



Universidade Federal do ABC
Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas
Curso de Graduação em Engenharia Biomédica

Estudo da marcha em salto alto: uma contribuição para simulações biomecânicas

Jaqueline Victal de Almeida

RA : 11034316

São Bernardo do Campo, 12 de Maio de 2022

Jaqueline Victal de Almeida

**Estudo da marcha em salto alto: uma contribuição para
simulações biomecânicas**

Relatório final do Trabalho de Graduação apresentado à Universidade Federal do ABC como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Título de Graduação em Engenharia Biomédica.

Universidade Federal do ABC – UFABC
Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas
Curso de Graduação em Engenharia Biomédica

Orientador: Renato Naville Watanabe

São Bernardo do Campo
12 de Maio de 2022

Resumo

O uso de calçados com salto alto ocorre desde a antiguidade, tanto nas civilizações ocidentais quanto nas civilizações orientais. No século XIX, após a revolução industrial, o uso de sapatos de salto alto se democratizou, tornando-se um ícone de sedução e empoderamento feminino. No entanto, apesar da popularidade desses calçados, estudos médicos constatam que estes são responsáveis por provocar danos a diferentes partes do corpo, tais como: tornozelos, joelhos, quadril e coluna. Visando a compreensão completa do impacto do salto na marcha humana, propõe-se a elaboração de um modelo físico e de simulação no software OpenSim. O modelo elaborado foi disponibilizado para utilização em trabalhos futuros.

No desenvolvimento do modelo biomecânico, tomou-se como base o exemplo *gait 2392* do software OpenSim, ao qual incorporou-se o calçado de salto alto, derivado de um modelo CAD realista desenvolvido no software SolidWorks. Em seguida, o modelo OpenSim desenvolvido foi submetido a simulações de dinâmica inversa para determinação dos esforços em três articulações de interesse: tornozelo, joelho e quadril.

Os resultados foram comparados com dados dos momentos articulares disponíveis na literatura, como o intuito de validar a eficácia do modelo para descrever o impacto do uso de salto alto nos parâmetros da marcha. Os resultados obtidos foram documentados no presente trabalho.

Palavras-chaves: Salto Alto. Ciclo de Marcha. OpenSim. Simulação Musculoesquelética.

Abstract

High-heeled shoes has been worn since antiquity, both in western and eastern civilizations. In the 19th century, after the industrial revolution, the use of high-heeled shoes became popular, as they emerged as an icon of seduction and female empowerment. However, despite the popularity of these shoes, medical studies have reported that they may cause damage to different parts of the body, such as ankles, knees, hips and back. In order to fully understand the impact of high heels on human gait, this work proposes a physical simulation model in OpenSim software. The model designed was made accessible on internet for use in subsequent researches.

The biomechanical model considered the example *gait 2392* from OpenSim library as an starting point and has incorporated high-heeled shoes to it, whose dynamical properties have been derived from a realistic SolidWorks CAD model. Next, the OpenSim model was subjected to inverse dynamics simulations to determine the efforts in three joints of interest: ankle, knee and hip.

The simulation results have been compared with data on joint moments available in literature, as the purpose of validating the effectiveness of the model to describe the impact of wearing high heels on gait parameters. The results obtained were documented in the present work.

Keywords: High heels. Gait Cycle. OpenSim. Simulation. musculoskeletal.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Representação dos membros inferiores como segmentos articulados.	2
Figura 2 – Interface gráfica OpenSim.	3
Figura 3 – Arquivos de entrada e saída da simulação de dinâmica inversa.	4
Figura 4 – Esquema do algoritmo implementando as equações de Newton-Euler para solução de dinâmica inversa.	4
Figura 5 – Ciclo de marcha humana com as principais fases e sub-fases.	6
Figura 6 – Sistemas de coordenadas nos membros inferiores.	9
Figura 7 – Grupos de elementos sem mobilidade relativa.	11
Figura 8 – Interação entre o Pé e o solo.	12
Figura 9 – Esquema do ensaio de cinemetría.	13
Figura 10 – Modelo com sapato de salto alto.	15
Figura 11 – Ciclo de Marcha simulado no OpenSim.	16
Figura 12 – Momentos do tornozelo para as quatro variações de calçado.	16
Figura 13 – Momentos do joelho para as quatro variações de calçado.	16
Figura 14 – Momentos do quadril para as quatro variações de calçado.	17
Figura 15 – Modelo CAD do Sapato (Adaptado de (DEYLAMI, 2022)).	24

Lista de tabelas

Tabela 1 – Graus de liberdade do modelo.	10
Tabela 2 – Coordenadas para posicionamento do sapato e ângulos para posição ereta	15
Tabela 3 – Momentos de Inércia do sapato obtidos com auxílio do software SOLIDWORKS.	23
Tabela 4 – Momentos de Inércia dos segmentos dos membros inferiores.	26

Lista de abreviaturas e siglas

COM	Centro de Massa
COP	Centro de Pressão
FRS	Força de Reação do Solo
NCSRR	(<i>National Center for Simulation in Rehabilitation Research</i>)

Lista de símbolos

i	Índice de numeração dos segmentos
k	Índice dos instantes de tempo
n	Número de segmentos
$\{i\}$	Sistema de coordenadas solidário ao segmento i
${}^i_{i+1}\mathbf{R}$	Matriz de Rotação de $\{i + 1\}$ para $\{i\}$
${}^i\mathbf{O}_{i+1}$	Origem de $\{i + 1\}$ em coordenadas de $\{i\}$
${}^i\mathbf{C}_i$	Centro de massa do segmento i em coordenadas de $\{i\}$
$C_i \mathbf{I}_i$	Matriz de Inercia do segmento i em coordenadas do sistema $\{i\}$ transladado para o centro de massa.
m_i	Massa do segmento i
\mathbf{q}	Vetor de coordenadas generalizadas = graus de liberdade = ângulos das articulações
$\mathbf{M}(\mathbf{q})$	Matriz de massa
$\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$	Torques Centrípetos e de Coriolis
$\mathbf{G}(\mathbf{q})$	Torques Gravitacionais
τ	Vetor de torques articulares
\mathbf{F}_{ext_i}	Vetor de forças e torques externos no segmento i
$\mathbf{J}_i(\mathbf{q})$	Jacobiano parcial, considerando o segmento i como extremidade final
\mathbf{f}_i	Força resultante no segmento i
η_i	Momento resultante no segmento i
\mathbf{V}_i	Velocidade de $\{i\}$
ω_i	Velocidade angular de $\{i\}$
\mathbf{g}	Vetor gravidade
F_x	Componente x da FRS

F_y Componente y da FRS

F_z Componente z da FRS

Sumário

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Motivação	1
1.2	Modelo dinâmico	1
1.3	OpenSim	3
1.4	Ciclo de marcha	5
2	OBJETIVOS	8
3	METODOLOGIA	9
3.1	Modelo base gait 2392	9
3.2	Adição do sapato com salto alto	10
3.3	Simulações para validação	12
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	15
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	18
	REFERÊNCIAS	19
	APÊNDICES	21
	APÊNDICE A – DISPONIBILIZAÇÃO DOS ARQUIVOS	22
	APÊNDICE B – MOMENTOS DE INÉRCIA DO SAPATO	23
	APÊNDICE C – MODELO CAD DO SAPATO	24
	ANEXOS	25
	ANEXO A – MOMENTOS DE INÉRCIA DOS MEMBROS INFERIORES	26

1 Introdução

1.1 Motivação

O uso de calçados com salto alto é relatado desde a antiguidade, nas civilizações Egípcias, Gregas e Romanas (ATTAB; FERNANDES, 2020). O uso de sapatos de salto também esteve presente na sociedade chinesa tradicional, dentro da qual relacionou-se à prática de curvatura dos pés (GU et al., 2015). No renascimento, tornou-se popular entre a realeza francesa, sendo utilizado tanto por homens quanto por mulheres para aumento da estatura. Já no século XIX, após a revolução industrial, tornou-se um ícone de sedução e empoderamento feminino. Segundo Lewis e *et al.* (2017), os homens apresentam a tendência de serem mais prestativos com mulheres utilizando saltos altos.

Embora existam algumas vantagens, existem muito mais desvantagens no uso dos sapatos de salto alto. Diversos estudos médicos constataram danos provocados pelos sapatos de salto alto em diferentes partes do corpo tais como tornozelos, joelhos, quadril e coluna (LINDER; SALTZMAN, 1998). A compreensão completa do impacto do salto alto na marcha humana requer, no entanto, a elaboração de um modelo físico e de simulação, que são o objeto deste trabalho.

1.2 Modelo dinâmico

A dinâmica direta consiste em determinar, por meio de equações diferenciais, a evolução temporal dos ângulos das articulações, dados os torques articulares e forças de contato. Já a dinâmica inversa visa determinar os torques articulares, dadas as trajetórias dos ângulos das juntas e das forças de contato.

A metodologia usual para obtenção do modelo dinâmico é apresentada por Craig (2013) e baseia-se nas leis da mecânica de corpos rígidos e transformações de coordenadas. Inicialmente, são definidos sistemas de coordenadas solidários aos segmentos, como apresentado na Figura 1.

Para o caso do sistema de coordenadas solidário à Pélvis, assume-se que este apresenta 6 graus de liberdade com relação a um referencial estático no solo. Os referenciais solidários aos segmentos subsequentes, numerados em ordem crescente, são descritos em termos da geometria dos membros e dos graus de liberdade com relação ao segmento anterior, que correspondem aos ângulos das articulações. As informações das transformações entre os sistemas de coordenadas são descritas pelas matrizes de rotação ${}^i_{i+1}R$, que transformam as coordenadas de vetores no referencial $\{i+1\}$ para o referencial $\{i\}$ e pelos pontos ${}^iO_{i+1}$,

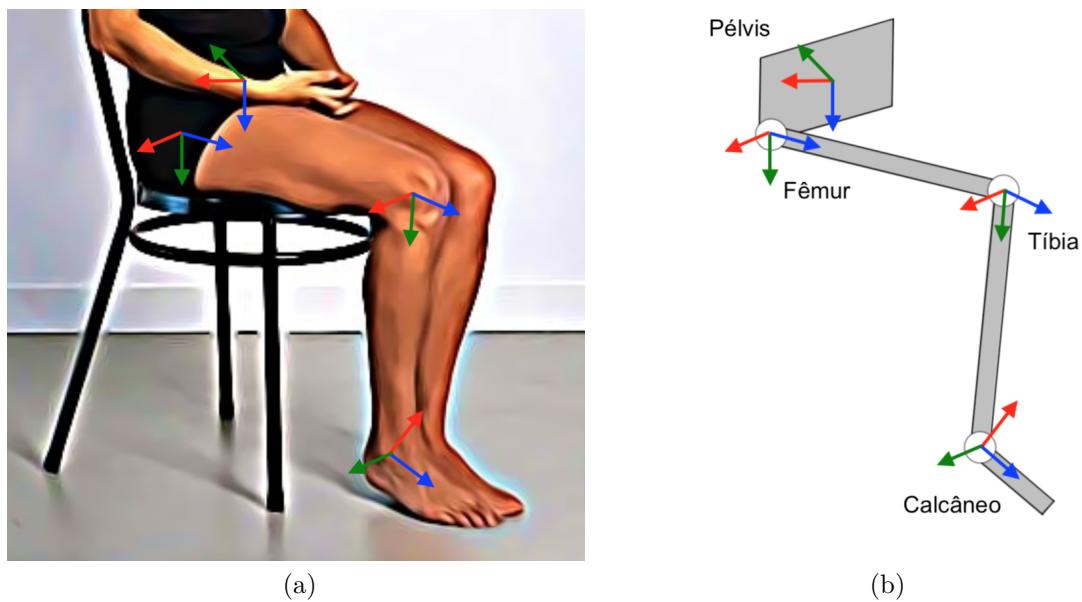


Figura 1 – Representação dos membros inferiores como segmentos articulados. (a) Vista anatômica, para comparação (adaptado de ([SEATED, 2022](#))). (b) Representação dos segmentos. Cada sistema de coordenadas, representado pelos triedros é solidário ao segmento correspondente.

que são as origens do sistema de coordenadas $\{i + 1\}$ em coordenadas do sistema $\{i\}$.

Outros parâmetros necessários para o modelo dinâmico são os pontos ${}^i\mathbf{C}_i$, que correspondem às coordenadas do centro de massa do segmento i em coordenadas do referencial $\{i\}$, as massas m_i de cada segmento e as matrizes de inércia ${}^{C_i}\mathbf{I}_i$ de cada segmento, tomadas com relação ao sistema de coordenadas $\{i\}$ transladado para o centro de massa ${}^i\mathbf{C}_i$.

Caso sejam aplicadas as equações de Euler-Lagrange aos parâmetros do modelo, pode-se representar a dinâmica do sistema com uma fórmula fechada, apresentada na Equação (1.1) ([CRAIG, 2013](#)).

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \tau + \sum_{i=1}^n \mathbf{J}_i(q)^T \mathbf{F}_{ext_i} \quad (1.1)$$

onde \mathbf{q} é o conjunto de coordenadas generalizadas (i.e. os ângulos articulares e os 6 graus de liberdade da pélvis), $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ é a matriz de massa, $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ são os torques centrípetos e de Coriolis, $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ são os torques gravitacionais, τ é o vetor de torque articulares produzidos pelos músculos, \mathbf{F}_{ext_i} é o vetor de forças e torques externos aplicado sobre o segmento i e $\mathbf{J}_i(\mathbf{q})$ são os Jacobianos parciais (i.e. considerando que i é o segmento extremo), responsáveis por converter os esforços externos para os momentos articulares correspondentes.

Embora a fórmula da Equação (1.1) constitua uma importante ferramenta analítica, sua obtenção é computacionalmente muito custosa. No caso de simulações computacionais,

as equações recursivas de Newton-Euler, cujo funcionamento é descrito na Seção 1.3, apresentam maior facilidade de implementação.

1.3 OpenSim

OpenSim é um software de uso livre desenvolvido por pesquisadores da universidade de Stanford e do NCSRR (*National Center for Simulation in Rehabilitation Research*), que permite aos usuários desenvolver modelos de estruturas musculoesqueléticas e criar simulações dinâmicas de movimento (DELP et al., 2007). A interface gráfica apresentada ao usuário após a abertura de um modelo é exibida na figura 2.

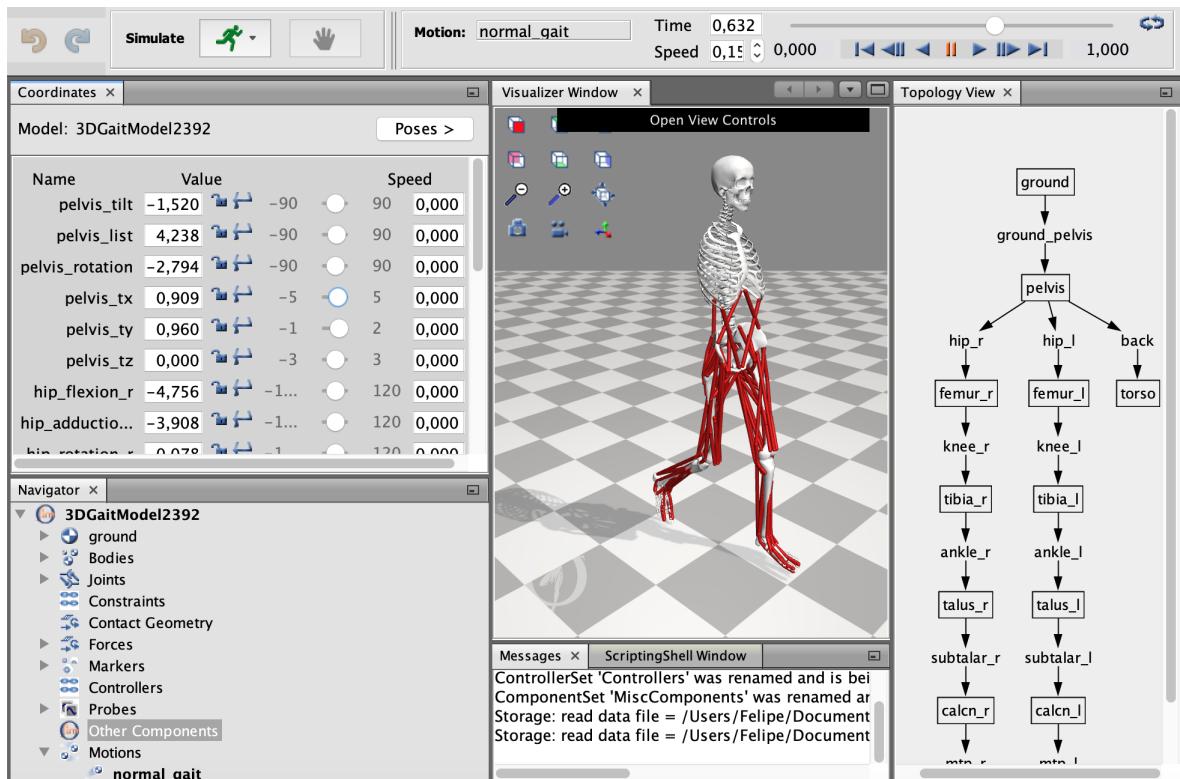


Figura 2 – Interface gráfica OpenSim.

As principais janelas presentes na interface gráfica são:

- *Coordinates*: Nesta janela, são exibidas as coordenadas generalizadas do modelo, que podem ser ajustadas manualmente ou através de um arquivo de movimento *.mot*.
- *Navigator*: São apresentados elementos como os segmentos, juntas e forças de contato.
- *Topology view*: Apresenta estrutura hierárquica em forma de árvore. Os nós e folhas, indicados com retângulos, representam os segmentos e os rótulos dos ramos exibem a transformação de coordenadas associada, descrita no arquivo *.osim*.

- *Visualizer Window*: Esta janela exibe a parte gráfica do modelo, construída a partir dos arquivos geométricos com extensão *.slt*, *.vtp* ou *.obj* referenciados no arquivo *.osim*.
- *Messages*: Terminal para exibição de mensagens.
- *Simulate*: Botões para início e parada da simulação dinâmica.
- *Motion*: Botões para controle da simulação cinemática.

Embora a interface gráfica apresente funcionalidades amigáveis ao usuário, na maior parte das vezes, a manipulação direta dos arquivos de parametrização faz-se necessária. O diagrama da Figura 3 apresenta o conjunto de arquivos envolvidos no estudo da dinâmica inversa, utilizada neste trabalho (PEREZ, 2021).

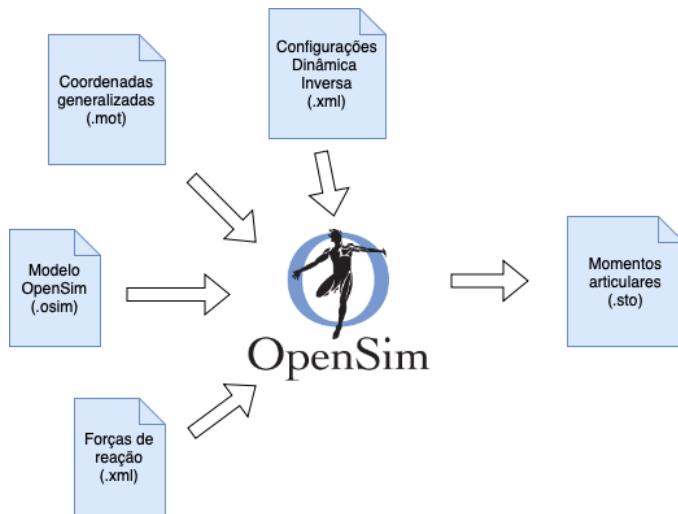


Figura 3 – Arquivos de entrada e saída da simulação de dinâmica inversa.

O cálculo dos momentos articulares é realizado por meio das equações recursivas de Newton-Euler, dados os obstáculos da implementação via mecânica lagrangiana, como discutido na seção 1.2. O diagrama da Figura 4 apresenta o funcionamento do algoritmo.

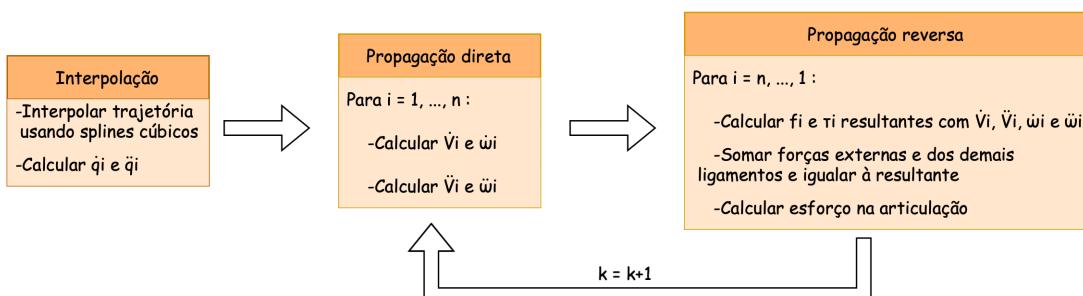


Figura 4 – Esquema do algoritmo implementando as equações de Newton-Euler para solução de dinâmica inversa.

Inicialmente, o conjunto de pontos da trajetória de q é interpolado através da técnica de *splines* cúbicos, permitindo a obtenção de \dot{q} e \ddot{q} para os instantes de tempo k . Em seguida, para cada instante de tempo k , são executadas duas etapas. Na etapa de propagação direta, são calculadas as velocidades \mathbf{V}_i , sua derivada $\dot{\mathbf{V}}_i$, a velocidade angular ω_i e sua respectiva derivada $\dot{\omega}_i$ para o sistema de coordenadas $\{i\}$, a partir das variáveis do referencial $\{i - 1\}$. Para inicialização, utiliza-se $\mathbf{V}_0 = 0$, $\dot{\mathbf{V}}_0 = \mathbf{g}$, $\omega_0 = 0$ e $\dot{\omega}_0 = 0$, com \mathbf{g} o vetor gravidade.

Na etapa de propagação reversa, as resultantes de forças \mathbf{f}_i e torques η_i são calculados a partir dos dados cinemáticos, das massas m_i , posições dos centros de massa ${}^i\mathbf{C}_i$ e matrizes de inércia ${}^{C_i}\mathbf{I}_i$. Partindo do segmento n , são calculados os torques e forças de interação aplicados pelo segmento i sobre o segmento $i - 1$, igualando-se a soma das forças e momentos no segmento às resultantes calculadas. O processo é repetido para os instantes de tempo subsequentes.

1.4 Ciclo de marcha

O ciclo de marcha é composto pelos movimentos dos membros inferiores e do tronco, sendo segmentado em duas fases principais. A fase de apoio, que ocupa 60% do período do ciclo, inicia-se com o contato da região posterior do pé com o solo e termina quando a região anterior do pé se impulsiona para deixar o contato com o solo. Os 40% restantes do período do ciclo correspondem à fase de balanço, na qual o pé não estabelece contato com o solo (VIEGAS, 2017).

As duas fases principais do ciclo de marcha são fracionadas em 8 sub-fases, sendo a fase de apoio é subdividida em 5 sub-fases e a fase de balanço em 3 sub-fases como observado na Figura 5.

A fase de apoio (0-60% do Ciclo de Marcha) subdivide-se em:

1. **Contacto Inicial (0-2% do Ciclo de Marcha)**: momento de aterrissagem do calcanhar no solo;
2. **Resposta de Carga (2-10% do Ciclo de Marcha)**: compreende o período após a aterrissagem do calcanhar e antes da saída do membro contralateral. É caracterizada pela dupla sustentação dos membros;
3. **Apoio Médio (10-30% do Ciclo de Marcha)**: corresponde ao período em que ocorre contato de toda a sola do pé com o solo. Durante esta subfase, observa-se uma migração do peso corporal da região posterior para a região anterior do pé.
4. **Apoio Final (30-55% do Ciclo de Marcha)**: inicia-se quando o calcanhar de apoio sai do solo e termina no Contato Inicial do calcanhar oposto;

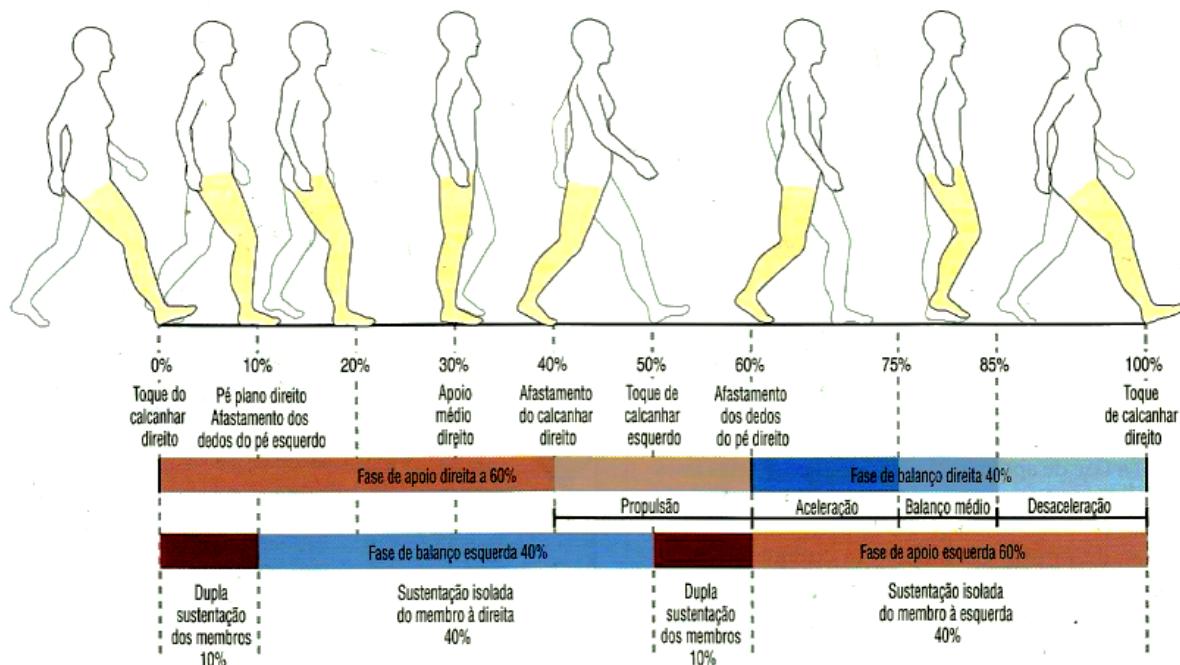


Figura 5 – Ciclo de marcha humana com as principais fases e sub-fases ([VIEGAS, 2017](#)).

5. **Pré-Balanço (55-60% do Ciclo de Marcha)**: Inicia-se com o Contato Inicial do pé contralateral e termina com a descolagem do pé;

A fase de balanço (60- 100% do Ciclo de Marcha) compreende as seguintes sub-fases:

1. **Balanço Inicial (60-73% do Ciclo de Marcha)**: inicia-se com a descolagem do pé, extendendo-se até o cruzamento dos dois membros;
2. **Balanço Médio (73-87% do Ciclo de Marcha)**: inicia-se quando os dois membros se cruzam e termina com a linha longitudinal da perna em suspensão;
3. **Balanço Final (87-100% do Ciclo de Marcha)**: inicia-se no fim do Balanço Médio e termina quando o calcanhar do pé em suspensão toca o solo, iniciando um novo passo;

Durante o Ciclo de Marcha, o pé do indivíduo é submetido a forças externas aplicadas pelo solo, cuja resultante é conhecida como força de reação do solo (FRS). Nas análises de cinemática, a FRS é decomposta em três componentes perpendiculares, sendo elas ([HAMANDI; RUKEN, 2020](#)):

- A componente vertical F_z , que suporta o peso corporal;
- A componente anteroposterior F_y , que representa a força de atrito com o solo que impulsiona os membros na direção da marcha;

- A componente lateral medial F_x ; que também representa a força de atrito com o solo;

O centroide das forças de interação do pé com o solo, denominado centro de pressão (COP), é definido como o ponto de aplicação da FRS para o qual os momentos produzidos são os mesmos das forças distribuídas. A trajetória do COP, em conjunto com o centro de massa (COM), é frequentemente utilizada como parâmetro quantitativo para a estabilidade da marcha, visto que quanto maior a distância entre o COM e o COP durante a marcha, maior o braço de momento para a FRS, demandando mais energia de controle para contrabalançar o aumento do impulso e restaurar o equilíbrio ([CHOI et al., 2019](#)).

2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento e validação de um modelo biomecânico de simulação musculoesquelética no software OpenSim, contemplando o uso de calçados de salto alto. Um objetivo secundário é a divulgação deste modelo para utilização em pesquisas futuras voltadas ao estudo do impacto do salto alto na marcha humana.

Através deste modelo, espera-se estimar os momentos nas articulações dos membros inferiores e no quadril a partir das posições articulares e forças de contato medidas em ensaios biomecânicos, analisando-se a influência da altura do salto nos resultados e comparando-os com resultados disponíveis na literatura.

3 Metodologia

3.1 Modelo base gait 2392

Para desenvolvimento do modelo biomecânico, tomou-se como base o exemplo *gait 2392* do software OpenSim, que implementa as definições de juntas dos membros inferiores adotadas por Delp e *et al.* (1990), conforme a Figura 6, a definição de articulação e antropometria da parte inferior das costas adotada por Anderson e Pandy (1999), e um modelo planar para a junta do joelho apresentado por Yamaguchi e Zajac (1989).

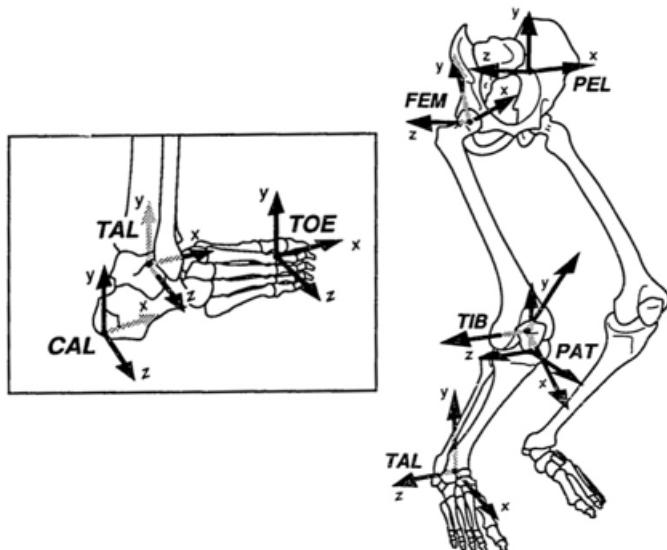


Figura 6 – Sistemas de coordenadas nos membros inferiores (DELP et al., 1990).

Este modelo apresenta, portanto, 23 graus de liberdade, exibidos na tabela 1. Note que estes graus de liberdade correspondem às coordenadas generalizadas apresentadas na Equação (1.1) da seção 1.2.

As propriedades de inércia foram obtidas de Anderson e Pandy (1999) e se encontram na Tabela 4 do Anexo A.

Com relação aos atuadores, são considerados 43 músculos por perna conforme o modelo de Delp e *et al.* (1990) e 6 músculos lombares apresentados por Anderson e Pandy (1999), totalizando 92 músculos. Vale destacar que o modelo consiste em um sistema super atuado, visto que há mais atuadores do que graus de liberdade, no entanto apenas a análise dos momentos articulares faz parte do escopo deste trabalho.

Tabela 1 – Graus de liberdade do modelo. Referenciais com indicação * apresentam coordenadas análogas para os membros direito e esquerdo. O sistema de coordenadas solidário ao tronco (TOR) não é representado na Figura 6.

Referencial	Coordenada	Intervalo	Unidade
PEL	pelvis_tilt	[−90 90]	°
	pelvis_list	[−90 90]	°
	pelvis_rotation	[−90 90]	°
	pelvis_tx	[−5 5]	m
	pelvis_ty	[−1 2]	m
	pelvis_tz	[−3 3]	m
TOR	lumbar_extension	[−90 90]	°
	lumbar_bending	[−90 90]	°
	lumbar_rotation	[−90 90]	°
FEM*	hip_flexion	[−120 120]	°
	hip_adduction	[−120 120]	°
	hip_rotation	[−120 120]	°
PAT*/TIB*	knee_angle	[−120 10]	°
TAL*	ankle_angle	[−90 90]	°
CAL*	subtalar_angle	[−90 90]	°
TOE*	mtp_angle	[−90 90]	°

3.2 Adição do sapato com salto alto

Inicialmente, ajustou-se um modelo CAD realista do calçado com auxílio do software SOLIDWORKS ([DEYLAMI, 2022](#)), parametrizando-se a altura do salto para permitir alterá-la de forma simples e sem necessidade de reconstruir o modelo.

A partir do modelo CAD, foram extraídos o arquivo geométrico *.stl*, a massa, o centro de massa e os parâmetros de inércia relativos ao sapato. Os Apêndices A e B apresentam o arquivo geométrico e os parâmetros de inércia para o sapato com salto de 7cm, respectivamente.

No nível do modelo de simulação, a integração do sapato ao modelo *gait 2392* foi realizada através da adição de um corpo filho sem mobilidade ao conjunto de ossos do calcâneo, com as propriedades de inércia e massa do sapato. Note que, do ponto de vista físico, esta operação é equivalente à modificação das propriedades de massa e inércia do calcâneo, visto que a ausência de movimentação entre o calcâneo e o sapato caracteriza o conjunto calcâneo + sapato como um corpo rígido. Na Figura 7, os elementos que não apresentam mobilidade entre si são representados com a mesma cor, para um cenário com o pé descalço e com calçado.

O arquivo *.osim* do modelo foi alterado com auxílio do editor de texto *Notepad++* ([Ho \(2022\)](#)). No modelo editado, foram adicionadas quatro coordenadas ao sapato de salto alto, sendo a primeira coordenada do tipo rotacional e com mesmo valor do ângulo da junta do calcanhar e as demais coordenadas do tipo translacional, que, em conjunto, definem a

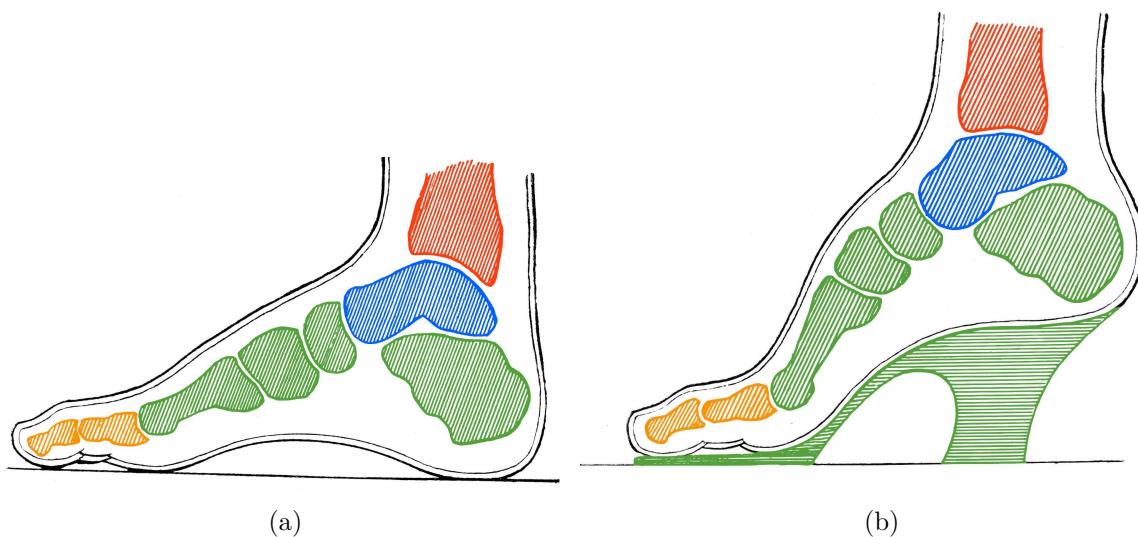


Figura 7 – Grupos de elementos sem mobilidade relativa. (a) Pé descalço. (b) Sapato com salto alto.

posição e da orientação do sapato em relação à origem do corpo pai (calcâneo). O modelo editado encontra-se no Apêndice A.

A escolha de fixação do sapato ao conjunto de ossos do calcâneo é justificada pela metodologia usual de representação das forças de interação entre o pé e o solo, apresentada na Figura 8.

Na Figura 8a, a densidade das setas vermelhas é maior quanto maior a pressão normal. Nota-se a concentração das forças em três regiões principais:

- Calcâneo
- Junta metatarsofalangeana
- Primeira falange

Utilizando propriedades dos corpos rígidos, é possível substituir as forças na Figura 8a pelas forças F_1 e F_2 com seus respectivos centroides, representados na Figura 8b, de tal forma que o efeito produzido sobre os corpos seja equivalente.

Segundo os mapas de pressão da interação entre o pé e o solo, disponíveis em (LOU et al., 2017) e (MILAZZO et al., 2020), conclui-se que $F_2 >> F_1$, portanto, para fins práticos, considera-se a existência de uma única força de reação do solo FRS equivalente e seu ponto de aplicação (centro de pressão COP), conforme a Figura 8c.

Essa hipótese simplificadora tem como implicação a representação não realista do momento na articulação metatarsofalangeana, sem, no entanto, alterar a verossimilhança dos esforços nas demais juntas. Pelo mesmo argumento, a fixação do sapato ao calcâneo e aos metatarsos produz um modelo realista para os esforços nas articulações de interesse.

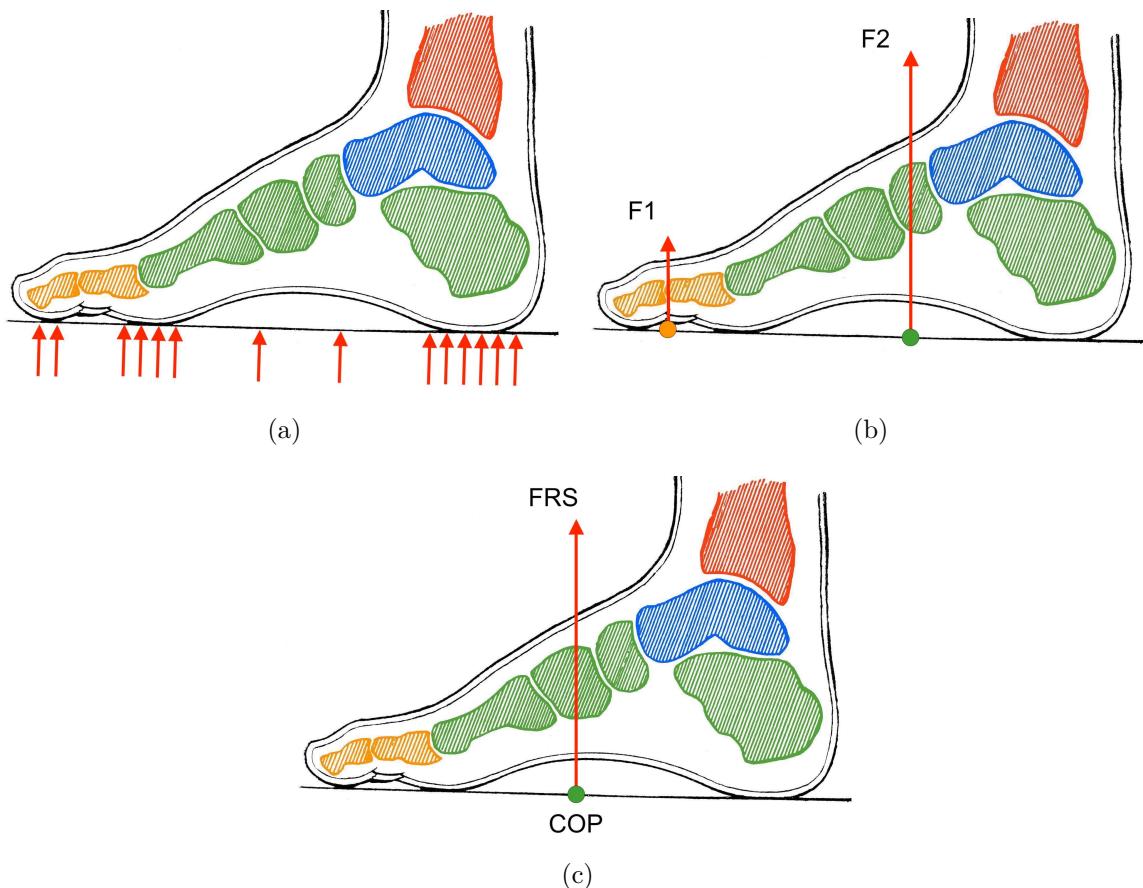


Figura 8 – Interação entre o Pé e o solo. (a) Diagrama de pressões. (b) Forças equivalentes. F_1 atua sobre as falanges, em laranja, F_2 sobre o conjunto do calcâneo, em verde.(c) Força equivalente simplificada. Força de reação do solo FRS atua sobre o conjunto do calcâneo, em verde, no centro de pressão COP .

3.3 Simulações para validação

O modelo OpenSim desenvolvido foi submetido a simulações de dinâmica inversa para determinação dos esforços em três articulações de interesse:

- Quadril
- Joelho
- Tornozelo

As entradas da simulação consistem, além dos arquivos contento o modelo e as configurações da simulação, em um arquivo com extensão *.mot*, que contém as coordenadas generalizadas (ângulos das articulações), com seus respectivos instantes de tempo e um arquivo *.xml*, que descreve as trajetórias das forças e momentos de reação do solo e dos seus pontos de aplicação, conforme o esquema da figura 3.

O arquivo *.xml* contendo as forças de reação do solo foi gerado a partir de um arquivo de extensão *.mot*, utilizando a própria ferramenta de análise da dinâmica inversa. Para realizar a conversão foi necessário selecionar a opção de edição, na aba *External Loads*, e, após adicionar o arquivo de extensão *.mot* referente, selecionou-se o corpo no qual força será aplicada. Para as simulações sem calçado, selecionou-se o calcâneo e para as simulação com calçado, o sapato.

Assim, após a conversão do arquivo mencionado, executou-se a simulação de dinâmica inversa, produzindo como saída um arquivo de extensão *.sto* contendo todos os momentos nas articulações do modelo para cada instante de tempo. O arquivo de saída foi automaticamente salvo no diretório escolhido na seção *Output*, na aba de configuração principal da ferramenta de dinâmica inversa.

As trajetórias dos ângulos do quadril, joelho e tornozelo e das forças de reação do solo foram extraídas dos gráficos disponibilizados por Hamandi e Ruken (2020) que derivam de ensaios de cinemetria em conjunto com uma plataforma de pressão para 4 variações de calçado (descalço, 1 cm, 5 cm e 7 cm), conforme representado na Figura 9, permitindo a obtenção tanto dos dados cinemáticos quanto da medição da força de reação do solo.



Figura 9 – Esquema do ensaio de cinemetria. Os círculos verdes indicam os marcadores cinemáticos para obtenção dos ângulos das juntas, nas seguinte posições anatômicas: 5º metatarso, tornozelo, joelho e quadril. A plataforma de pressão é indicada em vermelho (adaptado de ([MEDICALEXPO, 2022](#))).

Vale ressaltar que as coordenadas iniciais das articulações nos dados de Hamandi

e Ruken (2020) não coincidiam com as coordenadas do fim do ciclo, o que indica uma exibição errônea dos dados. De fato, observou-se a repetição das coordenadas iniciais em 90% do ciclo, o que significa que o período de coleta dos dados foi superior a um período do ciclo de marcha. Os dados excedentes foram descartados e o eixo temporal foi reajustado para chegar de 0 a 100% por meio de regra de três, de forma a viabilizar o uso dos dados experimentais nas simulações.

As variáveis são disponibilizadas para marcha sem calçado (referência) e para sapatos com saltos de 1cm, 5cm e 7cm e o período do ciclo de marcha foi ajustado para ser o mesmo do exemplo *gait 2392*. As coordenadas do centro de pressão e das posições das demais articulações também foram mantidas nos respectivos valores padrão do modelo *gait 2392*. Para cada uma das alturas de salto analisadas por Hamandi e Ruken (2020), produziu-se um modelo OpenSim correspondente conforme descrito na Seção 3.2.

4 Resultados e Discussão

A adição do sapato de salto alto ao modelo *gait 2392* resultou no modelo exibido na Figura 10. Os valores das coordenadas rotacionais e translacionais empregados para o posicionamento do sapato com relação aos calcâneos (corpo pai) são apresentados na Tabela 2. Também são apresentados na mesma tabela os ângulos das articulações do tornozelo e dos metatarsos para a posição ereta, que sofrem alterações com a adição do sapato.

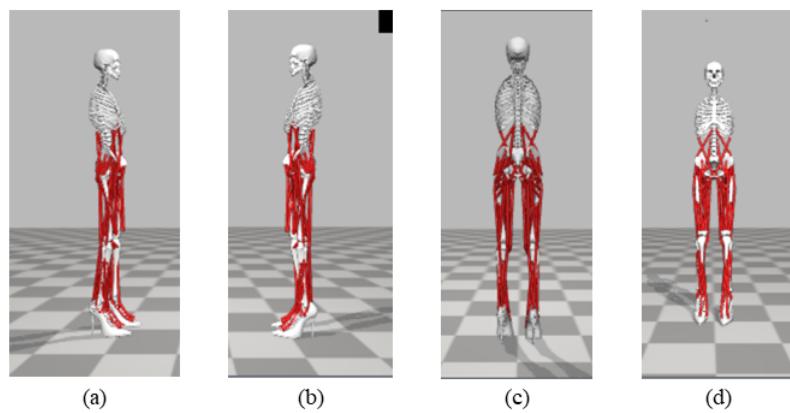


Figura 10 – Modelo com sapato de salto alto.

Tabela 2 – Coordenadas para posicionamento do sapato e ângulos para posição ereta.

Coordenadas	lado direito	Lado esquerdo
Articulação do tornozelo	-30°	-30°
Articulação do metatarso	-10°	-10°
Junção do calçado	-35°	-35°
Posição tx do sapato	0,030 m	0,030 m
Posição ty do sapato	-0,060 m	-0,070 m
Posição tz do sapato	0,020 m	-0,008 m
Localização no calcâneo	0,05 -0,085 0,04	0,05 -0,085 0,04
Orientação no calcâneo	0 0 0	0 0 0

Em posse do modelo com sapato de salto alto, adicionaram-se as trajetórias ajustadas dos ângulos das articulações durante um ciclo de marcha. Conforme a Figura 11 a simulação do ciclo de marcha finaliza com a chegada do calcanhar do pé em suspensão ao solo.

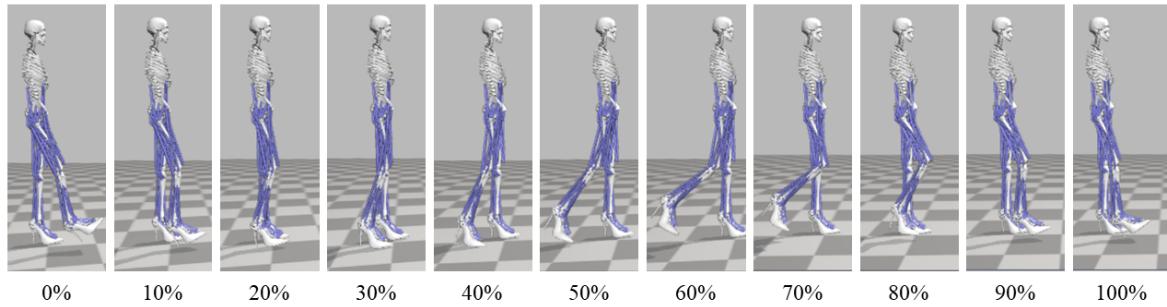


Figura 11 – Ciclo de Marcha simulado no OpenSim.

As Figuras 12, 13 e 14 apresentam os momentos articulares do plano sagital do atrigo de referência e simulados para as articulações do tornozelo, joelho e quadril, respectivamente, considerando as quatro variações de calçado (descalço, 1 cm, 5 cm e 7 cm).

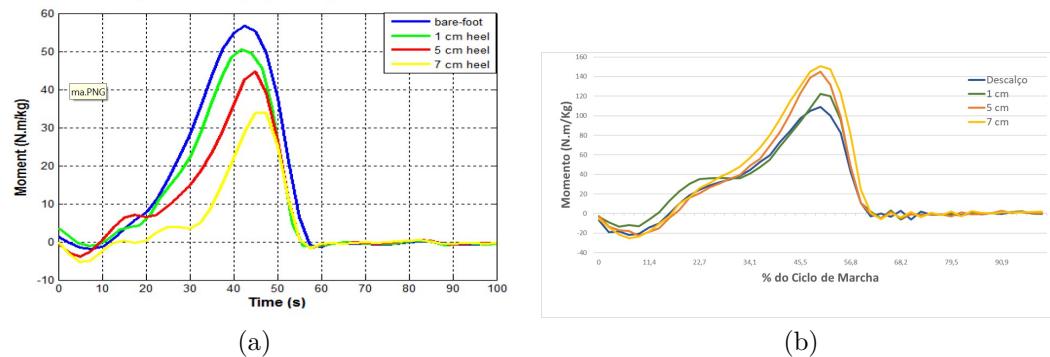


Figura 12 – Momentos de referencia do tornozelo para as quatro variações de calçado (HAMANDI; RUKEN, 2020) (a). Momentos simulados do tornozelo para as quatro variações de calçado (b).

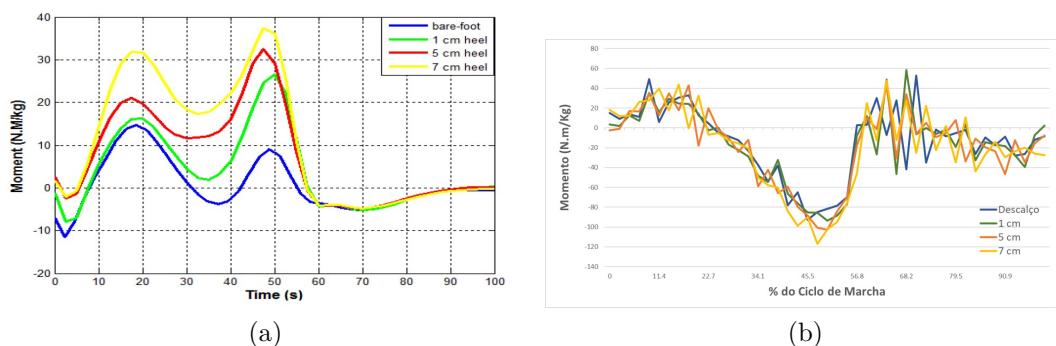


Figura 13 – Momentos de referencia do joelho para as quatro variações de calçado (HAMANDI; RUKEN, 2020) (a). Momentos simulados do joelho para as quatro variações de calçado (b).

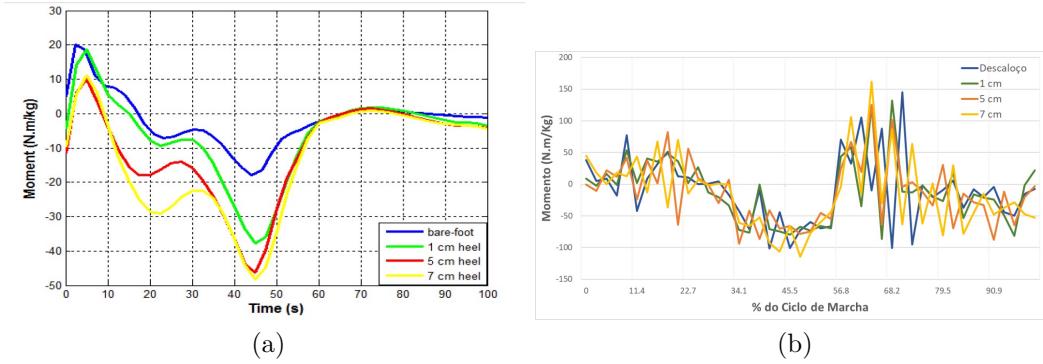


Figura 14 – Momentos de referencia do quadril para as quatro variações de calçado ([HAMDAN; RUKEN, 2020](#)) (a). Momentos simulados do quadril para as quatro variações de calçado (b).

Os resultados obtidos na Figura 12 mostram uma inconsistência entre os momentos simulados e os momentos de referência. Nos dados de referência o maior momento está no descalço, enquanto no dados simulados está no sapato de salto alto de 7cm.

Os momentos obtidos nas Figuras 13 e 14, por sua vez, apresentam componentes de alta frequência que impedem uma validação conclusiva do modelo. Desta forma, é necessário um estudo aprofundado dos dados das trajetórias, a fim de validar a frequência de amostragem escolhida, além de uma análise aprofundada dos parâmetros de simulação e de interpolação utilizados.

5 Conclusões e Trabalhos Futuros

O uso de calçados com salto alto ocorre desde a antiguidade, tanto nas civilizações ocidentais quanto nas civilizações orientais. No século XIX, após a revolução industrial, o uso de sapatos de salto alto se democratizou, tornando-se um ícone de sedução e empoderamento feminino. No entanto, apesar da popularidade desses calçados, estudos médicos constatam que estes são responsáveis por provocar danos a diferentes partes do corpo, tais como: tornozelos, joelhos, quadril e coluna. Visando a compreensão completa do impacto do salto na marcha humana, propõe-se a elaboração de um modelo físico e de simulação no software OpenSim. O modelo elaborado foi disponibilizado para utilização em trabalhos futuros.

Ao longo deste trabalho, desenvolveu-se um modelo biomecânico de simulação da marcha, considerando o uso de sapatos de salto alto. Inicialmente, realizou-se uma breve revisão bibliográfica sobre o histórico do uso de sapatos de salto e o estado da arte em simulações biomecânicas da marcha, cujos resultados foram apresentados no Capítulo 4.

Em sequência, desenvolveu-se um modelo de simulação no software OpenSim, tomando como ponto de partida o exemplo *gait 2392*, ao qual se incorporou o calçado de salto alto. Os parâmetros dinâmicos e geométricos do sapato foram obtidos a partir de um modelo CAD realista desenvolvido no software SolidWorks.

O modelo OpenSim desenvolvido foi submetido a simulações de dinâmica inversa para determinação dos esforços em três articulações de interesse: tornozelo, joelho e quadril. Os resultados foram comparados com dados da literatura e observou-se uma inconsistência entre os momentos simulados e os momentos de referência. Nos dados de referência o maior momento está no descalço, enquanto no dados simulados está no sapato de salto alto de 7cm. . Todavia, os momentos simulados para as articulações do joelho e do tornozelo apresentaram componentes de alta frequência, o que não permitiu uma validação adequado do modelo.

Finalmente, o arquivo de extensão *.osim* do modelo desenvolvido foi disponibilizado para livre utilização em novos estudos sobre os impactos do salto alto na marcha humana e também como guia para desenvolvimento de novos modelos. O link para o repositório do projeto consta no Anexo A.

Possíveis extensões deste trabalho incluem a análise dos dados das trajetórias dos ângulos e forças para validação da taxa de amostragem utilizada e verificações dos parâmetros de configuração e interpolação utilizados na simulação. Em um segundo momento, a validação com dados de cinemetria autorais é desejada.

Referências

- ANDERSON, F. C.; PANDY, M. G. A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Informa UK Limited, v. 2, n. 3, p. 201–231, jan. 1999. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/10255849908907988>>. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 26.
- ATTAB, R. M. da C.; FERNANDES, P. da S. A representatividade do salto alto. *Revista on line de Política e Gestão Educacional*, Revista Eletronica Politica e Gestao Educacional, p. 1793–1808, nov. 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.22633/rpge.v24iesp3.14277>>. Citado na página 1.
- CHOI, A. et al. Machine learning approach to predict center of pressure trajectories in a complete gait cycle: a feedforward neural network vs. lstm network. *Medical & Biological Engineering & Computing*, SAGE Publications, v. 57, n. 1, p. 2693–2703, nov. 2019. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1007/s11517-019-02056-0>>. Citado na página 7.
- CRAIG. *Introduction to robotics: Pearson new international edition*. 3. ed. London, England: Pearson Education, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 1 e 2.
- DELP, S. et al. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 37, n. 8, p. 757–767, 1990. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/10.102791>>. Citado na página 9.
- DELP, S. L. et al. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 54, n. 11, p. 1940–1950, nov. 2007. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/tbme.2007.901024>>. Citado na página 3.
- DEYLAMI, M. *Women High Heels Shoes 2*. 2022. Disponível em: <<https://grabcad.com/library/women-high-heels-shoes-2-1>>. Citado 3 vezes nas páginas 4, 10 e 24.
- GU, Y. et al. Foot loading characteristics of chinese bound feet women: A comparative analysis. *PLOS ONE*, Public Library of Science (PLoS), v. 10, n. 4, p. e0121695, abr. 2015. Disponível em: <<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0121695>>. Citado na página 1.
- HAMANDI, S. J.; RUKEN, D. M. Biomechanical study with kinematic and kinetic descriptions of the effect of high-heeled shoes in healthy adult females based on gait analysis. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, IOP Publishing, v. 671, n. 1, p. 012063, jan. 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1088/1757-899x/671/1/012063>>. Citado 5 vezes nas páginas 6, 13, 14, 16 e 17.
- HO, D. *Notepad++ 8.4*. 2022. Disponível em: <<https://notepad-plus-plus.org/>>. Citado na página 10.

- LEWIS, D. M. G. et al. Why women wear high heels: Evolution, lumbar curvature, and attractiveness. *Frontiers in Psychology*, v. 8, 2017. ISSN 1664-1078. Disponível em: <<https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fpsyg.2017.01875>>. Citado na página 1.
- LINDER, M.; SALTZMAN, C. L. A history of medical scientists on high heels. *International Journal of Health Services*, SAGE Publications, v. 28, n. 2, p. 201–225, abr. 1998. Disponível em: <<https://doi.org/10.2190/ga2m-fla2-17fb-v5pe>>. Citado na página 1.
- LOU, C. et al. A graphene-based flexible pressure sensor with applications to plantar pressure measurement and gait analysis. *Materials*, MDPI AG, v. 10, n. 9, p. 1068, set. 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390/ma10091068>>. Citado na página 11.
- MEDICALEXPO. *Sistema de avaliação da marcha*. 2022. Disponível em: <<https://www.medicalexpo.com/pt/prod/vicon/product-98513-634771.html>>. Citado na página 13.
- MILAZZO, M. et al. Digital and experimental synergies to design high-heeled shoes. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Springer Science and Business Media LLC, v. 109, n. 1-2, p. 385–395, jul. 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s00170-020-05675-2>>. Citado na página 11.
- PEREZ, G. M. *Analysis of feasibility in OpenSim Moco of Inverse Dynamics problems involving human models with exoskeletons*. Tese (Doutorado) — University of Seville, 2021. Citado na página 4.
- SEATED. *How to do: Seated Leg Raises*. 2022. Disponível em: <<https://www.skimble.com/exercises/1650-seated-leg-raises-how-to-do-exercise>>. Citado na página 2.
- VIEGAS, J. A. L. *Estudo Biomecânico na Marcha de Indivíduos Amputados de Membro Inferior*. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) — Universidade do Porto, Porto, Portugal, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 5 e 6.
- YAMAGUCHI, G. T.; ZAJAC, F. E. A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. *Journal of Biomechanics*, Elsevier BV, v. 22, n. 1, p. 1–10, jan. 1989. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90179-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90179-6)>. Citado na página 9.

Apêndices

APÊNDICE A – Disponibilização dos arquivos

O modelo desenvolvido neste projeto juntamente com os arquivos referentes ao modelo CAD do sapato de salto alto estão disponíveis via [GitHub](#).

APÊNDICE B – Momentos de inércia do sapato

Tabela 3 – Momentos de Inércia do sapato obtidos com auxílio do software SOLIDWORKS.

$I_{xx} (kg\ m^2)$	$I_{yy} (kg\ m^2)$	$I_{zz} (kg\ m^2)$	$I_{xy} (kg\ m^2)$	$I_{xz} (kg\ m^2)$	$I_{yz} (kg\ m^2)$
0,0026	0,0016	0,0013	0	0	-0,001

APÊNDICE C – Modelo CAD do Sapato



Figura 15 – Modelo CAD do Sapato (Adaptado de ([DEYLAMI, 2022](#))).

Anexos

ANEXO A – Momentos de Inércia dos membros inferiores

Tabela 4 – Momentos de Inércia dos segmentos dos membros inferiores. Valores tomados com relação aos respectivos centros de massa e alinhados com o sistema de coordenadas solidário ao segmento ([ANDERSON; PANDY, 1999](#)). Segmentos indicados com * são análogos para os lados direito e esquerdo.

Segmento do corpo	massa (kg)	I_{xx} ($kg\ m^2$)	I_{yy} ($kg\ m^2$)	I_{zz} ($kg\ m^2$)
Tronco	34,2366	1,4745	0,7555	1,4314
Pelvis	11,777	0,1028	0,0871	0,0579
Fêmur*	9,3014	0,1339	0,0351	0,1412
Tíbia*	3,7075	0,0504	0,0051	0,0511
Patela*	0,0862	0,00000287	0,00001311	0,00001311
Talus*	0,1000	0,0010	0,0010	0,0010
Calcâneo*	1,250	0,0014	0,0039	0,0041
Falanges*	0,2166	0,0001	0,0002	0,0010