coeficientes (pesos) esperados de uma população (centroide). Um exemplo dessa metodologia é a análise de componentes principais funcionais, FPCA, (RAMSAY; HOOKER; GRAVES, 2009). Ao não removermos a média da amostra, temos uma representação em decomposição de valores singulares, no qual cada autovetor é uma curva se considerarmos que cada instante de tempo é uma dimensão do espaço amostral (BRUNTON; KUTZ, 2019).

Essa técnica é utilizada no cálculo do índice de marcha GDI, um dos indicadores quantitativos da marcha mais utilizados no mundo (SCHWARTZ; ROZUMALSKI, 2008).

Schwartz e Rozumalski (2008) utilizaram um vetor de movimento composto pelos ângulos da pelve (3), quadril (3), joelho (1), tornozelo (1) e linha de progressão (n=459) para caracterizar os eixos mais relevantes para marcha de crianças com paralisia cerebral. A decomposição SVD permitiu gerar 15 autovetores (n=459) que são ortogonais e representam a marcha, reconstruindo os dados amostrais com 95% da variabilidade dos dados. Um exemplo dessa representação (reconstrução) está registrado na Figura 2.17.

A projeção de qualquer outro vetor nesta base de 15 autovetores constitui um coeficiente que pode ser utilizado para cálculo de semelhanças entre amostras e entre a média. A norma (tamanho) deste vetor de coeficiente determina uma medida de similaridade. Quanto menor a diferença entre coeficientes de curvas diferentes, mais estas são parecidas.

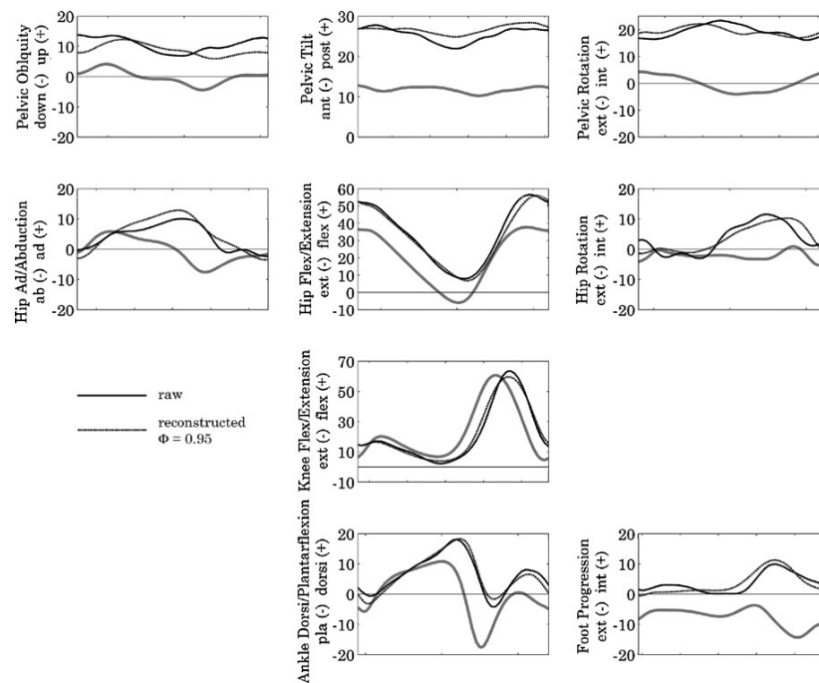


Figura 2.17 – Exemplo do uso da decomposição SVD para reconstrução de dados cinemáticos normalizados pelo percentual do ciclo de marcha. Retirado de (SCHWARTZ; ROZUMALSKI, 2008).

## 2.6 Avaliação de aceleração induzida

A relação indireta de cada unidade musculotendínea no sistema musculoesquelético como um todo é complexa, vide equação 2.10. A avaliação de aceleração induzida (LIU; ANDERSON; PANDY et al., 2006; LIU; ANDERSON; SCHWARTZ et al., 2008) permite que seja estimada a contribuição de cada unidade musculotendínea na aceleração do centro de massa do sistema musculoesquelético. A Figura 2.18 apresenta alguns resultados de Liu, Anderson, Schwartz et al. (2008) na avaliação da aceleração do CoM durante marcha em diferentes velocidades. A FRS foi decomposta nas contribuições de grupos musculares

nos eixos vertical e antero-posterior. A diferença entre as forças induzidas (consequentemente acelerações induzidas) por grupos musculares e a FRS deve-se ao sistema esquelético (*skeleton alignment*), indicando o feito do modelo pendular da marcha na economia de energia.

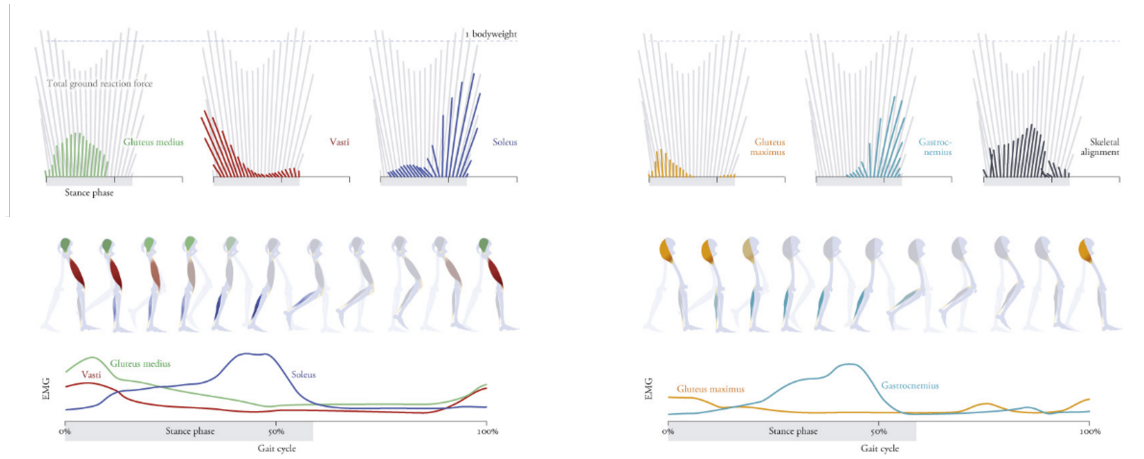


Figura 2.18 – Resultados de algoritmo de aceleração induzida retirado de Uchida e Delp (2021).

Esse tipo de ferramenta pode, por exemplo, identificar exatamente quais são os grupos musculares que realizam a maior parte da aceleração do CoM em movimentos esportivos, o que não fica claro analisando dados de cinética ou EMG. Permitindo assim direcionar treinamentos, sem desconsiderar a contribuição de controle postural das unidades musculotendíneas que não contribuem percentualmente na aceleração do CoM.

A aplicação desse algoritmo no OpenSim necessita que o modelo não apresente forças de contato modeladas para aquisição da força de reação ao solo, o que pode requerer uma modificação em modelos utilizados em simulações diretas. Toda força de interação com o meio deve ser modelada por meio de um arquivo de força externa para cada segmento do corpo submetido a forças de contato.

## 2.7 Vector coding

A análise de coordenação intersegmentar é uma ferramenta utilizada em movimentos cíclicos, e busca analisar a relação interarticular ou a relação de fase (posição vs velocidade) de uma única articulação (ROBERTSON et al., 2013). Este tipo de análise permite relacionar duas séries temporais de maneira acoplada, o que não seria intuitivo ao se analisar seus gráficos a partir do tempo como variável independente (eixo x).

A ferramenta de *vector coding* emprega o cálculo do ângulo de acoplamento  $\gamma$ , definido como ângulo em relação à horizontal entre a taxa de mudança do eixo Y vs e a taxa de mudança do eixo X para cada instante de tempo, equação 2.14.

$$\gamma_t = \tan^{-1} \left( \frac{y_{t+1} - y_t}{x_{t+1} - x_t} \right) \quad (2.14)$$

Este ângulo  $\gamma$  tem o comportamento de uma nova série temporal e pode ser interpretado a partir dos seus valores codificados. A Figura 2.19 apresenta as etapas de análise de um movimento coordenado entre pernas direita e esquerda durante caminhada.

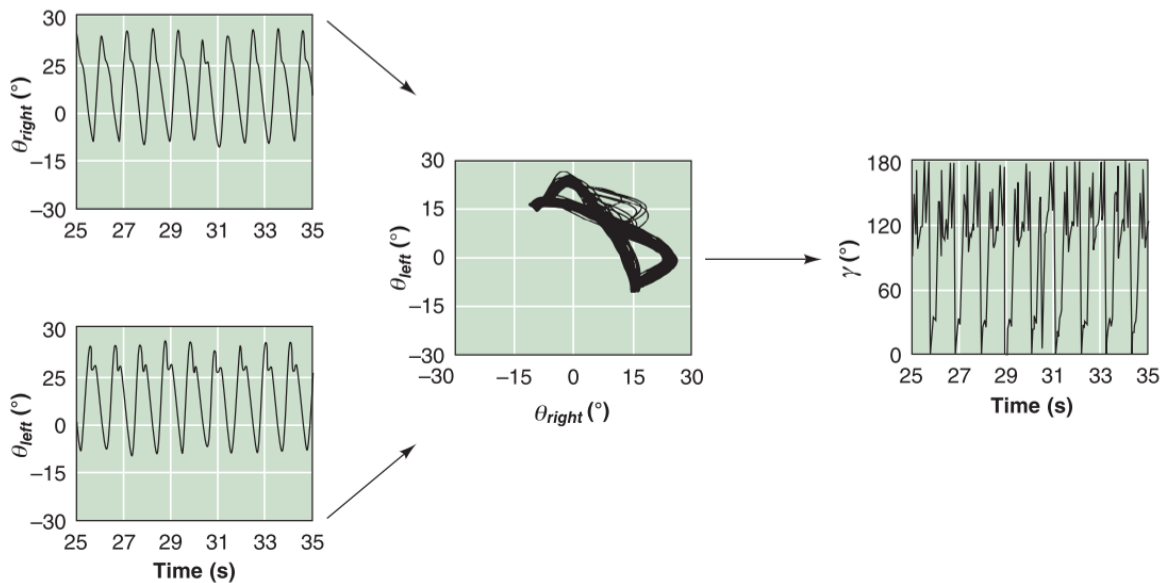
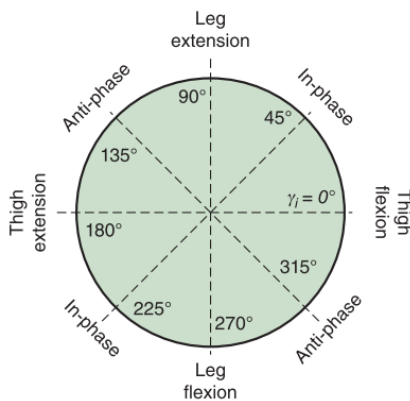


Figura 2.19 – Processamento de ângulos da coxa (plano sagital) de ambas as pernas durante caminhada. Representação temporal, em gráfico ângulo-ângulo, e ângulo  $\gamma$ . Retirado de (ROBERTSON et al., 2013).

A codificação do ângulo  $\gamma$  é feita com base na Figura 2.20. Existe um intervalo de valores para o ângulo de acoplamento que indicam movimento em fase (ambas variáveis aumentando ou diminuindo de maneira conjunta), ou antifase (variáveis com movimentos opostos). Além disso é possível verificar quando apenas uma delas tem seu valor alterado com o tempo.



Coordination pattern	Coupling angle definitions
Anti-phase	$112.5^\circ \leq \gamma < 157.5^\circ$ , $292.5^\circ \leq \gamma < 337.5^\circ$
In-phase	$22.5^\circ \leq \gamma < 67.5^\circ$ , $202.5^\circ \leq \gamma < 247.5^\circ$
Thigh phase	$0 \leq \gamma < 22.5^\circ$ , $157.5^\circ \leq \gamma < 202.5^\circ$ , $337.5^\circ \leq \gamma \leq 360^\circ$
Leg phase	$67.5^\circ \leq \gamma < 112.5^\circ$ , $247.5^\circ \leq \gamma < 292.5^\circ$

Figura 2.20 – Diagrama referência para rotulação de ângulos de acoplamento retirado de (ROBERTSON et al., 2013).

## 3 Validação de simulações preditivas para salto

### 3.1 Introdução

Apesar da facilidade de acesso a ferramentas para simulação preditiva de modelos humanos musculoesqueléticos, notadamente OpenSim Moco, é de suma importância a capacidade de cada pesquisa em validar seus achados. Isto é feito ao compararmos dados obtidos em simulação, *in silico*, com dados oriundos de pesquisa em humanos, *in vivo*.

No contexto de saltos verticais, temos a facilidade de delimitar o que é um salto "*humano*" a partir de variáveis descritivas do salto, afinal saltar é um evento comum. Contudo, além de análises multivariadas, a maneira como aplica-se a força no solo durante a propulsão também é de suma importante para validarmos um salto *in silico*, bem como o movimento coordenado de tornozelo, joelho e quadril.

Embora a análise de dados para validação seja intuitiva, não é trivial definir matematicamente, via funções de custo, o que é um salto "*humano*". No campo de simulações preditivas, essa etapa de ajustes da função de custo é tão importante e custosa computacionalmente que recomenda-se iniciar as pesquisas com modelos mais simples (com atuadores rotacionais nas articulações). A partir destes modelos, é possível para produzir movimentos semelhantes aos esperados e utilizá-los como palpites iniciais (*initial guesses*) para otimizações com modelos mais complexos e realistas (UHLRICH; UCHIDA et al., 2023).

Neste Capítulo, desenvolvemos a metodologia para obter simulações preditivas de saltos verticais agachados, apresentamos os resultados com objetivo de validação diante de dados de humanos e discutimos como a estratégia proposta foi efetiva.

A rotina de validação utilizou-se de uma característica de algumas avaliações de saltos, a sobrecarga (SAMOZINO; REJC et al., 2012; MORIN; SAMOZINO, 2016; BOBBERT; LINDBERG et al., 2023). Saltar com sobrecarga oferece uma situação controlada para validação da metodologia, pois de maneira inequívoca, modelos com sobrecarga maior devem saltar menos, mesmo diante de contrações máximas. Acreditamos que essa é uma maneira de validação ampla da metodologia, indo além de um único salto sem sobrecarga.

## 3.2 Materiais e métodos

### 3.2.1 Modelos musculoesqueléticos

O modelo musculoesquelético que foi empregado neste trabalho é baseado em trabalhos desenvolvidos para simulações preditivas ou inversas de marcha (DEMBIA et al., 2020a; FALISSE; AFSCHRIFT; DE GROOTE, 2022; HAMNER; SETH; DELP, 2010; ONG et al., 2019; RAJAGOPAL et al., 2016; SETH et al., 2018), bem como simulações preditivas de saltos (PORSÁ; LIN; PANDY, 2016). O modelo biomecânico desenvolvido possui: compatibilidade com OpenSim; músculos implementados compatíveis com *Direct Collocation* (DE GROOTE et al., 2016); 19 graus de liberdade (tornozelos (2), joelhos (2), quadris (6), pelve (6), tronco (3)); membros superiores bloqueados; superfícies de contato no pé para estimar as forças de reação do solo (FRS); barra e anilhas olímpicas para simulação de saltos com sobrecarga.

Os membros superiores são fixos em uma posição para simular o suporte da barra sobre os ombros. A barra (2,2m de comprimento, 28 mm de diâmetro) e anilhas (450 mm de diâmetro, 30 mm de altura) têm dimensões seguindo padrões olímpicos. A Figura 3.21 apresenta o modelo referência em pé e na posição inicial do salto agachado.

No decorrer deste trabalho, este modelo será referenciado como modelo REF.

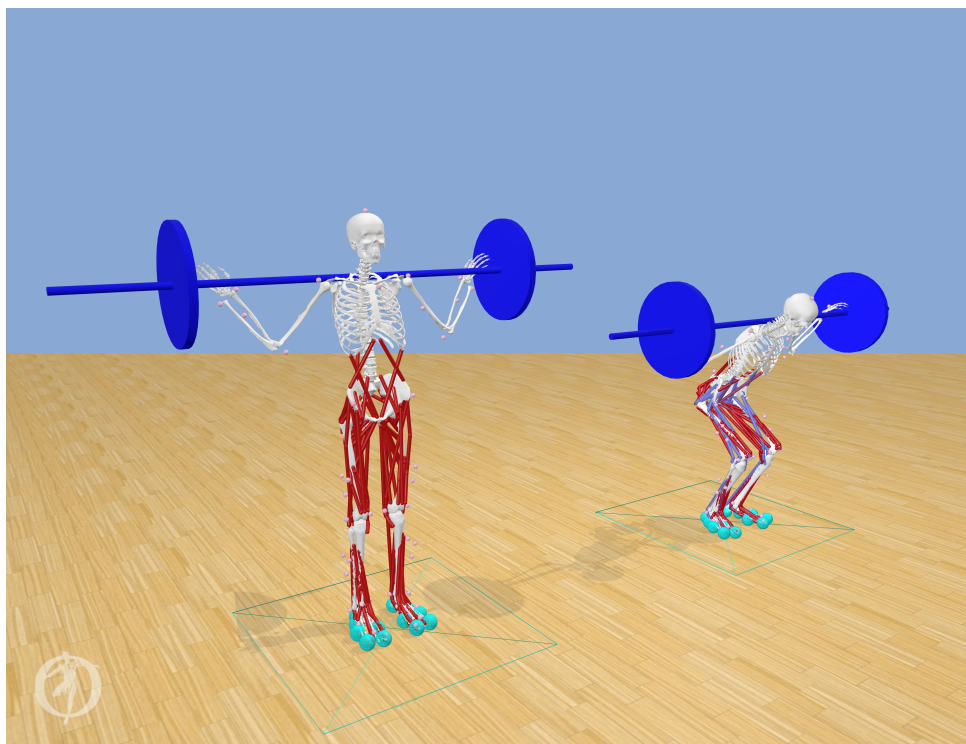


Figura 3.21 – Modelo musculoesquelético para pesquisa em saltos verticais agachados. Na esquerda em posição ereta, na direita em posição inicial para salto vertical agachado. Sobrecargas são implementadas variando-se a massa e momento de inércia do conjunto de barra e anilhas.

### 3.2.1.1 Modificação de parâmetros do modelo referência

A simulação sem sobrecarga foi implementada com barras e anilhas possuindo massa e momento de inércia nulos. Todas as sobrecargas inferiores ou iguais a 20 kg são implementadas alterando a massa e momento de inércia da barra. Na ocasião de mais de 20 kg de sobrecarga, a massa necessária acima de 20 kg foi adicionada igualmente a duas anilhas colocadas a 70 cm do centro da barra. Seguida à alteração de massa de sobrecarga, foram feitas as correspondentes alterações no momento de inércia dos corpos.

### 3.2.2 Simulação preditiva de salto vertical agachado

As simulações preditivas de salto foram implementadas através da customização das funcionalidades da ferramenta OpenSim Moco 4.5.1 (seção 2.3.3), já presentes na instalação do OpenSim 4.5. Estas ferramentas incorporam algoritmos de *Direct Collocation* e *Non Linear Programmers* (NLP) para solução de um problema de otimização de trajetória. Estes algoritmos (seções 2.3.1 e 2.3.2) permitem definir quais regras devem ser respeitadas durante a simulação (Leis de Newton, gravidade, dinâmica muscular, forças internas, dentre outras) e efetivamente prever uma trajetória. Nesta pesquisa, este problema de controle ótimo é definido para que seja encontrado o salto mais alto a partir de uma posição agachada pré definida. Ao total, são encontradas séries temporais de 222 variáveis de estados e 92 sinais de controle gerados pelo programa IPOPT (BIEGLER; ZAVALA, 2009), um NLP. Os resultados respeitam as restrições de início, fim, caminho (ao longo do tempo de simulação) e amplitudes dos sinais de controle, otimizando uma função de custo projetada.

#### 3.2.2.1 Configurações para *Direct Collocation*

Para obtenção de simulações preditivas de saltos verticais, é necessário estabelecer diversos parâmetros que determinam como o salto pode ser executado e como seu desempenho deve ser medido. A definição destes parâmetros é importante pois necessitamos que a única diferença entre simulações seja sobrecarga dos modelos. Estes parâmetros estão apresentados com mais detalhes na seção 2.3.2.

Resultados preliminares e outras referências (FALISSE; SERRANCOLÍ et al., 2019b; FALISSE; PITTO et al., 2020; FALISSE; AFSCHRIFT; DE GROOTE, 2022) apontam para a utilização de malha com 40 nós para colocação e no máximo 1000 iterações. Para reduzir o tempo de processamento sem comprometer a trajetória resultante, a tolerância da convergência foi definida como 0,001, enquanto a tolerância da restrição será definida como 0,0001. O palpite inicial, parâmetro *initial guess*, para o solucionador de NLP será mantido o mesmo durante todas as simulações. Este foi definido a partir de simulações sem palpite inicial de modelos com apenas movimentação no plano sagital (demais graus de liberdade bloqueados).

As tabelas 3.1 e 3.2 apresentam o conjunto de restrições de bordas e de caminho, respectivamente, utilizadas em todas simulações. Todas as velocidades articulares iniciais tem valor definido em 0,00 m/s. Devido a utilização das esferas de contato nos pés, é esperado que diferentes massas do sistema (sobrecarga) implicam em maior penetração das esferas no plano de contato (solo). Tais diferenças, se não levadas em consideração, originam pequenas fases de queda livre do modelo, o que não deve se esperar no início do salto agachado.

Aliado a isso, a diferença da posição do centro de massa global é alterada com a sobrecarga, necessitando de pequenas alterações nos ângulos das articulações para manutenção do centro de pressão, CoP, dentro da base de suporte.

Tabela 3.1 – Valores de restrições de borda iniciais determinadas para simulações preditivas de salto agachado.

Estados		Restrições de bordas iniciais		
Articulação		Sobrecarga 0%	Sobrecarga 50%	Sobrecarga 100%
Lombar	flexão (°)	10,00	-2,00	-4,50
	inclinação (°)	0,00	0,00	0,00
	rotação (°)	0,00	0,00	0,00
Pélvis	inclinação (°)	35,00	35,00	35,00
	obliquidade (°)	0,00	0,00	0,00
	rotação (°)	0,00	0,00	0,00
	translação eixo-x (m)	0,00	0,00	0,00
	translação eixo-y (m)	0,65	0,647	0,645
	translação eixo-z (m)	0,00	0,00	0,00
Quadril	flexão (°)	94,00	94,00	94,00
	adução (°)	0,00	0,00	0,00
	rotação (°)	-3,00	-3,00	-3,00
Joelho	flexão (°)	94,00	94,00	94,00
Tornozelo	dorsiflexão (°)	0,00	0,00	0,00

Aliada a estas restrições, a função de custo, equação 3.1, quantifica o desempenho do salto, direcionando a convergência da solução de otimização. Na sua construção são utilizados termos referentes posição vertical do CoM,  $p_{CoMy}$ , velocidade vertical do CoM,  $v_{CoMy}$  e tempo de simulação  $t_{sim}$ .

$$\begin{aligned}
 J_{total} &= w_t J_t - J_p - \frac{1}{2g} J_v \\
 J_t &= t_{sim} \\
 J_p &= p_{CoMy}(t_{sim}) \\
 J_v &= v_{CoMy}^2(t_{sim}) \\
 g &= 9,81
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

Esta formulação baseia-se na publicação de Porsa, Lin e Pandy (2016) e Pandy, Zajac et al. (1990), contudo para obter saltos com o mínimo de alteração entre os parâmetros, foi

Tabela 3.2 – Valores de restrições de caminho determinadas para simulações preditivas de salto agachado.

Estados		Restrições de caminho	
Articulação		Mín.	Máx.
Lombar	flexão (°)	-14,00	30,00
	inclinação (°)	-5,00	5,00
	rotação (°)	-5,00	5,00
Pélvis	inclinação (°)	-90,00	5,00
	obliquidade (°)	-5,00	5,00
	rotação (°)	-5,00	5,00
	translação eixo-x (m)	-2,00	2,00
	translação eixo-y (m)	0,5	2
	translação eixo-z (m)	-1,00	1,00
	Quadril	Flexão(°)	-120,00
	adução (°)	-5,00	5,00
	rotação (°)	-5,00	-5,00
Joelho	flexão (°)	0,00	138,00
Tornozelo	dorsiflexão (°)	-40,00	35,00

Tabela 3.3 – Restrições de posição vertical final do CoM aplicadas para diferentes sobrecargas.

Sobrecarga	Restrição final para posição vertical CoM (m)
0%	[1,26 - 10]
50%	[1,34 - 10]
100%	[1,35 - 10]

necessária adicionar as restrições de borda para a posição vertical CoM, Tabela 3.3. Esta medida foi útil para escapar de regiões de mínimos locais nas quais o modelo ao invés de saltar apenas levanta-se. Apesar do CoM não ser uma variável de estado do sistema, sua utilização é necessária pois os modelos com sobrecargas tem essa posição variada substancialmente, além de saltarem menos em relação aos modelos com sobrecarga 0%.

No entanto, o controle de tempo de simulação não foi efetivo como referenciado em [Porsa, Lin e Pandy \(2016\)](#). Esta limitação do OpenSim Moco foi contornada por uma busca manual do intervalo ideal de tempo de simulação utilizado para cada condição de sobrecarga. Durante o desenvolvimento da pesquisa, percebeu-se que tempos de simulação menores implicaram em movimentos mais explosivos. Simulações com mesmos parâmetros, porém com menos tempo limite de simulação, resultaram em salto com maiores ativações musculares, e conseqüentemente maior altura do salto do que suas comparações diretas.

### 3.2.3 Validação

A rotina de otimização para geração de saltos verticais agachados máximos foi validada através da comparação com dados coletados no Laboratório de Pesquisa em Treinamento de Força, LPTF - UnB (registro CONEP número 3.796.898) ([VIEIRA; UGLIARA et al.,](#)

2025).

### 3.2.3.1 Saltos sem sobrecarga

A comparação dos dados simulados com os dados de atletas foi feita a partir das variáveis obtidas com processamento do sinal de força de reação ao solo simulados e registrados por plataforma de força, respectivamente. As variáveis escolhidas são: força média, força máxima, impulso, potência média, velocidade vertical média, deslocamento vertical do CoM durante a fase de propulsão ( $h_{po}$ ), duração da propulsão ( $t_{prop}$ ) e altura do salto ( $h$ ) (calculado através da velocidade de decolagem).

A distribuição de probabilidade de cada variável em diferentes sobrecargas (0%, 50% e 100% da massa corporal) da amostra de humanos foi estimada e observado se os valores simulados são considerados *outliers*. A multicolinearidade entre as variáveis (afinal todas estão interligadas por regras da mecânica clássica) foi avaliada utilizando matriz de correlação e teste de normalidade multivariado (teste Henze-Zirkler).

Para análise univariada, em condições de distribuições consideradas normais utilizando o método de Shapiro-Wilk, foi utilizado o *z-score* para identificação de *outliers*, pontos fora do intervalo  $[-3, 3]$ . Caso contrário, a abordagem não paramétrica a partir do intervalo interquartil (IIQ)  $[-1,5 \times IIQ, 1,5 \times IIQ]$  foi utilizada.

Para análise multivariada, diante de uma distribuição multinormal (teste Henze-Zirkler (KORKMAZ; GOKSULUK; ZARARSIZ, 2014)), a distância de Mahalanobis pode ser utilizada, senão, a abordagem de identificação de *outliers* por árvores binárias, *isolation forest* (AGGARWAL, 2015).

Como o gráfico de força de reação ao solo tem um formato característico para saltos agachados, os saltos simulados foram classificados como válidos ou não a partir de um "Jump Score". Essa metodologia baseia-se na análise do gráfico de aceleração vertical do centro de massa, normalizado de 0 a 100% do tempo de propulsão, a partir de uma decomposição em valores singulares (SVD) (AGGARWAL, 2015; BRUNTON; KUTZ, 2019). Ao aplicarmos o SVD, temos um espaço vetorial ortonormal (constitui um sistema de coordenadas reorientado) alinhado na direção dos vetores singulares que melhor representam a variabilidade da amostra. Ao aplicarmos as projeções dos vetores de aceleração ( $n=101$ ) neste espaço vetorial, temos um índice de distância para o vetor médio (centroide) que representa todos os saltos da amostra. Essa medida de distância pode então ser utilizada para identificar *outliers* levando em conta todos os pontos coletados. O uso do SVD para construção de um índice é inspirado no *gait deviation index* (GDI) criado por Schwartz e colaboradores (SCHWARTZ; ROZUMALSKI, 2008), amplamente utilizado para avaliações de marcha em pessoas com paralisia cerebral.

### 3.3 Resultados

Para a etapa de validação, foram utilizados os dados de salto agachado realizados por atletas de combate extraídos da pesquisa [Categorical agreement between measured and estimated force–velocity–power profiles in free-weight squat jumps among combat athletes \(2025\)](#), (VIEIRA; UGLIARA et al., 2025). Apenas os saltos agachados com peso corporal (sobrepeso 0%) em que não houve identificação de contramovimento (redução da força de reação ao solo em menos do que 10% do valor máximo de força resultante registrado na fase de propulsão),  $n=39$ , compuseram a amostra de dados de referência.

A Figura 3.22 apresenta a aceleração do centro de massa do melhor salto de cada um dos 39 participantes da pesquisa e do salto simulado a ser validado. Além do sinal de aceleração, a força de reação ao solo também foi utilizada para encontrar as variáveis representativas do salto vertical agachado para validação de constructo.

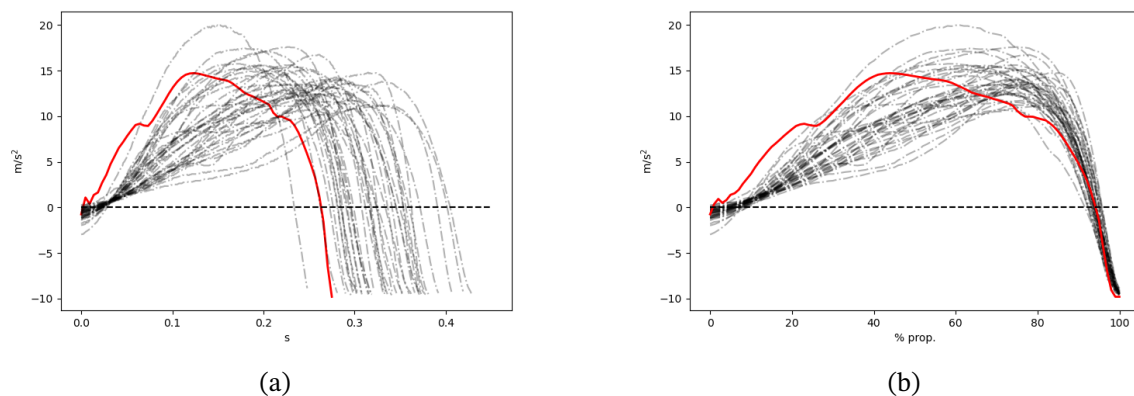


Figura 3.22 – Sinal de aceleração obtido em amostra de humanos,  $n=39$  (preto) e salto simulado (vermelho) durante fase de propulsão de salto agachado com 0% de sobrecarga. Em (a) temos os sinais sobrepostos em relação ao tempo, e em (b) os sinais sobrepostos em relação ao percentual de tempo de propulsão.

#### 3.3.1 Variáveis representativas do salto vertical agachado

Tabela 3.4 apresenta dados estatísticos que descrevem a amostra de validação, bem como os valores simulados. Apenas as variáveis  $h_{po}$ ,  $J$  e potência média apresentam distribuição não normal segundo teste Shapiro-Wilk (p-valor abaixo de 0,05) (BROWNLEE, 2018). Dessa maneira, a identificação de *outliers* para variáveis com distribuição normal baseou-se no valor do z-score, sendo considerados valores extremos aqueles com z-score fora do intervalo  $[-3, 3]$  (AGGARWAL, 2015).

A análise não paramétrica de outliers por intervalo interquartil (*boxplot*) corrobora com os valores da tabela 3.4. A Figura 3.23 apresenta os dados populacionais da amostra em formato de *boxplot* e o dado simulado obtido sobre esta distribuição. *Outliers* são considerados fora dos limites de dados  $[Q1 - 1,5.IIQ, Q3 + 1,5.IIQ]$ .

Tabela 3.4 – Resultados para validação do salto simulado com sobrecarga 0%.

Amostra n=39	h (cm)	hpo(cm)	Força máx.(N)	Força méd.(N)	Vel. méd. (m/s)	J(N.s)	Pot. méd.(W)	tprop(s)
Shapiro-Wilk (W)	0,98	0,93	0,97	0,96	0,97	0,92	0,93	0,98
P-valor	0,73	0,02*	0,34	0,17	0,37	0,01*	0,02*	0,79
Média	29,94	35,66	1821,37	1301,02	1,04	185,88	1368,38	339,79
Desvio padrão	5,72	4,68	248,50	192,36	0,12	32,78	312,66	39,89
Valor simulado	31,33	33,77	1843,38	1396,49	1,23	186,10	1717,00	275,00
Z-value	0,24	-0,40	0,09	0,50	1,53	0,01	1,12	-1,62

Variáveis que não possuem distribuição normal segundo o teste de Shapiro-Wilk tem seus *p-valores* indicados com \*.

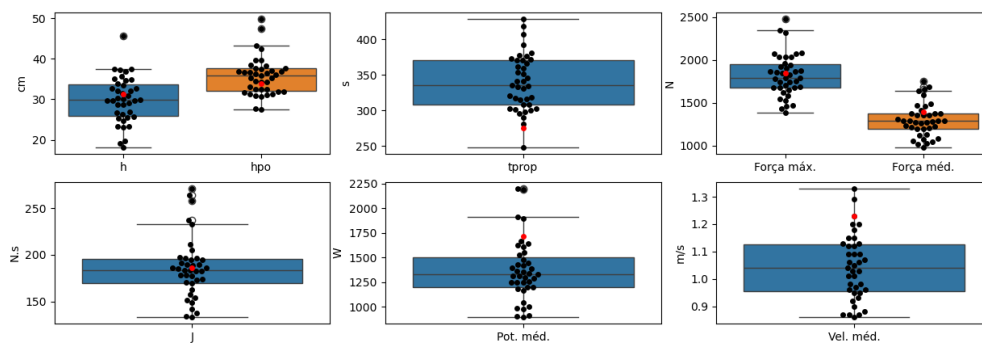


Figura 3.23 – Distribuição de variáveis descritivas de saltos para população de humanos utilizada na validação. Em vermelho dados obtidos de salto simulado.

A tabela 3.5 apresenta a correlação entre as variáveis de salto e a multicolinearidade pode ser observada em valores altos de correlação (intervalo de 0,5 a 1)

Tabela 3.5 – Matriz de correlação entre variáveis descritivas do salto.

	h (cm)	hpo(cm)	Força máx.(N)	Força méd.(N)	Vel. méd. (m/s)	J(N.s)	Pot. méd.(W)	tprop(s)
h	1	-	-	-	-	-	-	-
hpo	<b>0,578</b>	1	-	-	-	-	-	-
Força máx.	0,317	0,095	1	-	-	-	-	-
Força méd.	0,371	0,255	<b>0,945</b>	1	-	-	-	-
Vel. méd.	<b>0,864</b>	<b>0,546</b>	0,303	0,444	1	-	-	-
J	<b>0,581</b>	<b>0,579</b>	<b>0,839</b>	<b>0,919</b>	<b>0,55</b>	1	-	-
Pot. méd.	<b>0,683</b>	0,466	<b>0,784</b>	<b>0,893</b>	<b>0,792</b>	<b>0,902</b>	1	-
tprop	-0,201	<b>0,558</b>	-0,216	-0,193	-0,382	0,065	-0,29	1

Em negrito estão destacadas as correlações altas (0,5 a 1).

A análise multivariada paramétrica (distância de Mahalanobis) foi descartada devido a não normalidade multivariada da amostra segundo teste Henze-Zirkler,  $hz = 1.25$ ,  $p\text{-valor} = 2.88e^{-20}$ .

O método de *isolation forest* aplicado identificou o salto simulado como pertencente a amostra. Devido ao número de variáveis (8), a visualização do resultado dessa análise não paramétrica multivariada só é possível via uma redução de dimensão via análise de

componentes principais (*Principal Components Analysis*, PCA). Na Figura 3.24 temos a representação das variáveis escolhidas para descrever o salto vertical em dois componentes principais, CP1 e CP2. A rotulação dos dados foi efetivada a partir do resultado do algoritmo *isolation forest*.

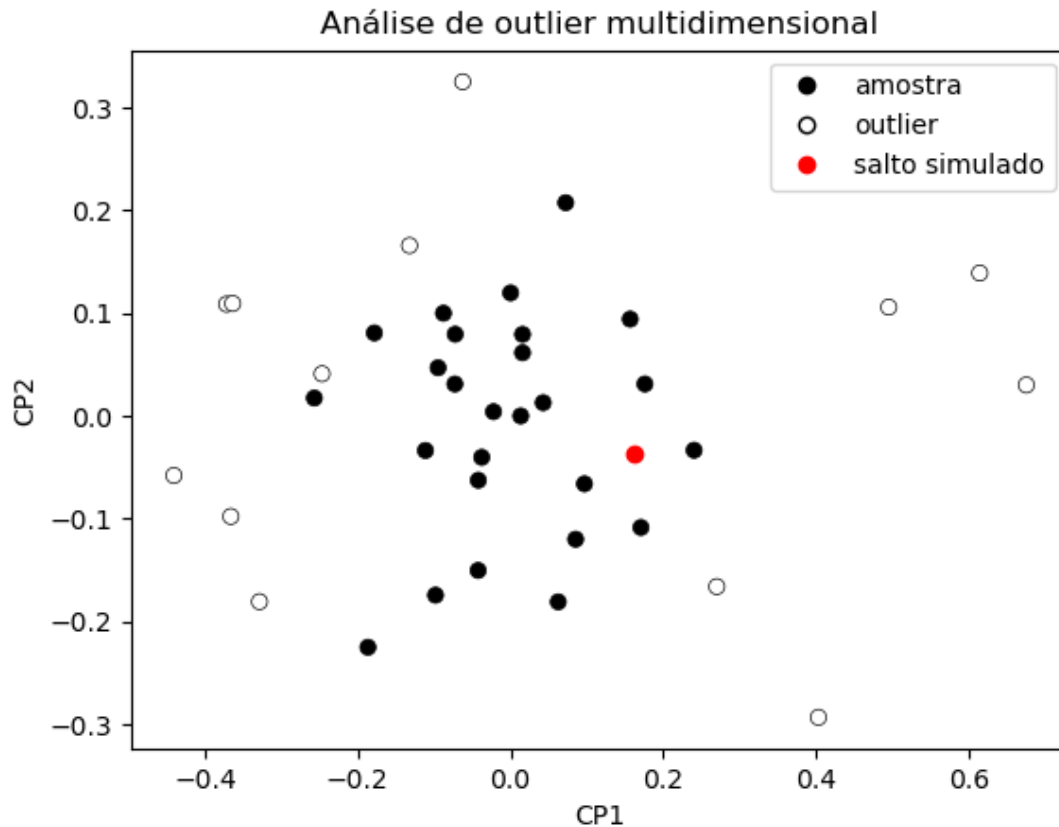


Figura 3.24 – Representação gráfica do espaço multivariado das variáveis descritivas do salto ( $n=8$ ) com dois componentes principais. Grupos foram identificados com algoritmo de *isolation forest* aplicado sobre todo espaço ( $n=8$ ).

### 3.3.2 Análise de padrão de movimento - *Jump Score*

A Figura 3.25 apresenta a sobreposição do sinal de aceleração do centro de massa do salto simulado sobre a distribuição de dados (percentil 95%) calculados para cada percentual do tempo de propulsão (normalização com 101 pontos). O sinal de aceleração para o salto simulado permanece dentro da zona da nuvem de distribuição por 57,4% da fase de propulsão.

A partir da decomposição em valores singulares, SVD, o "*Jump Score*" foi computado. Os dados de aceleração dos 39 atletas de combate foram utilizados para criação da matriz ortonormal  $U$  e da matriz de valores singulares  $S$ . Para reconstrução dos saltos, foram selecionados 4 dos 39 valores singulares (obtendo mais de 99% de variabilidade acumulada dos dados).

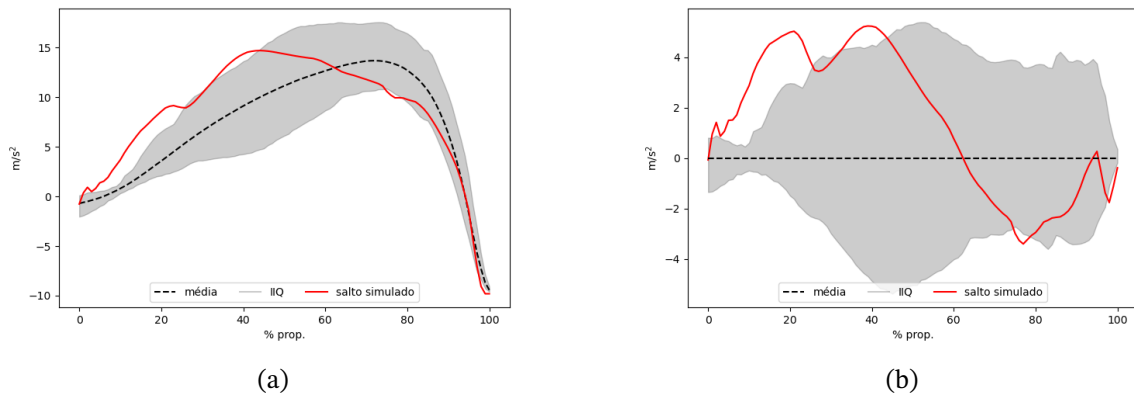


Figura 3.25 – Análise de padrão de movimento. A, valores de aceleração do salto simulado sobrepostos à distribuição de valores (percentil 95%) a cada instante do percentual de tempo de propulsão. B, valores de A subtraídos da média populacional.

A Figura 3.26 apresenta um exemplo de reconstrução de um dos dados de aceleração de centro de massa da amostra de humanos. A cada novo vetor da matriz  $U$  adicionado, melhor a reconstrução do sinal. A técnica do SVD já cria autovetores ordenados da maior para menor variabilidade encontrada na amostra.

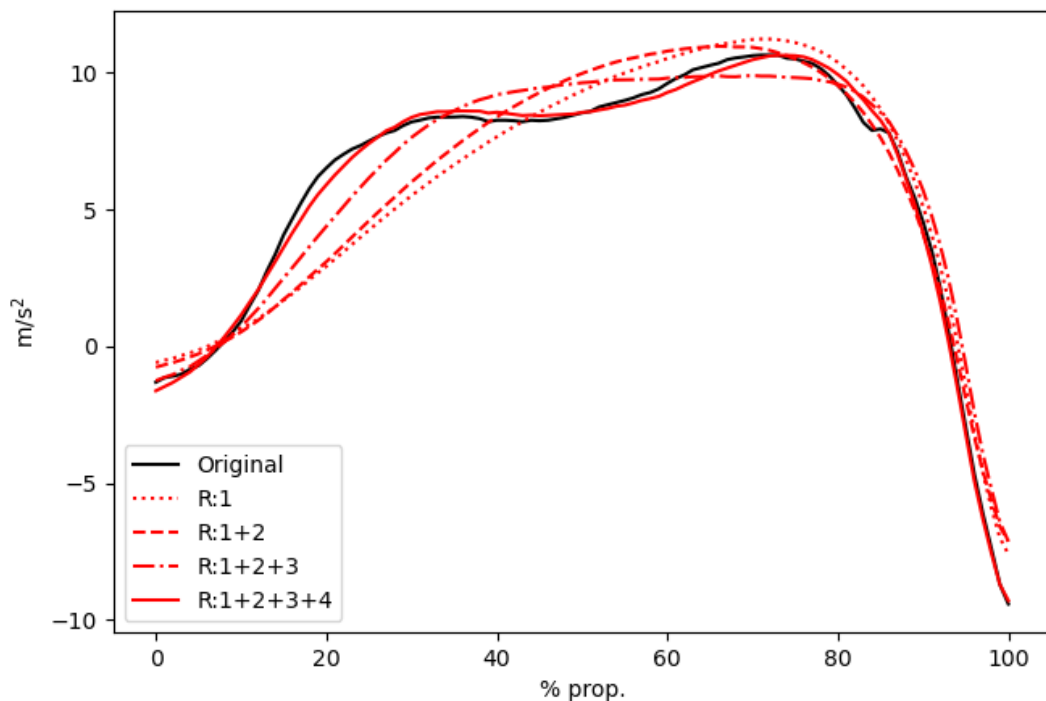


Figura 3.26 – Exemplo de reconstrução de curva de aceleração do centro de massa de atleta de combate da amostra de validação a partir de decomposição em SVD. Cada curva com rótulo  $R$  representa uma reconstrução diferente a partir de vetores da principais da matriz  $U$ .

A Figura 3.27 apresenta a distribuição do logarítmico da distância entre curvas ( $n=39$ )

dos dados de humanos. Essa distância é calculada através da projeção das acelerações de cada salto em cada um dos quatro primeiros vetores da matriz  $U$  que representam os valores singulares selecionados. Os coeficientes calculados para cada projeção são utilizados para compor um novo vetor de características ( $n=4$ ) e a norma desse vetor é a distância da curva de aceleração ao centroide da amostra. O logaritmo dessa medida de distância tem distribuição normal, e o z-score, denominado "*Jump Score*", para a curva de aceleração do salto simulado é de 1,06, não sendo considerado com outlier.

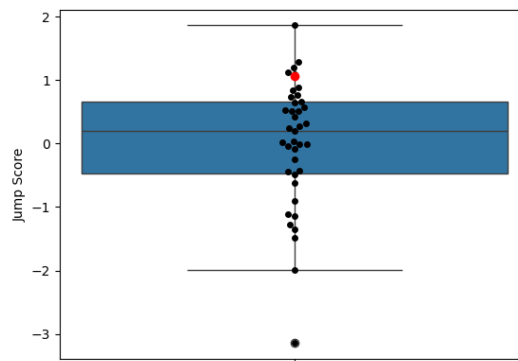


Figura 3.27 – Distribuição dos valores de "*Jump Score*" desenvolvido a partir de decomposição SVD. Em vermelho "*Jump Score*" da curva de aceleração do salto simulado.

## 3.4 Discussão

### 3.4.1 Determinação de problema de controle ótimo

As simulações realizadas utilizaram uma função de custo e restrições de caminho ou borda únicas que permitem simular um salto agachado. É importante obter configurações de simulações que produzam resultados compatíveis (altura de salto) sensíveis às características conhecidas dos modelos. Em outras palavras: devemos simular saltos com nosso modelo de referência semelhantes a saltos humanos; saltos com sobrecarga devem ser menores do que seus respectivos modelos de referência.

Este trabalho optou por adaptar a função de custo implementada em [Porsa, Lin e Pandy \(2016\)](#) e [Pandy, Zajac et al. \(1990\)](#), para a ferramenta OpenSim Moco. Esta função de custo maximiza a posição de decolagem (altura máxima do CoM) e velocidade máxima de decolagem (elevada ao quadrado) ao fim da simulação ( $t_{sim}$ ).

$$\begin{aligned}
 J_{total} &= -J_p - \frac{1}{2g}J_v \\
 J_p &= p_{CoMy}(t_{sim}) \\
 J_v &= v_{CoMy}^2(t_{sim})
 \end{aligned}
 \tag{3.2}$$

Vale ressaltar que em Porsa, Lin e Pandy (2016) a rotina de otimização com *direct collocation* ainda minimiza o tempo de simulação  $t_{sim}$  e impede o contramovimento restringindo a aceleração do centro de massa a apenas valores positivos no início da simulação.

A função de custo da equação 3.2 ainda é conveniente, pois ao multiplicarmos ela por  $mg$ , temos exatamente a energia na direção vertical do sistema (energia potencial e cinética). A minimização do tempo de simulação se trata neste caso de uma maneira de termos um movimento explosivo, grande potência no movimento dos membros inferiores, no qual o modelo não realiza paradas, e a tripla extensão coordenada de quadril, joelho e tornozelo (plantiflexão). Em um caso especial de  $t_{sim}$  ser exatamente o tempo de propulsão, a altura do salto é exatamente  $h = v_{CoMy}^2(t_{sim}) / 2g$ .

Com as ferramentas disponíveis no Opensim Moco, não é possível reproduzir exatamente a função de custo 3.2, pois a ferramenta não permite a otimização do tempo sem o mesmo estar inserido na função de custo. Neste trabalho a minimização do tempo de simulação apenas foi possível se o custo do tempo for somado aos demais termos da função de custo, como apresentado na equação 3.1.

A definição de  $w_t$  (peso multiplicado ao tempo final de simulação) é desafiadora pois ele é correlacionada às variáveis da função de custo (posição e velocidade do centro de massa). Foi necessário utilizar um valor baixo que não penalizasse o movimento em detrimento de apenas terminar a simulação o mais rápido possível.

No intuito de acelerar a convergência, outras estratégias de funções de custo foram estudadas, principalmente aquelas que sabidamente influenciam positivamente a altura do salto, como por exemplo, qualquer estratégia de integração da aceleração ou velocidade. À primeira impressão, são alternativas que teriam maior velocidade de convergência, já que a operação de integração numérica potencializa valores maiores de velocidade ou aceleração desde o início da simulação. Contudo, exigem um controle muito preciso do fim da simulação. Isso acontece porque durante a fase de voo toda a transferência de energia dos músculos para propulsão já foi feita. Qualquer integração durante a fase de voo apenas reduz o valor final da função de custo que utiliza integrações de aceleração e velocidade.

O controle do contramovimento foi feito por meio das restrições de caminho da posição vertical da pelve (origem da nossa cadeia cinemática do modelo). As posições de início do movimento são determinadas a partir da sobrecarga, todas maiores que 0,6m, e todas as simulações foram feitas restringindo a posição vertical da pelve entre 0,5 e 2m. Não foi necessário estipular apenas velocidade vertical positiva para a pelve, o que auxiliou na convergência das simulações.

Diante dessas características aqui discutidas, a função de controle implementada na equação 3.1 possui todos os atributos das funções de custo de trabalhos anteriores e otimiza a convergência utilizando a ferramenta Opensim Moco.

### 3.4.2 Validação de dados simulados

Os resultados da etapa de validação indicam que a simulação de salto agachado para o modelo referência possui características que seguem a média de uma amostra de atletas de combate. Ou seja, os dados coletados da força de reação ao solo que impulsiona o modelo verticalmente se misturam naturalmente com as demais registradas em humanos, não sendo reconhecidos como *outlier*.

#### 3.4.2.1 Análise univariada e multivariada

A análise de *outliers* foi feita no âmbito de variáveis cinemáticas e cinéticas específicas no campo da pesquisa de saltos verticais: força média, força máxima, impulso, potência média, velocidade vertical média, deslocamento vertical do CoM durante a fase de propulsão ( $h_{po}$ ), duração da fase de propulsão e altura do salto (calculado através da velocidade de decolagem).

A análise individual das variáveis, utilizada amplamente em estudos de saltos verticais, foi realizada utilizando-se do *z-score* para variáveis identificadas com distribuição normal no teste de Shapiro-Wilk. Os valores calculados para o salto simulados em todas ficaram dentro do intervalo  $[-3,3]$ , sendo interpretadas como pertencentes à distribuição. Em uma análise não paramétrica via intervalo interquartil, todas as variáveis extraídas do salto simulado também foram consideradas como pertencentes à distribuição.

Contudo, como todas as variáveis são extraídas do gráfico de força de reação ao solo, há de se esperar multicolinearidade entre as mesmas. Na tabela 3.5 podemos observar a potência média como uma das variáveis mais correlacionadas com as demais.

Apesar de não ser tão comum na pesquisa com saltos, a análise multivariada de *outliers* pode ser empregada para contornar essa multicolinearidade. Contudo, estratégias paramétricas (distância de Mahalanobis) não podem ser utilizadas com os dados disponíveis, já que eles não passaram no teste de Henze-Zirkler de normalidade multivariada.

O método não paramétrico utilizado, *Isolation Forest*, permite calcular a proximidade  $n$ -dimensional entre os pontos da amostra (incluindo-se os dados obtidos do salto simulado) e criar um classificador de *outliers*. Através desse método multivariado e não paramétrico, os dados também foram classificados como pertencentes à amostra de humanos.

Devido a multidimensionalidade dos dados,  $n = 8$ , não é possível visualizar o resultado do *Isolation Forest*. Contudo, ao realizarmos a redução de dimensão com PCA, apenas para visualização, fica evidente que o salto simulado está próximo do centroide de variabilidade da amostra.

### 3.4.2.2 Análise de *Jump Score*

Apesar dos resultados positivos da análise de *outliers* das variáveis cinéticas e cinemáticas descritivas do salto vertical agachado, a força de reação ao solo (e consequentemente a aceleração do CoM) do salto humano possui um formato característico resultante da maneira em que o corpo humano transfere a energia muscular ao sistema músculo esquelético, e deste para o solo. Esse tipo de análise de curvas em biomecânica está em ampla aplicação devido aos avanços em pacotes estatísticos de Análise Funcional de Dados, notadamente o SPM, *Statistical Parametric Mapping*.

Contudo, a maioria dessas estratégias realiza a comparação de grupos, procurando testar se a curva média de um grupo é diferente da de outro, levando-se em conta suas variabilidades. Este não é o caso dessa pesquisa, na qual temos um grupo de curvas de aceleração, e uma única curva que deverá ser testada em relação a este grupo.

Ao definirmos um novo espaço vetorial composto pelos pontos da curva de aceleração normalizada para o tempo de propulsão, temos um espaço vetorial  $n = 101$ . Caracterizando não mais a curva de aceleração de cada salto, mas sim um único vetor de características para cada curva. Ao aplicarmos a decomposição em valores principais, SVD, podemos determinar uma base vetorial na qual podemos calcular a projeção de cada curva (vetor de características) neste espaço.

Em outras palavras, essa projeção é uma medida de distância de cada vetor (salto) para o centroide da população de curvas. Essa distância pode ser interpretada como um *jump score*, pois quando maior o valor, mais distante estaremos de um salto que constitui o centroide. Essa variável de distância foi utilizada para cálculo do *z-score* e definição se a curva simulada é considerada *outlier* ou não. Ao utilizar o log da distância, obteve-se uma distribuição normal e então o cálculo do *z-score*. A partir desse classificador, a curva de aceleração do salto simulado pertencente a amostra de saltos humanos.

Apesar da análise das curvas via SVD ser redundante diante de todos os demais dados de validação, ela mostrou-se muito útil diante da interpretação de intervalo interquartil (Figura 3.25). O dado simulado permaneceu dentro do estado interquartil em aproximadamente 57% do tempo de propulsão. Contudo, a análise SVD mostra que a região onde está concentrada a diferença apresenta pouca variabilidade para diferenciar as curvas, não sendo relevante diante da variabilidade de saltos humanos.

### 3.4.2.3 Comparação com outros trabalhos simulados e outras referências de saltos humanos

O traçado da aceleração vertical do CoM do modelo REF, Figura 3.22, será discutido com maior detalhes a partir dos resultados dos saltos simulados de seus modelos derivados, seja adicionando sobrecarga, seja com modificações nas forças isométricas máximas dos plantiflexores do tornozelo, modelo TOR, ou extensores do joelho, modelo JOE. Contudo, já

é possível comparar seu formato com outros trabalhos simulados, ou outros trabalhos com humanos.

É possível notar que existem dois picos de aceleração durante a fase propulsiva. O que não acompanha o traçado médio do grupo de humanos utilizado para validação, contudo acontece em atletas de combate da amostra, como registrado na Figura 3.26. Embora não seja comum a publicação de gráficos de aceleração de centro de massa em todas as publicações que utilizam salto agachado, é possível encontrar na literatura outras referências que suportam o raciocínio de que existe uma variabilidade inerente no formato da curva e este pode ser uma ferramenta de diagnóstico e graduação de condições favoráveis ao salto. Por exemplo um comportamento onde existe mais ou menos coordenação intersegmentar entre tornozelo, joelho e quadril.

Na Figura 3.28 temos uma coletânea de algumas publicações que registraram curvas de aceleração vertical de CoM, ou força de reação ao solo, de indivíduos, ou de grupos. Em (a) temos um exemplo de uma força de reação ao solo de salto com sobrecarga (17kg) (JIMÉNEZ-REYES et al., 2016). Observamos a presença de dois picos, ou duas fases concêntricas, e a dificuldade do saltador de fazer uma tripla extensão (plantiflexão do tornozelo) de maneira coordenada em fase. Em (b) temos a avaliação com dados de plataforma de força de pessoas em reabilitação da lesão do ligamento cruzado anterior do joelho, LCA. Percebemos que existem também dois picos na fase de propulsão, principalmente relacionados ao lado da lesão (JORDAN et al., 2020). Em (c), apesar de se tratarem de dados amostrais (média e intervalo de confiança), para grupo PULL existe o comportamento de dois picos, ou um patamar no centro da fase propulsiva. Um comportamento que é muito atenuado na fase pós treinamento de força (SUCHOMEL et al., 2020). Em (d) temos uma curva de FRS de um indivíduo que tem uma característica de salto mais coordenada (VAN HOOREN; BOSCH, 2016).

Comparando resultado simulado do modelo REF, Figura 3.22, com demais trabalhos que utilizam simulações preditivas de salto, também observamos diferenças. Contudo, o resultado deste trabalho acompanha melhor o perfil de aceleração (ou força de reação ao solo) de dados humanos. O trabalho referência de Bobbert e Van Soest (1994) infelizmente não registra a aceleração do centro de massa, contudo traz dados de EMG para saltadores de vôlei experimentes que se correlacionam com os dados apresentados no capítulo 4. O mesmo ocorre no trabalho de Cheng (2008), registrando apenas dados de momentos articulares.

Os saltos simulados dos trabalhos de Porsa, Lin e Pandy (2016) e Anderson e Pandy (1999) se diferenciam de suas respectivas amostras de validação por uma maior taxa de desenvolvimento de força, Figura 3.29. Isso também é observado nos resultados deste capítulo (Figura 3.22). Contudo está presente na amostra de humanos um resquício de contramovimento que não está presente em nenhum dado simulado.

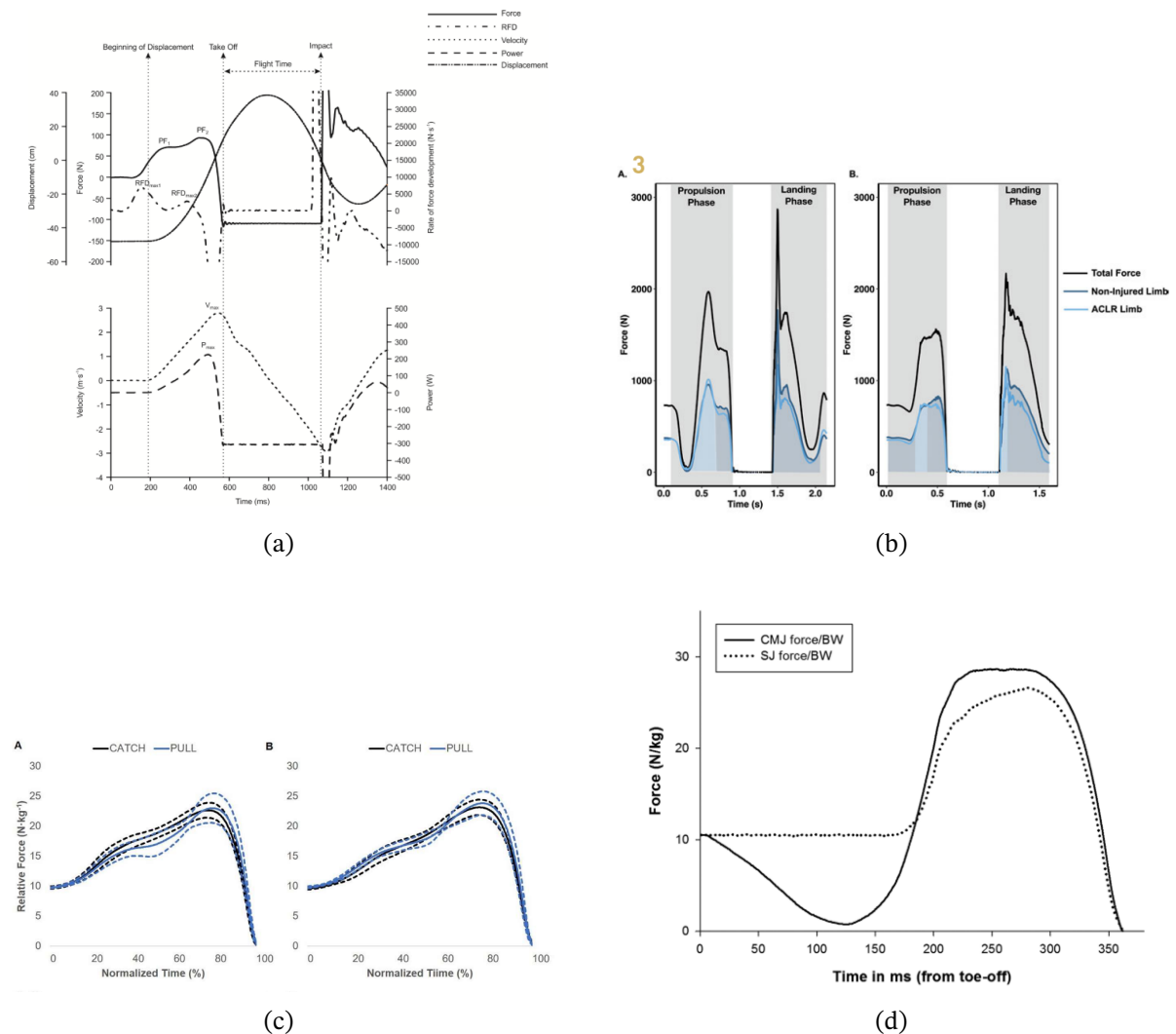


Figura 3.28 – Exemplos de traçados de força de reação ao solo vertical, ou aceleração vertical do CoM. Dados retirados de: (a) (JIMÉNEZ-REYES et al., 2016), (b) (JORDAN et al., 2020), (c) (SUCHOMEL et al., 2020), (d) (VAN HOOREN; BOSCH, 2016)

### 3.4.3 Limitações

#### 3.4.3.1 Validação da cinemática do movimento

A comparação com amostra de humanos apesar de válida, carece de uma análise cinemática. A utilização da força de reação ao solo permite estimar a cinemática e cinética do CoM, mas não é capaz de aferir a interação entre todos os corpos conectados que compõe o modelo biomecânico.

A utilização de banco de dados de movimento, como o disponível no domínio *AddBiomechanics* (WERLING et al., 2025), permitiria o acesso a toda cinemática de saltos, contudo, para garantir a validade externa deste estudo no contexto da análise biomecânica em esportes, é estratégico utilizar uma base de dados de humanos capazes de saltar com 100% de sobrecarga, ampliando a validade externa da metodologia de simulação, e o escopo dessa pesquisa para outras avaliações, notadamente o perfil força-velocidade. Este tipo de amostra,

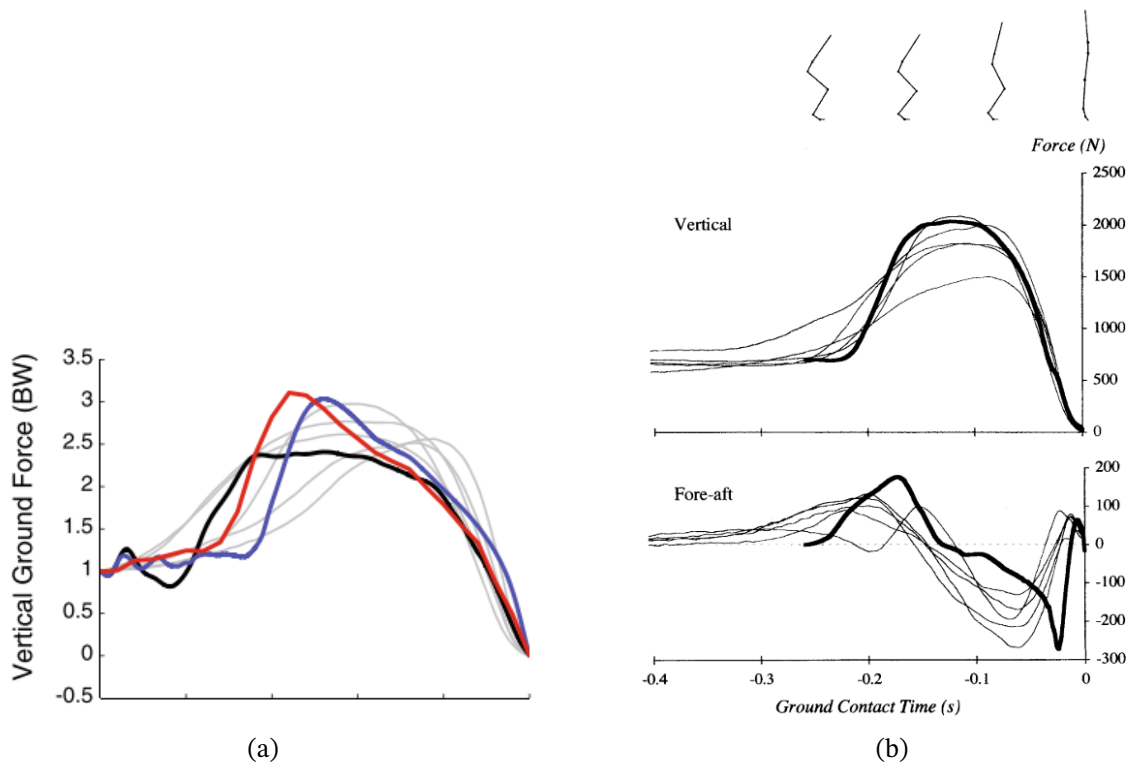


Figura 3.29 – Exemplos de traçados de força de reação ao solo vertical, ou aceleração vertical do CoM de simulações preditivas e suas respectivas amostras de validação. Dados retirados de: (a) amostra cinza, dado simulado vermelho (PORSÁ; LIN; PANDY, 2016); (b) amostra linhas finas, dados simulado linhas grossas (ANDERSON; PANDY, 1999)

até a edição deste documento, não é citado em bases de periódicos.

Dessa maneira, a validação proposta nesta pesquisa, apesar de não utilizar sinais de EMG, ou valores de ângulos articulares (PORSÁ; LIN; PANDY, 2016), permite analisar como o sinal de força de reação ao solo do movimento simulado é compatível com o da amostra de lutares em 0% de sobrecarga, considerando que todos foram capazes de saltar com 50% e 100% de sobrecarga.

#### 3.4.3.2 Configuração do problema de otimização

Apesar da ferramenta OpenSim Moco ser gratuita e democratize o uso de ferramentas de otimização com NLP e *direct collocation* para simulações preditivas, a sua implementação para movimentos esportivos não é trivial.

Além da lenta curva de aprendizado para utilização da API OpenSim, é necessário esclarecer que a aplicação no estudo de movimentos diferentes de caminhada e corrida (onde a maioria dos estudos se insere) requer: personalização de modelos musculoesqueléticos; uma tradução das regras do movimento esportivo às restrições de borda e caminho dos estados e função de custo. A personalização pode envolver a adição de aparelhos que precisam ser modelados e caracterizados, além de adicionadas as forças de contato com o modelo

musculoesquelético. Os parâmetros de otimização devem restringir o espaço de busca das soluções preditivas, com o objetivo de escapar mínimos locais, e a função de custo deve ser obtida dentro do arcabouço da ferramenta, desconsiderando iniciativas de modificar o código e recompilá-la.

Dessa maneira, apesar de utilizar inspirações em outros trabalhos, a característica de convergência do *direct collocation* como um otimizador local, a escolha dos parâmetros de otimização deste trabalho não foi trivial. Principalmente porque à primeira vista, as funções de custo de trabalhos anteriores pôde ser utilizada (em parte) para salto sem sobrecarga, mas mostrou-se insuficiente para atender a todas variações de modelo e sobrecarga propostos na metodologia.

Um determinante técnico primordial é a otimização do tempo de simulação presente em (PORSÁ; LIN; PANDY, 2016) mas não possível de implementar. Com OpenSim Moco (sem modificações) a otimização do tempo precisa ser somada ao restante dos demais termos da função de custo. Como espera-se que o tempo de cada simulação com sobrecarga modifique (notadamente o tempo de propulsão) bem como a altura do salto, o ajuste único para todas as condições desse peso tornou-se impraticável.

O controle do tempo de simulação mostrou-se essencial nos resultados aqui apresentados, pois ficou claro que há uma transição entre os espaços de soluções entre meramente levantar-se da posição agachada e saltar. Soluções que meramente colocam o modelo em posição de pé apenas foram excluídas da convergência após a restrição de altura mínima do CoM para término da simulação, bem como varredura dos valores de tempo final de simulação. Trabalhos futuros podem se beneficiar de estratégias de otimização numérica do tempo final de simulação, utilizando o OpenSim Moco apenas como parte do processo, e não como o único otimizador do sistema.

#### 3.4.3.3 Personalização de modelo

O modelo utilizado para simulações é um modelo genérico no qual apenas foram adicionadas a barra e anilhas necessárias ao salto com sobrecarga, bem como modificadas as forças isométricas máximas de cada músculo.

Dessa maneira, não houve um ajuste sofisticado para encontrar diferentes distribuições musculares em relação ao modelo referência. Apenas um fator multiplicador foi aplicado a todos os músculos permitindo o salto com sobrecarga 100%.

Esse tipo de abordagem deve ser melhorado em futuras pesquisas que buscam avaliar melhorias no gesto motor ou prever efeitos de treinamento de força. No contexto de um ensaio clínico randomizado, para cada atleta haverá um conjunto de variáveis anteriores à intervenção (treino virtual) que deverá ser mais sensível à variável desfecho. Por exemplo, em pesquisas que avaliam o perfil força-velocidade, a força isométrica máxima e a velocidade

de contração devem ser ajustadas pois são o cerce desse tipo de estudo. Para movimentos pliométricos, a rigidez do tendão de Aquiles também é um fator que não deve ser omitido.

O intuito deste trabalho foi avaliar como algumas modificações simples do modelo musculoesquelético de referência poderiam produzir um sujeito com salto equivalente a humanos inseridos dentro de um esporte, e isto foi possível em diferentes condições de sobrecarga.

### 3.5 Conclusão

Apesar de complexo, o desenvolvimento de rotina de simulação preditiva do salto agachado com ferramenta OpenSim Moco foi possível. A personalização do modelo musculoesquelético produziu um sinal de FRS compatível com um amostra de atletas de combate capazes de saltar com 100% de sobrecarga. Essa compatibilidade foi analisada quantitativamente por análises estatísticas, tanto com variáveis relevantes para análise de salto agachado, quanto para análise do formato da curva.

As adaptações realizadas na rotina de otimização (função de custo, restrições) diferem de trabalhos anteriores pois foram necessárias para obter uma metodologia de simulação genérica entre as condições de saltos (explorado com detalhes no Capítulo 4). A implementação da metodologia proposta neste trabalho pode ser ampliada para outros movimentos esportivos, contudo em movimentos explosivos é necessário salientar que o peso do tempo total de simulação na função de custo deve ser ajustado com base em estimativas realistas do tempo de simulação total. A presença de mínimos locais na função de custo, observado nesta pesquisa, só pôde ser contornada ao realizar este ajuste ou processo empírico de busca do valor ótimo do tempo final de simulação.

# 4 Comparação de simulações preditivas de salto entre modelos com aumento de força e sobrecarga

## 4.1 Introdução

Os resultados do Capítulo 3 suportam a utilização de simulações preditivas a partir de modelos musculoesqueléticos para avaliar saltos agachados. Utilizando a mesma metodologia para realizar as simulações, podemos alterar as forças isométricas máximas dos músculos que atuam como plantiflexores do tornozelo e extensores do joelho de maneira isolada.

Ao mantermos apenas esta única diferença entre os modelos (referência:REF, aumento de força simulado do tornozelo:TOR, aumento de força simulado do joelho: JOE), e mantendo todos os mesmos parâmetros necessários para realizar a otimização de trajetória por *Direct Collocation* (função de custo, restrições de caminho, início e fim) temos a possibilidade de isolar apenas a contribuição do aumento de força ao analisarmos as diferenças entre os saltos simulados. Além disso, os modelos terão suas respectivas versões que simulam salto com sobrecarga (0%, 50% e 100% de massa corporal).

Dessa maneira, apesar de não trabalharmos com uma amostra de dados de humanos, podemos garantir o controle de todas as variáveis confundidoras presentes na pesquisa. Um dos maiores desafios ao desenvolver desenhos metodológicos para pesquisas com dados de saltos humanos. Esta situação simulada é uma condição ideal para análise de sensibilidade do aumento de força em relação ao salto vertical agachado.

O objetivo deste capítulo é descrever metodologia de alteração de modelos e simulação de saltos agachados, bem como apresentar os resultados das variáveis que descrevem o salto vertical, as diferenças nas curvas de aceleração, bem como todas as demais informações disponíveis ao se utilizar modelos musculoesqueléticos: ativação muscular; momento interno articular; coordenação intersegmentar e aceleração induzida.

## 4.2 Materiais e métodos

A Figura 4.30 apresenta um fluxograma da sequência do processamento de dados. O modelo musculoesquelético referência (REF) desenvolvido na etapa 1 foi utilizado na simulação de saltos com sobrecarga na etapa 2. Na etapa 3, os modelos resultantes do aumento de força para tornozelo (modelo TOR) e joelho (modelo JOE) foram utilizados em

simulações preditivas de salto com mesmos parâmetros utilizados na etapa 2. Na etapa 4 os dados das simulações de salto foram reprocessados para análise de aceleração induzida, *Induced Acceleration Analysis-IAA*, da componente vertical da aceleração do centro de massa (LIU; ANDERSON; SCHWARTZ et al., 2008).

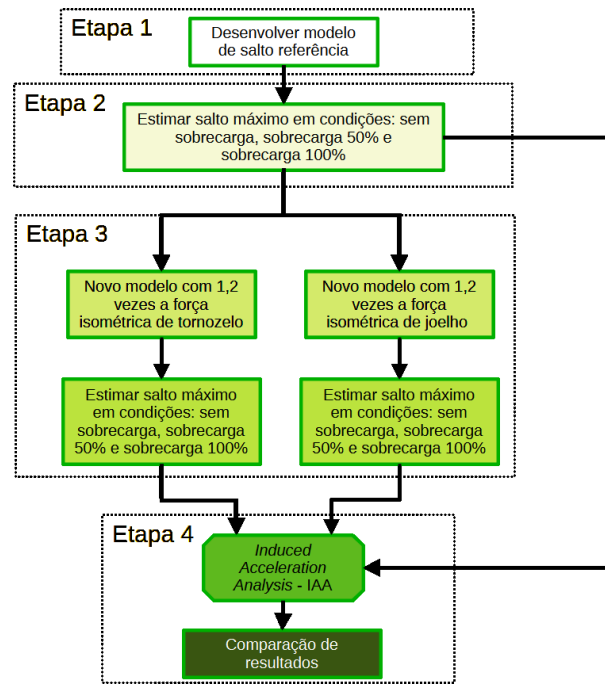


Figura 4.30 – Diagrama de blocos da metodologia para simulações preditivas de salto vertical variando-se apenas a força muscular resultante de aumento de força articular isolado.

#### 4.2.1 Modificação de parâmetros do modelo referência

Assim como no estudo de validação de simulações preditivas de salto, a simulação sem sobrecarga foi implementada com barras e anilhas possuindo massa e momento de inércia nulos. Todas as sobrecargas inferiores ou iguais a 20 kg são implementadas alterando a massa e momento de inércia da barra. Na ocasião de mais de 20 kg de sobrecarga, a massa necessária acima de 20 kg foi adicionada igualmente a duas anilhas colocadas a 70 cm do centro da barra. Seguida à alteração de massa de sobrecarga, foram feitas as correspondentes alterações no momento de inércia dos corpos.

A simulação do aumento de força muscular foi realizada com o aumento da força isométrica máxima das unidades musculotendíneas que atuam concentricamente no salto por um fator único de 20%. O valor de 20% de ganho de torque isométrico foi escolhido com base em outras publicações que utilizaram simulações (BOBBERT; VAN SOEST, 1994; CHENG, 2008). O incremento de 20% na força isométrica também é esperado após períodos curtos de treinamento resistivo (CANNON et al., 2007).

## 4.2.2 Validação de constructo

Assim como no Capítulo 3, a rotina de otimização para geração de saltos verticais agachados máximos na presença de sobrecarga, e/ou aumento da força isolado de tornozelo ou joelho foi validada através da comparação com dados coletados no Laboratório de Pesquisa em Treinamento de Força, LPTF - UnB (registro CONEP número 3.796.898) (VIEIRA; UGLIARA et al., 2025).

A comparação dos dados simulados com os dados de atletas foi feita a partir das variáveis obtidas com processamento do sinal de força de reação ao solo simulados e registrados por plataforma de força, respectivamente. As variáveis escolhidas são: força média, força máxima, impulso, potência média, velocidade vertical média, deslocamento vertical do CoM durante a fase de propulsão ( $h_{po}$ ), duração da propulsão ( $t_{prop}$ ) e altura do salto ( $h$ ) (calculado através da velocidade de decolagem). Além disso, foi feita uma análise qualitativa do formato das curvas de aceleração vertical do CoM.

## 4.2.3 Análise cinemática e cinética

Os movimentos articulares também foram analisados quantitativamente por gráficos de fase e *vector coding* (ROBERTSON et al., 2013) mensurando a mudança na coordenação intersegmentar dos movimentos de membros inferiores diante de: aumento da sobrecarga; aumento de força isolado para as articulações (ROBERTSON et al., 2013).

A aceleração induzida ao centro de massa produzida por cada músculo foi estimada através do algoritmo IAA. Para cada articulação, os músculos flexores e extensores (no caso do tornozelo plantiflexores e dorsiflexores) foram agrupados, de modo que as contribuições individuais (vetores normalizados para o tempo de propulsão) foram somadas. O mesmo foi feito para os músculos biarticulares, agrupando músculos com ação flexora e extensora das mesmas articulações. A tabela A.12 apresenta como cada grupo e subgrupo muscular foi determinado, bem como suas abreviações utilizadas ao longo deste documento.

As forças de contato simuladas pelas 6 esferas em cada pé foram utilizadas para calcular um único vetor de força de contato definido para cada pé, aplicado ao segmento corpo que representa o calcâneo. Além desde pre-requisito para análise IAA via OpenSim, todas as forças de contato foram desativas para permitir a execução utilizando-se a análise IAA disponível no OpenSim.

## 4.3 Resultados

Nessa seção, serão apresentados os resultados das 9 simulações realizadas, resultado da combinação das três situações de sobrecarga (0, 50 e 100% de massa corporal) e das três condições de modelos musculoesqueléticos: REF, TOR e JOE.

### 4.3.1 Variáveis representativas do salto vertical agachado

A tabela 4.6 apresenta as variáveis representativas do salto vertical utilizadas nessa pesquisa para todos saltos simulados: força média, força máxima, impulso, potência média, velocidade vertical média, deslocamento vertical do CoM durante a fase de propulsão ( $h_{po}$ ), duração da fase de propulsão ( $t_{prop}$ ) e altura do salto ( $h$ ) (calculado através da velocidade de decolagem).

Tabela 4.6 – Variáveis descritivas do salto agachado para todos os saltos simulados.

	n	Carga(%)	h (cm)	hpo(cm)	Força máx.(N)	Força méd.(N)	Vel. méd. (m/s)	J(N.s)	Pot. méd.(W)	tprop(s)
Amostra	39	0	29,94 ± 11,43	35,66 ± 9,36	1821 ± 497	1301 ± 385	1,04 ± 0,24	186 ± 66	1368 ± 625	0,34 ± 0,08
	39	50	18,55 ± 14,24	36,87 ± 16,56	2139 ± 630	1620 ± 507	0,88 ± 0,30	212 ± 67	1409 ± 537	0,42 ± 0,12
	22	100	9,35 ± 6,15	35,78 ± 6,49	2478 ± 539	1893 ± 468	0,70 ± 0,19	206 ± 83	1326 ± 622	0,52 ± 0,20
REF	0		31,33	33,77	1843,38	1396,49	1,23	186,10	1717,00	0,27
	50		16,26	33,95	1930,58	1614,01	0,89	200,80	1427,42	0,38
	100		9,19	33,11	2309,52	1754,68	0,46	211,06	859,86	0,72
TOR	0		33,73	33,08	1953,20	1474,35	1,30	192,80	1900,48	0,25
	50		18,88	33,74	2091,48	1671,50	0,91	216,49	1542,93	0,37
	100		9,67	34,54	2363,19	1759,66	0,48	214,40	897,78	0,72
JOE	0		34,05	32,97	1881,14	1479,27	1,29	194,08	1907,23	0,25
	50		18,02	34,71	2039,79	1698,77	1,00	210,95	1661,33	0,35
	100		7,68	34,16	2184,53	1744,19	0,51	189,89	911,01	0,67

### 4.3.2 Curvas de aceleração vertical do centro de massa

Figuras 4.31 e 4.32 apresentam as curvas de acelerações verticais do centro de massa para modelo REF, TOR e JOE, e eixo das ordenadas representando o tempo e percentual de fase de propulsão, respectivamente. Cada figura também apresenta os dados de humanos como referência.

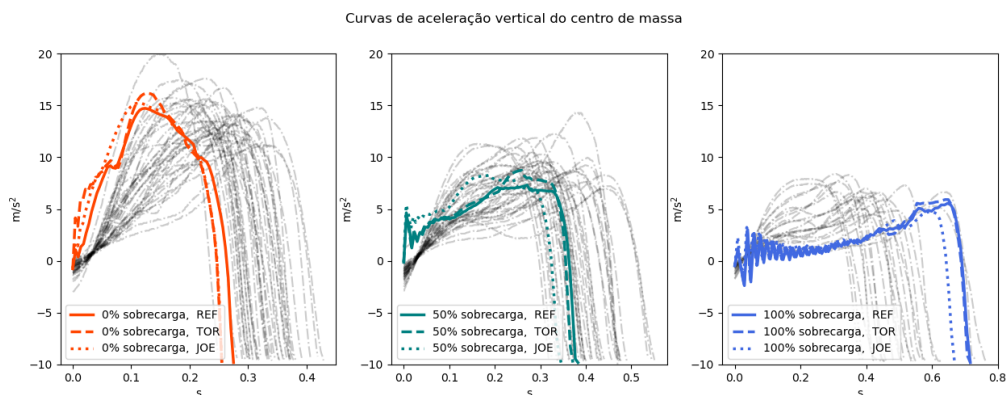


Figura 4.31 – Gráficos aceleração vertical do CoM para saltos com 0, 50 e 100% de sobrecarga.

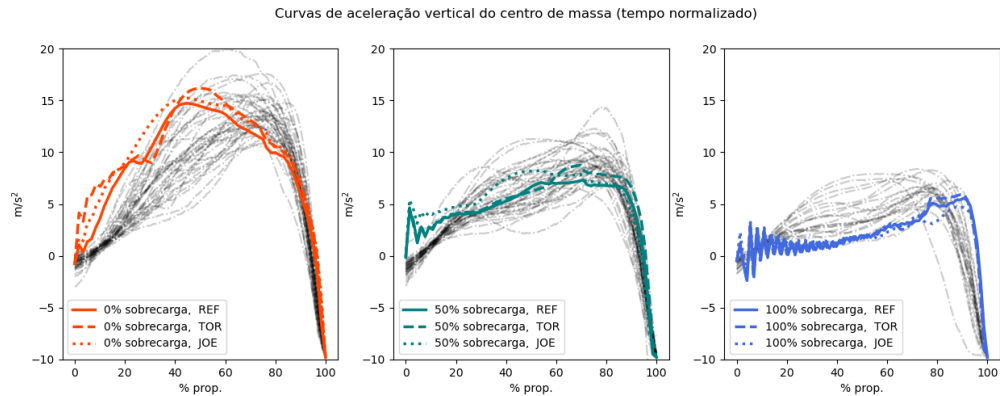


Figura 4.32 – Gráficos aceleração vertical do CoM para saltos com 0, 50 e 100% de sobrecarga (tempo normalizado).

### 4.3.3 Análise de aceleração induzida

A Figura 4.33 apresenta os gráficos de aceleração vertical induzida estimados pelo algoritmo de IAA. Para fins de validação da estimativa, foram aglutinados os valores que contribuem positivamente e negativamente com a aceleração do CoM de cada músculo, bem como a aceleração vertical do centro de massa derivada da análise cinemática e dados de plataforma de força (aceleração PF).

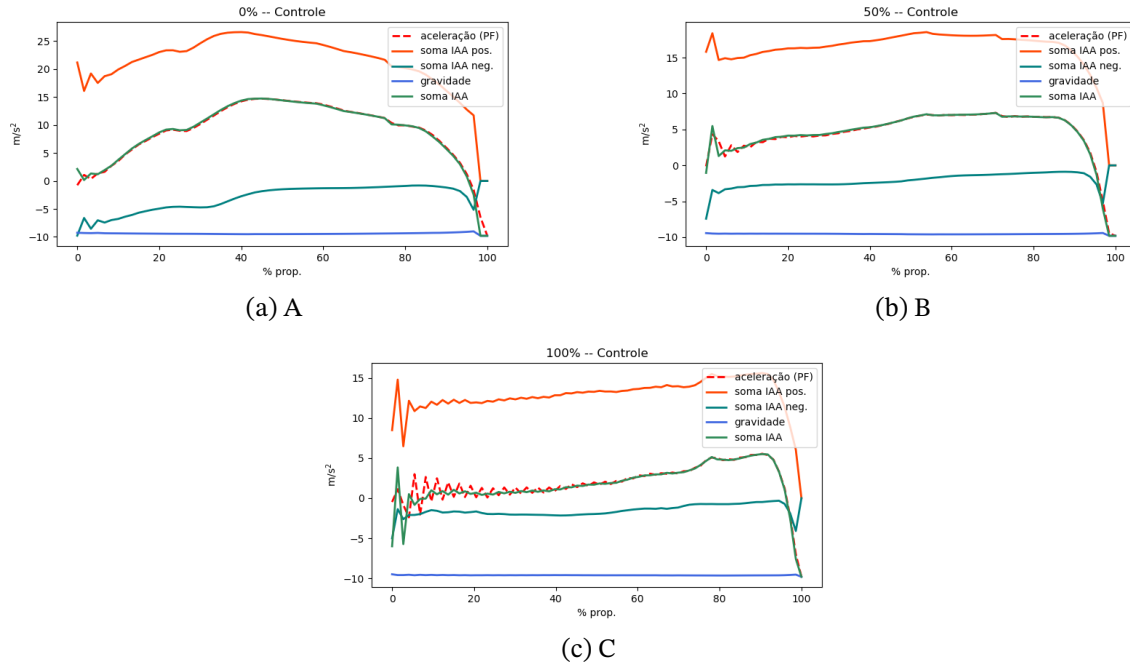


Figura 4.33 – Gráficos de aceleração vertical induzida do centro de Massa. A, B e C representam as situações de modelo controle saltando com 0, 50 e 100% de sobrecarga, respectivamente.

A Tabela 4.7 e Figura 4.34 apresentam os valores médios de aceleração vertical induzida para cada grupo muscular determinado na tabela A.12.

Tabela 4.7 – Valores de aceleração vertical do centro de massa induzida por grupos musculares.

Grupo	Modelo	Sobrecarga		
		0%	50%	100%
Biarticular JT	REF	28,72	27,00	19,36
	TOR	27,01	23,08	20,68
	JOE	28,71	27,83	26,81
Biarticular QJext	REF	4,48	3,03	3,61
	TOR	4,00	2,79	3,48
	JOE	4,99	2,83	3,36
Biarticular QJflex	REF	-3,96	-1,61	-0,73
	TOR	-3,83	-1,30	-0,65
	JOE	-5,40	-2,61	-4,53
Joelho Flex	REF	-0,41	-0,15	-0,12
	TOR	-0,16	-0,13	-0,08
	JOE	-0,45	-0,15	-0,38
Joelho Ext	REF	17,78	15,49	14,94
	TOR	17,41	15,13	15,04
	JOE	19,91	17,51	20,87
Quadril Ext	REF	-0,60	-0,95	-2,23
	TOR	-0,31	-0,83	-2,16
	JOE	-0,56	-0,64	0,06
Quadril Flex	REF	-0,09	-0,56	-0,36
	TOR	-0,13	-0,53	-0,29
	JOE	-0,19	-0,54	-0,48
Tornozelo DF	REF	-8,65	-9,27	-8,46
	TOR	-9,32	-9,70	-11,54
	JOE	-7,63	-7,46	-11,80
Tornozelo PF	REF	60,55	65,13	71,86
	TOR	63,20	69,64	73,40
	JOE	58,39	61,28	63,97

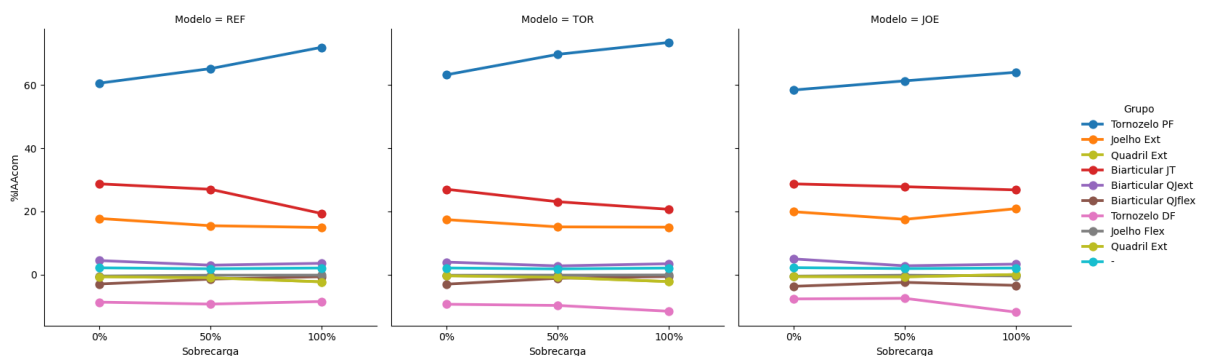


Figura 4.34 – Média da contribuição acumulada de cada grupo de músculos em diferentes sobrecargas e grupos de aumento de força.

#### 4.3.4 Posições de decolagem

A Figura 4.35 apresenta a posição tridimensional do modelo REF (plano sagital) no momento da decolagem. Os valores das articulações do quadril, joelho e tornozelo dos

modelos REF, TOR e JOE estão registrados na Figura 4.36.

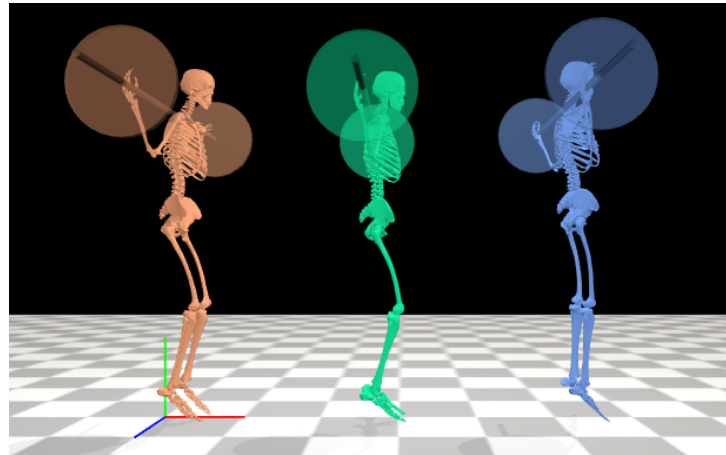


Figura 4.35 – Posição de decolagem dos modelo REF. Da esquerda para direita temos os valores de sobrecarga: 0%, 50% e 100%.

Devido à sobrecarga, a altura inicial do centro de massa é diferente. Para cada sobrecarga de 0%, 50% e 100%, respectivamente, temos em média alturas do CoM no momento da decolagem de 1,08 , 1,24 e 1,31 metros.

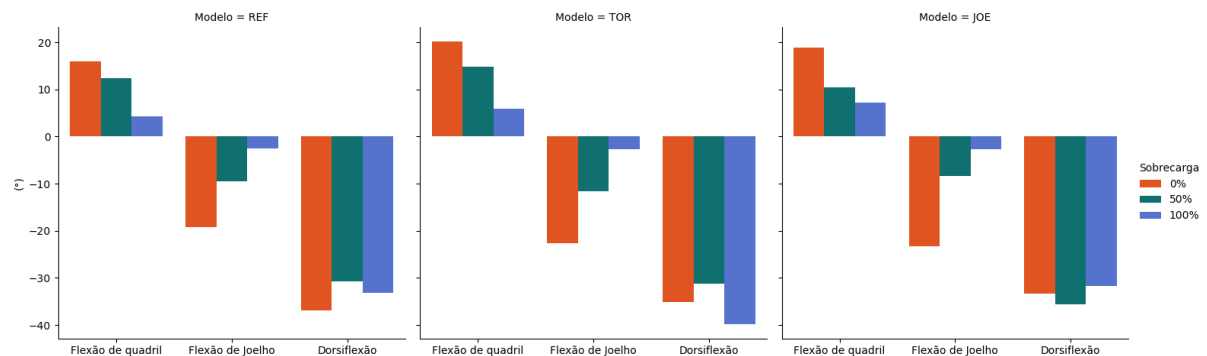


Figura 4.36 – Valores de flexão de quadril, flexão de joelho e dorsiflexão no momento da decolagem.

### 4.3.5 Velocidade e momento interno articular

A tabelas 4.8 e 4.9 registram respectivamente valores médios para velocidade angular e momento interno de extensão de quadril, joelho e tornozelo (plantiflexão). Valores médios são utilizados para janelas de 0-50% e 50-100% da fase de propulsão como medida de média e variabilidade. Figuras B.40 a B.42 permitem a inspeção dos valores de velocidade articular por meio de gráficos, assim como figuras B.43 a B.45 os momentos internos.

### 4.3.6 Ativações musculares

A Tabela 4.10 apresenta os valores médios de ativações musculares de soleus, tibial posterior, glúteo máximo, glúteo médio, reto femural, vasto lateral, vasto intermédio, vasto

Tabela 4.8 – Valores médios para velocidade articular calculada para cada salto. Valores calculados nos intervalos de 0-50% e 50-100%.

Articulação	Modelo	Sobrecarga 0%		Sobrecarga 50%		Sobrecarga 100%	
		Méd. 0-50 (°/s)	Méd. 50-100 (°/s)	Méd. 0-50 (°/s)	Méd. 50-100 (°/s)	Méd. 0-50 (°/s)	Méd. 50-100 (°/s)
Quadril	REF	188,22	362,88	147,57	273,48	71,06	176,73
	TOR	206,69	355,85	143,80	274,40	71,15	171,72
	JOE	228,83	343,62	171,82	304,97	66,94	190,38
Joelho	REF	37,47	486,21	51,07	384,70	8,11	243,82
	TOR	65,28	480,21	51,24	379,82	8,95	242,40
	JOE	35,15	506,19	54,82	427,83	31,84	238,01
Tornozelo	REF	46,41	459,49	19,99	319,40	9,56	177,28
	TOR	41,11	497,60	19,62	323,96	9,39	200,12
	JOE	65,26	457,54	34,86	359,55	7,27	189,54

Tabela 4.9 – Valores médios para momento interno articular calculado para cada salto. Valores calculados nos intervalos de 0-50% e 50-100%.

Articulação	Modelo	Sobrecarga 0%		Sobrecarga 50%		Sobrecarga 100%	
		Méd. 0-50 (Nm)	Méd. 50-100 (Nm)	Méd. 0-50 (Nm)	Méd. 50-100 (Nm)	Méd. 0-50 (Nm)	Méd. 50-100 (Nm)
Quadril	REF	112,62	45,58	115,07	64,69	106,13	91,45
	TOR	121,28	51,46	116,59	73,57	106,78	89,44
	JOE	126,75	36,31	129,19	52,40	108,10	90,95
Joelho	REF	72,38	93,47	102,89	82,62	117,75	100,04
	TOR	76,76	90,63	104,37	85,76	117,83	101,24
	JOE	72,95	109,95	109,64	96,67	127,03	80,00
Tornozelo	REF	95,40	90,23	91,71	116,39	89,51	125,75
	TOR	97,48	97,13	90,84	123,74	90,99	124,30
	JOE	106,47	89,99	104,22	115,32	72,97	124,05

medial, gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral. Estes músculos foram escolhidos por possuírem maiores forças isométricas máximas em relação aos demais integrantes dos seus respectivos grupos musculares (tabela A.12). As figuras C.46 a C.55 apresentam estas ativações de maneira contínua na fase de propulsão. O valor 0 indica nenhuma ativação muscular, e o valor 1 indica ativação muscular máxima.

As figuras C.56, C.57 e C.58, registradas no Anexo C, apresentam as ativações musculares estimadas durante saltos do modelo REF. Os músculos do gráfico foram escolhidos pois possuem as maiores forças isométricas máximas dentre o grupo que unidades musculotendíneas que realizam movimento em cada articulação (tabela A.12). Adicionalmente, as figuras C.59 a C.64, registradas no Anexo C, apresentam as ativações musculares estimadas durante saltos dos modelos TOR e JOE.

Tabela 4.10 – Ativações médias de músculos com maiores forças isométricas relativas aos seus grupos musculares. Ativações foram calculadas nos intervalos de 0 a 50% e de 50% a 100% da fase de propulsão. O valor 0 indica nenhuma ativação muscular, e o valor 1 indica ativação muscular máxima.

Grupo Muscular	Músculo	Modelo	Sobrecarga 0%		Sobrecarga 50%		Sobrecarga 100%	
			Média 0-50	Média 50-100	Média 0-50	Média 50-100	Média 0-50	Média 50-100
Plantiflexores	soleus	REF	0,60	0,99	0,69	0,98	0,69	0,99
		TOR	0,49	0,96	0,57	0,99	0,51	0,93
		JOE	0,68	0,90	0,75	0,97	0,49	0,93
	tib_post	REF	0,99	0,95	0,75	0,95	0,63	0,97
		TOR	0,97	0,96	0,73	0,97	0,54	0,93
		JOE	0,98	0,96	0,85	0,96	0,58	0,86
Extensores de Quadril	glut_max2	REF	1,00	1,00	0,99	0,95	1,00	0,98
		TOR	1,00	0,99	1,00	0,97	1,00	0,98
		JOE	0,99	0,99	0,99	0,94	0,97	0,89
	glut_med3	REF	0,76	0,99	0,97	0,91	1,00	0,98
		TOR	0,80	0,98	0,98	0,95	1,00	0,98
		JOE	0,75	0,97	0,97	0,91	0,84	0,75
Biarticular QJext	rect_fem	REF	0,21	0,97	0,18	0,69	0,57	0,69
		TOR	0,11	0,93	0,16	0,67	0,56	0,70
		JOE	0,09	0,93	0,08	0,58	0,38	0,57
Extensor de Joelho	vas_lat	REF	0,99	1,00	1,00	0,97	1,00	0,99
		TOR	1,00	1,00	1,00	0,99	1,00	0,99
		JOE	0,97	1,00	1,00	0,97	0,98	0,89
	vas_int	REF	0,99	1,00	1,00	0,97	1,00	0,99
		TOR	1,00	1,00	1,00	0,98	1,00	0,99
		JOE	0,96	1,00	1,00	0,97	0,98	0,87
	vas_med	REF	0,99	1,00	1,00	0,97	1,00	0,99
		TOR	1,00	1,00	1,00	0,99	1,00	0,99
		JOE	0,96	1,00	1,00	0,97	0,98	0,88
Biarticular JT	med_gas	REF	0,50	0,98	0,13	0,94	0,02	0,44
		TOR	0,28	0,98	0,03	0,74	0,02	0,42
		JOE	0,62	0,99	0,33	0,98	0,08	0,81
	lat_gas	REF	0,92	0,98	0,81	0,93	0,99	0,52
		TOR	0,91	0,98	0,69	0,80	0,99	0,47
		JOE	0,89	0,98	0,88	0,96	0,80	0,63

#### 4.3.7 Análise de coordenação intersegmentar

A análise de coordenação intersegmentar é realizada a partir de uma análise gráfica da sincronia entre os pares de articulações: tornozelo-joelho, tornozelo-quadril, joelho-quadril. Realizando o gráfico ângulo-ângulo entre os pares, bem como o cálculo do ângulo de acoplamento entre os mesmos. Estes resultados estão registrados nas figuras 4.37 a 4.39.

Com o objetivo de facilitar a comparação numérica da coordenação intersegmentar, os valores de acoplamento,  $\gamma$ , são rotulados a cada percentual do tempo de propulsão e compilados nos intervalos de 0-50% e 50-100% da fase de propulsão. Estes resultados estão

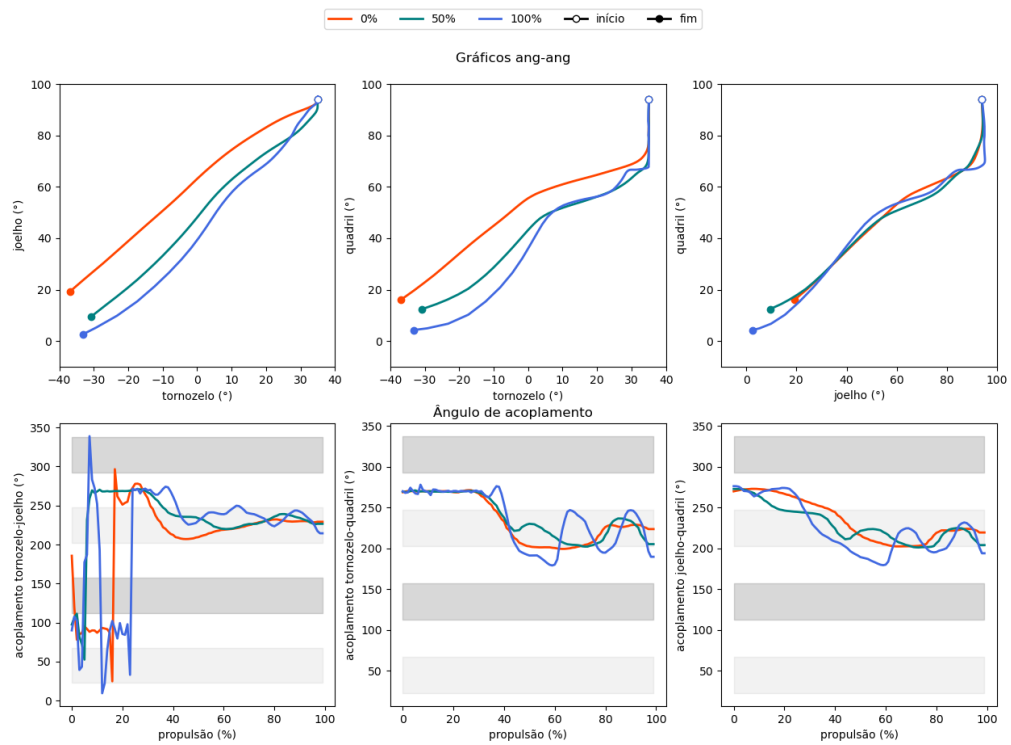


Figura 4.37 – Gráficos ângulo-ângulo para saltos com 0, 50 e 100% de sobrecarga para modelo REF. Gráficos do ângulo de acoplamento para mesmas situações.

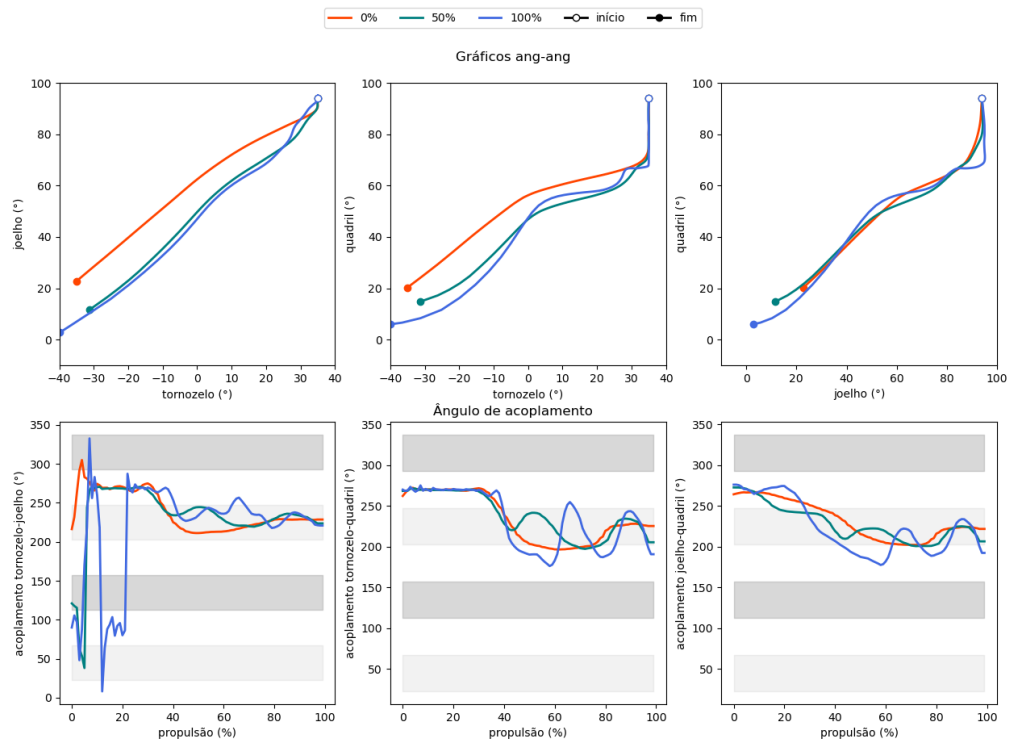


Figura 4.38 – Gráficos ângulo-ângulo para saltos com 0, 50 e 100% de sobrecarga para modelo TOR. Gráficos do ângulo de acoplamento para mesmas situações.

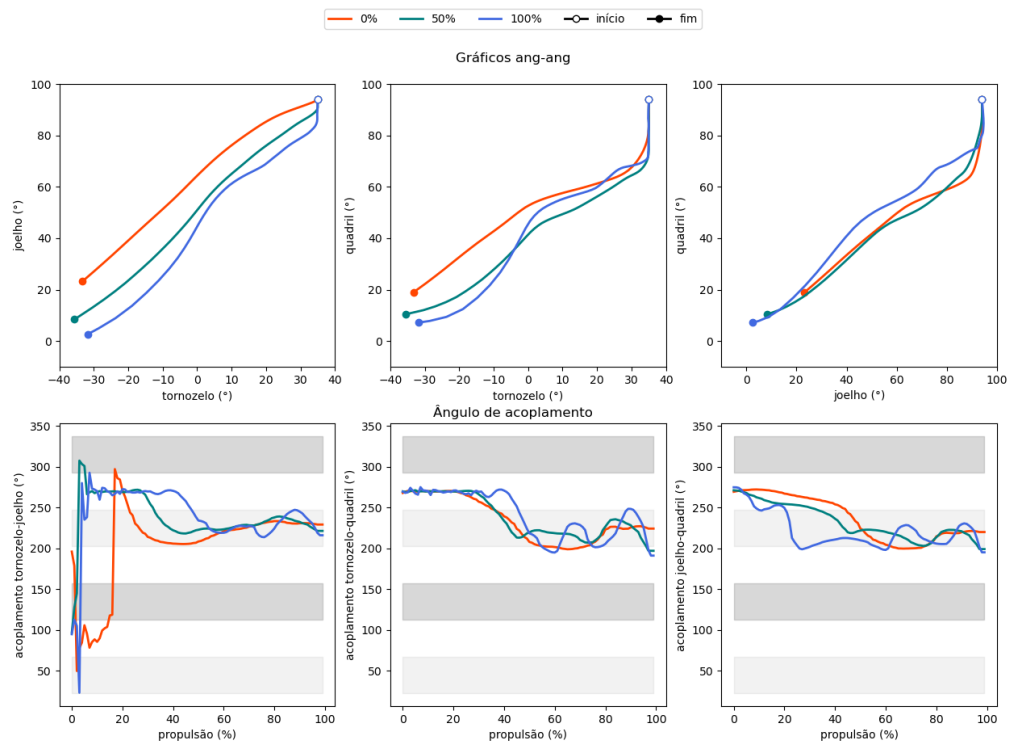


Figura 4.39 – Gráficos ângulo-ângulo para saltos com 0, 50 e 100% de sobrecarga para modelo JOE. Gráficos do ângulo de acoplamento para mesmas situações.

registrados na Tabela 4.11, bem como nas figuras D.65 a D.67.

## 4.4 Discussão

### 4.4.1 Saltos sem sobrecarga

Os resultados da tabela 4.6 mostram as repercussões da variação de sobrecargas e aumento de força às simulações. Como esperado, a altura do salto diminui a partir do aumento da massa do sistema (sobrecarga). Os modelos passam a ser mais ineficientes saltando mais baixo e realizando a propulsão por mais tempo. Em comparação com dados de humanos, percebe-se que na medida que ocorre a sobrecarga, todos modelos simulados ficam mais distantes da média de altura do salto, o que é de se esperar devido aos critérios de definição do modelo de referência. O modelo REF foi criado a partir do trabalho de Falisse, Afschrift e De Groot (2022) e modificado (aumento de força isométrica de todos os músculos) até conseguir realizar salto com 100% de sobrecarga, contudo, sem atingir algum valor mínimo pré-estabelecido.

Como esperado, o aumento de força isométrica isolado, representado nos modelos TOR e JOE, obtiveram saltos maiores que o modelo REF. Para 20% de acréscimo na força isométrica máxima dos plantiflexores, houve um acréscimo de 7,66% na altura do salto

Tabela 4.11 – Percentual de rótulos de acoplamento durante fase de propulsão para saltos simulados.

<b>Modelo</b>	<b>Eixo X</b>	<b>Eixo Y</b>	<b>Sobrecarga</b>	<b>%Prop</b>	<b>Mov X</b>	<b>Mov Y</b>	<b>Mov. Fase</b>	<b>Mov. Antifase</b>	
REF	Tornozelo	Joelho	0	0-50	1	28	19	2	
				50-100	0	0	50	0	
			50	0-50	0	35	15	0	
				50-100	0	0	50	0	
			100	0-50	6	32	12	0	
				50-100	0	2	48	0	
		Quadril	0	0-50	0	37	13	0	
				50-100	19	0	31	0	
			50	0-50	0	38	12	0	
				50-100	3	0	47	0	
			100	0-50	5	41	4	0	
				50-100	22	0	28	0	
	Joelho	Quadril	0	0-50	0	39	11	0	
				50-100	3	0	47	0	
			50	0-50	0	19	31	0	
				50-100	8	0	42	0	
			100	0-50	6	28	16	0	
				50-100	25	0	25	0	
	TOR	Tornozelo	Joelho	0	0-50	0	33	16	1
					50-100	0	0	50	0
				50	0-50	0	29	18	3
					50-100	0	0	50	0
				100	0-50	2	34	13	1
					50-100	0	5	45	0
Quadril			0	0-50	0	39	11	0	
				50-100	24	0	26	0	
			50	0-50	0	37	13	0	
				50-100	12	0	38	0	
			100	0-50	6	40	4	0	
				50-100	25	3	22	0	
Joelho		Quadril	0	0-50	0	34	16	0	
				50-100	7	0	43	0	
			50	0-50	0	17	33	0	
				50-100	10	0	40	0	
			100	0-50	8	29	13	0	
				50-100	27	0	23	0	
JOE		Tornozelo	Joelho	0	0-50	2	17	28	3
					50-100	0	0	50	0
				50	0-50	0	28	17	5
					50-100	0	0	50	0
				100	0-50	0	43	5	2
					50-100	0	0	50	0
	Quadril		0	0-50	0	37	13	0	
				50-100	17	0	33	0	
			50	0-50	0	37	13	0	
				50-100	3	0	47	0	
			100	0-50	0	46	4	0	
				50-100	13	2	35	0	
	Joelho	Quadril	0	0-50	0	45	5	0	
				50-100	13	0	37	0	
			50	0-50	0	33	17	0	
				50-100	3	0	47	0	
			100	0-50	5	19	26	0	
				50-100	9	0	41	0	

(33,73/31,33). Para 20% de acréscimo de força isométrica máxima nos extensores do joelho, houve um acréscimo de 8,68% (34,05/31,33). Dessa maneira, modelo JOE se sobressaiu em relação ao modelo TOR em aproximadamente 1%, vide Tabela 4.6.

Vale salientar outras pequenas mudanças entre modelos, como a redução do *hpo* dos

modelos TOR e JOE, explicado pelas posições de decolagem entre modelos, 4.36. A redução do *h<sub>po</sub>* também é acompanhada da redução do tempo de propulsão, e consequentemente, devido ao aumento a altura do salto, aumento no impulso e potência média.

A Figura 4.32 ressalta as diferenças entre saltos dos modelos REF, TOR e JOE em relação a aceleração do CoM. Nota-se uma transição da curva do modelo REF, com dois picos de aceleração, para uma curva mais contínua no modelo JOE, e patamar mais salientado no modelo TOR. Esta diferença de produção de força é identificada analisando outros dados. A Tabela 4.7 registra o aumento da aceleração induzida do CoM devido ao aumento de força de plantiflexores (modelo REF 60,55%, modelo TOR 63,20%) e a redução diante do aumento de força de extensores de joelho (modelo REF 60,55%, modelo TOR 58,39%). Os dados de velocidade da articulação do tornozelo e momento interno do tornozelo também apontam o mesmo comportamento.

Os dados de ativação muscular não são elucidativos para este comportamento, contudo a análise de coordenação intersegmentar captou diferenças na fase inicial da propulsão. Diante do aumento de força, modelo TOR apresentou menor movimento em fase do joelho e tornozelo (16%), enquanto que modelo JOE apresentou um aumento (28%), dessa maneira, um movimento mais coordenado entre as articulações. Este aumento da coordenação também ocorre entre tornozelo-quadril. Contudo, em relação a joelho-quadril, todos os modelos que passaram por aumento de força tiveram a coordenação diminuída. Vale salientar que a coordenação em fase do joelho-quadril no início da fase de propulsão é pequena, caracterizando a prevalência do movimento do quadril em relação ao joelho. Podemos supor que para saltos agachados sem carga, o movimento de extensão do quadril antecede à extensão do joelho, otimizando a posição do corpo para segunda metade da fase de propulsão.

#### 4.4.2 Mudanças dos padrões de salto devido a sobrecarga e aumento de força isolado

##### 4.4.2.1 Efeito da sobrecarga em saltos com modelo de referência

Como esperado, o aumento da sobrecarga sobre modelo REF ocasionou em redução da altura do salto, contudo manteve-se dentro do intervalo de dois desvios padrões estimado da amostra de humanos. Além da redução da altura do salto, observa-se o aumento do tempo de propulsão (praticamente dobrando de 50% para 100% de sobrecarga).

Com o aumento da sobrecarga, observamos a mudança de estratégia de um movimento acoplado entre quadril, joelho e tornozelo (sobrecarga 0%) para um movimento tardio do tornozelo ao final da fase de propulsão (sobrecarga 100%). Este comportamento é identificado em alguns dados. Por exemplo, na posição de quadril, joelho e tornozelo no momento da decolagem. Na ocasião da sobrecarga, o do modelo decola em uma posição em que articulações estão mais estendidas (Figura 4.36). A posição mais ereta otimiza o efeito

do movimento do tornozelo no movimento vertical do centro de massa. Isto ocorre devido ao contato direto do pé no solo e a massa reduzida do pé.

Os gráficos de aceleração vertical do CoM também manifestam esse comportamento. Na Figura 4.32, percebe-se como com 100% de sobrecarga o modelo REF tem aceleração próxima a zero durante quase toda a propulsão, obtendo um valor de pico destacado ao final. Ao analisados os dados de aceleração induzida, verificamos o aumento da contribuição dos plantiflexores, atingindo até 71,86% da aceleração vertical do CoM com 100% de sobrecarga.

Ao analisar a velocidade articular do tornozelo, bem como seu momento interno, o mesmo padrão se repete. Ao aumentarmos a sobrecarga, menor velocidade na primeira metade do tempo de propulsão. Sobre o momento interno, percebe-se até significativo aumento do seu valor na última metade do tempo de propulsão, Tabela 4.9. Podemos rastrear esse comportamento até as ativações musculares gastrocnêmio medial (med\_gas), Tabela 4.10.

A coordenação intersegmentar muda diante de tantas mudanças cinéticas, reduzindo-se o movimento em fase do tornozelo Joelho durante início da propulsão. Aumento do movimento isolado do tornozelo em relação ao quadril, bem como do movimento isolado do joelho em relação ao quadril durante fim da propulsão.

O dados Tabela 4.7 salientam como os grupos musculares de extensores de quadril e isquiotibiais contribuem de maneira reduzida com a aceleração vertical do CoM. Seus valores, em todas as sobrecargas não ultrapassam 3%. Contudo, a ativação muscular dos extensores de quadril, figuras C.56 a C.58, é muito próxima do máximo em toda fase de propulsão. Esse papel de estabilizador também é observado no reto femural, cujos níveis de ativações aumentam progressivamente com o aumento da carga, mantendo-se as contribuições reduzidas na aceleração vertical do centro de massa.

#### 4.4.2.2 Efeito do aumento de força isolado em saltos com sobrecarga

A Figura 4.32 apresenta como as curvas de aceleração vertical do CoM dos modelo TOR e JOE se diferenciam do modelo REF para diferentes sobrecargas. Como já discutido acima, os modelos TOR e JOE possuem comportamento semelhante para sobrecarga 0% ao analisarmos as taxas de desenvolvimento de força, contudo o modelo JOE não apresenta comportamento bimodal. Para sobrecargas de 50% e 100% vemos uma migração de comportamento da curva de aceleração.

Assim como modelo REF, o modelo TOR se caracteriza por maior aceleração na parte final da propulsão, intensificando este efeito em sobrecargas de 50% e 100% da massa corporal. A explicação para esse formato de curva mais contínuo, sem a presença de patamares antes da aceleração máxima, está na maior contribuição dos plantiflexores para aceleração do centro de massa, sendo as demais articulações mais responsáveis por controlar a posição de

decolagem do que propriamente desenvolver a velocidade de decolagem. Contudo, o modelo JOE apresenta comportamento diferente com sobrecarga de 50%, a curva de aceleração assemelha-se curva com sobrecarga 0%, contudo com menor taxa de desenvolvimento de força. Em outras palavras, apresenta um aumento da aceleração inicial até metade da fase propulsiva, seguido de um comportamento de platô. Os dados mostram que o aumento da força isométrica do joelho permitiu que a tripla extensão de quadril, joelho e tornozelo (plantiflexão) se mantivessem coordenadas, em fase, por maior tempo. E por fim, com 100% de sobrecarga, o modelo JOE converge para o mesmo comportamento de pico de aceleração destacado ao final da propulsão.

As curvas de aceleração complementam os resultados da Tabela 4.6. O modelo TOR salta mais alto que os demais nas condições de sobrecarga de 50% e 100%, 18,88cm e 9,67cm (ganhos de 16% e 5% em relação a REF). O modelo JOE supera o modelo REF apenas na sobrecarga 50% com 18,02cm (ganho de 10% em relação a REF).

Os dados de aceleração, bem como os demais dados relacionados a cinemática e cinética, apontam na mesma direção de que, diante de grande ineficiência do modelo para o salto (elevadas sobrecargas) existe uma natural migração para uma estratégia de salto que privilegia a utilização do tornozelo em uma posição mais ereta ao final da propulsão, Figura 4.36. Quanto mais forte o modelo em outras articulações (vide modelo JOE), esta migração de estratégia de movimento é adiada. Percebe-se que dentro da amostra, que possui elevada variabilidade entre os atletas de combate ( $29,94\text{cm} \pm 11,43$  para intervalo com dois desvios padrões), existem variadas estratégias de aceleração na Figura 4.32 diante da sobrecarga de 100%. Existem estratégias com grande coordenação (como em situação sem sobrecarga), estratégias bimodais (com mais de um pico identificável ou patamar antes da aceleração máxima), e estratégias como dos modelos simulados, onde há um pico destacado ao final da propulsão.

Os gráficos para análise de aceleração induzida da Figura 4.34, e valores da Tabela 4.7 mostram como a aceleração induzida dos plantiflexores aumenta com a sobrecarga, especialmente com modelos REF e TOR, mas também como modelo JOE. Também mostra como a atuação para aceleração do centro de massa dos músculos biarticulares do joelho e tornozelo, gastrocnêmio medial e lateral, é reduzida com modelos REF e TOR, mas se mantém com modelo JOE. Podemos hipotetizar que a presença de extensores do joelho mais fortes equilibra a ativação desses músculos, que podem ajudar a plantiflexão, mas ao mesmo tempo flexionam o joelho. Os dados de aceleração induzida destacam os grupos musculares mais importantes para aceleração vertical do centro de massa, contudo não se pode dizer que as demais musculaturas não são relevantes e exigidas. Afinal, suas ativações musculares (Tabela 4.10) se mantém máximas por grande parte da fase propulsiva. Notadamente os extensores de quadril.

Do ponto de vista da velocidade articular e momento interno, os valores médios não

apresentam valores significativamente diferentes entre modelos REF, TOR e JOE. Podemos destacar que tanto os valores de velocidade quanto momento variam substancialmente entre a primeira e segunda metades da fase de propulsão. Os dados de ativação muscular estão alinhados com os dados de cinemática e cinética, e podemos destacar como a ativação do reto femural se reduz em todos os modelos com sobrecarga de 50% e 100%, mas para o modelo JOE essa redução em 100% de sobrecarga é ainda maior na fase inicial da propulsão. Como no modelo JOE esse músculo é mais forte que nos demais modelos, e pelo fato de ser biarticular, supomos que, para facilitar a transição para posição ereta, o reto femural é inibido para que não dificulte a extensão do quadril.

Os dados de *vector coding*, Tabela 4.11, conseguem mensurar a coordenação intersegmentar do movimento do salto e atesta a falta de coordenação de todos os modelos com 100% de sobrecarga, especialmente para articulação do tornozelo e quadril. O movimento do joelho do modelo JOE apresenta 7% mais tempo em fase com quadril com sobrecarga 50% do que os demais modelos. O que explica o formato da sua curva de aceleração vertical do CoM.

A correlação dos resultados obtidos com outras pesquisas que avaliam altura do salto com avaliação de força é desafiadora, pois, apesar de termos todos as variáveis internas dos modelos musculoesqueléticos disponíveis, não temos versões virtuais de testes de dinamômetro isométrico ou isocinético. Contudo, podemos extrair algumas similaridades e diferenças. Assim como em pesquisas que avaliam como o teste isométrico pode prever a altura do salto (MCERLAIN-NAYLOR, S.; KING, M.; PAIN, 2014), percebemos como essa correlação não é simples. Afinal, apenas para saltos com 100% de sobrecarga houve uma sensível diferença na altura do salto. Algo esperado, já que neste contexto o movimento de avaliação é mais semelhante ao movimento do salto (menor velocidade articular e contribuição final do tornozelo na aceleração).

Outras pesquisas encontram correlações entre testes isocinéticos e a altura do salto, contudo em específicas velocidades de teste isocinético, e apenas algumas variáveis, notadamente a potência de pico. Contudo, nesta pesquisa com simulações do salto, encontramos velocidades articulares muito superiores às relatadas na literatura (em média 240°/s para articulação do joelho) (TSIOKANOS et al., 2002; HARRISON et al., 2013; ROUIS et al., 2015; IOSSIFIDOU; BALTZOPOULOS; GIAKAS, 2005), como podemos observar na Tabela 4.8. Assim como a velocidade, o momento interno é variável no decorrer da fase de propulsão, sendo o quadril a articulação com valores mais constantes para velocidade e momento interno (tabelas 4.8 e 4.9).

Assim como comentado no Capítulo 3, o formato das curvas de aceleração do CoM (ou FRS) obtidas nesse trabalho assemelham-se a outras pesquisas. Em diversos cenários, é possível perceber que mesmo em amostras homogêneas temos variabilidade no formato da curva (PORSÁ; LIN; PANDY, 2016; ANDERSON; PANDY, 1999; SUCHOMEL et al., 2020) e essa variabilidade pode estar relacionada a técnica, sobrecarga, lesões (JIMÉNEZ-REYES

et al., 2016; JORDAN et al., 2020). Todas situações em que há um fator dificultante para desenvolvimento do salto coordenado. Assim como em Suchomel et al. (2020), o aumento de força observado no modelo JOE modificou o traçado da curva de aceleração, aumentando a coordenação entre tornozelo, joelho e quadril. Já que nesta pesquisa o único fator que modifica os modelos é a o aumento de força isométrica, podemos hipotetizar que o modelo REF já apresentava força isométrica máxima nos extensores do joelho que não eram capazes de gerar movimento coordenado (em fase) durante o salto. O modelo TOR salientou esse comportamento, especialmente em sobrecargas 0% e 50%, e o modelo JOE atenuou esse comportamento em sobrecargas 0% e 50%.

#### 4.4.3 Limitações

A variedade de condições de sobrecarga e aumento de força isolado exigiram mudanças em relação aos demais trabalhos publicados em simulação preditiva de saltos. A ferramenta OpenSim, e principalmente o OpenSim Moco, apesar de facilitar a inserção de pessoas fora do âmbito da teoria de controle ótimo, e permitir que biomecanicistas e cinesiologistas configurem uma das mais poderosas ferramentas de otimização de trajetória disponíveis, não é trivial e não possui, em sua formatação original, todas as configurações necessárias para este trabalho.

Além das metodologias de análise de coordenação intersegmentar utilizadas, outras análises poderiam ser utilizadas para melhor entendimento do controle motor gerado por meio da ferramenta OpenSim Moco. Podemos citar: Análise de Sinergias Musculares (*Muscle Synergy Analysis*) (BORZELLI et al., 2024), correlação cruzada EMG-EMG (*EMG-EMG Coherence*) (YAMANAKA; HORIUCHI; NOJIMA, 2021), e atraso temporal de ativação (*Time-Lag Analysis*) (SANJAYA et al., 2014).

Diversas estratégias para configurar o problema de controle ótimo e lidar com a variabilidade de modelos foram testadas, sendo a mais robusta a descrita na seção de metodologia deste trabalho. Contudo ainda pode ser melhorada. A busca manual pelo tempo ideal de simulação se mostra a principal limitação metodológica deste trabalho e poderia ser solucionada futuramente aplicando rotinas de otimização. Tais rotinas alteram, iterativamente, os parâmetros de entrada da simulação (neste caso o tempo final de simulação) em busca da estimativa da derivada descendente da função de custo. Permitindo então um processo numérico de busca pelo mínimo local que otimizaria o tempo de simulação com base na altura do salto simulado. A metodologia empregada nesta pesquisa é uma versão simplificada e manual dessa estratégia.

## 4.5 Conclusão

Os resultados obtidos com as simulações dos modelos REF, TOR e JOE mostram resultados que suportam a mudança de controle de coordenação a partir de uma mudança de sobrecarga e de força isométrica máxima entre modelos.

A sobrecarga trabalha ainda de maneira não linear em relação às modificações da curva de aceleração vertical do centro de massa. Existe uma migração, para todos os modelos testados, de uma estratégia onde existe uma contração concêntrica em fase de plantiflexores, extensores do joelho e quadril, para outra estratégia em que se privilegia o posicionamento do corpo em posição quase vertical, para uma final ativação de plantiflexores. O que pode se observar, com base em dados de ativações musculares, aceleração de centro de massa, aceleração induzida de centro de massa, e análise de coordenação, foi a mudança de estratégia com base na força de plantiflexores. Para o modelo TOR, essa mudança já acontece com a sobrecarga de 50%, enquanto que para o modelo JOE isso é apenas observado na sobrecarga 100%.

Dessa maneira, o efeito do aumento de força isométrica mostra-se complexo, pois depende da força dos músculos das demais articulações. Modelos musculoesqueléticos (e atletas) com força isométrica "*disponível*" em todas as articulações tem mais propensão para realizar movimento coordenados, em fase, de todas as articulações do membro inferior. Na medida que a tarefa de saltar torna-se mais difícil (sobrecarga), ou o sistema musculoesquelético menos eficiente (fadiga) é esperado que estratégias compensatórias emergjam naturalmente. Nas nossas simulações, ficou evidente que utilizar a força dos plantiflexores ao final da fase de propulsão, em um salto com menos coordenação das articulações, foi mais efetivo.

A interpretação da articulação do quadril fica limitada pelo número de simulações realizadas neste trabalho, mas a análise de aceleração induzida indica a função de controle de posição dos extensores do quadril e do reto femoral durante a fase propulsiva do salto agachado.

Os dados levantados para os modelos REF, TOR e JOE registrados nessa pesquisa podem abrir campos de pesquisa para avaliação de humanos na procura por essa mudança de estratégia de coordenação visando maior altura do salto. A estratégia de tripla extensão coordenada de quadril, joelho e tornozelo (plantiflexão) produz uma curva de aceleração contínua, sem picos ou patamares anteriores à aceleração máxima. Esta por sua vez produz maior altura do salto para o mesmo tempo de propulsão. Contudo, as condições musculares do atleta podem levar ele a uma estratégia diferente, privilegiando, por exemplo, os plantiflexores ao final da fase em solo.

## 5 Conclusão da Tese

Esta pesquisa buscou explorar como a ferramenta OpenSim e sua API OpenSim Moco podem ser utilizadas para criar simulações preditivas de movimento esportivo como salto vertical agachado. Além de explorar conceito de *movimentos ideias*, esse tipo de abordagem mostra-se atrativo para explorar análises de sensibilidade de mudanças nos modelos musculoesqueléticos e quais repercussões no movimento, e variáveis cinemáticas e cinéticas, podem ocorrer.

Apesar de uma metodologia atual e em expansão, sua implementação é complexa e necessita do domínio de diversos parâmetros relacionados à dinâmica muscular, a dinâmica de corpos livres, e à configuração de problemas de controle ótimo via NLP e *Direct Collocation*.

Ainda assim, os resultados aqui descritos advém de uma situação que não existe na pesquisa esportiva com humanos. Testamos três "*sujeitos*" entre os quais só haviam três diferenças. Os únicos fatores confundidores advém de pequenas limitações na implementação do controle de tempo de simulação, que não estão disponíveis da maneira necessária no arcabouço da API OpenSim Moco.

Os resultados trazem um alerta para pesquisas de saltos verticais agachados com humanos que buscam por amostras homogêneas e não procuram classificar seus saltos com base nas curvas de aceleração vertical do centro de massa. Indivíduos com distribuição de força isométrica máxima diferente entre articulações (desbalanceada) provavelmente responderão a estímulos para salto de maneira diferente, ficando ainda mais evidente essa diferença diante de sobrecargas.

Analisar esse movimento do salto, tão comum e tão complexo, utilizando simplificações de outras avaliações uniarticulares pode levar a estudos inconclusivos. Dentro da mesma amostra é muito provável existirem padrões de saltos diferentes, que responderam a avaliações de maneiras diferentes. E principalmente, terão sensibilidades a treinos de maneiras diferentes.

## Referências

- ADERINOLA, T. B.; YOUNESIAN, H.; WHELAN, D.; CAULFIELD, B.; IFRIM, G. Quantifying jump height using markerless motion capture with a single smartphone. **IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology**, IEEE, 2023. Citado na p. 21.
- AGGARWAL, C. C. **Data Mining**. Cham: Springer International Publishing, 2015. v. 14. ISBN 978-3-319-14141-1. DOI: [10.1007/978-3-319-14142-8](https://doi.org/10.1007/978-3-319-14142-8). Disponível em: <https://link.springer.com/10.1007/978-3-319-14142-8>. Citado nas pp. 48, 49.
- ALCAZAR, J.; CSAPO, R.; ARA, I.; ALEGRE, L. M. On the shape of the force-velocity relationship in skeletal muscles: The linear, the hyperbolic, and the double-hyperbolic. **Frontiers in physiology**, Frontiers, v. 10, p. 438208, 2019. Citado na p. 37.
- AL-AMRI, M.; NICHOLAS, K.; BUTTON, K.; SPARKES, V.; SHEERAN, L.; DAVIES, J. L. Inertial measurement units for clinical movement analysis: Reliability and concurrent validity. **Sensors**, MDPI, v. 18, n. 3, p. 719, 2018. Citado na p. 21.
- AN, K.; TAKAHASHI, K.; HARRIGAN, T.; CHAO, E. Determination of muscle orientations and moment arms. **Journal of biomechanical engineering**, v. 106, n. 3, p. 280–282, 1984. Citado na p. 26.
- ANDERSON, F. C.; PANDY, M. G. A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, Taylor & Francis, v. 2, n. 3, p. 201–231, 1999. Citado nas pp. 17, 37, 57, 59, 77.
- ANDERSSON, J. A.; GILLIS, J.; HORN, G.; RAWLINGS, J. B.; DIEHL, M. CasADi: a software framework for nonlinear optimization and optimal control. **Mathematical Programming Computation**, Springer, v. 11, p. 1–36, 2019. Citado na p. 36.
- ATTIA, A.; DHAHBI, W.; CHAOUACHI, A.; PADULO, J.; WONG, D.; CHAMARI, K. Measurement errors when estimating the vertical jump height with flight time using photocell devices: the example of Optojump. **Biology of sport**, Termedia, v. 34, n. 1, p. 63–70, 2017. Citado nas pp. 18, 21.
- BARTLETT, R. **Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns**. Routledge, 2014. Citado na p. 17.
- BETTS, J. T. **Practical methods for optimal control and estimation using nonlinear programming**. SIAM, 2010. Citado na p. 32.

- BIANCO, N. A.; COLLINS, S. H.; LIU, K.; DELP, S. L. Simulating the effect of ankle plantarflexion and inversion-eversion exoskeleton torques on center of mass kinematics during walking. **PLOS Computational Biology**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 19, n. 8, e1010712, 2023. Citado na p. 36.
- BIEGLER, L. T.; ZAVALA, V. M. Large-scale nonlinear programming using IPOPT: An integrating framework for enterprise-wide dynamic optimization. **Computers & Chemical Engineering**, Elsevier, v. 33, n. 3, p. 575–582, 2009. Citado nas pp. 33, 45.
- BOBBERT, M. F.; LINDBERG, K.; BJØRNSSEN, T.; SOLBERG, P.; PAULSEN, G. The force-velocity profile for jumping: what it is and what it is not. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Wolters Kluwer Health, v. 55, n. 7, p. 1241, 2023. Citado nas pp. 37, 43.
- BOBBERT, M. F.; VAN SOEST, A. J. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 26, n. 8, p. 1012–1020, 1994. Citado nas pp. 17, 37, 38, 57, 63.
- BORZELLI, D.; MARCHIS, C. D.; QUERCIA, A.; PASQUALE, P. D.; CASILE, A.; QUARTARONE, A.; SALVATORE, R.; AVELLA, A. Muscle Synergy Analysis as a Tool for Assessing the Effectiveness of Gait Rehabilitation Therapies : A Methodological Review and Perspective, 2024. Citado na p. 78.
- BREWER, C. **Athletic movement skills: Training for sports performance**. Human Kinetics, 2017. Citado na p. 17.
- BROWNLIE, J. **Statistical methods for machine learning: Discover how to transform data into knowledge with Python**. Machine Learning Mastery, 2018. Citado na p. 49.
- BRUNTON, S. L.; KUTZ, J. N. **Data-Driven Science and Engineering**. Cambridge University Press, jan. 2019. P. 1–472. ISBN 9781108380690. DOI: 10.1017/9781108380690. Disponível em: <<https://www.cambridge.org/core/product/identifier/9781108380690/type/book>>. Citado nas pp. 39, 48.
- CANNON, J.; KAY, D.; TARPENNING, K. M.; MARINO, F. E. Comparative effects of resistance training on peak isometric torque, muscle hypertrophy, voluntary activation and surface EMG between young and elderly women. **Clinical physiology and functional imaging**, Wiley Online Library, v. 27, n. 2, p. 91–100, 2007. Citado na p. 63.
- CHEN, Z.; FRANKLIN, D. W. Musculotendon parameters in lower limb models: Simplifications, uncertainties, and muscle force estimation sensitivity. **Annals of Biomedical Engineering**, Springer, v. 51, n. 6, p. 1147–1164, 2023. Citado nas pp. 23, 25.

- CHENG, K. B. The relationship between joint strength and standing vertical jump performance. **Journal of Applied Biomechanics**, Human Kinetics, Inc., v. 24, n. 3, p. 224–233, 2008. Citado nas pp. [17](#), [18](#), [37](#), [38](#), [57](#), [63](#).
- CORKE, P. **Robotics, Vision and Control: fundamental algorithms in Python**. Springer Nature, 2023. v. 146. Citado na p. [31](#).
- DAVIES, C.; YOUNG, K. Effects of external loading on short term power output in children and young male adults. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, Springer, v. 52, n. 3, p. 351–354, 1984. Citado na p. [37](#).
- DE GROOTE, F.; KINNEY, A. L.; RAO, A. V.; FREGLY, B. J. Evaluation of direct collocation optimal control problem formulations for solving the muscle redundancy problem. **Annals of biomedical engineering**, Springer, v. 44, p. 2922–2936, 2016. Citado na p. [44](#).
- DEMBIA, C. L.; BIANCO, N. A.; FALISSE, A.; HICKS, J. L.; DELP, S. L. Opensim moco: Musculoskeletal optimal control. **PLOS Computational Biology**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 16, n. 12, e1008493, 2020a. Citado nas pp. [19](#), [22](#), [36](#), [44](#).
- DEMBIA, C. L.; BIANCO, N. A.; FALISSE, A.; HICKS, J. L.; DELP, S. L. Opensim moco: Musculoskeletal optimal control. **PLOS Computational Biology**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 16, n. 12, e1008493, 2020b. Citado na p. [35](#).
- DRAZAN, J. F.; PHILLIPS, W. T.; SEETHAPATHI, N.; HULLFISH, T. J.; BAXTER, J. R. Moving outside the lab: Markerless motion capture accurately quantifies sagittal plane kinematics during the vertical jump. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, v. 125, p. 110547, 2021. Citado na p. [21](#).
- FALISSE, A.; AFSCHRIFT, M.; DE GROOTE, F. Modeling toes contributes to realistic stance knee mechanics in three-dimensional predictive simulations of walking. **Plos one**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 17, n. 1, e0256311, 2022. Citado nas pp. [19](#), [22](#), [44](#), [45](#), [72](#).
- FALISSE, A.; PITTO, L.; KAINZ, H.; HOANG, H.; WESSELING, M.; VAN ROSSOM, S.; PAPAGEORGIOU, E.; BAR-ON, L.; HALLEMANS, A.; DESLOOVERE, K. et al. Physics-based simulations to predict the differential effects of motor control and musculoskeletal deficits on gait dysfunction in cerebral palsy: a retrospective case study. **Frontiers in human neuroscience**, Frontiers Media SA, v. 14, p. 40, 2020. Citado nas pp. [19](#), [22](#), [45](#).
- FALISSE, A.; SERRANCOLÍ, G.; DEMBIA, C. L.; GILLIS, J.; JONKERS, I.; DE GROOTE, F. Rapid predictive simulations with complex musculoskeletal models suggest that diverse healthy and pathological human gaits can emerge from similar control stra-

- tegies. **Journal of The Royal Society Interface**, The Royal Society, v. 16, n. 157, p. 20190402, 2019a. Citado nas pp. 19, 22.
- FALISSE, A.; SERRANCOLÍ, G.; DEMBIA, C. L.; GILLIS, J.; JONKERS, I.; DE GROOTE, F. Rapid predictive simulations with complex musculoskeletal models suggest that diverse healthy and pathological human gaits can emerge from similar control strategies. **Journal of The Royal Society Interface**, The Royal Society, v. 16, n. 157, p. 20190402, 2019b. Citado nas pp. 19, 22, 45.
- FRANCESCHI, A.; CONTE, D.; AIRALE, M.; SAMPAIO, J. Training load, neuromuscular readiness, and perceptual fatigue profile in youth elite long-jump athletes. **International journal of sports physiology and performance**, Human Kinetics, v. 15, n. 7, p. 1034–1038, 2020. Citado nas pp. 17, 37, 38.
- GERTHEISS, J.; RÜGAMER, D.; LIEW, B. X. W.; GREVEN, S. Functional Data Analysis: An Introduction and Recent Developments. **Biometrical Journal**, v. 66, n. 7, out. 2024. ISSN 0323-3847. DOI: [10.1002/bimj.202300363](https://doi.org/10.1002/bimj.202300363). arXiv: 2312.05523. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/bimj.202300363>. Citado na p. 39.
- HAMNER, S. R.; SETH, A.; DELP, S. L. Muscle contributions to propulsion and support during running. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 43, n. 14, p. 2709–2716, 2010. Citado nas pp. 19, 22, 44.
- HANDSFIELD, G. G.; MEYER, C. H.; HART, J. M.; ABEL, M. F.; BLEMKER, S. S. Relationships of 35 lower limb muscles to height and body mass quantified using MRI. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 47, n. 3, p. 631–638, 2014. Citado na p. 24.
- HARRISON, B.; FIRTH, W.; ROGERS, S.; TIPPLE, J.; MARSDEN, J.; FREEMAN, J. A.; HOUGH, A. D.; SHUM, G. L. The relationship between isokinetic performance of hip and knee and jump performance in university rugby players. **Isokinetics and Exercise Science**, IOS Press, v. 21, n. 2, p. 175–180, 2013. Citado nas pp. 18, 38, 77.
- IOSSIFIDOU, A.; BALZOPOULOS, V.; GIAKAS, G. Isokinetic knee extension and vertical jumping: Are they related? **Journal of Sports Sciences**, v. 23, n. 10, p. 1121–1127, 2005. ISSN 02640414. DOI: [10.1080/02640410500128189](https://doi.org/10.1080/02640410500128189). Citado na p. 77.
- JIMÉNEZ-REYES, P.; PAREJA-BLANCO, F.; RODRÍGUEZ-ROSELL, D.; MARQUES, M. C.; GONZÁLEZ-BADILLO, J. J. Maximal velocity as a discriminating factor in the performance of loaded squat jumps. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, Human Kinetics, Inc., v. 11, n. 2, p. 227–234, 2016. Citado nas pp. 57, 58, 77.

- JOHNSON, R. T.; BIANCO, N. A.; FINLEY, J. M. Patterns of asymmetry and energy cost generated from predictive simulations of hemiparetic gait. **PLoS computational biology**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 18, n. 9, e1010466, 2022. Citado na p. 36.
- JORDAN, M.; CHALLIS, G.; MORRIS, N.; LANE, M.; BARNERT, J.; HERZOG, W. Assessing vertical jump force-time asymmetries in athletes with anterior cruciate ligament injury. **Aspetar Sport. Med. J**, v. 4, p. 24–32, 2020. Citado nas pp. 37, 57, 58, 78.
- KAY, R. M.; MCCARTHY, J.; NARAYANAN, U.; RHODES, J.; RUTZ, E.; SHILT, J.; SHORE, B. J.; VEERKAMP, M.; SHRADER, M. W.; THEOLOGIS, T. et al. Finding consensus for hamstring surgery in ambulatory children with cerebral palsy using the Delphi method. **Journal of children's orthopaedics**, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 16, n. 1, p. 55–64, 2022. Citado na p. 22.
- KELLY, M. An introduction to trajectory optimization: How to do your own direct collocation. **SIAM Review**, SIAM, v. 59, n. 4, p. 849–904, 2017. Citado nas pp. 33, 34.
- KELLY, M. P. Transcription methods for trajectory optimization: a beginners tutorial. **arXiv preprint arXiv:1707.00284**, 2017. Citado na p. 35.
- KIPP, K.; KIM, H.; CROSS, J.; GEISER, C. Muscle force contributions to ground reaction force profiles during basketball related tasks. In: 1. v. 37, p. 300. Citado na p. 17.
- KLETTE, R.; TEE, G. **Understanding human motion: A historic review**. Springer, 2008. Citado na p. 20.
- KOOIMAN, T. J.; DONTJE, M. L.; SPRENGER, S. R.; KRIJNEN, W. P.; VAN DER SCHANS, C. P.; GROOT, M. de. Reliability and validity of ten consumer activity trackers. **BMC sports science, medicine and rehabilitation**, Springer, v. 7, p. 1–11, 2015. Citado na p. 21.
- KORKMAZ, S.; GOKSULUK, D.; ZARARSIZ, G. MVN: An R package for assessing multivariate normality. **R Journal**, v. 6, n. 2, p. 151–162, 2014. ISSN 20734859. DOI: [10.32614/rj-2014-031](https://doi.org/10.32614/rj-2014-031). Citado na p. 48.
- LARA, A.; ALEGRE, L.; ABIAN, J.; JIMENEZ, L.; URENA, A.; AGUADO, X. The selection of a method for estimating power output from jump performance. **Journal of Human Movement Studies**, Edinburgh; New York, Tevot Scientific., v. 50, n. 6, p. 399–410, 2006. Citado na p. 37.
- LINTHORNE, N. P. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. American association of physics teachers, 2001. Citado nas pp. 17, 38.
- 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**, Elsevier, v. 39, n. 14, p. 2623–2630, 2006. Citado nas pp. 17, 40.

- LIU, M. Q.; ANDERSON, F. C.; SCHWARTZ, M. H.; DELP, S. L. Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 41, n. 15, p. 3243–3252, 2008. Citado nas pp. 40, 63.
- MACKALA, K.; STODÓLKA, J.; SIEMIENSKI, A.; COH, M. Biomechanical analysis of squat jump and countermovement jump from varying starting positions. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, LWW, v. 27, n. 10, p. 2650–2661, 2013. Citado na p. 17.
- MCERLAIN-NAYLOR, S.; KING, M.; PAIN, M. T. G. Determinants of countermovement jump performance: a kinetic and kinematic analysis. **Journal of sports sciences**, Taylor & Francis, v. 32, n. 19, p. 1805–1812, 2014. Citado nas pp. 17, 77.
- MCERLAIN-NAYLOR, S. A.; KING, M. A.; FELTON, P. J. A review of forward-dynamics simulation models for predicting optimal technique in maximal effort sporting movements. **Applied Sciences**, MDPI, v. 11, n. 4, p. 1450, 2021. Citado na p. 18.
- MCCMAHON, J. J.; SUCHOMEL, T. J.; LAKE, J. P.; COMFORT, P. Understanding the key phases of the countermovement jump force-time curve. **Strength & Conditioning Journal**, LWW, v. 40, n. 4, p. 96–106, 2018. Citado nas pp. 17, 38.
- MILLER, R. H.; ESPOSITO, E. R. Transtibial limb loss does not increase metabolic cost in three-dimensional computer simulations of human walking. **PeerJ**, PeerJ Inc., v. 9, e11960, 2021. Citado na p. 37.
- MORIN, J.-B.; SAMOZINO, P. Interpreting power-force-velocity profiles for individualized and specific training. **International journal of sports physiology and performance**, Human Kinetics, Inc., v. 11, n. 2, p. 267–272, 2016. Citado na p. 43.
- O'MALLEY, E.; RICHTER, C.; KING, E.; STRIKE, S.; MORAN, K.; FRANKLYN-MILLER, A.; MORAN, R. Countermovement jump and isokinetic dynamometry as measures of rehabilitation status after anterior cruciate ligament reconstruction. **Journal of athletic training**, National Athletic Trainers Association, v. 53, n. 7, p. 687–695, 2018. Citado na p. 37.
- ONG, C. F.; GEIJTENBEEK, T.; HICKS, J. L.; DELP, S. L. Predicting gait adaptations due to ankle plantarflexor muscle weakness and contracture using physics-based musculoskeletal simulations. **PLoS computational biology**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 15, n. 10, e1006993, 2019. Citado na p. 44.
- PANDY, M. G.; ZAJAC, F. E. Optimal muscular coordination strategies for jumping. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 24, n. 1, p. 1–10, 1991. Citado nas pp. 17, 37.
- PANDY, M. G.; ZAJAC, F. E.; SIM, E.; LEVINE, W. S. An optimal control model for maximum-height human jumping. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 23, n. 12, p. 1185–1198, 1990. Citado nas pp. 37, 38, 46, 53.

- PITTO, L.; KAINZ, H.; FALISSE, A.; WESSELING, M.; VAN ROSSOM, S.; HOANG, H.; PAPAGEORGIOU, E.; HALLEMANS, A.; DESLOOVERE, K.; MOLENAERS, G. et al. SimCP: A simulation platform to predict gait performance following orthopedic intervention in children with cerebral palsy. **Frontiers in neurorobotics**, Frontiers Media SA, v. 13, p. 54, 2019. Citado nas pp. 19, 22.
- POPE, M. H. Giovanni Alfonso Borelli—the father of biomechanics. **Spine**, LWW, v. 30, n. 20, p. 2350–2355, 2005. Citado na p. 20.
- PORSA, S.; LIN, Y.-C.; PANDY, M. G. Direct methods for predicting movement biomechanics based upon optimal control theory with implementation in OpenSim. **Annals of biomedical engineering**, Springer, v. 44, p. 2542–2557, 2016. Citado nas pp. 35–38, 44, 46, 47, 53, 54, 57, 59, 60, 77.
- PUEO, B.; LIPINSKA, P.; JIMÉNEZ-OLMEDO, J. M.; ZMIJEWSKI, P.; HOPKINS, W. G. Accuracy of jump-mat systems for measuring jump height. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, Human Kinetics, Inc., v. 12, n. 7, p. 959–963, 2017. Citado na p. 21.
- RAJAGOPAL, A.; DEMBIA, C. L.; DEMERS, M. S.; DELP, D. D.; HICKS, J. L.; DELP, S. L. Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. **IEEE transactions on biomedical engineering**, IEEE, v. 63, n. 10, p. 2068–2079, 2016. Citado nas pp. 19, 22, 25, 44.
- RAMSAY, J.; HOOKER, G.; GRAVES, S. **Functional Data Analysis with R and MATLAB**. New York, NY: Springer New York, 2009. P. 21–54. ISBN 978-0-387-98184-0. DOI: 10.1007/978-0-387-98185-7. Disponível em: <<https://link.springer.com/10.1007/978-0-387-98185-7>>. Citado na p. 39.
- READ, P. J.; BISHOP, C.; BRAZIER, J.; TURNER, A. N. Performance modeling: A system-based approach to exercise selection. **Strength & Conditioning Journal**, LWW, v. 38, n. 4, p. 90–97, 2016. Citado na p. 37.
- ROBERTSON, D. G. E.; CALDWELL, G. E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. **Research methods in biomechanics**. Human kinetics, 2013. Citado nas pp. 27, 29, 31, 41, 42, 64.
- ROUIS, M.; COUDRAT, L.; JAAFAR, H.; FILLIARD, J.; VANDEWALLE, H.; BARTHELEMY, Y.; DRISS, T. Assessment of isokinetic knee strength in elite young female basketball players: correlation with vertical jump. **J Sports Med Phys Fitness**, v. 55, n. 12, p. 1502–8, 2015. Citado nas pp. 18, 38, 77.
- SAMOZINO, P.; MORIN, J.-B.; HINTZY, F.; BELLI, A. A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 41, n. 14, p. 2940–2945, 2008. Citado nas pp. 17, 38.

- SAMOZINO, P.; REJC, E.; DI PRAMPERO, P. E.; BELLI, A.; MORIN, J.-B. Optimal force-velocity profile in ballistic. **Med Sci Sports Exerc**, v. 44, p. 313–322, 2012. Citado na p. 43.
- SANJAYA, K. H.; LEE, S.; SHIMOMURA, Y.; KATSUURA, T. THE INFLUENCE OF LATERALITY ON DIFFERENT PATTERNS OF ASYMMETRICAL FOOT PRESSURE AND MUSCLEACTIVATION DURING A GAIT CYCLE IN MANUAL PUSHING. **Journal of Human Ergology**, Human Ergology Society, v. 43, n. 2, p. 79–95, 2014. Citado na p. 78.
- SCHWARTZ, M. H.; ROZUMALSKI, A. The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. **Gait and Posture**, v. 28, n. 3, p. 351–357, 2008. ISSN 09666362. DOI: [10.1016/j.gaitpost.2008.05.001](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.05.001). Citado nas pp. 39, 40, 48.
- 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. et al. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. **PLoS computational biology**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 14, n. 7, e1006223, 2018. Citado nas pp. 18, 19, 22, 44.
- SHERMAN, M. A.; SETH, A.; DELP, S. L. What is a moment arm? Calculating muscle effectiveness in biomechanical models using generalized coordinates. In: AMERICAN SOCIETY OF MECHANICAL ENGINEERS. INTERNATIONAL design engineering technical conferences and computers and information in engineering conference. 2013. v. 55973, v07bt10a052. Citado na p. 27.
- SICILIANO, B.; SCIAVICCO, L.; VILLANI, L.; ORIOLO, G. **Robotics: Modelling, Planning and Control**. Springer London, 2010. (Advanced Textbooks in Control and Signal Processing). ISBN 9781846286414. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=jPCAFmE-logC>>. Citado na p. 31.
- SILSUPADOL, P.; TEJA, K.; LUGADE, V. Reliability and validity of a smartphone-based assessment of gait parameters across walking speed and smartphone locations: Body, bag, belt, hand, and pocket. **Gait & posture**, Elsevier, v. 58, p. 516–522, 2017. Citado na p. 21.
- SPONG, M. W.; HUTCHINSON, S.; VIDYASAGAR, M. **Robot modeling and control**. John Wiley & Sons, 2020. Citado na p. 31.
- STENUM, J.; ROSSI, C.; ROEMMICH, R. T. Two-dimensional video-based analysis of human gait using pose estimation. **PLoS computational biology**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 17, n. 4, e1008935, 2021. Citado na p. 21.

- SUCHOMEL, T. J.; MCKEEVER, S. M.; MCMAHON, J. J.; COMFORT, P. The effect of training with weightlifting catching or pulling derivatives on squat jump and counter-movement jump force–time adaptations. **Journal of functional morphology and kinesiology**, MDPI, v. 5, n. 2, p. 28, 2020. Citado nas pp. [57](#), [58](#), [77](#), [78](#).
- THELEN, D. G.; ANDERSON, F. C. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 39, n. 6, p. 1107–1115, 2006. Citado na p. [30](#).
- TSIOKANOS, A.; KELLIS, E.; JAMURTAS, A.; KELLIS, S. The relationship between jumping performance and isokinetic strength of hip and knee extensors and ankle plantar flexors. **Isokinetics and exercise science**, IOS Press, v. 10, n. 2, p. 107–115, 2002. Citado nas pp. [18](#), [38](#), [77](#).
- UCHIDA, T. K.; DELP, S. L. **Biomechanics of movement: the science of sports, robotics, and rehabilitation**. Mit Press, 2021. Citado nas pp. [17](#), [18](#), [21–24](#), [26](#), [30–33](#), [35](#), [41](#).
- UCHIDA, T. K.; HICKS, J. L.; DEMBIA, C. L.; DELP, S. L. Stretching your energetic budget: how tendon compliance affects the metabolic cost of running. **PloS one**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 11, n. 3, e0150378, 2016. Citado nas pp. [19](#), [22](#), [25](#).
- UHLRICH, S. D.; FALISSE, A.; KIDZIŃSKI, Ł.; MUCCINI, J.; KO, M.; CHAUDHARI, A. S.; HICKS, J. L.; DELP, S. L. OpenCap: Human movement dynamics from smartphone videos. **PLoS computational biology**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 19, n. 10, e1011462, 2023. Citado na p. [21](#).
- UHLRICH, S. D.; UCHIDA, T. K.; LEE, M. R.; DELP, S. L. Ten steps to becoming a musculoskeletal simulation expert: A half-century of progress and outlook for the future. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, p. 111623, 2023. Citado nas pp. [21](#), [23](#), [43](#).
- VAN HOOREN, B.; BOSCH, F. Influence of muscle slack on high-intensity sport performance: A review. **Strength & Conditioning Journal**, LWW, v. 38, n. 5, p. 75–87, 2016. Citado nas pp. [57](#), [58](#).
- VAN HOOREN, B.; PECASSE, N.; MEIJER, K.; ESSERS, J. M. N. The accuracy of markerless motion capture combined with computer vision techniques for measuring running kinematics. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, Wiley Online Library, v. 33, n. 6, p. 966–978, 2023. Citado na p. [21](#).
- VAN SOEST, A. J.; SCHWAB, A. L.; BOBBERT, M. F.; INGEN SCHENAU, G. J. van. The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 26, n. 1, p. 1–8, 1993. Citado nas pp. [18](#), [37](#).
- VANDEWALLE, H.; PÉERÈS, G.; MONOD, H. Standard anaerobic exercise tests. **Sports medicine**, Springer, v. 4, p. 268–289, 1987. Citado nas pp. [17](#), [37](#).

- VIEIRA, A.; BLAZEVIČH, A. J.; COSTA, A. S. da; TUFANO, J. J.; BOTTARO, M. Validity and test-retest reliability of the jumbo app for jump performance measurement. **International Journal of Exercise Science**, Western Kentucky University, v. 14, n. 7, p. 677, 2021. Citado na p. 18.
- VIEIRA, A.; RIBEIRO, G. L.; MACEDO, V.; JUNIOR, V. d. A. R.; SOUZA BAPTISTA, R. de; GONÇALVES, C.; CUNHA, R.; TUFANO, J. Evidence of validity and reliability of Jumbo 2 and MyJump 2 for estimating vertical jump variables. **PeerJ**, PeerJ Inc., v. 11, e14558, 2023. Citado na p. 18.
- VIEIRA, A.; UGLIARA, L.; KONS, R.; BOULLOSA, D.; DAL PUPO, J.; BOTTARO, M. Categorical agreement between measured and estimated force–velocity–power profiles in free-weight squat jumps among combat athletes. **Sport Sciences for Health**, Springer, p. 1–9, 2025. Citado nas pp. 47, 49, 64.
- WADE, L.; NEEDHAM, L.; MCGUIGAN, P.; BILZON, J. Applications and limitations of current markerless motion capture methods for clinical gait biomechanics. **PeerJ**, PeerJ Inc., v. 10, e12995, 2022. Citado na p. 21.
- WAKELING, J. M.; FEBRER-NAFRÍA, M.; DE GROOTE, F. A review of the efforts to develop muscle and musculoskeletal models for biomechanics in the last 50 years. **Journal of biomechanics**, Elsevier, p. 111657, 2023. Citado na p. 21.
- WARD, S. R.; ENG, C. M.; SMALLWOOD, L. H.; LIEBER, R. L. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? **Clinical orthopaedics and related research**, Springer, v. 467, n. 4, p. 1074–1082, 2009. Citado na p. 24.
- WATERVAL, N.; BREHM, M.; VEERKAMP, K.; GEIJTENBEEK, T.; HARLAAR, J.; NOLLET, F.; KROGT, M. van der. Interacting effects of AFO stiffness, neutral angle and footplate stiffness on gait in case of plantarflexor weakness: A predictive simulation study. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, v. 157, p. 111730, 2023. Citado nas pp. 19, 22.
- WATKINS, C. M.; BARILLAS, S. R.; WONG, M. A.; ARCHER, D. C.; DOBBS, I. J.; LOCKIE, R. G.; COBURN, J. W.; TRAN, T. T.; BROWN, L. E. Determination of vertical jump as a measure of neuromuscular readiness and fatigue. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, LWW, v. 31, n. 12, p. 3305–3310, 2017. Citado nas pp. 17, 18, 38.
- WERLING, K.; KANEDA, J.; TAN, T.; AGARWAL, R.; SKOV, S.; VAN WOUWE, T.; UHLRICH, S.; BIANCO, N.; ONG, C.; FALISSE, A.; SAPKOTA, S.; CHANDRA, A.; CARTER, J.; PREATONI, E.; FREGLY, B.; HICKS, J.; DELP, S.; LIU, C. K. AddBiomechanics Dataset: Capturing the Physics of Human Motion at Scale. In: LECTURE Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics). 2025. 15146 LNCS. P. 490–508. ISBN

9783031732225. DOI: [10.1007/978-3-031-73223-2\\_27](https://doi.org/10.1007/978-3-031-73223-2_27). arXiv: 2406.18537. Disponível em: <[https://link.springer.com/10.1007/978-3-031-73223-2\\_27](https://link.springer.com/10.1007/978-3-031-73223-2_27)>. Citado na p. 58.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. John Wiley & Sons, 2009. Citado nas pp. 27, 28.

YAMANAKA, E.; HORIUCHI, Y.; NOJIMA, I. EMG-EMG coherence during voluntary control of human standing tasks : a systematic scoping review, 2021. Citado na p. 78.

ZAJAC, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. **Critical reviews in biomedical engineering**, v. 17, n. 4, p. 359–411, 1989. Citado na p. 23.

ZINKOVSKY, A. V.; SHOLUHA, V. A.; IVANOV, A. A. **Mathematical modelling and computer simulation of biomechanical systems**. World Scientific, 1996. Citado nas pp. 18, 20.

# Apêndices

# Apêndice A – Grupos musculares

Tabela A.12 – Grupos musculares para análise em conjunto da aceleração vertical induzida do CoM.

Grupo [Abreviação]		Músculo [ Abreviação]
Quadril	Flexores [Quadril Flex]	Adutor Curto [add_brev]
		Adutor Longo [add_long]
		Glúteo Médio 1 [glut_med1]
		Glúteo Mínimo 1 [glut_min1]
		Íliaco [iliacus]
		Pectíneo [pect]
		Psoas Maior [psoas]
		Tensor da Fáscia Lata [tfl]
	Extensores [Quadril Ext]	Adutor Longo [add_long]
		Adutor Magno 1 [add_mag1]
		Adutor Magno 2 [add_mag2]
		Adutor Magno 3 [add_mag3]
		Glúteo Máximo 1 [glut_max1]
		Glúteo Máximo 2 [glut_max2]
		Glúteo Máximo 3 [glut_max3]
		Glúteo Médio 2 [glut_med2]
		Glúteo Mínimo 3 [glut_min3]
		Joelho
Extensores [Joelho Ext]	Vasto Intermédio [vas_int]	
	Vasto Lateral [vas_lat]	
	Vasto Medial [vas_med]	
Tornozelo	Dorsiflexores [Tornozelo DF]	Extensor Longo dos Dedos [ext_dig]
		Extensor Longo do Hálux [ext_hal]
		Fibular Terceiro [per_tert]
		Tibial Anterior [tib_ant]
	Plantiflexores [Tornozelo PF]	Flexor Longo dos Dedos [flex_dig]
		Flexor Longo do Hálux [flex_hal]
		Fibular Curto [per_brev]
		Fibular Longo [per_long]
		Sóleo [soleus]
		Tibial Posterior [tib_post]
Biarticular	Joelho(Ext)-Tornozelo(Plantiflex) [Biarticular JT]	Gastrocnêmio Lateral [lat_gas]
		Gastrocnêmio Medial [med_gas]
	Quadril(Flex)-Joelho(Ext) [Biarticular QJext]	Reto Femoral [rect_fem]
		Sartório [sar]
	Quadril(Ext)-Joelho(Flex) [Biarticular QJflex]	Semimembranoso [semimem]
		Semitendinoso [semiten]
Bíceps Femoral - Cabeça Longa [bifemlh]		
Grácil [grac]		

## Apêndice B – Registro de velocidades e momentos articulares

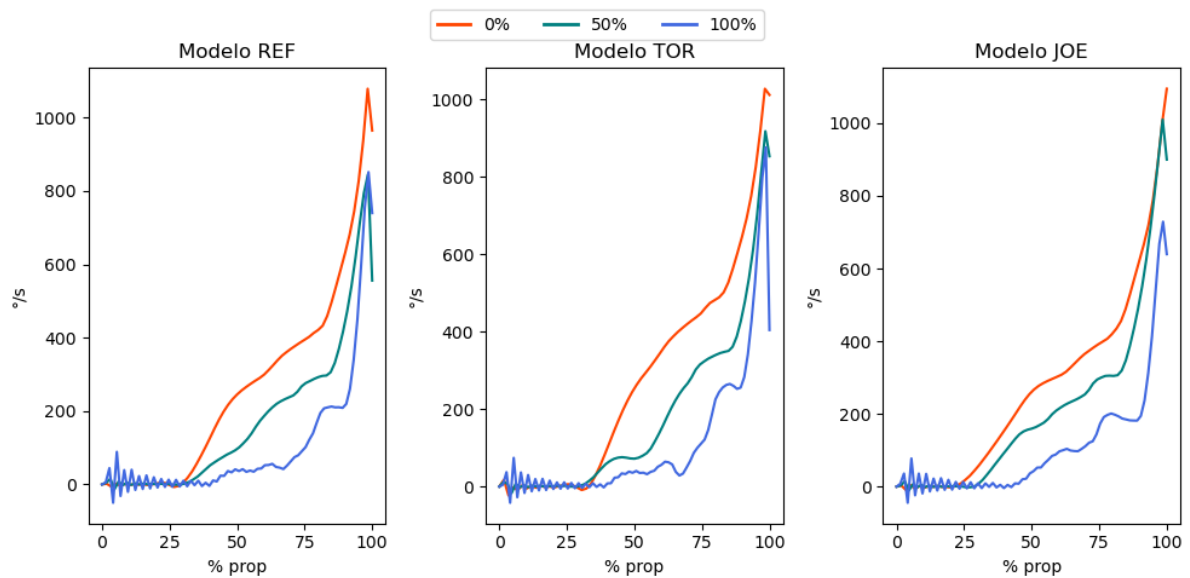


Figura B.40 – Velocidade de plantiflexão do tornozelo.

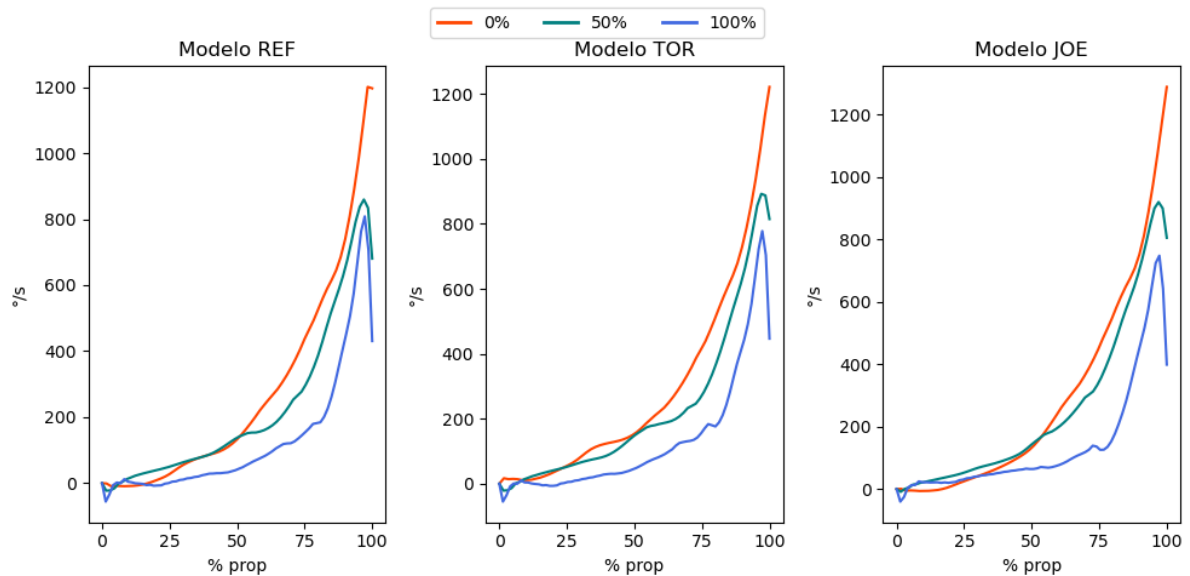


Figura B.41 – Velocidade de extensão do joelho.

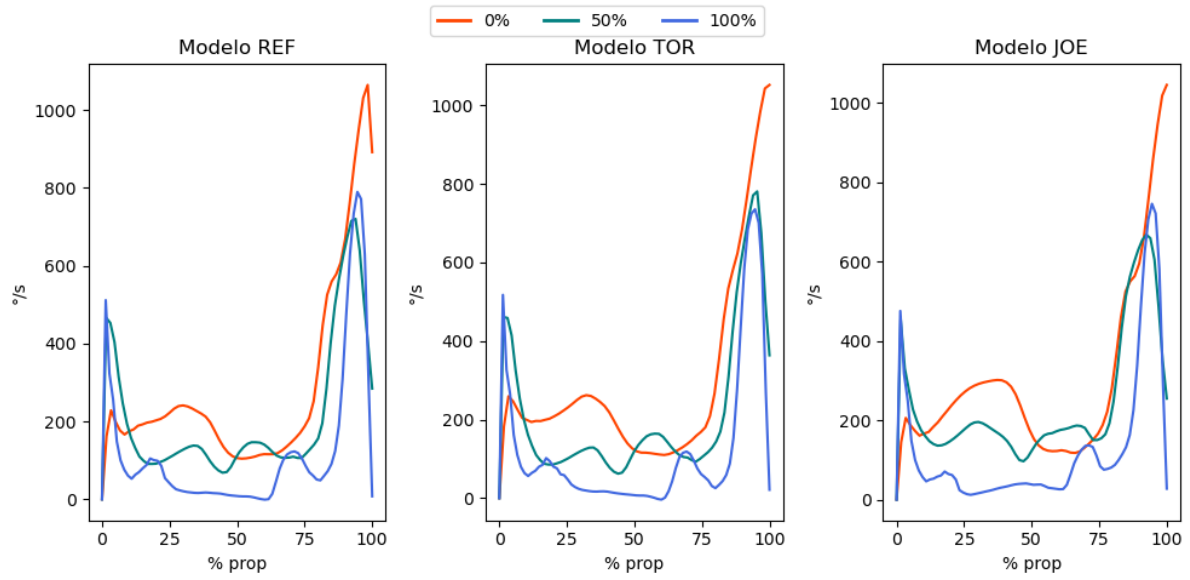


Figura B.42 – Velocidade de extensão do quadril.

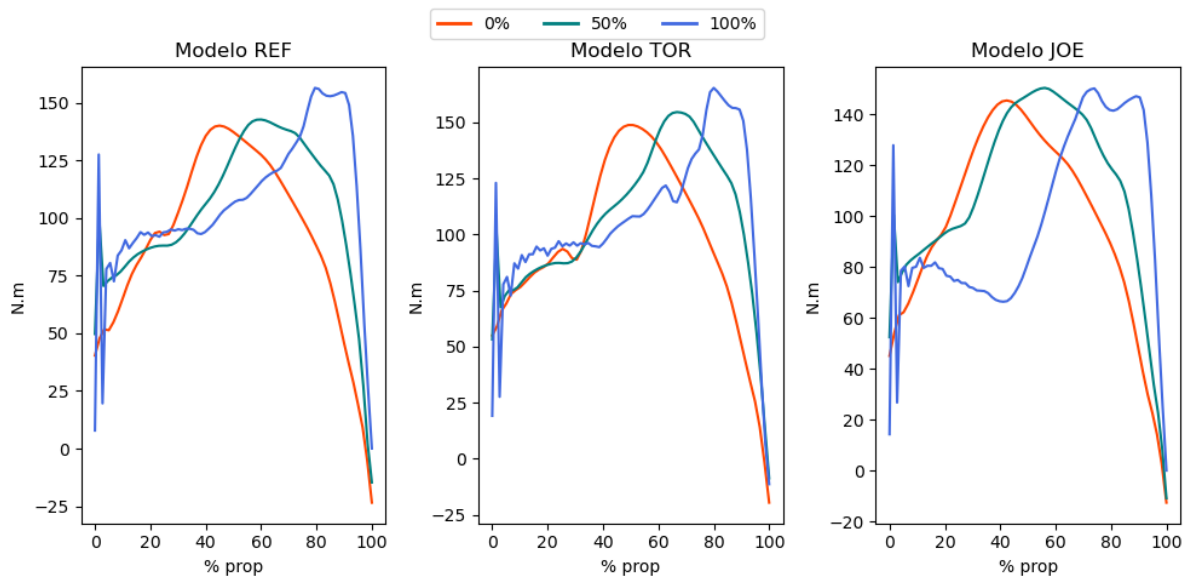


Figura B.43 – Momento interno de plantiflexão do tornozelo.

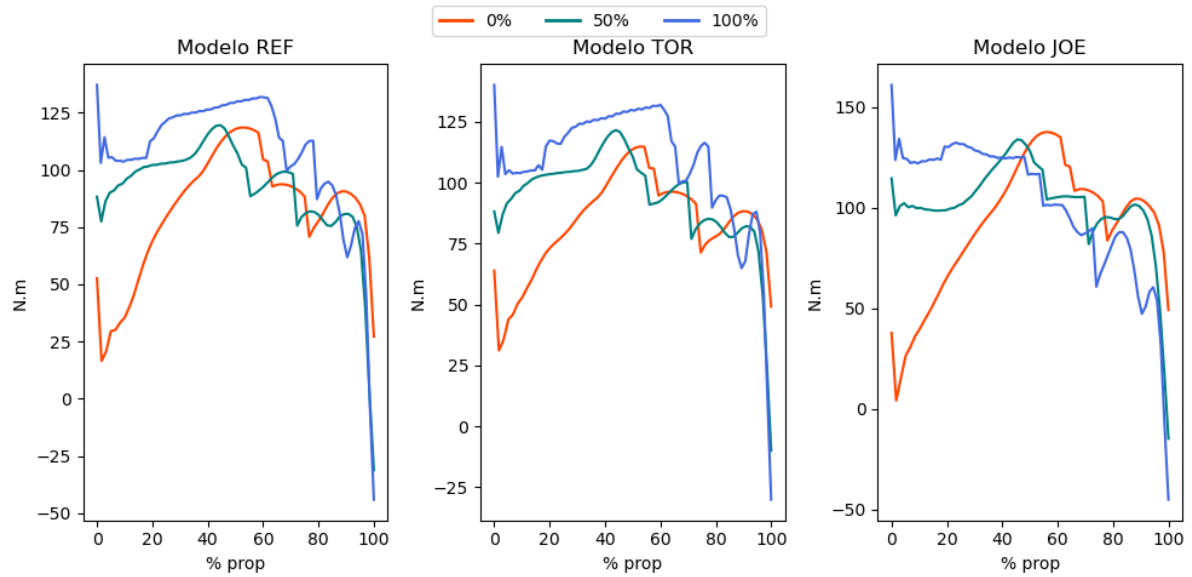


Figura B.44 – Momento interno de extensão do joelho.

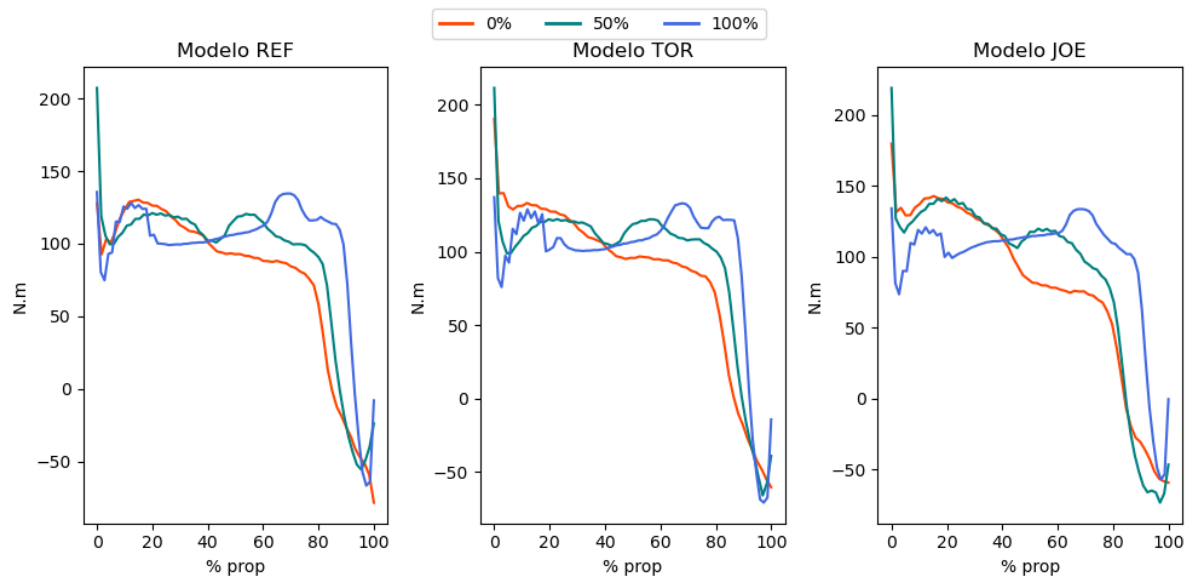


Figura B.45 – Momento interno de extensão do quadril.

## Apêndice C – Registro de ativações musculares

O valor 0 indica nenhuma ativação muscular, e o valor 1 indica ativação muscular máxima.

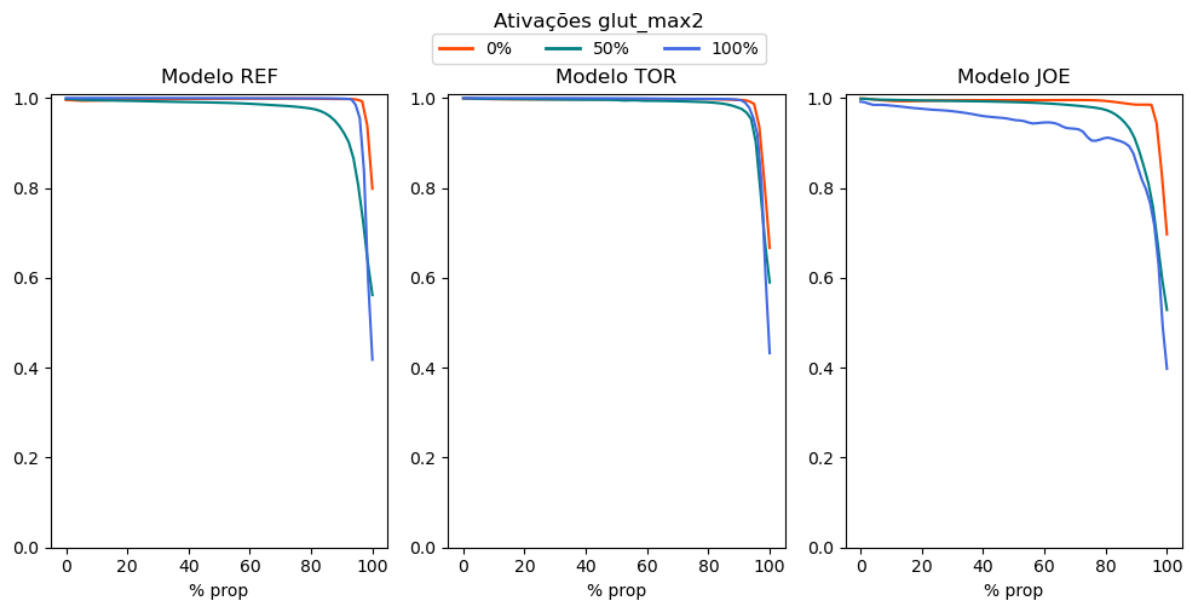


Figura C.46 – Gráficos comparativos de ativações do músculo glúteo máximo.

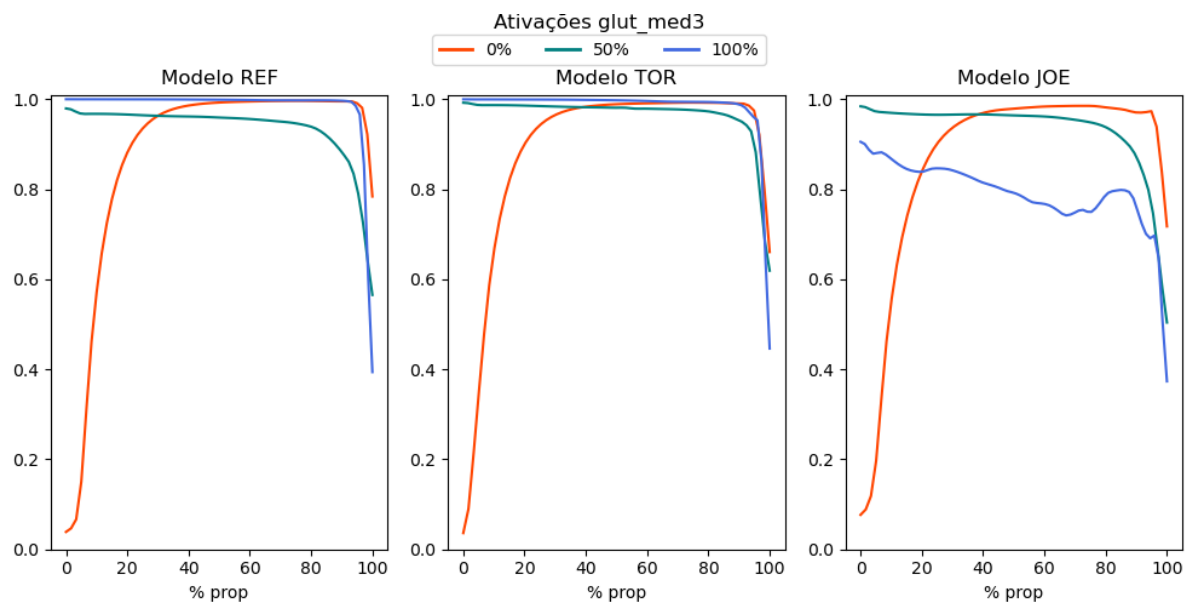


Figura C.47 – Gráficos comparativos de ativações do músculo glúteo médio.

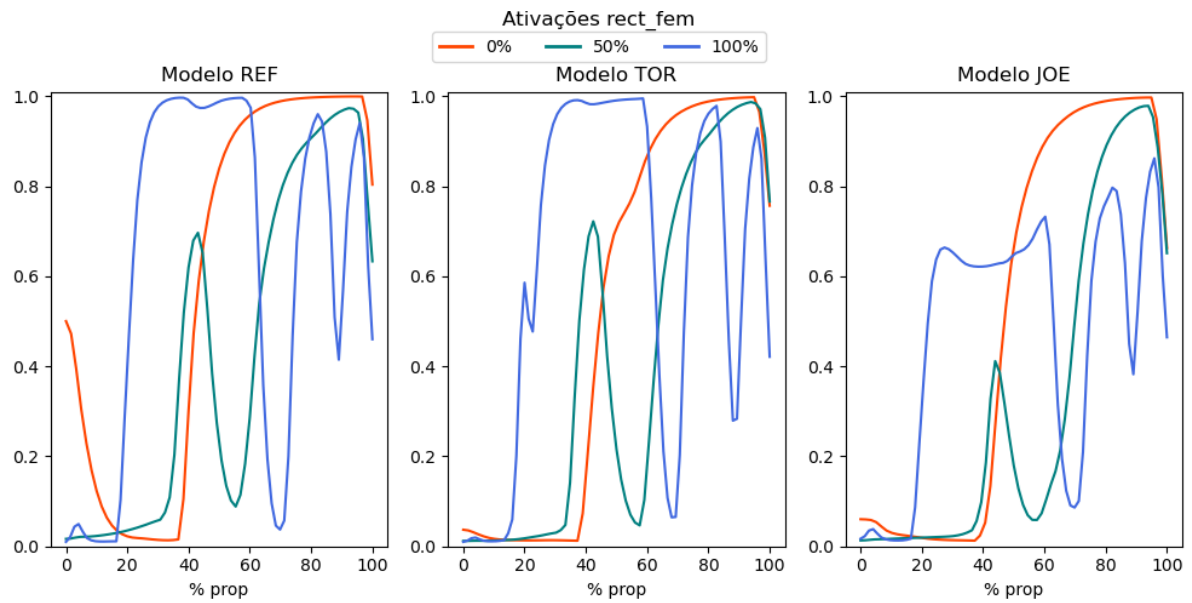


Figura C.48 – Gráficos comparativos de ativações do músculo reto femoral.

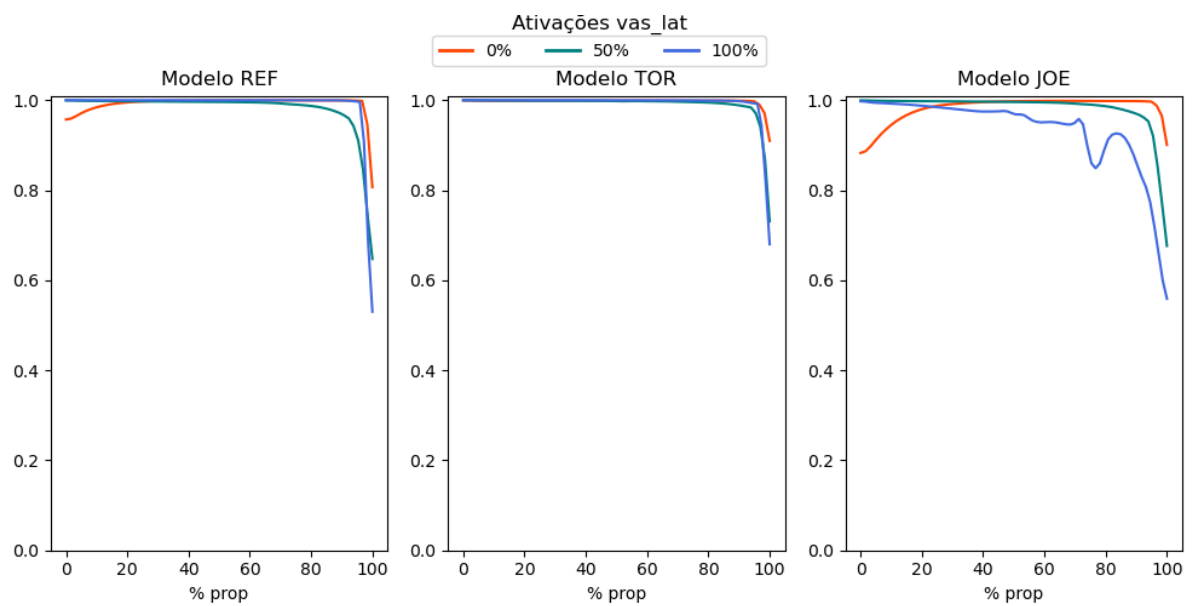


Figura C.49 – Gráficos comparativos de ativações do músculo vasto lateral.

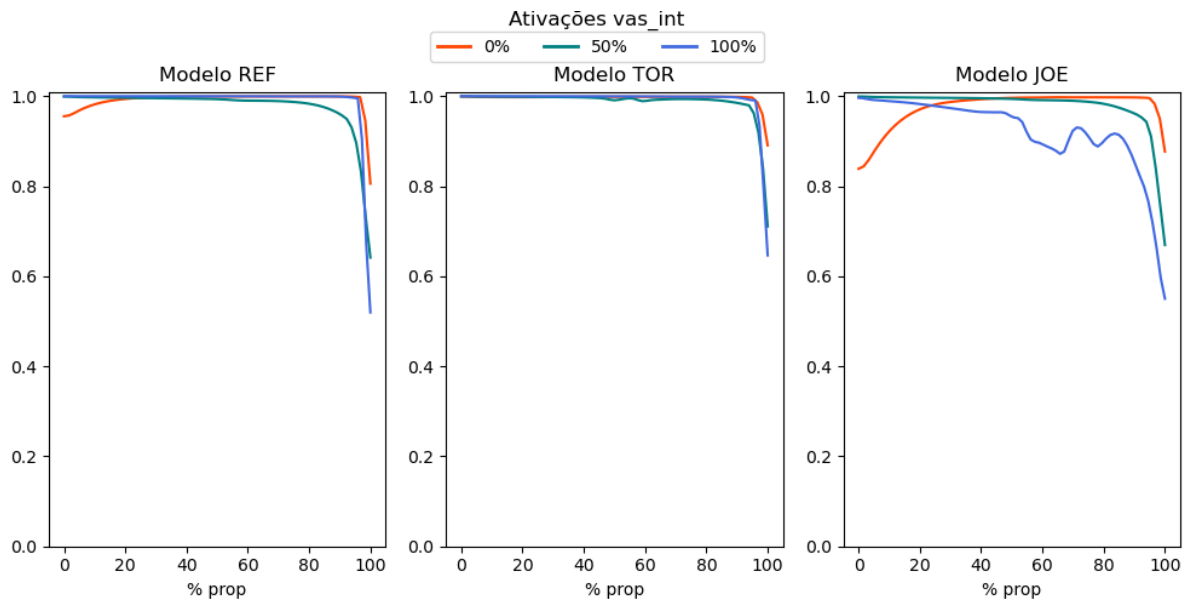


Figura C.50 – Gráficos comparativos de ativações do músculo vasto intermédio.

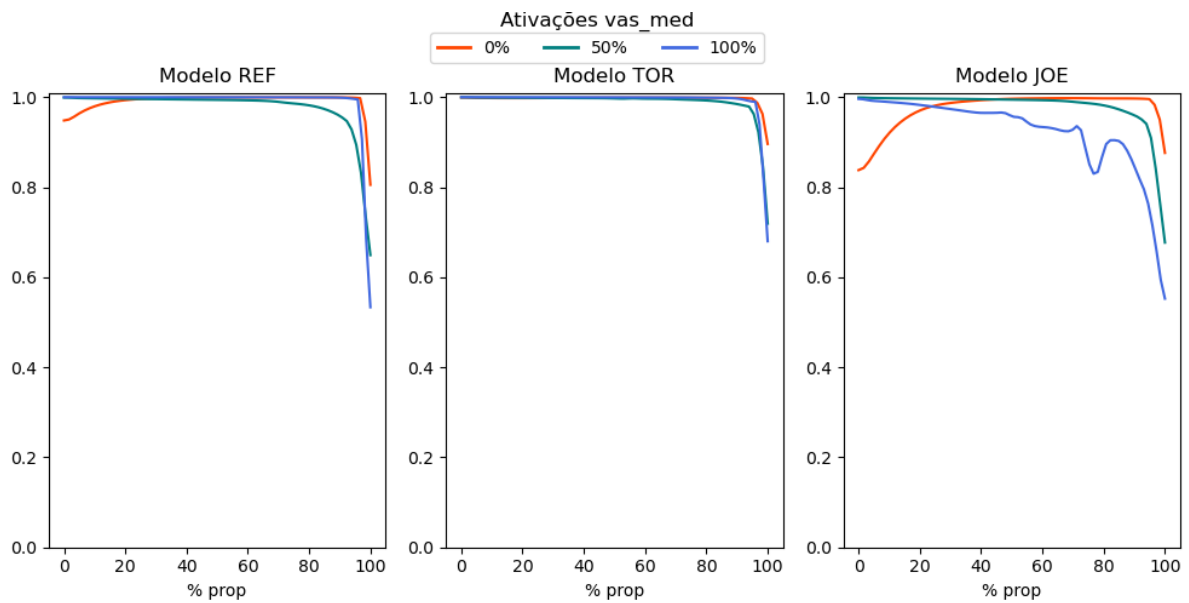


Figura C.51 – Gráficos comparativos de ativações do músculo vasto medial.

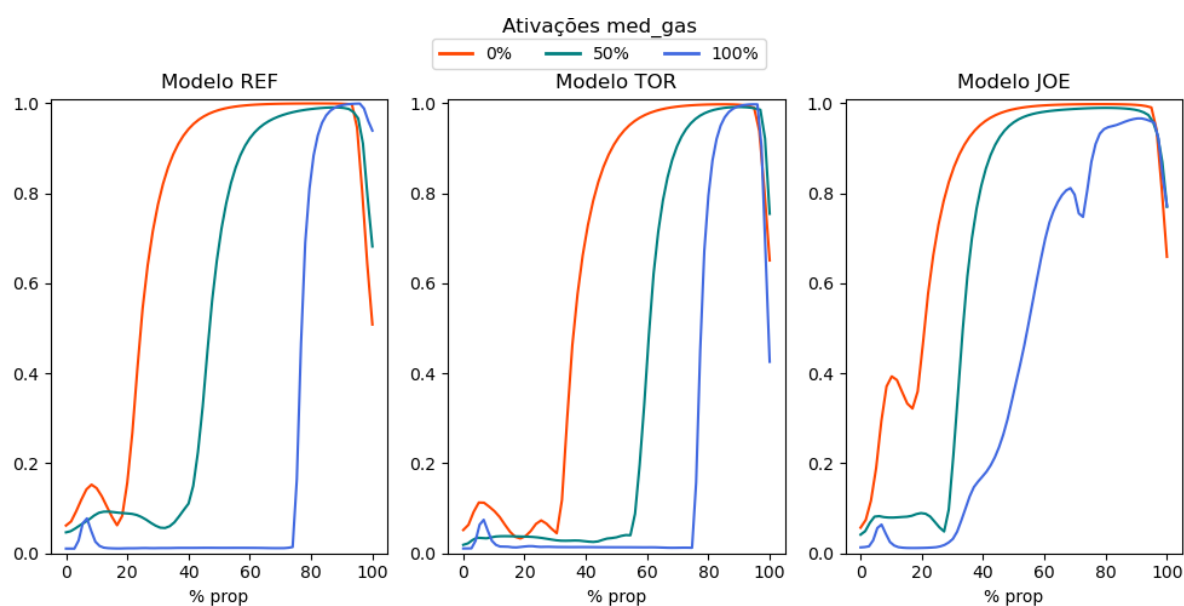


Figura C.52 – Gráficos comparativos de ativações do músculo gastrocnêmio medial.

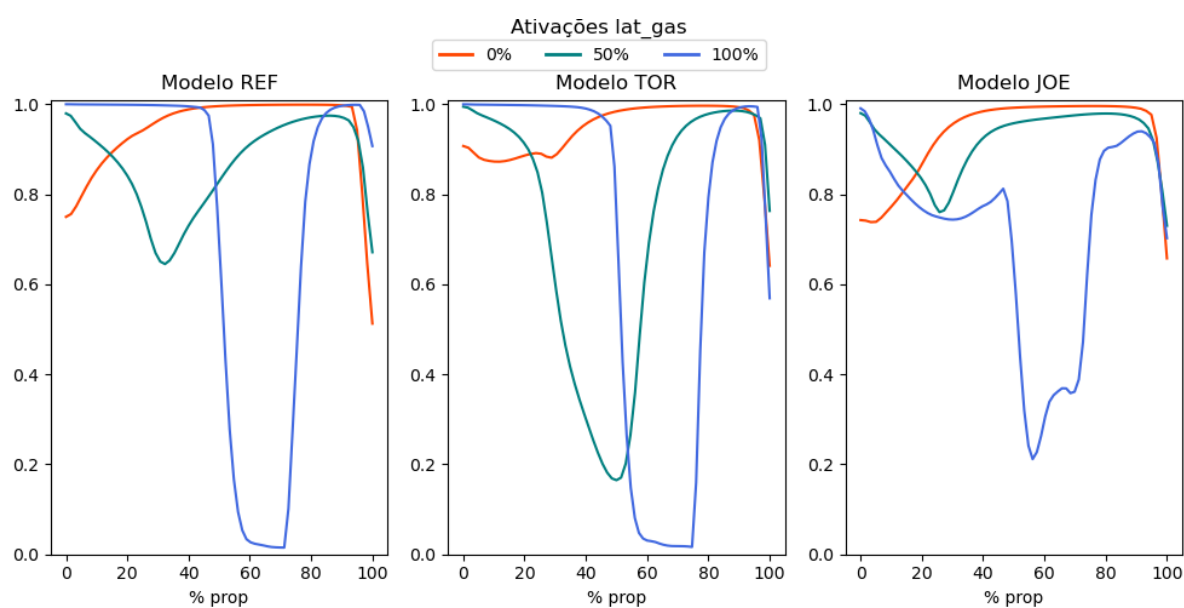


Figura C.53 – Gráficos comparativos de ativações do músculo gastrocnêmio lateral.

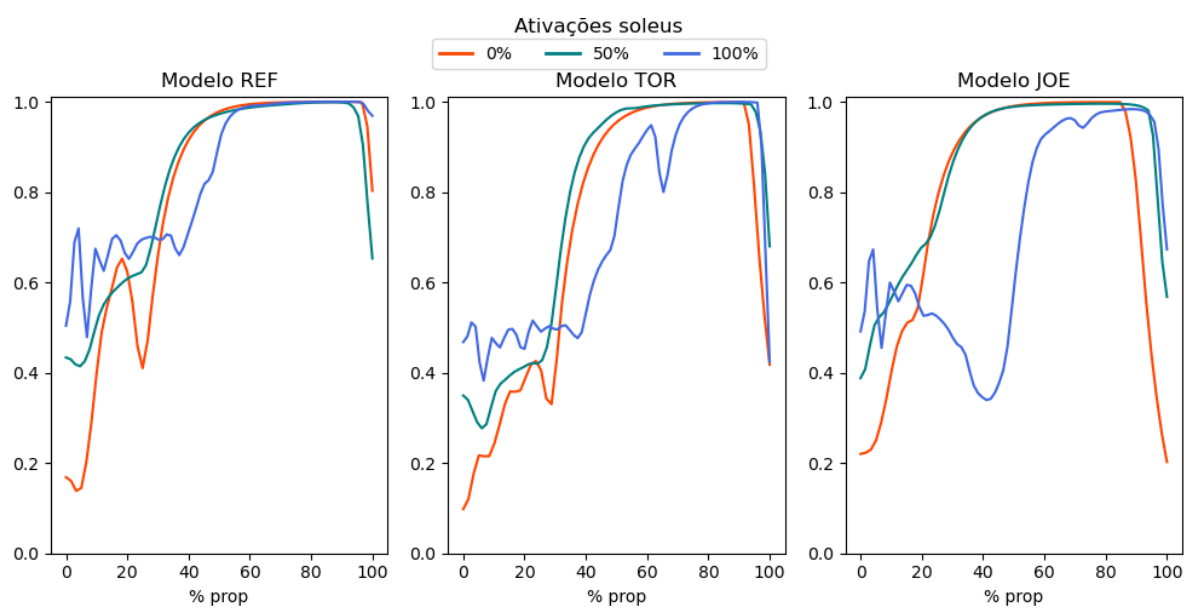


Figura C.54 – Gráficos comparativos de ativações do músculo soleus.

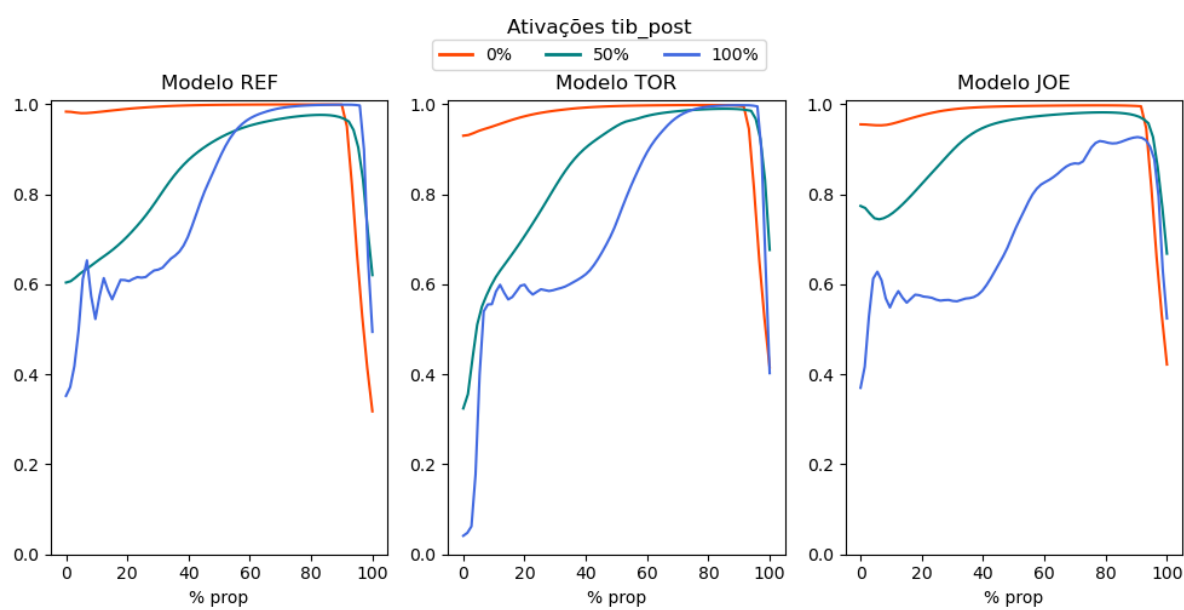


Figura C.55 – Gráficos comparativos de ativações do músculo tibial posterior.

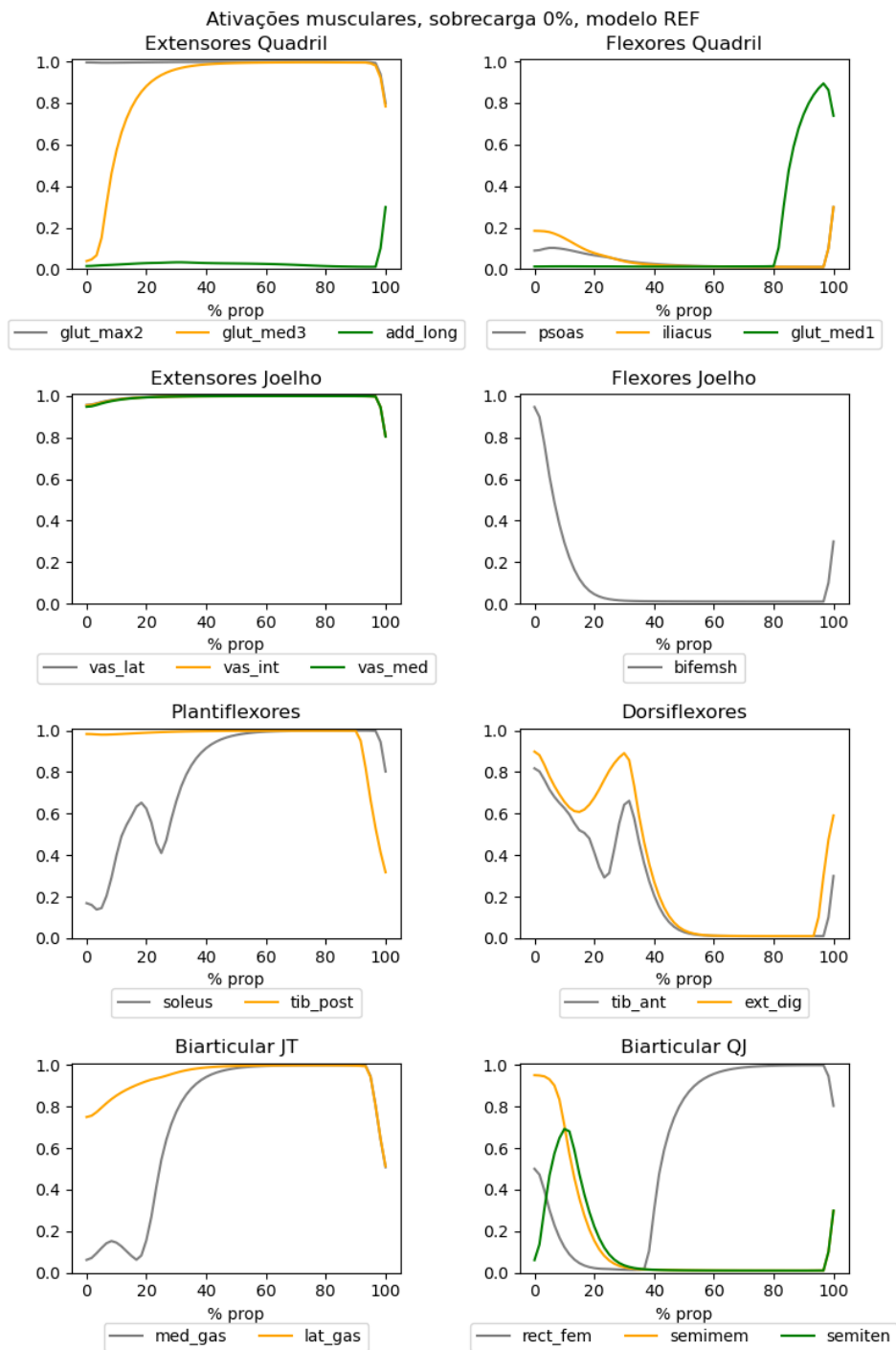


Figura C.56 – Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máximas em torno de cada articulação. Modelo REF, salto com 0% de sobrecarga.

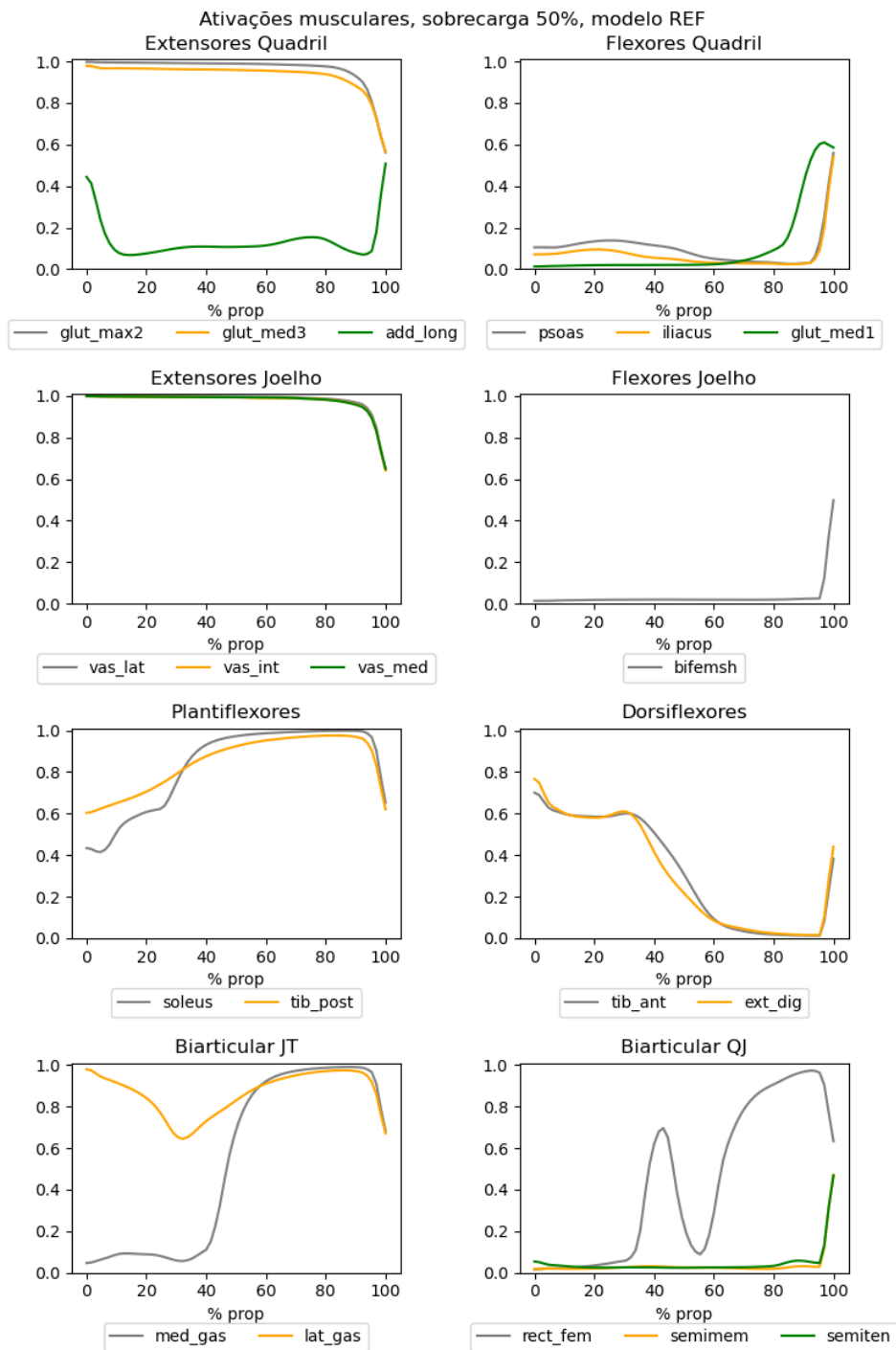


Figura C.57 – Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máximas em torno de cada articulação. Modelo REF, salto com 50% de sobrecarga.

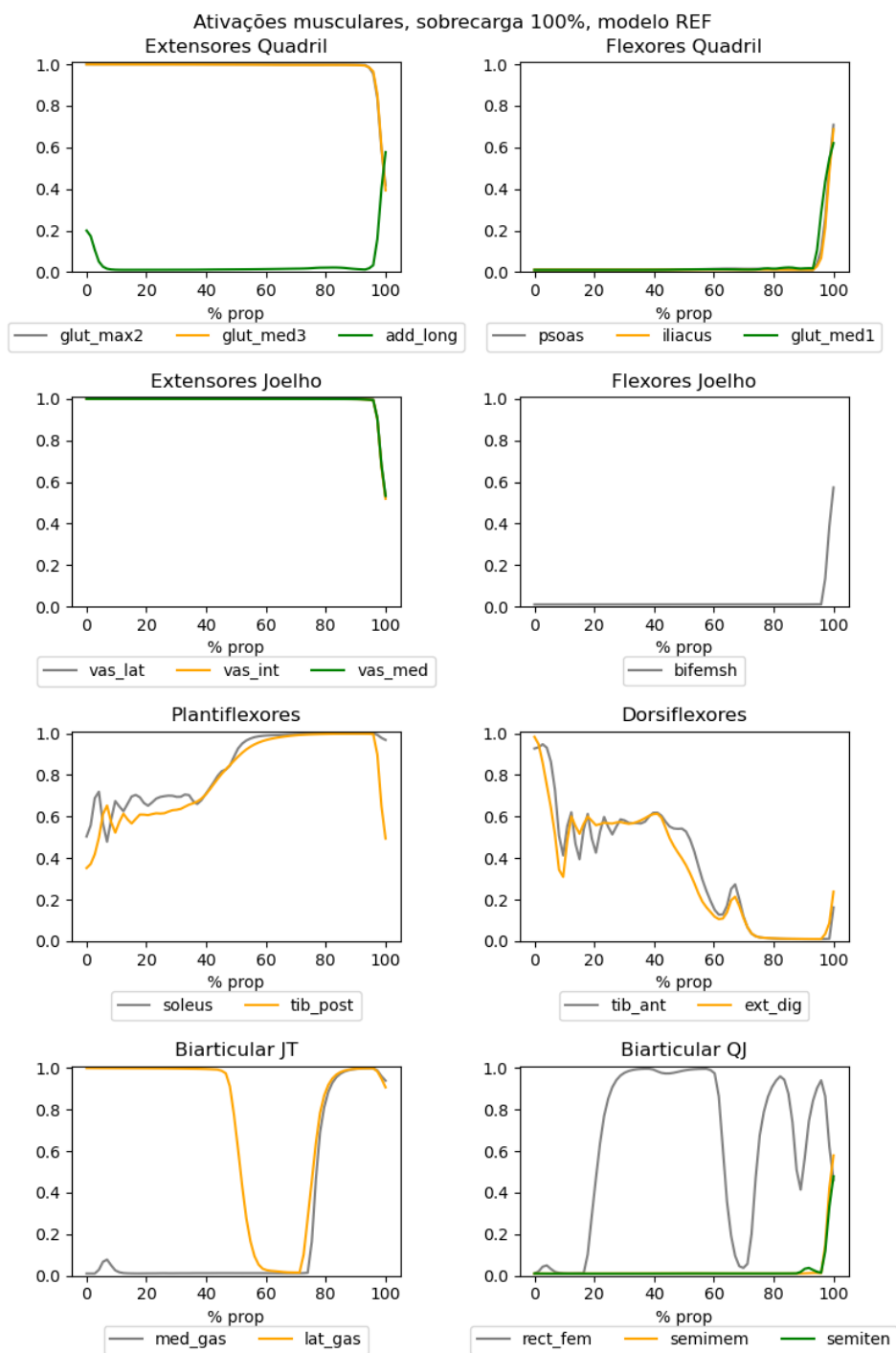


Figura C.58 – Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máximas em torno de cada articulação. Modelo REF, salto com 100% de sobrecarga.

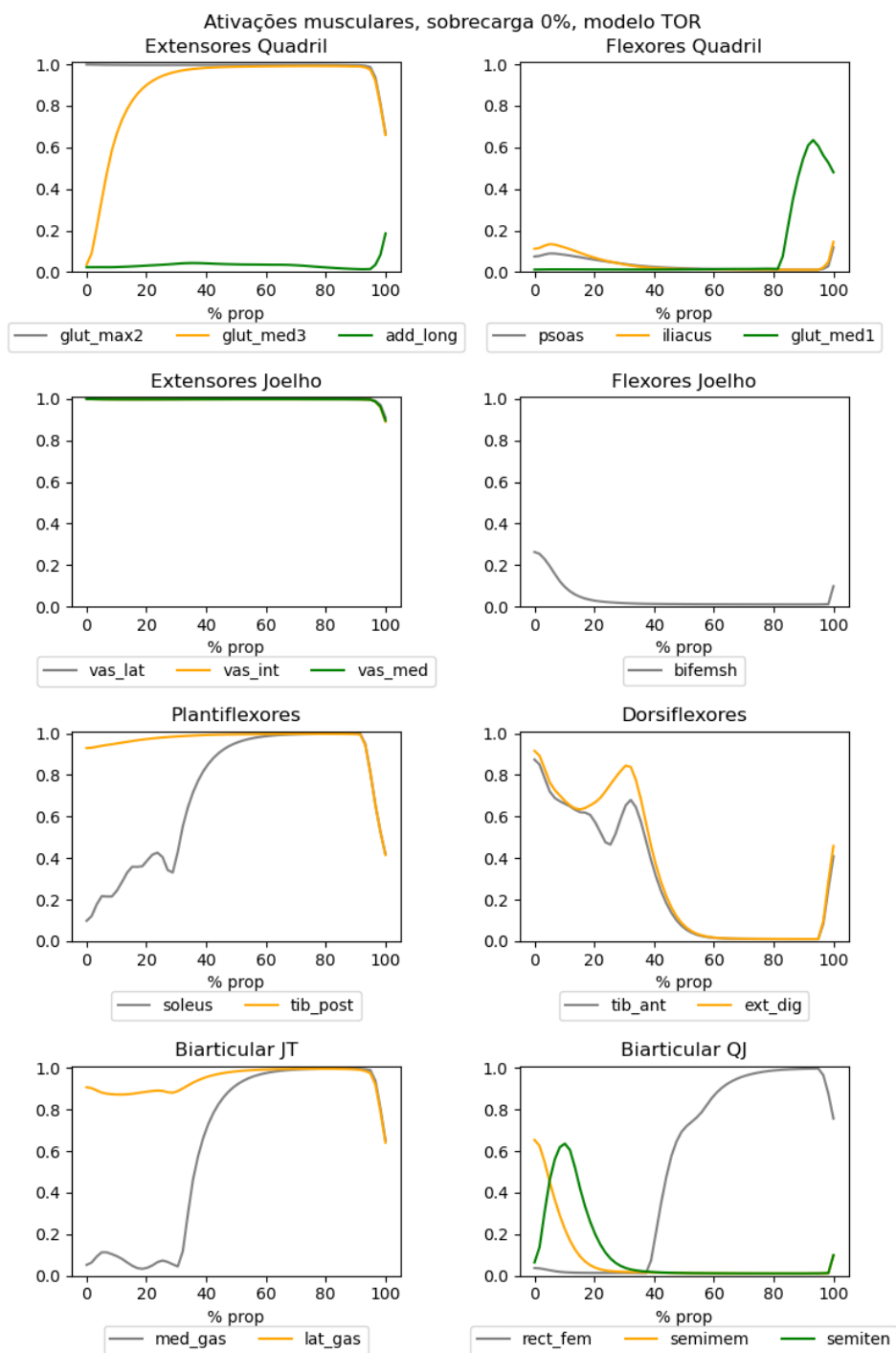


Figura C.59 – Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máximas em torno de cada articulação. Modelo TOR, salto com 0% de sobrecarga.

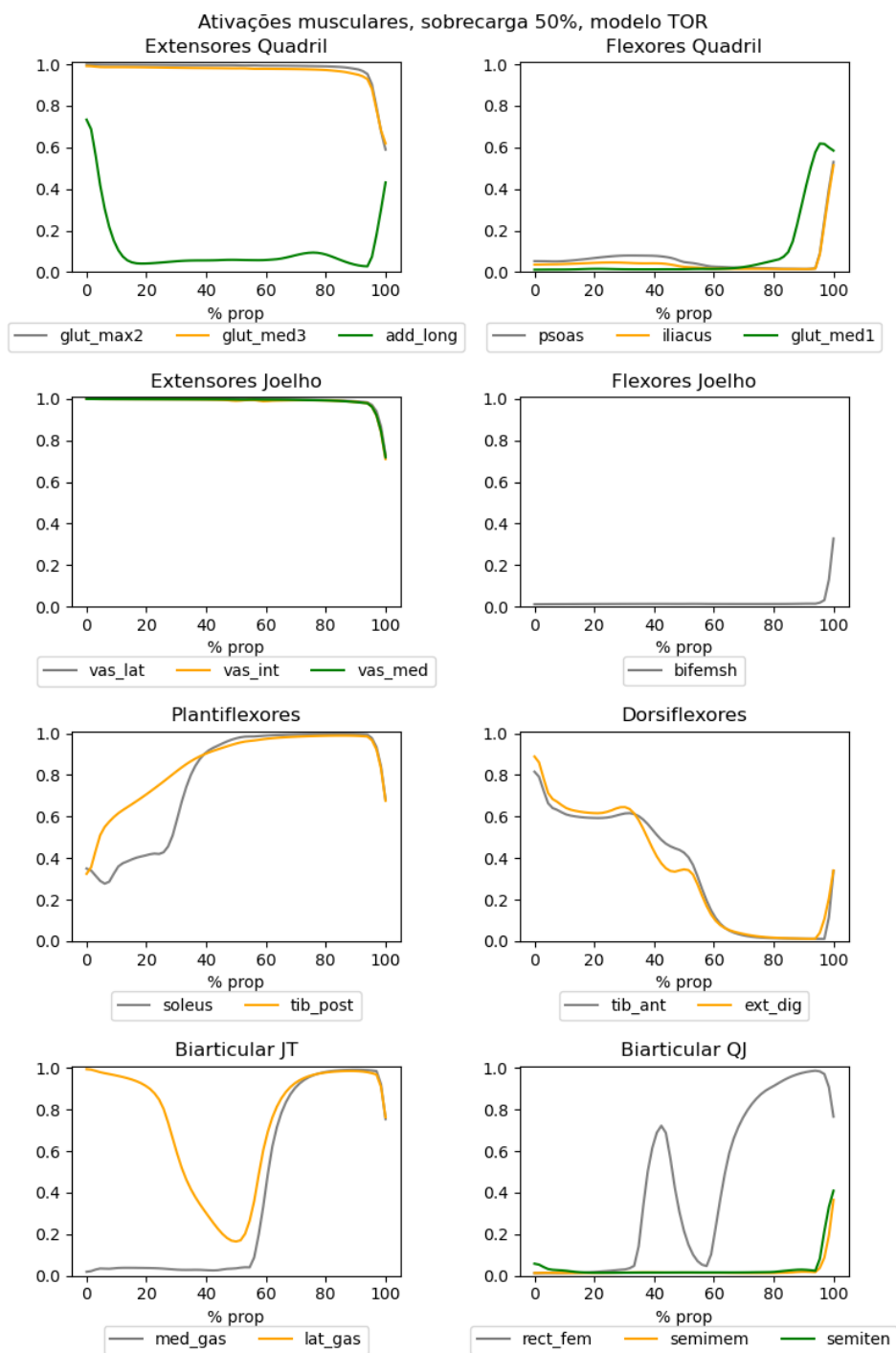


Figura C.60 – Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máximas em torno de cada articulação. Modelo TOR, salto com 50% de sobrecarga.

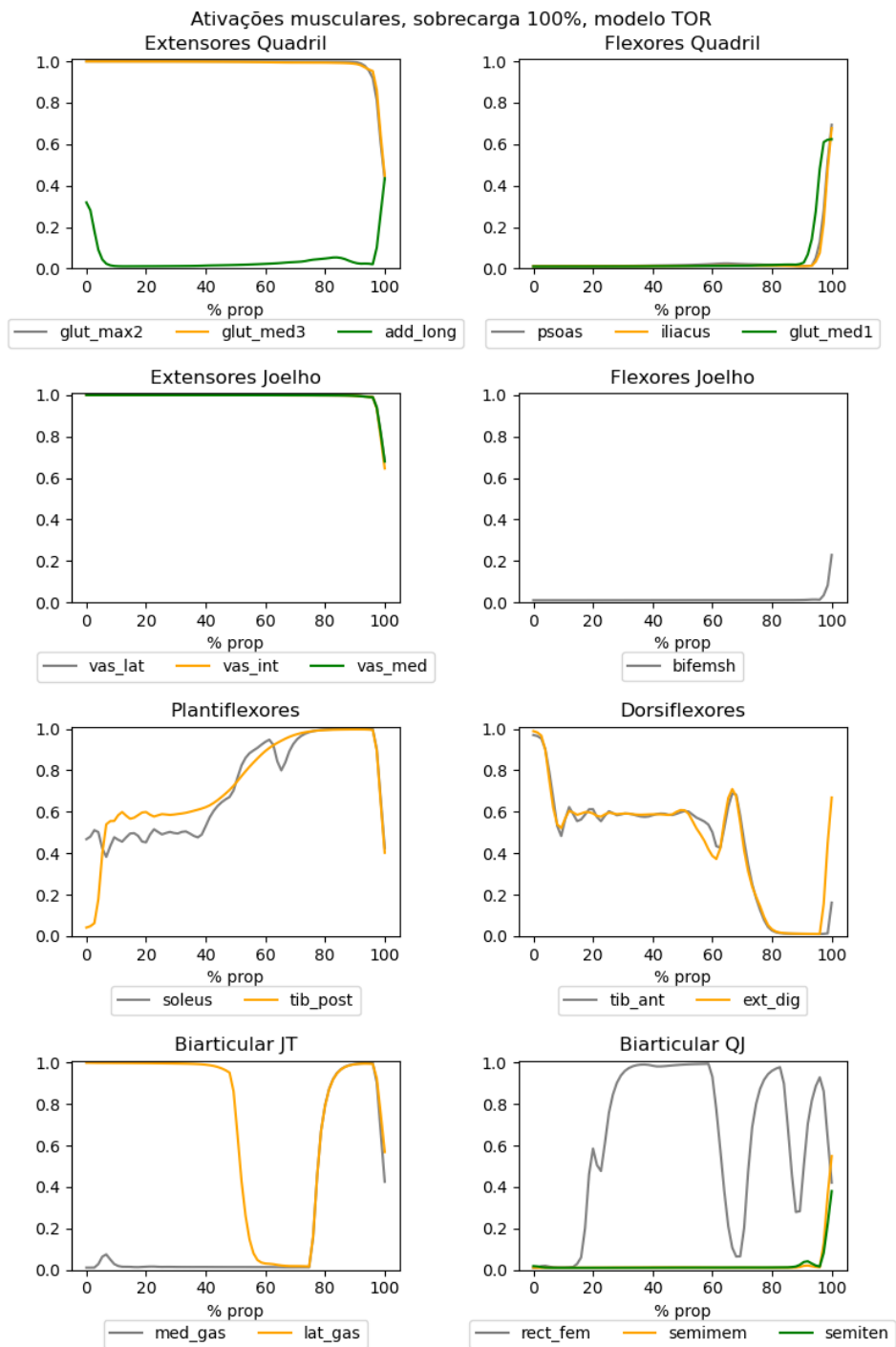


Figura C.61 – Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máximas em torno de cada articulação. Modelo TOR, salto com 100% de sobrecarga.

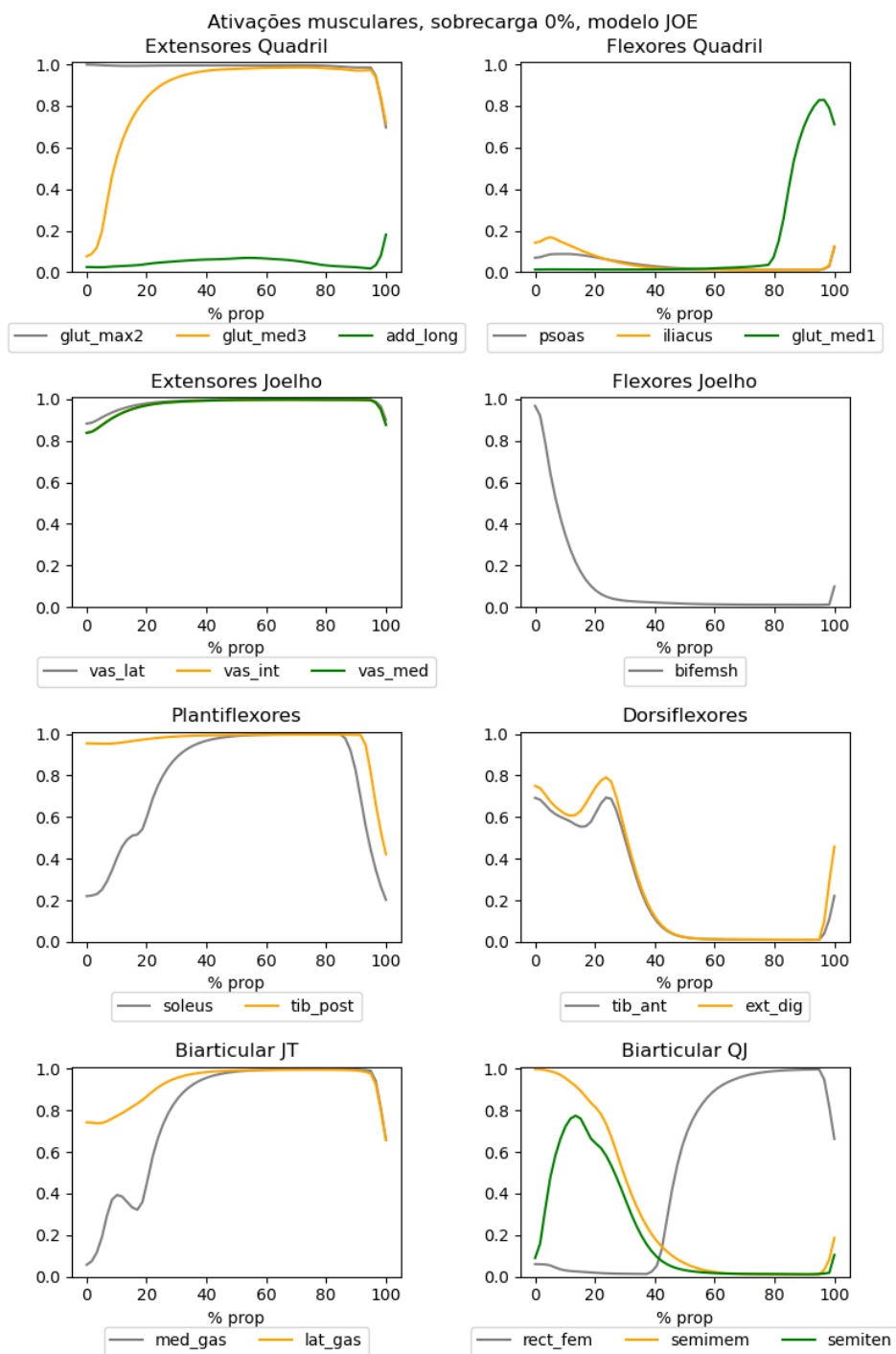


Figura C.62 – Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máximas em torno de cada articulação. Modelo JOE, salto com 0% de sobrecarga.

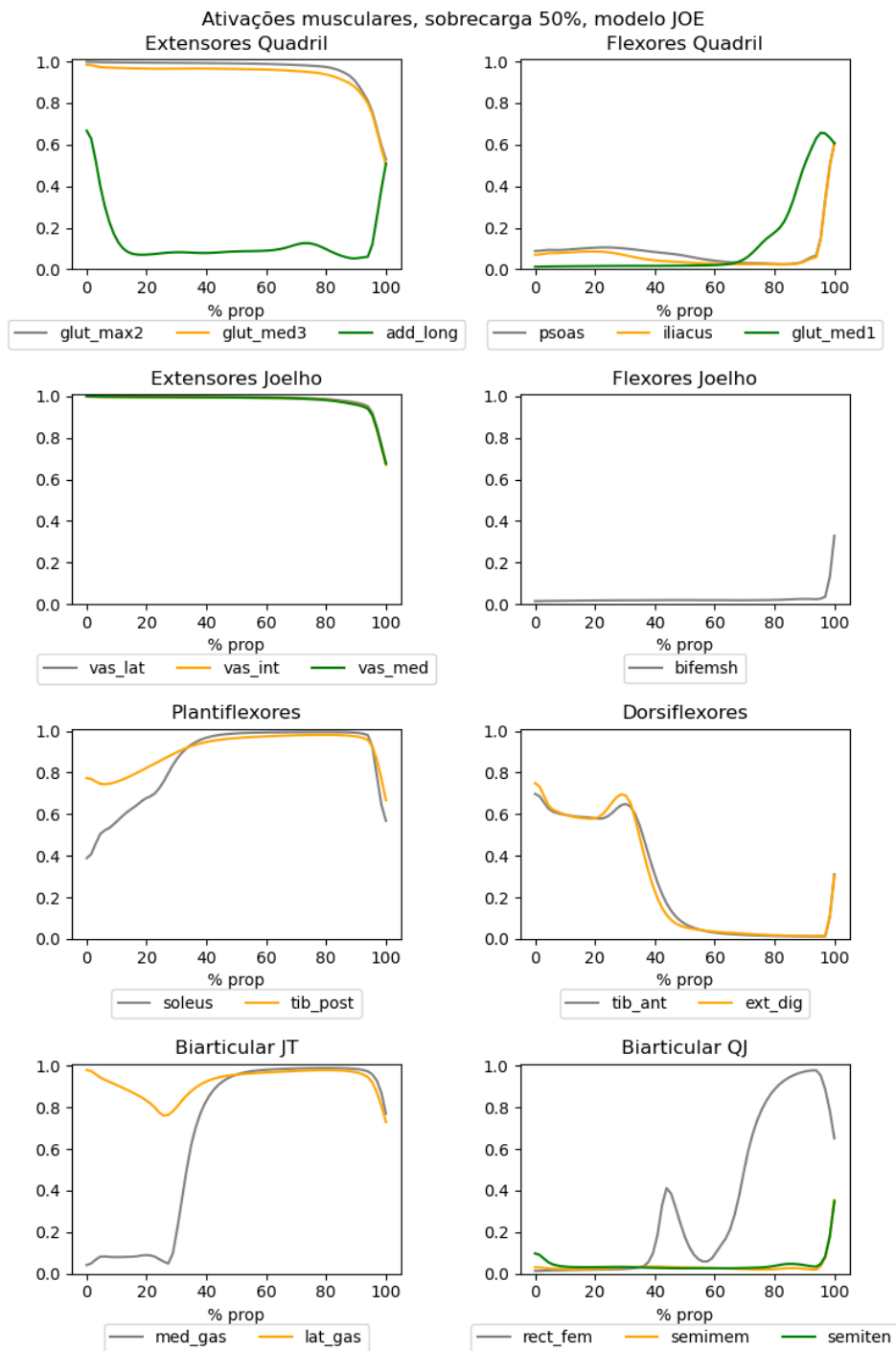


Figura C.63 – Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máximas em torno de cada articulação. Modelo JOE, salto com 50% de sobrecarga.

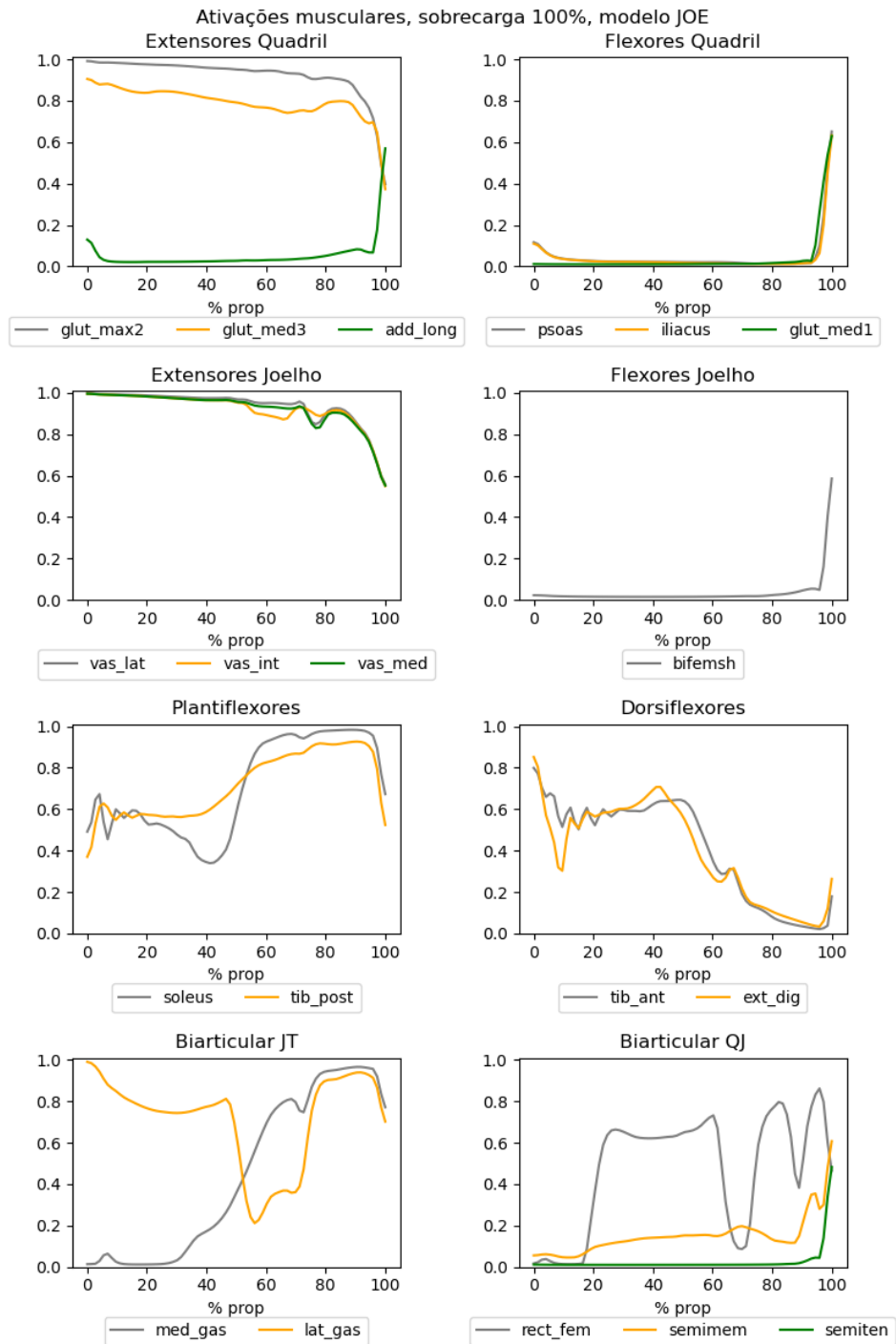


Figura C.64 – Ativações musculares de músculos com maiores forças isométricas máximas em torno de cada articulação. Modelo JOE, salto com 100% de sobrecarga.

# Apêndice D – Vector coding

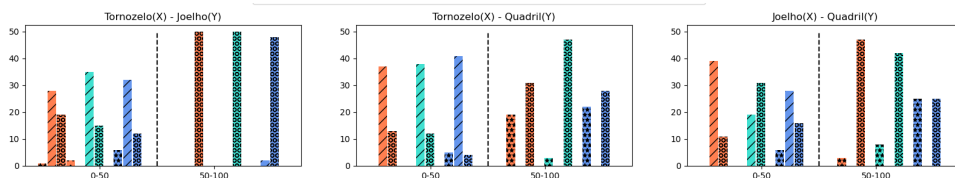


Figura D.65 – Percentual de rótulos de acoplamento para cada salto em diferentes sobrecargas.

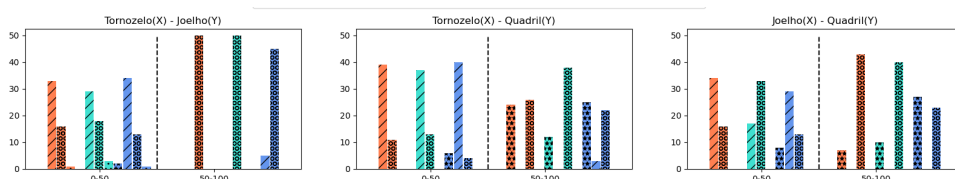


Figura D.66 – Percentual de rótulos de acoplamento para cada salto em diferentes sobrecargas para ***aumento de força de plantiflexores.***

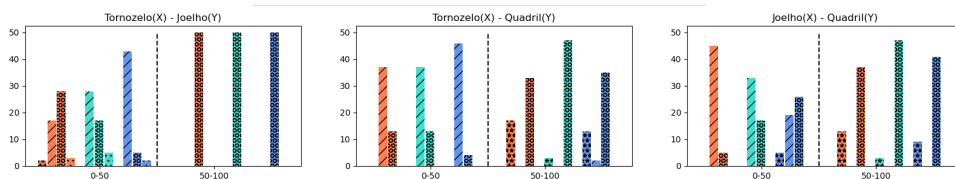


Figura D.67 – Percentual de rótulos de acoplamento para cada salto em diferentes sobrecargas para ***aumento de força de extensores de joelho.***