



UNIVERSIDADE D  
COIMBRA

Alfredo Manuel Amaral Gomes

**MODELAÇÃO E SIMULAÇÃO DE UM SALTO  
VERTICAL EM UMA PLATAFORMA DE FORÇAS**

**Dissertação no âmbito do Mestrado em Engenharia Mecânica, na Especialidade de  
Produção e Projeto orientada pela Professora Doutora Maria Augusta Neto e pela  
Professora Doutora Maria de Fátima da Costa Paulino e apresentada ao  
Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra.**

Setembro de 2022



1 2



9 0

FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE  
COIMBRA

# **Modelação e Simulação de um Salto Vertical em uma Plataforma de Forças**

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia  
Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto

## **Modeling and Simulation of a Vertical Jump on a force platform**

**Autor**

**Alfredo Manuel Amaral Gomes**

**Orientadores**

**Maria Augusta Neto**

**Maria de Fátima da Costa Paulino**

**Júri**

<b>Presidente</b>	<b>Professora Doutora Ana Paula Bettencourt Martins Amaro Professora Auxiliar com Agregação da Universidade de Coimbra</b>
<b>Orientador</b>	<b>Professora Doutora Maria de Fátima da Costa Paulino Professora Auxiliar Convidada da Universidade de Coimbra</b>
<b>Vogais</b>	<b>Professora Doutora Beatriz Branquinho Gomes Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra Professora Doutora Maria António Ferreira Castro Professora Coordenadora do Instituto Politécnico de Leiria</b>

**Coimbra, setembro, 2022**



## Agradecimentos

Às minhas orientadoras, Professora Doutora Maria Augusta Neto e Professora Doutora Maria de Fátima da Costa Paulino, pelo apoio prestado e pela força fornecida para que conseguisse realizar esta dissertação com sucesso.

Aos meus pais, irmão e irmã, por me terem acompanhado, apoiado e motivado em todas as etapas da minha vida e sem eles nada disto teria sido possível. Ao resto da minha família, por também terem sempre acreditado em mim em todas as minhas atividades.

Ao André e Henrique por alinharem em todas as aventuras e brincadeiras. Aos meus outros amigos que fui conhecendo ao longo destes cinco anos e que agora ficam comigo para a vida.

Às minhas duas Margaridas, Ficheiros e Azeitonas, por estarem sempre lá para mim e me ajudarem quando foi preciso.

À Martuxa, por todos os passeios e ensinamentos.

À Jé, por ser a pessoa mais doce do mundo e estar sempre pronta a ouvir-me a qualquer altura do dia.

Aos meus outros amigos de curso, por todos os momentos partilhados dentro e fora do DEM.

Aos meus amigos do andebol, por todas as viagens, treinos e jogos passados juntos.

E por último, as todas as pessoas que contribuíram diretamente e indiretamente na realização desta dissertação. O meu muito obrigado a todos!



## Resumo

No desporto de alto rendimento é cada vez mais tido em conta a otimização de movimento e execução de técnicas desportivas alusivas a cada tipo diferente de modalidade, de maneira que o rendimento, performance e prevenção de lesões seja o mais elevado possível. Para se chegar à “perfeição”, os atletas e treinadores cada vez mais optam por usar ferramentas capazes de mostrar qual é maneira correta de executar certos movimentos. A ginástica acrobática é uma modalidade onde os atletas executam exercícios de alta intensidade de forma exaustiva, o que faz com que a probabilidade de lesão, por parte destes atletas, seja muito elevada, principalmente nos membros inferiores do atleta.

O objetivo principal deste estudo é analisar o valor da força vertical que um atleta exerce sobre um praticável de ginástica acrobática, após a execução de um salto vertical, utilizando uma plataforma de forças. Este estudo foi realizado de forma computacional, utilizando o *software* de simulação de movimento, desenvolvido pela Universidade de Stanford dos Estados Unidos da América, *OpenSim*<sup>®</sup>. Nesta experiência, utilizou-se cinco modelos musculoesqueléticos com as mesmas dimensões, mas com valores de massa diferentes, de modo a estudar a influência que essa variável tem no valor da força vertical provocada pelo atleta na receção ao solo. Estudou-se também a diferença nos valores de força vertical para duas maneiras diferentes de receção ao solo, receção sobre o mediopé e receção sobre o antepé.

Após finalizado as várias simulações e recolhimento de resultados, constatou-se que a forma “ideal” de receção ao solo por parte de um atleta de ginástica acrobática após a realização de um salto vertical, deve ser feita sobre o antepé, isto é, o valor da força vertical provocada pelo atleta quando faz receção ao solo sobre o antepé apresenta valores menores do que a receção sobre o mediopé. Concluiu-se também que atletas mais pesados sofrem um impacto maior quando realizam a receção ao solo do que um atleta mais leve. Com estes dados, um treinador de ginástica acrobática pode aconselhar os seus atletas a realizarem receções ao solo de maneira mais eficiente de modo a tentar prevenir lesões.

**Palavras-chave:** Ginástica Acrobática, Plataforma de Forças, *OpenSim*<sup>®</sup>, Salto Vertical, Receção ao Solo.



## Abstract

In high performance sports the optimization of movement and execution of sports techniques alluding to each different type of modality is increasingly taken into account, so that the athletes can have a high level of performance and prevent getting injuries. To reach “perfection”, the athletes and coaches are increasingly opting to use tools capable of showing what is the correct manner of executing certain movements. Acrobatic Gymnastics is a sport where athletes do a lot of high intensity exercises exhaustively, which makes the probability of the athletes getting injured very high, especially in the lower limbs of the athlete.

The main goal of this study is to analyze the value of the vertical force that an athlete does on a floor of acrobatic gymnastics, after the execution of a vertical jump, using a load platform. This study was carried out in a computational way, using the motion simulation software, developed by Stanford University in the United States of America, *OpenSim*<sup>®</sup>. In this experiment, five musculoskeletal models with the same dimensions, but with different mass values, in order to study the influence that this variable has on the value of the vertical force caused by the athlete in the reception to the ground were used. The difference in vertical force values for two different ways of ground reception, reception on the midfoot and reception on the forefoot, was also studied.

After completing the various simulations and collecting the results, it was found that the “ideal” form of ground reception by an acrobatic gymnastics athlete after performing a vertical jump must be done on the forefoot, this means, the value of the vertical force caused by the athlete when doing a ground reception on the forefoot is lower than doing the ground reception on the midfoot. It was also concluded that heavier athletes suffer a greater impact when performing the reception on the ground than a lighter athlete. With this data, an acrobatic gymnastics coach can advise his athletes to perform landing receptions more efficiently in order to try to prevent injuries.

**Keywords:** Acrobatic Gymnastics, Load Platform, *OpenSim*<sup>®</sup>, Vertical Jump, Ground Reception.



## ÍNDICE

Índice de Figuras .....	ix
Índice de Tabelas .....	xi
Siglas .....	xiii
1. Introdução .....	1
1.1. Objetivos .....	1
1.2. Estrutura da Dissertação .....	1
2. Enquadramento .....	3
2.1. Pé Humano .....	3
2.2. Salto Vertical e Formas de Receção no Solo .....	4
2.3. Plataforma de Forças .....	6
2.4. <i>OpenSim</i> ® .....	7
3. Metodologia .....	11
3.1. Modelo musculoesquelético <i>OpenSim</i> ® .....	11
3.1.1. Modelo utilizado .....	11
3.1.2. Especificações do modelo .....	13
3.2. Adição de características ao modelo <i>jumper</i> .....	19
3.2.1. Definição da plataforma e do seu movimento .....	20
3.2.2. Definição das superfícies de contacto e das forças de contacto .....	21
3.3. Criação de novos modelos com valores de massa diferente .....	22
3.4. Simulação e obtenção de resultados .....	27
4. Resultados e Discussão .....	33
4.1. Força vertical máxima do modelo <i>jumper</i> .....	33
4.1.1. Modelo de 30 kg .....	33
4.1.2. Modelo de 35 kg .....	34
4.1.3. Modelo de 40 kg .....	36
4.1.4. Modelo de 45 kg .....	37
4.1.5. Modelo de 60 kg .....	38
4.2. Discussão dos resultados .....	40
4.3. Comparação dos valores obtidos na simulação com os valores experimentais com atletas da especialidade .....	42
5. Conclusões e Sugestões para Trabalhos Futuros .....	45
Referências Bibliográficas .....	47
Anexo A – Código copiado do modelo <i>ToyLandingModel</i> para o modelo <i>jumper</i> .....	49



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Identificação das três zonas principais do pé ( <a href="https://www.pisadaideal.com.br">https://www.pisadaideal.com.br</a> , 2019).....	3
Figura 2.2. Grupos de ossos do pé ( <a href="https://www.estivalshoes.com">https://www.estivalshoes.com</a> , 2019). ....	4
Figura 2.3. Exemplo ilustrativo do movimento de um salto vertical: 1- fase de contramovimento; 2- fase de propulsão; 3- fase de voo; 4- fase de receção (Kuniyoshi, 2007).....	5
Figura 2.4. Formas de receção ao solo após a execução de um salto vertical (Santos, 2021). ....	5
Figura 2.5. Exemplo de uma plataforma de forças (Dynamics, 2018).....	6
Figura 2.6. Exemplo de uma plataforma de forças com um sistema bilateral (Dynamics, 2018).....	7
Figura 2.7. Logótipo do <i>software OpenSim</i> <sup>®</sup> ( <i>OpenSim</i> , n.d.). ....	8
Figura 2.8. Esquema de funcionamento do <i>software</i> de simulação e modelação <i>OpenSim</i> <sup>®</sup> (Delp <i>et al.</i> , 2007).....	9
Figura 3.1. Modelo musculoesquelético: a) vista frontal; b) vista traseira; c) vista lateral. ....	12
Figura 3.2. Sistema de eixos adotado na realização deste estudo (eixo X a vermelho, eixo Y a verde, eixo Z a azul). ....	13
Figura 3.3. Marcador ombro direito. ....	17
Figura 3.4. <i>ToyLandingModel</i> . ....	20
Figura 3.5. Altura a que o modelo de encontra da plataforma no momento inicial da simulação.....	27
Figura 3.6. Exemplo de graus de liberdade bloqueados na sua posição de origem.....	28
Figura 3.7. Valores iniciais da flexão do tornozelo. ....	28
Figura 3.8. Receção sobre o mediopé.....	29
Figura 3.9. Receção sobre o antepé. ....	29
Figura 3.10. Ferramenta <i>Plot</i> . ....	30
Figura 3.11. Seleção da força <i>foot_r.platform.force.Y</i> . ....	31
Figura 3.12. Exemplo de gráfico do <i>OpenSim</i> <sup>®</sup> (30 kg Mediopé).....	31
Figura 4.1. Variação da força vertical em função do tempo do modelo 30 kg (mediopé)..	33
Figura 4.2. Variação da força vertical em função do tempo do modelo 30 kg (antepé). ....	34
Figura 4.3. Sobreposições das variações de forças verticais em função do tempo do modelo 30 kg. ....	34
Figura 4.4. Variação da força vertical em função do tempo do modelo 35 kg (mediopé)..	35

Figura 4.5. Variação da força vertical em função do tempo do modelo 35 kg (antepé). ....	35
Figura 4.6. Sobreposições das variações de forças verticais em função do tempo do modelo 35 kg.....	35
Figura 4.7. Variação da força vertical em função do tempo do modelo 40 kg (mediopé)..	36
Figura 4.8. Variação da força vertical em função do tempo do modelo 40 kg (antepé). ....	36
Figura 4.9. Sobreposições das variações de forças verticais em função do tempo do modelo 40 kg.....	37
Figura 4.10. Variação da força vertical em função do tempo do modelo 45 kg (mediopé).37	
Figura 4.11. Variação da força vertical em função do tempo do modelo 45 kg (antepé)..	38
Figura 4.12. Sobreposições das variações de forças verticais em função do tempo do modelo 45 kg.....	38
Figura 4.13. Variação da força vertical em função do tempo do modelo 60 kg (mediopé).39	
Figura 4.14. Variação da força vertical em função do tempo do modelo 60 kg (antepé)..	39
Figura 4.15. Sobreposições das variações de forças verticais em função do tempo do modelo 60 kg.....	39
Figura 4.16. Gráfico da força vertical máxima em função do tempo de todos os modelos (mediopé). ....	40
Figura 4.17. Gráfico da força vertical máxima em função do tempo de todos os modelos (antepé).....	40
Figura 4.18. Gráfico dos valores máximos da força vertical para cada uma das simulações. ....	41
Figura A.1. Código do corpo plataforma. ....	49
Figura A.2. Código graus de liberdade da plataforma (1).....	49
Figura A.3. Código graus de liberdade da plataforma (2).....	50
Figura A.4. Código graus de liberdade da plataforma (3).....	51
Figura A.5. Código graus de liberdade da plataforma (4).....	51
Figura A.6. Código das superfícies de contacto (1). ....	52
Figura A.7. Código das superfícies de contacto (2). ....	53
Figura A.8. Código das superfícies de contacto (3). ....	54
Figura A.9. Código das superfícies de contacto (4). ....	54
Figura A.10. Código das forças de contacto. ....	55

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1. Corpos do modelo e suas respectivas massas, centros de massa e valores de inércia. ....	14
Tabela 3.2. Articulação presente na zona do tronco do modelo. ....	14
Tabela 3.3. Articulações presentes na zona da cintura pélvica do modelo. ....	15
Tabela 3.4. Articulações presentes na zona dos membros inferiores do modelo. ....	15
Tabela 3.5. Articulações presentes na zona dos membros superiores do modelo. ....	16
Tabela 3.6. Músculos do modelo e seus respectivos valores de força isométrica máxima, de comprimento ideal das fibras musculares, de comprimento do tendão em repouso e de ângulo de penação. ....	17
Tabela 3.7. Velocidade máxima de contração, constante de ativação e ângulo máximo de penação. ....	17
Tabela 3.8. Marcadores centrais do modelo e seus respectivos <i>parent frames</i> e localização. ....	18
Tabela 3.9. Marcadores do lado direito do modelo e seus respectivos <i>parent frames</i> e localização. ....	18
Tabela 3.10. Marcadores do lado esquerdo do modelo e seus respectivos <i>parent frames</i> e localização. ....	19
Tabela 3.11. Valores da massa, centro de massa e inércia da plataforma. ....	21
Tabela 3.12. Movimento da plataforma. ....	21
Tabela 3.13. Características das superfícies de contacto. ....	21
Tabela 3.14. Percentagem da contribuição para o valor da massa de cada um dos ossos. ....	23
Tabela 3.15. Valores da massa de cada corpo dos modelos 30 kg e 35 kg. ....	23
Tabela 3.16. Valores da massa de cada corpo do modelo 40 kg e 45 kg. ....	24
Tabela 3.17. Valores da massa de cada corpo do modelo 60 kg. ....	24
Tabela 3.18. Valores dos momentos de inércia para o modelo 30 kg. ....	25
Tabela 3.19. Valores dos momentos de inércia para o modelo 35 kg. ....	25
Tabela 3.20. Valores dos momentos de inércia para o modelo 40 kg. ....	26
Tabela 3.21. Valores dos momentos de inércia para o modelo 45 kg. ....	26
Tabela 3.22. Valores dos momentos de inércia para o modelo 60 kg. ....	26
Tabela 4.1. Valores máximos da força vertical para cada uma das simulações. ....	41
Tabela 4.2. Rácios entre o peso do modelo e o valor da força vertical máximo. ....	42
Tabela 4.3. Rácios entre o peso do modelo e o valor da força vertical máximo para o estudo de Santos (2021). ....	42



## **SIGLAS**

DOF – *Degrees of freedom*

FVM – Força Vertical Máxima



## 1. INTRODUÇÃO

Uma característica que distingue os seres humanos dos demais é a capacidade de raciocínio natural que este possui. Esta habilidade auxiliou-nos a chegar a todas as inovações e invenções que existem atualmente de maneira a corresponder às nossas necessidades e desejos. Pode-se dizer que a engenharia moderna é movida pela fome que o Homem tem de estar sempre a ir atrás de algo diferente e melhor do que aquilo que já existe.

No desporto, também se pode dizer, que existe essa mesma fome do Homem em querer ser sempre melhor. Por essa razão, cada vez é mais comum os atletas e treinadores usarem ferramentas de modelação e simulação. Essas ferramentas vão fornecer dados, que depois de analisados permitem retirar informação e conhecimento para melhorar o desempenho do atleta, seja em termos de performance ou em termos de saúde física e mental.

Neste estudo, será analisado a força que um ginasta exerce na receção de um salto vertical. Para isso, foi utilizado o *software OpenSim*<sup>®</sup> onde foi feita a simulação desse salto vertical, que o atleta executa, sobre uma plataforma.

### 1.1. Objetivos

O objetivo deste trabalho é, realizar a simulação de um salto vertical, executado por um ginasta, numa plataforma de forças através do *software OpenSim*<sup>®</sup>. Analisar o impacto do salto utilizando a plataforma de forças, quantificando posições e forças nas juntas cinemáticas. O modelo numérico deverá permitir mostrar a cada atleta a influência de uma correta receção de modo a evitar futuras lesões.

### 1.2. Estrutura da Dissertação

De forma a facilitar a leitura deste documento, a presente dissertação foi estruturada e dividida em cinco capítulos.

No primeiro capítulo, “Introdução”, é feita uma introdução, onde se aborda o tema e também é descrito o objetivo da dissertação.

No capítulo 2, “Enquadramento”, é apresentado um enquadramento geral sobre o pé do ser humano, o tipo de salto a ser executado e as formas de receção no solo, a plataforma de forças e o *software OpenSim*<sup>®</sup>.

O terceiro capítulo, “Metodologia”, faz a apresentação dos passos seguidos ao longo da parte experimental do trabalho.

O capítulo 4, “Resultados”, contém os resultados das várias simulações realizadas através do *software OpenSim*<sup>®</sup>.

Para terminar, no capítulo 5, “Conclusões e Sugestões para Trabalhos Futuros”, é feita uma conclusão geral de tudo o que foi referido ao longo da dissertação e também são apresentadas sugestões de possível melhoria para trabalhos futuros.

## 2. ENQUADRAMENTO

### 2.1. Pé Humano

O pé é uma estrutura muito importante do ser humano. Sem ele não conseguiríamos andar, correr ou saltar. O pé não é só responsável pela estabilidade do nosso corpo, especialmente, quando nos encontramos de pé, como é, também, responsável por gerar o impulso necessário à caminhada e por absorver o impacto quando nos apoiamos no solo (Correia, 2018).

O pé é constituído por ossos, articulações, ligamentos, músculos e tendões e está dividido em três zonas: retropé, mediopé e antepé (Jesus, 2016)(Figura 2.1).



**Figura 2.1.** Identificação das três zonas principais do pé (<https://www.pisadaideal.com.br>, 2019).

Na maioria dos seres humanos, são vinte e seis os ossos presentes no pé, estando divididos em três grupos, denominados de dedos (falanges), metatarso e tarso (Santos, 2021) (Figura 2.2). O retropé e o mediopé são formados pelos ossos presentes no tarso e o antepé é constituído pelos ossos do metatarso e pelas falanges dos dedos (Jesus, 2016).

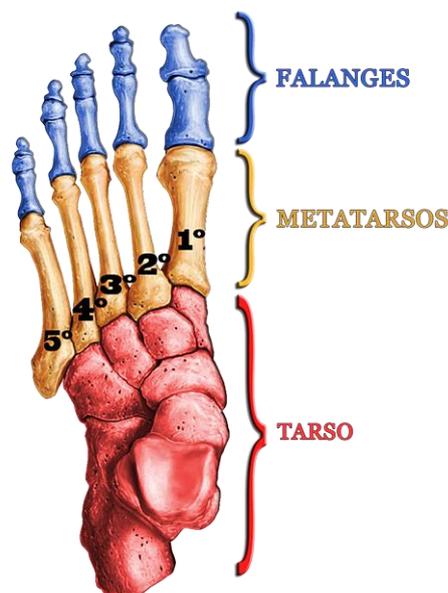


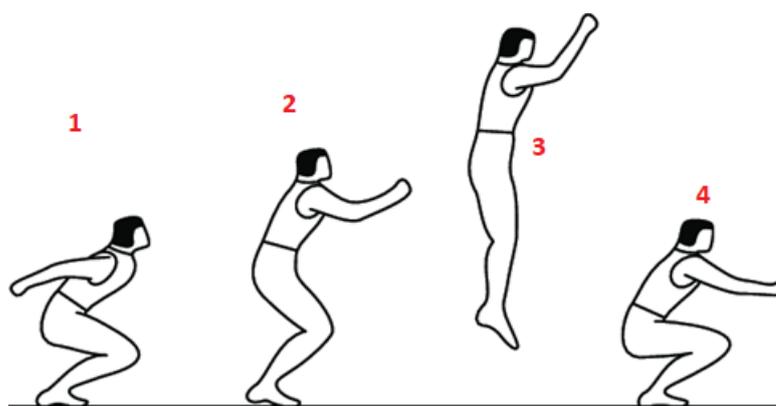
Figura 2.2. Grupos de ossos do pé (<https://www.estivalshoes.com>, 2019).

## 2.2. Salto Vertical e Formas de Recepção no Solo

O movimento de salto é um recurso técnico utilizado em muitos desportos. No caso específico da ginástica acrobática o tipo de salto mais comum e com maior impacto no ginasta é o salto vertical (Król & Mynarski, 2010).

O salto vertical pode ser dividido em quatro fases: a fase de contramovimento; a fase de propulsão; a fase de voo; e a fase de recepção. A fase de contramovimento é a primeira etapa do salto e é definida desde o momento zero do salto até à máxima flexão da zona do joelho. A fase de propulsão é a fase imediatamente a seguir à primeira fase, tem início no ponto de flexão máxima do joelho e vai até ao momento que os pés da pessoa deixam de estar em contacto com o solo. A fase de voo acontece durante o intervalo de tempo em que a pessoa não se encontra em contacto com o chão. E por último, a fase de recepção acontece no instante em que o pé entra em contacto com o solo e termina com estabilização final da pessoa que executou o salto vertical.

Na Figura 2.3 podemos ver um exemplo ilustrativo do movimento de um salto vertical com as suas quatro fases.

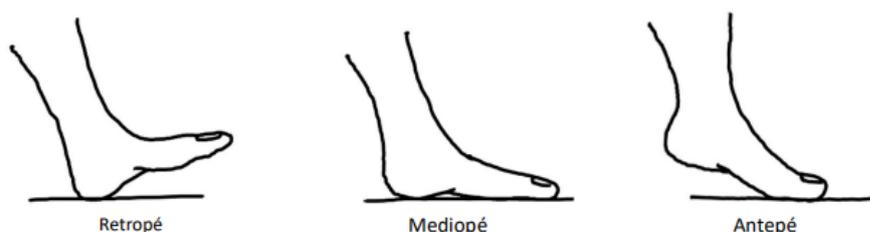


**Figura 2.3.** Exemplo ilustrativo do movimento de um salto vertical: 1- posição de contramovimento; 2- posição de propulsão; 3- posição de voo; 4- posição de receção (Kuniyoshi, 2007).

As lesões associadas ao salto vertical surgem com maior frequência na fase de receção. Assim, na ginástica acrobática, a maioria das lesões surgem nos membros inferiores, principalmente no tornozelo (Caine & Harringe, 2013). Isto deve-se ao facto de ser necessário fazer muitas repetições de exercícios, alguns de alto risco, de modo a conseguir resultados positivos. Por essa razão, a maioria das lesões acontecem durante o treino e não em competição (Caine & Harringe, 2013), onde são feitas muito menos repetições dos movimentos.

Para que um ginasta possa prevenir uma lesão, é importante que este tenha em atenção ao modo como faz a receção no solo após a execução de um salto vertical (Gama, 2017). De facto, a receção ao solo, após a execução de um salto vertical, pode ser realizada de três maneiras diferentes: sobre o antepé, sobre o mediopé ou sobre o retropé. A receção sobre o antepé acontece quando é a parte da frente do pé a primeira a tocar no chão. A receção sobre o mediopé ocorre quando a receção é feita com a totalidade do pé. E a receção sobre o retropé surge quando a primeira parte do pé a tocar no solo é o calcanhar (Santos, 2021).

Na Figura 2.4 são ilustradas as três formas de receção ao solo após a execução de um salto vertical.



**Figura 2.4.** Formas de receção ao solo após a execução de um salto vertical (Santos, 2021).

Nos estudos realizados por alguns investigadores (Gama, 2017; Santos, 2021), concluiu-se que a receção deve ser feita, preferencialmente, sobre o antepé em detrimento do mediopé. A receção sobre o mediopé pode fazer com que o ginasta se desequilibre mais facilmente em comparação a uma receção sobre o antepé (Gama, 2017). Uma outra razão para ser preferível realizar-se uma receção sobre o antepé é que, neste caso, a energia cinética é absorvida gradualmente até à flexão máxima do joelho, enquanto que na receção sobre o mediopé, a maior parte da energia cinética é absorvida pelos pés, o que pode originar uma maior probabilidade de contrair uma lesão (Gama, 2017).

### 2.3. Plataforma de Forças

A plataforma de forças (Figura 2.5) já existe há cerca de 40 anos (Dynamics, 2018), por isso, não é algo novo. É um instrumento bastante utilizado para analisar o movimento humano (Whittle, 2007), como andar ou saltar, e são usadas principalmente nas áreas da medicina e do desporto (Dynamics, 2018; Lavarda, 2016).



**Figura 2.5.** Exemplo de uma plataforma de forças (Dynamics, 2018).

Ao longo da última década, este tipo de plataformas têm sido cada vez mais usadas em centros de treino de alto rendimento (Dynamics, 2018), permitindo que os atletas e treinadores avaliem o que pode ser melhorado e corrigido no seu movimento (Beckham *et al.*, 2014), para evitar lesões e aumentar os níveis de performance desportiva.

O objetivo principal da plataforma de forças é medir a força da reação do solo, ou seja, segundo a terceira lei de Newton, é a força que atua na pessoa que está a executar o movimento (*Force Plate*, n.d.). Contudo, apesar de nos indicar o valor da força exercida pelo pé da pessoa no solo, não nos mostra a distribuição dessa mesma força na superfície de contacto do pé, isto é, não é possível conhecer a distribuição da pressão plantar (Whittle, 2007). Assim, no caso de se querer conhecer essa distribuição da força, seria necessário utilizar uma plataforma de pressão (Dynamics, 2018).

O projeto de uma plataforma de forças deve ter em conta superfícies de contacto o mais rígidas possível, de maneira a diminuir a flexão das superfícies durante a utilização da plataforma, fazendo com que haja uma transmissão total do esforço detetado na superfície para os sensores de força (Santos, 2021). Devem-se utilizar materiais como os metais ou estruturas em favo de mel (Whittle, 2007). Estas plataformas podem ser utilizadas para fazer medições bilaterais de um salto vertical, utilizando um sistema bilateral de plataforma de forças (Figura 2.6). Este tipo de plataforma pode ser útil para analisar a diferença da força que cada um dos pés da pessoa provoca no solo.



**Figura 2.6.** Exemplo de uma plataforma de forças com um sistema bilateral (Dynamics, 2018).

A precisão das aquisições depende de vários parâmetros, entre os quais está a área de contacto do pé no momento do contacto/impacto. Assim, para que a análise seja o mais precisa possível, todo o pé da pessoa deve “aterrar” em cima da plataforma (Whittle, 2007).

A plataforma de forças pode ser usada em simultâneo com câmaras de vídeo e sensores de movimento, caso se queira fazer um estudo a três dimensões de um determinado padrão de movimento (*Force Plate*, n.d.), contudo, estes equipamentos em conjunto com todos os materiais e acessórios necessários, juntamente com o *software*, podem custar cerca de 10000€ (Santos, 2021).

## 2.4. *OpenSim*<sup>®</sup>

O *OpenSim*<sup>®</sup> (Figura 2.7) é um *software* gratuito e aberto ao público no geral. Serve para desenvolver modelos de estruturas musculoesqueléticas, criar simulações dinâmicas de movimento e analisar esse mesmo movimento (*OpenSim*, n.d.). Foi criado e desenvolvido na Universidade de Stanford, no Estados Unidos da América, no ano de 2007 (Delp *et al.*, 2007).



**Figura 2.7.** Logótipo do *software OpenSim*<sup>®</sup> (*OpenSim*, n.d.).

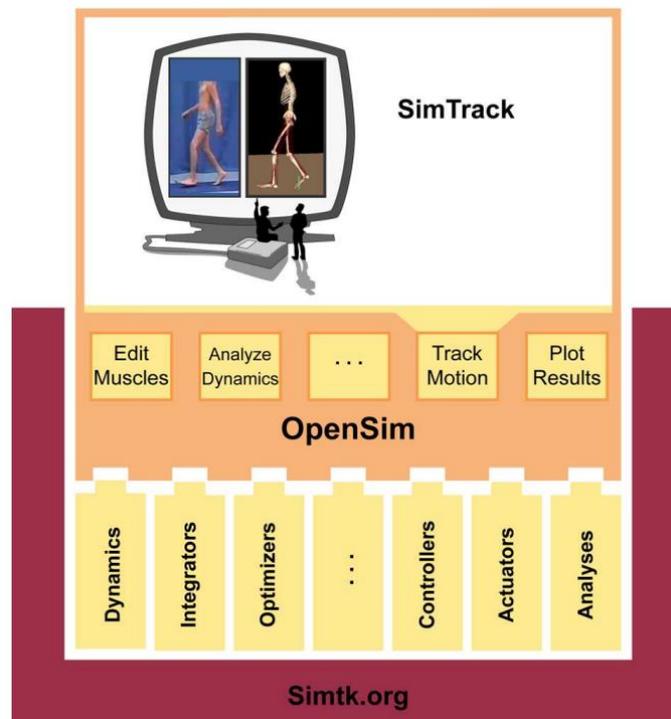
Este *software* está a ser desenvolvido por uma série de colaboradores e é mantido em “Simtk.org”. Neste site é possível fazer *download* de modelos já contruídos e de ferramentas computacionais relacionadas com simulação dinâmica de movimento de estruturas (Delp *et al.*, 2007).

O programa, no geral, foi escrito usando a linguagem ANSI C++ e a interface gráfica foi escrita em Java. A utilização deste tipo de linguagem permite garantir que o *OpenSim*<sup>®</sup> seja compatível com outros *softwares* que utilizem a mesma linguagem (Delp *et al.*, 2007).

O *OpenSim*<sup>®</sup> foi desenvolvido utilizando componentes computacionais que permitem obter as equações de movimento dinâmico, realizar integração numérica e resolver problemas de otimização não linear (Delp *et al.*, 2007). O utilizador do *software* pode, se assim o entender, usar os seus próprios *plug-ins* para analisar, controlar ou até mesmo representar elementos neuro-musculoesqueléticos (Delp *et al.*, 2007).

Na interface gráfica é possível ao utilizador visualizar um modelo, editar o modelo, visualizar um gráfico com os resultados da simulação, entre outras funções (Delp *et al.*, 2007).

Na Figura 2.8 é representado o funcionamento do *software* de simulação e modelação *OpenSim*<sup>®</sup>.



**Figura 2.8.** Esquema de funcionamento do *software* de simulação e modelação *OpenSim*<sup>®</sup> (Delp *et al.*, 2007).

O *Simtk.org*, é onde o *software* é mantido, como referido anteriormente. Este permite gerar dinâmicas, otimizar simulações e analisar resultados de vários modelos pertencentes à biblioteca ou novos, assim como a parametrização a nível muscular. O *SimTrack*, uma das ferramentas do *OpenSim*<sup>®</sup>, permite realizar simulações precisas acionada por músculos que representam a dinâmica de assuntos individuais (Delp *et al.*, 2007).



## 3. METODOLOGIA

### 3.1. Modelo musculoesquelético *OpenSim*<sup>®</sup>

Através de um modelo musculoesquelético inserido no programa *OpenSim*<sup>®</sup> é possível visualizar o movimento e analisar forças e reações do corpo humano através de simulações computacionais (Hicks *et al.*, 2015; Teixeira, 2018).

Estes modelos, por norma, estão divididos em diferentes partes. Essas partes são compostas por corpos, as juntas, os constrangimentos, as geometrias de contacto, as forças, os marcadores, os controladores e outros componentes extra que não encaixem em nenhuma das anteriores (Teixeira, 2018).

Inserido no grupo dos corpos temos, por exemplo, os vários ossos do corpo humano, enquanto, as articulações do joelho, cintura, tornozelo, entre outras, estão representadas na parte das juntas. Os diferentes músculos do corpo são colocados no grupo das forças. E no caso de existir alguma geometria de contacto, como por exemplo, a superfícies da plataforma de forças, é representada no grupo das geometrias de contacto.

O esqueleto do modelo, como referido anteriormente, é representado pelos corpos, e esses corpos vão estar ligados por juntas de modo a que o movimento entre cada um dos diferentes corpos seja definido (Hicks *et al.*, 2015; Teixeira, 2018). Por exemplo, o fémur está ligado à tíbia através da articulação do joelho.

A parte muscular do modelo é programada e modelada como elementos de força e estão ligados aos corpos do modelo. É possível programar quando se quer que os músculos do modelo sejam excitados através da funcionalidade *Excitation Editor*. Os valores das excitações variam entre 0 e 1, podendo ser qualquer número entre eles, sendo 0 quando o músculo está completamente relaxado. (Hicks *et al.*, 2015; Teixeira, 2018).

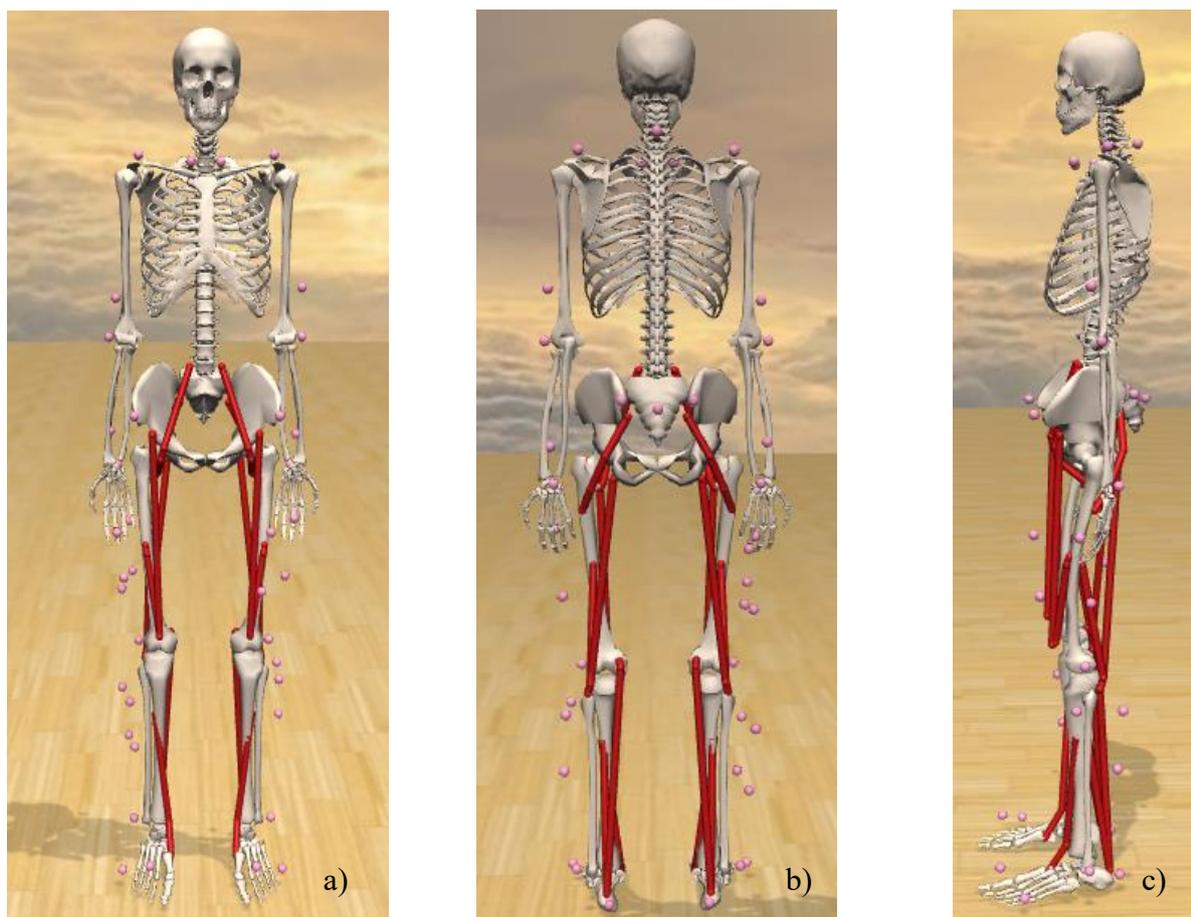
#### 3.1.1. Modelo utilizado

O modelo utilizado neste estudo pode ser encontrado *online* e o seu *download* é de livre acesso, sendo, apenas, necessário criar uma conta no *OpenSim*<sup>®</sup>.

O modelo tem a designação de *jumper* e foi criado por S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy, F. E. Zajac, E. L. Topp, J. M. Rosen, D. G. Thelen, F. C. Anderson, A. Seth e S. R. Hamner. O modelo é baseado em outro modelo já existente com a denominação de *gait2354* e foi criado pelos mesmos autores. Este modelo pode ser obtido *online* e os requisitos de *download* são os mesmos.

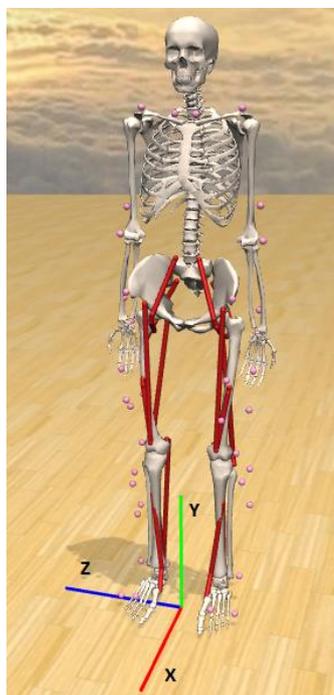
O modelo é constituído por um esqueleto completo de um corpo humano, ou seja, constituído por cabeça, tronco e membros superiores e inferiores. É composto também por nove pares de músculos dos membros inferiores e quarenta e quatro marcadores que estão localizados dependendo a que parte do corpo se referem. A massa do modelo é de 78,9492 kg, o valor da aceleração gravítica é  $9,8066 \text{ m/s}^2$  e as unidades usadas para representar comprimentos e forças são o metro [m] e o Newton [N], respetivamente.

Na Figura 3.1 é possível observar as vistas frontal, traseira e lateral do modelo.



**Figura 3.1.** Modelo musculoesquelético: a) vista frontal; b) vista traseira; c) vista lateral.

Na Figura 3.2 está indicado o sistema de eixos adotado pelo *OpenSim*<sup>®</sup>, sendo este usado na realização deste estudo.



**Figura 3.2.** Sistema de eixos adotado na realização deste estudo (eixo X a vermelho, eixo Y a verde, eixo Z a azul).

### 3.1.2. Especificações do modelo

#### 3.1.2.1. Corpos do modelo *jumper*

O número total de corpos presentes neste modelo é vinte. No grupo da cintura pélvica apenas existe um corpo, que no *OpenSim*<sup>®</sup> terá a designação de *pelvis*. Em relação aos membros inferiores estão presentes o fémur, a tíbia e o perónio, o tálus, o calcâneo e os metatarsos e os dedos do pé. Para representar a cabeça e o tronco apenas existe, um corpo, que tem como designação no *OpenSim*<sup>®</sup> de *torso*. E por último, os membros superiores são compostos por quatro corpos, o úmero, o cúbito, o rádio e a mão.

Na Tabela 3.1 observa-se os diferentes corpos e a sua massa, centro de massa e valores de inércia de cada um deles. Os corpos dos membros superiores e inferiores só aparecem uma vez dado que são iguais dos dois lados.

**Tabela 3.1.** Corpos do modelo e suas respectivas massas, centros de massa e valores de inércia.

Corpo	Nome OpenSim®	Massa (kg)	Centro de massa (m)	Inércia (kg · m <sup>2</sup> )					
				xx	yy	zz	xy	xz	yz
Pélvis	pelvis	12,3700	(-0,0846; 0; 0)	0,1569	0,1569	0,0813	0	0	0
Fémur	femur	9,7697	(0; -0,1819; 0)	0,1624	0,0426	0,1712	0	0	0
Tíbia e Perónio	tibia	3,8942	(0; -0,2036; 0)	0,0635	0,0064	0,0644	0	0	0
Tálus	talus	0,1050	(0; 0; 0)	0,0012	0,0012	0,0012	0	0	0
Calcâneo e metatarsos	calcn	1,3129	(0,1075; 0,0322; 0)	0,0017	0,0048	0,0050	0	0	0
Dedos do pé	toes	0,2275	(0,03722; 0,0064; -0,0188)	0,0001	0,0002	0,0012	0	0	0
Cabeça e Tronco	torso	28,1773	(-0,1198; 0,3299; -0,0170)	1,6599	0,8505	1,6113	0	0	0
Úmero	humerus	2,1348	(0; -0,1856; 0)	0,0161	0,0056	0,0181	0	0	0
Cúbito	ulna	0,6381	(0; -0,1305; 0)	0,0037	0,0008	0,0040	0	0	0
Rádio	radius	0,6381	(0; -0,1305; 0)	0,0037	0,0008	0,0040	0	0	0
Mão	hand	0,4805	(0; -0,0737; 0)	0,0011	0,0007	0,0017	0	0	0
	Massa total	78,9492							

Como é possível observar, se se somar os valores da massa de cada corpo, sendo que é necessário somar a massa dos membros inferiores e superiores duas vezes, o valor da massa é de 78,9492 kg, como referido anteriormente.

### 3.1.2.2. Articulações do modelo jumper

Tal como mencionado, os vários corpos estão unidos por articulações de modo a ser definido o movimento relativo entre os corpos que fazem parte da articulação.

O número total de articulações presentes neste modelo é vinte, e cada uma delas tem entre 1 e 6 graus de liberdade.

A articulação presente na zona do tronco é a coluna vertebral e permite a representação do seu movimento nas várias direções. Na Tabela 3.2 é possível visualizar o número de graus de liberdade da articulação, o nome de cada movimento e os eixos de rotação.

**Tabela 3.2.** Articulação presente na zona do tronco do modelo.

Articulação	Nome OpenSim®	DOF	Movimento	Eixo de rotação (x, y, z)
Coluna vertebral	back	3	lumbar_extension	(0; 0; 1)
			lumbar_bending	(1; 0; 0)
			lumbar_rotation	(0; 1; 0)

Na zona da cintura pélvica encontram-se três articulações. A pélvis, que é responsável pela localização no espaço do modelo e a coxofemoral, tanto do lado direito como do lado esquerdo, que é responsável pelo movimento entre a parte superior da perna e a zona da bacia. Na Tabela 3.3 estão representados, tal como na Tabela 3.2, os graus de liberdade de cada articulação, o nome de cada movimento e os eixos de rotação ou translação de cada um desses movimentos.

**Tabela 3.3.** Articulações presentes na zona da cintura pélvica do modelo.

Articulação	Nome OpenSim®	DOF	Movimento	Eixo de rotação/translação (x, y, z)
<b>Pélvis</b>	<b>ground_pelvis</b>	6	pelvis_tilt	(0; 0; 1)
			pelvis_list	(1; 0; 0)
			pelvis_rotation	(0; 1; 0)
			pelvis_tx	(1; 0; 0)
			pelvis_ty	(0; 1; 0)
			pelvis_tz	(0; 0; 1)
<b>Coxofemural (dir.)</b>	<b>hip_r</b>	3	hip_flexion_r	(0; 0; 1)
			hip_adduction_r	(1; 0; 0)
			hip_rotation_r	(0; 1; 0)
<b>Coxofemural (esq.)</b>	<b>hip_l</b>	3	hip_flexion_l	(0; 0; 1)
			hip_adduction_l	(-1; 0; 0)
			hip_rotation_l	(0; -1; 0)

Em cada um dos membros inferiores foram colocadas quatro articulações em cada um deles. O joelho, que permite o movimento entre a coxa (fémur) e a zona da perna inferior ao joelho (tíbia), o tornozelo e a subtalar, que são responsáveis pelo movimento do pé em relação à zona superior do calcanhar e os dedos, que como o nome indica, são responsáveis pelo movimento dos dedos do pé.

A Tabela 3.4 mostra as características das várias articulações dos membros inferiores do modelo.

**Tabela 3.4.** Articulações presentes na zona dos membros inferiores do modelo.

Articulação	Nome OpenSim®	DOF	Movimento	Eixo de rotação (x, y, z)
<b>Joelho (dir.)</b>	<b>knee_r</b>	1	knee_flexion_r	(0; 0; -1)
<b>Tornozelo (dir.)</b>	<b>ankle_r</b>	1	ankle_flexion_r	(-0,1050; -0,1740; 0,9791)
<b>Subtalar (dir.)</b>	<b>subtalar_r</b>	1	subtalar_angle_r	(0,7871; 0,6047; -0,1209)
<b>Dedos (dir.)</b>	<b>mtp_r</b>	1	mtp_angle_r	(-0,5809; 0; 0,8139)
<b>Joelho (esq.)</b>	<b>knee_l</b>	1	knee_flexion_l	(0; 0; -1)
<b>Tornozelo (esq.)</b>	<b>ankle_l</b>	1	ankle_flexion_l	(0,1050; 0,1740; 0,9791)
<b>Subtalar (esq.)</b>	<b>subtalar_l</b>	1	subtalar_angle_l	(-0,7871; -0,6047; -0,1209)
<b>Dedos (esq.)</b>	<b>mtp_l</b>	1	mtp_angle_l	(0,5809; 0; 0,8139)

Por último, na zona dos membros superiores estão presentes quatro articulações, quer do lado direito, quer do lado esquerdo. Essas quatro são a acromioclavicular, o cotovelo, o radiocubital e o punho.

A acromioclavicular é a responsável pelo movimento entre o braço e o ombro, o cotovelo e o radiocubital permitem o movimento entre o braço e o antebraço, e o punho torna possível o movimento entre a mão e o antebraço.

Na Tabela 3.5 é possível analisar, novamente, as várias características de cada uma das articulações presentes nos membros superiores do modelo.

**Tabela 3.5.** Articulações presentes na zona dos membros superiores do modelo.

Articulação	Nome OpenSim®	DOF	Movimento	Eixo de rotação (x, y, z)
Acromioclavicular (dir.)	acromial_r	3	arm_flex_r	(0; 0; 1)
			arm_add_r	(1; 0; 0)
			arm_rot_r	(0; 1; 0)
Cotovelo (dir.)	elbow_r	1	elbow_flex_r	(0,2260; 0,0222; 0,9738)
Radiocubital (dir.)	radioulnar_r	1	pro_sup_r	(0,0563; 0,9984; 0,0019)
Punho (dir.)	radius_hand_r	2	wrist_flex_r	(0; 0; 1)
			wrist_dev_r	(1; 0; 0)
Acromioclavicular (esq.)	acromial_r	3	arm_flex_l	(0; 0; 1)
			arm_add_l	(-1; 0; 0)
			arm_rot_l	(0; -1; 0)
Cotovelo (esq.)	elbow_r	1	elbow_flex_l	(-0,2260; -0,0222; 0,9738)
Radiocubital (esq.)	radioulnar_r	1	pro_sup_l	(-0,0563; -0,9984; 0,0019)
Punho (esq.)	radius_hand_r	2	wrist_flex_l	(0; 0; 1)
			wrist_dev_l	(-1; 0; 0)

Juntando todos os graus de liberdade de cada uma das vinte articulações existentes no modelo  *jumper*  do *OpenSim*®, temos trinta e sete graus de liberdade, logo é possível movimentar este modelo em trinta e sete direções diferentes.

### 3.1.2.3. Forças do modelo *jumper*

As forças presentes neste modelo são representadas pelos músculos do corpo humano. Neste caso específico, apenas estão inseridos alguns músculos pertencentes aos membros inferiores, num total de dezoito, sendo nove do lado direito e os outros nove do lado esquerdo.

Estes músculos são programados no *OpenSim*® como *Millard2012EquilibriumMuscle* realizado pelo Dr. Matthew Millard da Universidade de Stanford e são descritos em detalhe no artigo Millard *et al.* (2013).

Na Tabela 3.6 pode-se visualizar o nome dos vários músculos assim como a sua designação adotada no programa *OpenSim*®. Esta mesma Tabela 3.6 também ilustra os valores da força máxima, do comprimento ideal das fibras musculares, do comprimento do tendão em repouso e do ângulo entre o tendão e as fibras musculares no seu comprimento ideal, em cada um dos músculos. Este último ângulo tem a designação de ângulo de penação, que é o ângulo entre a direção das fibras musculares e a linha de geração da força de um músculo.

Na Tabela 3.6 são apresentados nove dos dezoito músculos uma vez que os músculos são iguais em ambos os membros inferiores.

**Tabela 3.6.** Músculos do modelo e seus respectivos valores de força isométrica máxima, de comprimento ideal das fibras musculares, de comprimento do tendão em repouso e de ângulo de penação.

Músculo	Nome OpenSim®	Força isométrica máxima (N)	Comprimento ideal das fibras musculares (m)	Comprimento do tendão em repouso (m)	Ângulo de penação (rad)
Isquiotibiais	hamstrings	5400	0,1168	0,3493	0,0000
Bíceps femoral	bifemsh	1608	0,1861	0,0957	0,4014
Glúteo máximo	glut_max	3888	0,1737	0,0811	0,0000
Psoas maior	iliopsoas	4684	0,1121	0,1794	0,1396
Reto femoral	rect_fem	2338	0,1222	0,3323	0,0873
Vasto intermédio	vasti	10000	0,1143	0,1239	0,0524
Gastrocnémio	gastroc	5000	0,0981	0,3925	0,2967
Sóleo	soleus	10274	0,0545	0,2725	0,4363
Tibial anterior	tib_ant	6000	0,1066	0,2427	0,0873

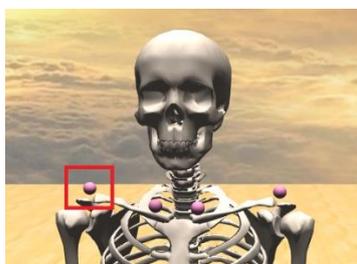
Além destes valores, os vários músculos apresentam outros valores de interesse tais como a velocidade máxima de contração, a constante de ativação e o ângulo máximo de penação. Estes três valores são iguais para todos os músculos presentes no modelo *jumper*. Na Tabela 3.7 são apresentados esses valores.

**Tabela 3.7.** Velocidade máxima de contração, constante de ativação e ângulo máximo de penação.

Velocidade máxima de contração (m/s)	Constante de ativação	Ângulo máximo de penação (rad)
10	0,01	1,4706

#### 3.1.2.4. Marcadores do modelo *jumper*

Existe um total de quarenta e quatro marcadores neste modelo. Cada um destes marcadores é referente a uma parte do corpo do modelo. Por exemplo, o marcador *r\_shoulder* está colocado na zona do ombro direito (Figura 3.3).



**Figura 3.3.** Marcador ombro direito.

Nas Tabelas 3.8, 3.9 e 3.10 são enumerados os vários marcadores juntamente com o seu *parent frame*, ou seja, o corpo ao qual estão associados, e a sua localização relativamente a esse mesmo *parent frame*. Dos quarenta e quatro marcadores dois são centrais (Tabela 3.8), vinte e dois são do lado direito (Tabela 3.9) e vinte são do lado esquerdo (Tabela 3.10).

**Tabela 3.8.** Marcadores centrais do modelo e seus respectivos *parent frames* e localização.

Marcador	Parent frame	Localização em relação ao parent frame (m)
<b>C7</b>	<b>torso</b>	(-0,0721; 0,4536; 0)
<b>S2</b>	<b>pelvis</b>	(-0,2155; 0,0276; 0)

**Tabela 3.9.** Marcadores do lado direito do modelo e seus respectivos *parent frames* e localização.

Marcador	Parent frame	Localização em relação ao parent frame (m)
<b>r_shoulder</b>	<b>torso</b>	(0; 0,4309; 0,1464)
<b>r_sternum</b>	<b>torso</b>	(0,0478; 0,4157; 0,0339)
<b>r_biceps</b>	<b>humerus_r</b>	(-0,0076; -0,2381; 0,0236)
<b>r_elbow_lat</b>	<b>humerus_r</b>	(0,0112; -0,3172; 0,0395)
<b>r_forearm</b>	<b>ulna_r</b>	(-0,0186; -0,1942; 0,0487)
<b>r_wrist</b>	<b>radius_r</b>	(-0,0324; -0,2599; 0,0064)
<b>r_ASIS</b>	<b>pelvis</b>	(0,0155; 0,0110; 0,1560)
<b>r_P SIS</b>	<b>pelvis</b>	(-0,1844; 0,0420; 0,0670)
<b>r_thigh1</b>	<b>femur_r</b>	(0,04217; -0,1753; 0,0967)
<b>r_thigh2</b>	<b>femur_r</b>	(0,0471; -0,2731; 0,0820)
<b>r_thigh3</b>	<b>femur_r</b>	(-0,0115; -0,3180; 0,0895)
<b>r_thigh4</b>	<b>femur_r</b>	(-0,0727; -0,1806; 0,0735)
<b>r_thigh5</b>	<b>femur_r</b>	(-0,0666; -0,2944; 0,0660)
<b>r_knee</b>	<b>femur_r</b>	(0; -0,4323; 0,0502)
<b>r_shank1</b>	<b>tibia_r</b>	(0,0422; -0,1382; 0,0708)
<b>r_shank2</b>	<b>tibia_r</b>	(0,0303; -0,2520; 0,0613)
<b>r_shank3</b>	<b>tibia_r</b>	(-0,0371; -0,1380; 0,0924)
<b>r_shank4</b>	<b>tibia_r</b>	(-0,0518; -0,2631; 0,0781)
<b>r_ankle</b>	<b>tibia_r</b>	(-0,0054; -0,4473; 0,0654)
<b>r_toe</b>	<b>calc_n_r</b>	(0,2200; 0,0507; 0,0162)
<b>r_5meta</b>	<b>calc_n_r</b>	(0,1738; 0,0131; 0,0813)
<b>r_calc</b>	<b>calc_n_r</b>	(-0,0215; 0,0215; -0,0107)

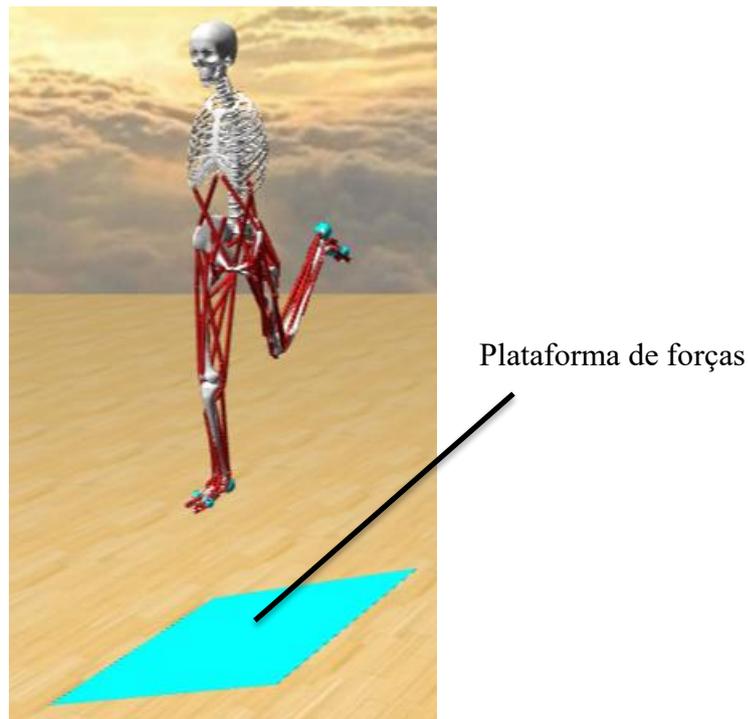
Tabela 3.10. Marcadores do lado esquerdo do modelo e seus respectivos *parent frames* e localização.

Marcador	Parent frame	Localização em relação ao parent frame (m)
<b>I_shoulder</b>	torso	(0; 0,4309; -0,1464)
<b>I_sternum</b>	torso	(0,0542; 0,4149; -0,0283)
<b>I_biceps</b>	humerus_l	(0,0308; -0,2138; -0,0339)
<b>I_elbow_lat</b>	humerus_l	(0,0112; -0,3172; -0,0395)
<b>I_forearm</b>	ulna_l	(-0,0144; -0,2021; -0,0429)
<b>I_wrist</b>	radius_l	(-0,0324; -0,2599; -0,0064)
<b>I_ASIS</b>	pelvis	(0,0155; 0,0110; -0,1560)
<b>I_P SIS</b>	pelvis	(-0,1844; 0,0420; -0,0670)
<b>I_thigh1</b>	femur_l	(0,1007; -0,1589; -0,0400)
<b>I_thigh2</b>	femur_l	(0,0878; -0,2910; -0,0231)
<b>I_thigh3</b>	femur_l	(0,0154; -0,1528; -0,1009)
<b>I_thigh4</b>	femur_l	(-0,0075; -0,2877; -0,0862)
<b>I_knee</b>	femur_l	(0; -0,4323; -0,0502)
<b>I_shank1</b>	tibia_l	(0,0232; -0,0947; -0,0740)
<b>I_shank2</b>	tibia_l	(-0,0679; -0,0928; -0,0790)
<b>I_shank3</b>	tibia_l	(-0,0577; -0,2144; -0,0842)
<b>I_ankle</b>	tibia_l	(-0,0054; -0,4473; -0,0654)
<b>I_toe</b>	calc_n_l	(0,2263; 0,0516; -0,0069)
<b>I_calc</b>	calc_n_l	(-0,0215; 0,0215; 0,0107)
<b>I_5meta</b>	calc_n_l	(0,1782; 0,0169; -0,0719)

### 3.2. Adição de características ao modelo *jumper*

No ponto anterior foram enumeradas as várias características do modelo *jumper*, no entanto é necessário ainda descrever a plataforma; definir o sistema de eixos da plataforma e os graus de liberdade, isto é, definir os movimentos de rotação e translação; assim como as superfícies de contacto existentes. As superfícies de contacto são a plataforma, a zona da frente do pé e o calcanhar; e por último, de modo a ser possível retirar resultados da simulação, foram criadas forças de contacto em cada um dos pés do modelo.

Para inserir no modelo *jumper* as novas características, recorreu-se a um outro modelo com o nome de *ToyLandingModel* (Figura 3.4). Este modelo, tal como o modelo *jumper*, também está disponível nas bibliotecas do *OpenSim*<sup>®</sup>.



**Figura 3.4.** *ToyLandingModel*.

Recorreu-se a este modelo, uma vez que este tem incorporado uma plataforma e as várias superfícies de contacto necessárias à realização deste estudo. A plataforma é representada pelo retângulo azul como se observa na Figura 3.4. As esferas visíveis na imagem da Figura 3.4 na zona do pé, representam as superfícies de contacto do pé.

De forma a usar a plataforma no modelo *jumper* e todas as outras características, foi necessário visualizar o código do modelo *ToyLandingModel*. Para abrir este ficheiro com a extensão ‘.osim’ foi utilizado o *software*, de acesso livre, *Notepad++*<sup>®</sup>. O *Notepad++*<sup>®</sup> é um editor de texto e de código aberto sob a licença GPL (*Notepad++*, 2022). Utilizando o *Notepad++*<sup>®</sup> foi possível copiar todo o código da plataforma, superfícies de contacto e forças de contacto existente no modelo *ToyLandingModel* e replicá-lo no modelo *jumper*. Todo o código usado de um modelo para o outro, assim como as pequenas alterações efetuadas, são apresentadas no anexo A.

### **3.2.1. Definição da plataforma e do seu movimento**

A plataforma é representada por um corpo tal como os ossos do corpo humano. Como indicado anteriormente, a cada corpo corresponde um valor de massa, centro de massa e inércia. Na Tabela 3.11 observa-se os valores de cada uma dessas características da plataforma.

**Tabela 3.11.** Valores da massa, centro de massa e inércia da plataforma.

Corpo	Nome OpenSim®	Massa (kg)	Centro de massa (m)	Inércia (kg · m <sup>2</sup> )					
				xx	yy	zz	xy	xz	yz
Plataforma	platform	15	(0; 0; 0)	0,15	0,15	0,15	0	0	0

Foi adotado o valor de massa de 15 kg , valor aconselhado por Bertec® e Kistler®, empresas que comercializam plataformas de forças, (Bertec, 2022; Kistler, 2022). O valor da inércia foi ajustado à massa da plataforma.

Para definir o movimento da plataforma, de modo a permitir orientá-la num determinado ângulo ou colocá-la mais elevada relativamente ao solo, definiu-se o número de graus de liberdade e os eixos pelos quais a plataforma se pode orientar (Tabela 3.12).

**Tabela 3.12.** Movimento da plataforma.

Corpo	Nome OpenSim®	DOF	Movimento	Eixo de rotação/translação (x, y, z)
Plataforma	ground_plataform	4	platform_rx	(1; 0; 0)
			platform_ry	(0; 1; 0)
			platform_rz	(0; 0; 1)
			platform_ty	(0; 1; 0)

Como se pode visualizar na Tabela 3.12, a plataforma permite rotação em torno dos três eixos do sistema de eixos coordenados e pode realizar o movimento de translação através do eixo Y, ou seja, na vertical.

### 3.2.2. Definição das superfícies de contacto e das forças de contacto

O número total de superfícies de contacto são sete. Três em cada um dos pés e uma na plataforma. Cada uma das superfícies de contacto é definida pela sua localização e orientação em relação ao corpo onde estão inseridas. Na Tabela 3.13 apresentam-se as características de cada umas das superfícies de contacto.

**Tabela 3.13.** Características das superfícies de contacto.

Corpo	Superfície de contacto	Socket frame	Localização em relação ao seu corpo (m)	Orientação em relação ao seu corpo (m)	Raio (m)
Plataforma	platform_surface	platform	(0; 0; 0)	(0; 0; -1.5708)	-
Pé direito	heel_r	calcn_r	(0,01; 0,01; -0,005)	(0; 0; 0)	0,03
	ball_big_toe_r	toes_r	(-0,005; 0,005; -0,03)	(0; 0; 0)	0,02
	small_toe_r	toes_r	(-0,04; 0,005; 0,04)	(0; 0; 0)	0,015
Pé esquerdo	heel_l	calcn_l	(0,01; 0,01; 0,005)	(0; 0; 0)	0,03
	ball_big_toe_l	toes_l	(-0,005; 0,005; 0,03)	(0; 0; 0)	0,02
	small_toe_l	toes_l	(-0,04; 0,005; -0,04)	(0; 0; 0)	0,015

Consideram-se duas forças de contacto, estando localizada uma no pé direito e outra no pé esquerdo. A do pé direito é designada de *foot\_r* e a do pé esquerdo *foot\_l*. A cada uma delas deverá estar associado um tipo de geometria, neste caso são as superfícies de contacto. A força de contacto *foot\_r* tem associado as superfícies *platform\_surface*, *heel\_r*, *ball\_big\_toe\_r* e *small\_toes\_r*, enquanto a força de contacto *foot\_l* tem associado as superfícies *platform\_surface*, *heel\_l*, *ball\_big\_toe\_l* e *small\_toes\_l*.

As superfícies de contacto possuem um valor rigidez e coeficiente de restituição de modo a ser definido o tipo de solo onde o modelo faz a sua receção. Este estudo pretende simular o salto vertical de um ginasta num praticável de ginástica, assim os valores de rigidez e do coeficiente de restituição são os valores médios de um praticável de ginástica. Dessa forma é possível simular o salto e obter valores de força vertical. O valor de rigidez atribuído às superfícies de contacto presentes nas forças de contacto é 120000 N/m e o valor do coeficiente de restituição é 0,7 (Sands *et al.*, 2003).

### 3.3. Criação de novos modelos com valores de massa diferente

Para os resultados do estudo terem significado, é necessário utilizar várias amostras. Por esta razão, foram criados cinco modelos com valores de massa diferente. Esses valores de massa usados são de 30 kg, 35 kg, 40 kg, 45 kg e 60 kg. A gama de valores de massa escolhida permite abranger o intervalo usado no trabalho experimental realizado por (Santos, 2021), onde os ginastas tinham esta gama de massas.

Para criar cada um destes modelos, foi calculada a percentagem que cada corpo presente no modelo *jumper* contribui para a massa total. Apenas se alterou os valores da massa. O tamanho do modelo assim como o tamanho dos seus corpos mantiveram-se os mesmos do modelo *jumper* original. Na Tabela 3.14 pode-se visualizar a contribuição em termos de massa de cada um dos ossos.

**Tabela 3.14.** Percentagem da contribuição para o valor da massa de cada um dos ossos.

	Esquerdo	Direito
<b>Pelvis</b>	15,65%	-
<b>Fémur</b>	12,36%	12,36%
<b>Tíbia</b>	4,92%	4,92%
<b>Talus</b>	0,14%	0,14%
<b>Calcñ</b>	1,66%	1,66%
<b>Toes</b>	0,29%	0,29%
<b>Torso</b>	35,65%	-
<b>Humerus</b>	2,69%	2,69%
<b>Ulna</b>	0,83%	0,83%
<b>Radius</b>	0,83%	0,83%
<b>Hand</b>	0,63%	0,63%
<b>Total</b>	100,00%	

Com valores de percentagem de cada um dos corpos, foi calculado o valor de massa absoluto de todos os ossos para os cinco modelos utilizados. As Tabelas 3.15, 3.16 e 3.17 ilustram os valores da massa de cada um dos ossos dos modelos, com massa igual a 30 kg, 35 kg, 40 kg, 45 kg e 60 kg, respetivamente.

**Tabela 3.15.** Valores da massa de cada corpo dos modelos 30 kg e 35 kg.

<b>Peso (kg)</b>	30
------------------	----

	Esquerdo	Direito
<b>Pelvis</b>	4,6950	-
<b>Fémur</b>	3,7080	3,7080
<b>Tíbia</b>	1,4760	1,4760
<b>Talus</b>	0,0420	0,0420
<b>Calcñ</b>	0,4980	0,4980
<b>Toes</b>	0,0870	0,0870
<b>Torso</b>	10,6950	-
<b>Humerus</b>	0,8070	0,8070
<b>Ulna</b>	0,2490	0,2490
<b>Radius</b>	0,2490	0,2490
<b>Hand</b>	0,1890	0,1890
<b>Total</b>	30	

<b>Peso (kg)</b>	35
------------------	----

	Esquerdo	Direito
<b>Pelvis</b>	5,4775	-
<b>Fémur</b>	4,3260	4,3260
<b>Tíbia</b>	1,7220	1,7220
<b>Talus</b>	0,0490	0,0490
<b>Calcñ</b>	0,5810	0,5810
<b>Toes</b>	0,1015	0,1015
<b>Torso</b>	12,4775	-
<b>Humerus</b>	0,9415	0,9415
<b>Ulna</b>	0,2905	0,2905
<b>Radius</b>	0,2905	0,2905
<b>Hand</b>	0,2205	0,2205
<b>Total</b>	35	

Tabela 3.16. Valores da massa de cada corpo do modelo 40 kg e 45 kg.

<b>Peso (kg)</b>	40		<b>Peso (kg)</b>	45	
	<b>Esquerdo</b>	<b>Direito</b>		<b>Esquerdo</b>	<b>Direito</b>
<b>Pelvis</b>	6,2600	-	<b>Pelvis</b>	7,0425	-
<b>Fémur</b>	4,9440	4,9440	<b>Fémur</b>	5,5620	5,5620
<b>Tíbia</b>	1,9680	1,9680	<b>Tíbia</b>	2,2140	2,2140
<b>Talus</b>	0,0560	0,0560	<b>Talus</b>	0,0630	0,0630
<b>Calcñ</b>	0,6640	0,6640	<b>Calcñ</b>	0,7470	0,7470
<b>Toes</b>	0,1160	0,1160	<b>Toes</b>	0,1305	0,1305
<b>Torso</b>	14,2600	-	<b>Torso</b>	16,0425	-
<b>Humerus</b>	1,0760	1,0760	<b>Humerus</b>	1,2105	1,2105
<b>Ulna</b>	0,3320	0,3320	<b>Ulna</b>	0,3735	0,3735
<b>Radius</b>	0,3320	0,3320	<b>Radius</b>	0,3735	0,3735
<b>Hand</b>	0,2520	0,2520	<b>Hand</b>	0,2835	0,2835
<b>Total</b>	40		<b>Total</b>	45	

Tabela 3.17. Valores da massa de cada corpo do modelo 60 kg.

<b>Peso (kg)</b>	60	
	<b>Esquerdo</b>	<b>Direito</b>
<b>Pelvis</b>	9,3900	-
<b>Fémur</b>	7,4160	7,4160
<b>Tíbia</b>	2,9520	2,9520
<b>Talus</b>	0,0840	0,0840
<b>Calcñ</b>	0,9960	0,9960
<b>Toes</b>	0,1740	0,1740
<b>Torso</b>	21,3900	-
<b>Humerus</b>	1,6140	1,6140
<b>Ulna</b>	0,4980	0,4980
<b>Radius</b>	0,4980	0,4980
<b>Hand</b>	0,3780	0,3780
<b>Total</b>	60	

Relativamente às restantes características dos corpos, nomeadamente, o centro de massa e os valores de inércia, apenas os valores de inércia são diferentes. O centro de massa é o mesmo uma vez que o tamanho e a distribuição da massa ao longo de cada osso é igual ao modelo *juniper* original. Os valores da inércia são diferentes de modelo para modelo dado que a inércia é representada em unidades SI por  $[\text{kg} \cdot \text{m}^2]$  (*Momento de Inércia*, 2022), logo é diretamente proporcional à massa. Como os tamanhos dos ossos são os mesmos em todos os modelos, foi calculado, através da proporcionalidade direta, os valores dos momentos de inércia para cada um dos corpos de cada um dos cinco modelos.

Nas Tabelas 3.18, 3.19, 3.20, 3.21 e 3.22 observa-se os valores de momento de inércia nas várias direções de cada corpo para os modelos de 30 kg, 35 kg, 40 kg, 45 kg e 60 kg, respetivamente.

**Tabela 3.18.** Valores dos momentos de inércia para o modelo 30 kg.

30 kg			Inércia ( $\text{kg} \cdot \text{m}^2$ )					
Corpo	Nome OpenSim®	Massa (kg)	xx	yy	zz	xy	xz	yz
Pélvis	pelvis	4,6950	0,0596	0,0596	0,0308	0	0	0
Fémur	femur	3,7080	0,0616	0,0162	0,0650	0	0	0
Tíbia e Perónio	tibia	1,4760	0,0241	0,0024	0,0244	0	0	0
Tálus	talus	0,0420	0,0005	0,0005	0,0005	0	0	0
Calcâneo e metatarsos	calcn	0,4980	0,0007	0,0018	0,0019	0	0	0
Dedos do pé	toes	0,0870	0,0000	0,0001	0,0005	0	0	0
Cabeça e Tronco	torso	10,6950	0,6300	0,3228	0,6116	0	0	0
Úmero	humerus	0,8070	0,0061	0,0021	0,0068	0	0	0
Cúbito	ulna	0,2490	0,0014	0,0003	0,0016	0	0	0
Rádio	radius	0,2490	0,0014	0,0003	0,0016	0	0	0
Mão	hand	0,1890	0,0004	0,0003	0,0007	0	0	0
Massa total		30						

**Tabela 3.19.** Valores dos momentos de inércia para o modelo 35 kg.

35 kg			Inércia ( $\text{kg} \cdot \text{m}^2$ )					
Corpo	Nome OpenSim®	Massa (kg)	xx	yy	zz	xy	xz	yz
Pélvis	pelvis	5,4775	0,0695	0,0695	0,0360	0	0	0
Fémur	femur	4,3260	0,0719	0,0188	0,0758	0	0	0
Tíbia e Perónio	tibia	1,7220	0,0281	0,0028	0,0285	0	0	0
Tálus	talus	0,0490	0,0006	0,0006	0,0006	0	0	0
Calcâneo e metatarsos	calcn	0,5810	0,0008	0,0021	0,0022	0	0	0
Dedos do pé	toes	0,1015	0,0001	0,0001	0,0005	0	0	0
Cabeça e Tronco	torso	12,4775	0,7350	0,3766	0,7135	0	0	0
Úmero	humerus	0,9415	0,0071	0,0025	0,0080	0	0	0
Cúbito	ulna	0,2905	0,0017	0,0003	0,0018	0	0	0
Rádio	radius	0,2905	0,0017	0,0003	0,0018	0	0	0
Mão	hand	0,2205	0,0005	0,0003	0,0008	0	0	0
Massa total		35						

Tabela 3.20. Valores dos momentos de inércia para o modelo 40 kg.

40 kg			Inércia (kg · m <sup>2</sup> )						
Corpo	Nome OpenSim®	Massa (kg)	xx	yy	zz	xy	xz	yz	
Pélvis	pelvis	6,2600	0,0794	0,0794	0,0411	0	0	0	
Fémur	femur	4,9440	0,0822	0,0215	0,0867	0	0	0	
Tíbia e Perónio	tibia	1,9680	0,0321	0,0032	0,0326	0	0	0	
Tálus	talus	0,0560	0,0007	0,0007	0,0007	0	0	0	
Calcâneo e metatarsos	calcn	0,6640	0,0009	0,0024	0,0025	0	0	0	
Dedos do pé	toes	0,1160	0,0001	0,0001	0,0006	0	0	0	
Cabeça e Tronco	torso	14,2600	0,8400	0,4304	0,8155	0	0	0	
Úmero	humerus	1,0760	0,0081	0,0028	0,0091	0	0	0	
Cúbito	ulna	0,3320	0,0019	0,0004	0,0021	0	0	0	
Rádio	radius	0,3320	0,0019	0,0004	0,0021	0	0	0	
Mão	hand	0,2520	0,0006	0,0004	0,0009	0	0	0	
<b>Massa total</b>		40							

Tabela 3.21. Valores dos momentos de inércia para o modelo 45 kg.

45 kg			Inércia (kg · m <sup>2</sup> )						
Corpo	Nome OpenSim®	Massa (kg)	xx	yy	zz	xy	xz	yz	
Pélvis	pelvis	7,0425	0,0893	0,0893	0,0463	0	0	0	
Fémur	femur	5,5620	0,0924	0,0242	0,0975	0	0	0	
Tíbia e Perónio	tibia	2,2140	0,0361	0,0037	0,0366	0	0	0	
Tálus	talus	0,0630	0,0007	0,0007	0,0007	0	0	0	
Calcâneo e metatarsos	calcn	0,7470	0,0010	0,0027	0,0029	0	0	0	
Dedos do pé	toes	0,1305	0,0001	0,0001	0,0007	0	0	0	
Cabeça e Tronco	torso	16,0425	0,9450	0,4842	0,9174	0	0	0	
Úmero	humerus	1,2105	0,0091	0,0032	0,0103	0	0	0	
Cúbito	ulna	0,3735	0,0022	0,0004	0,0023	0	0	0	
Rádio	radius	0,3735	0,0022	0,0004	0,0023	0	0	0	
Mão	hand	0,2835	0,0007	0,0004	0,0010	0	0	0	
<b>Massa total</b>		45							

Tabela 3.22. Valores dos momentos de inércia para o modelo 60 kg.

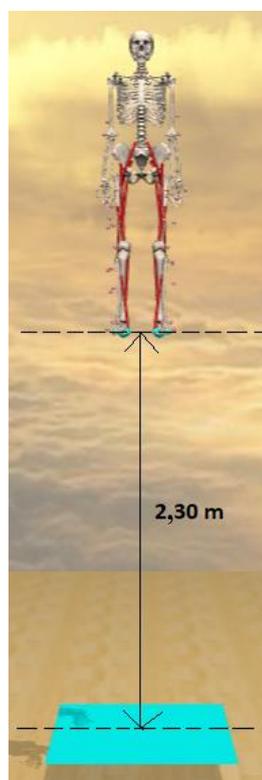
60 kg			Inércia (kg · m <sup>2</sup> )						
Corpo	Nome OpenSim®	Massa (kg)	xx	yy	zz	xy	xz	yz	
Pélvis	pelvis	9,3900	0,1191	0,1191	0,0617	0	0	0	
Fémur	femur	7,4160	0,1233	0,0323	0,1300	0	0	0	
Tíbia e Perónio	tibia	2,9520	0,0482	0,0049	0,0488	0	0	0	
Tálus	talus	0,0840	0,0010	0,0010	0,0010	0	0	0	
Calcâneo e metatarsos	calcn	0,9960	0,0013	0,0036	0,0038	0	0	0	
Dedos do pé	toes	0,1740	0,0001	0,0002	0,0009	0	0	0	
Cabeça e Tronco	torso	21,3900	1,2600	0,6456	1,2232	0	0	0	
Úmero	humerus	1,6140	0,0122	0,0042	0,0137	0	0	0	
Cúbito	ulna	0,4980	0,0029	0,0006	0,0031	0	0	0	
Rádio	radius	0,4980	0,0029	0,0006	0,0031	0	0	0	
Mão	hand	0,3780	0,0009	0,0005	0,0013	0	0	0	
<b>Massa total</b>		60							

### 3.4. Simulação e obtenção de resultados

A parte inicial do salto, fase de contramovimento e fase de propulsão, foi menosprezada uma vez que só a partir de metade da fase voo, ou seja, só a partir do momento em que o atleta atinge a altura máxima e começa a fase descendente da fase de voo é que contribui para a recolha de valores da força vertical máxima provocada pelo atleta no solo.

Para realizar a simulação de modo a serem obtidos resultados com significado, usou-se a função *Simulate* inserida no *OpenSim*<sup>®</sup>. Esta função, permite que o modelo entre em movimento de queda livre devido à aceleração da gravidade. Neste caso, colocou-se o modelo a uma determinada altura e usou-se a função *Simulate* para que ele realizasse um movimento de queda livre até que as superfícies de contacto presentes nos pés entrassem em contacto com a superfície de contacto da plataforma. A função *Simulate* foi programada para simular o movimento durante 1,5 segundos.

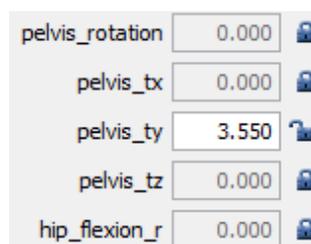
A partir do estudo realizado por Santos (2021), que usou uma amostra de dez ginastas na execução de um salto vertical, conclui-se que a altura média máxima entre os pés e o solo dos dez atletas é de 2,30 metros em média. Assim, neste estudo, a altura adotada na realização da simulação do movimento de queda livre é de 2,30 metros (Figura 3.5).



**Figura 3.5.** Altura a que o modelo encontra da plataforma no momento inicial da simulação.

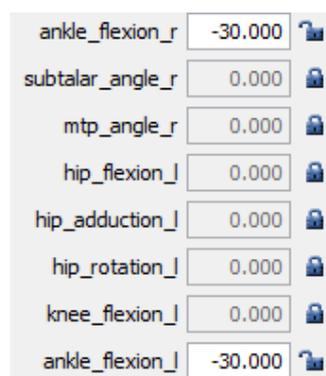
Em cada um dos cinco modelos foram realizadas duas simulações, uma onde a receção ao solo foi feita com o mediopé e outra onde o contacto com a plataforma foi realizado sobre o antepé, num total de dez simulações diferentes.

Na realização das simulações onde a receção é feita sobre o mediopé, todos os graus de liberdade, de todas as articulações, excetuando aquele que permite o movimento vertical do corpo (*pelvis\_ty*), foram bloqueados na sua posição de origem, Figura 3.6, para que quando o modelo atinge a plataforma na parte final do movimento de queda livre, fique completamente parado e não sofra qualquer deformação.



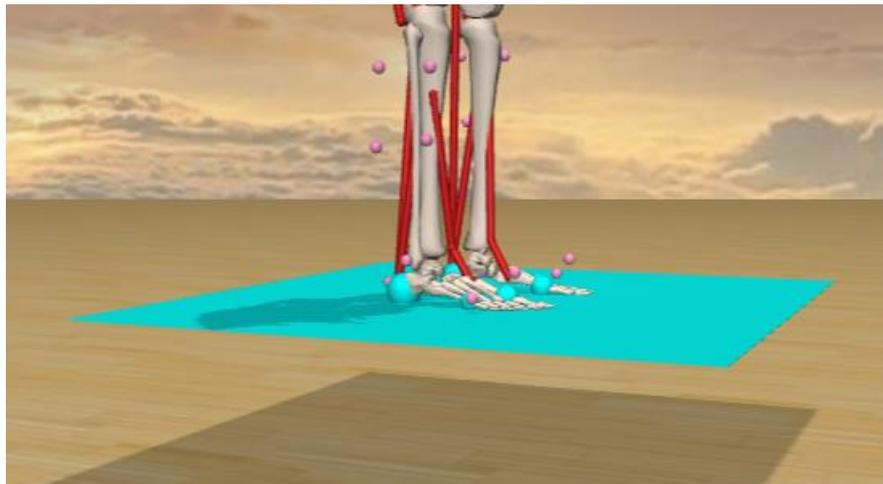
**Figura 3.6.** Exemplo de graus de liberdade bloqueados na sua posição de origem.

Na realização das simulações onde a receção é feita sobre o antepé, apenas se fez uma alteração em relação às simulações do mediopé que foi desbloquear os graus de liberdade que permitem a flexão do tornozelo (*ankle\_flexion\_r* e *ankle\_flexion\_l*) e colocá-los com um valor de  $-30^\circ$ , Figura 3.7.

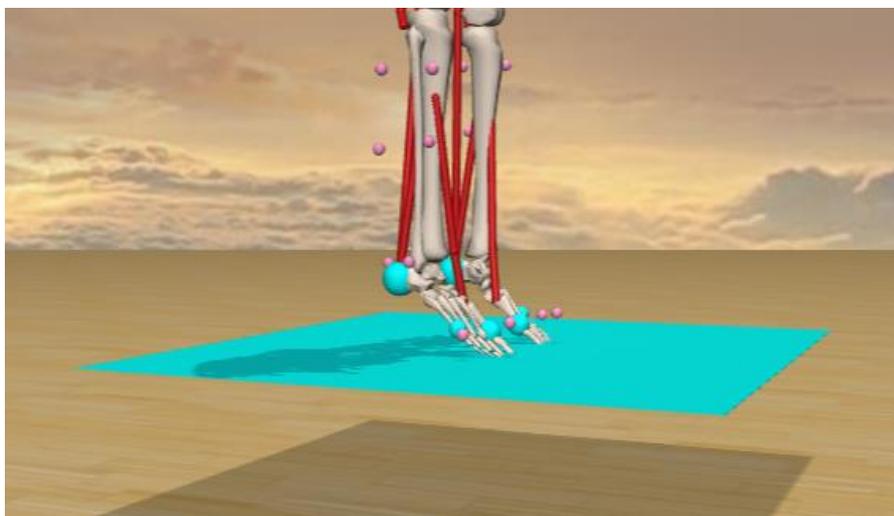


**Figura 3.7.** Valores iniciais da flexão do tornozelo.

Nas figuras 3.8 e 3.9 pode-se visualizar as receções sobre o mediopé e o antepé, respetivamente.



**Figura 3.8.** Recepção sobre o mediopé.



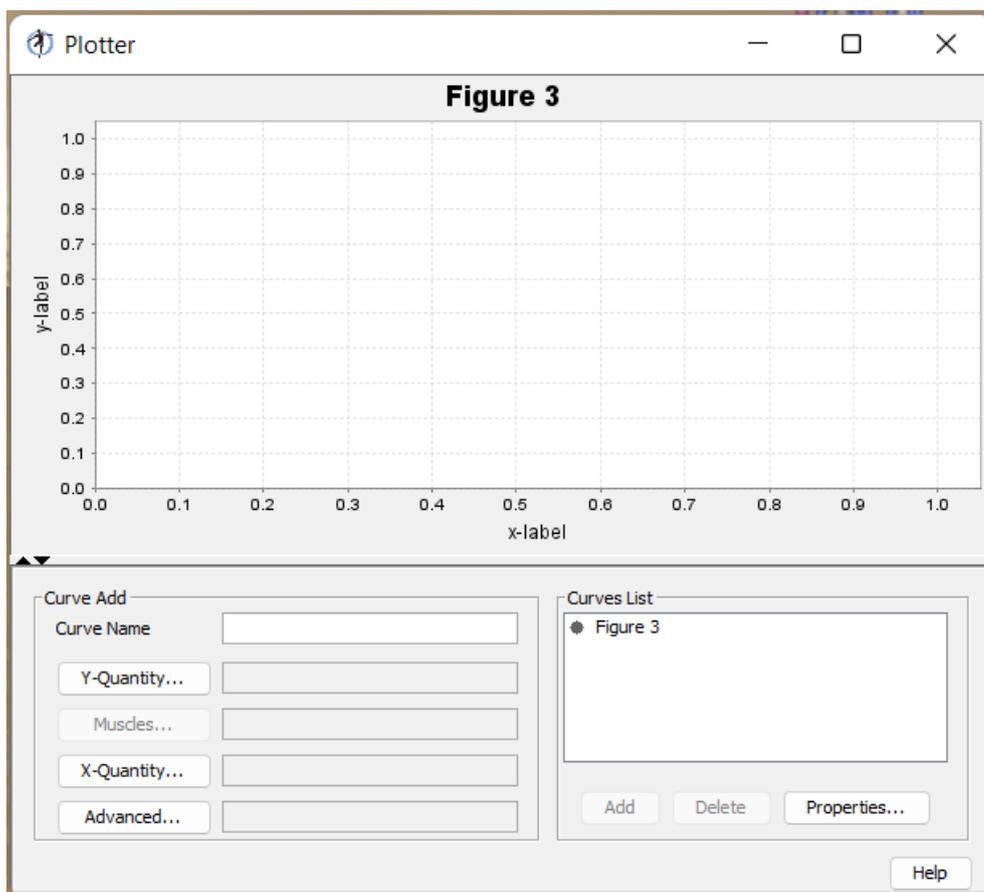
**Figura 3.9.** Recepção sobre o antepé.

Após definidos os diversos parâmetros do modelo, foi usada a função *Simulate* durante 1,5 segundos, para cada uma das dez simulações. A função *Simulate* quando termina o calculo em todas as posições do modelo ao longo do tempo, regista os dados num ficheiro com a extensão ‘.mot’, onde estão inseridos todos os valores das posições de todos os corpos do modelo por cada intervalo de tempo.

De modo a obter valores de força através do *OpenSim*<sup>®</sup>, usou-se a *Analyze tool*, que se encontra no menu *Tools*. A *Analyze tool* tem várias opções, dependendo do que se pretende analisar, no entanto, para analisar a força vertical exercida pelo modelo na plataforma, a opção mais adequada é *ForceReporter*. Nesta opção, é utilizado o ficheiro com a extensão ‘.mot’ criado anteriormente pela função *Simulate*. No final, é originado um outro ficheiro, com a extensão ‘.sto’. Este ficheiro contém valores de todas as forças presentes no modelo

ao longo do tempo, os valores usados neste estudo são somente as forças de contacto *foot\_r* e *foot\_l*. Pretende-se analisar a força vertical e as forças provocadas pelo pé esquerdo e o pé direito que são iguais, assim, a única força a ser analisada ao longo do tempo será a força que o pé direito provoca na plataforma na direção vertical, ou seja, através do eixo Y. No ficheiro ‘.sto’ esta força tem a designação *foot\_r.platform.force.Y*.

A análise gráfica dos valores da força, pode ser realizada usando a ferramenta *Plot* (Figura 3.10), inserida no menu *Tools*.



**Figura 3.10.** Ferramenta *Plot*.

Para criar o gráfico é necessário seleccionar a designação dos eixos. O eixo X representa o tempo em segundos. O eixo Y representa valores de força vertical provocada pelo pé direito do modelo na plataforma em *Newtons*, de seguida é necessário inserir o ficheiro ‘.sto’ anterior e escolher a opção *foot\_r.platform.force.Y* (Figura 3.11).

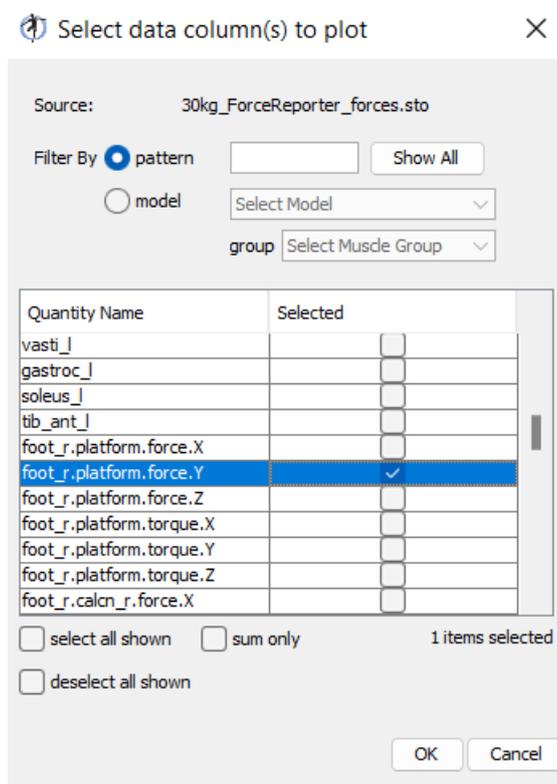


Figura 3.11. Seleção da força *foot\_r.platform.force.Y*.

Na Figura 3.12 é apresentado como exemplo um gráfico, que representa a força vertical no mediopé ao longo do tempo (1,5s) durante a realização do salto vertical. Este gráfico é visualizado no *OpenSim*<sup>®</sup> do modelo *jumper* 30 kg.

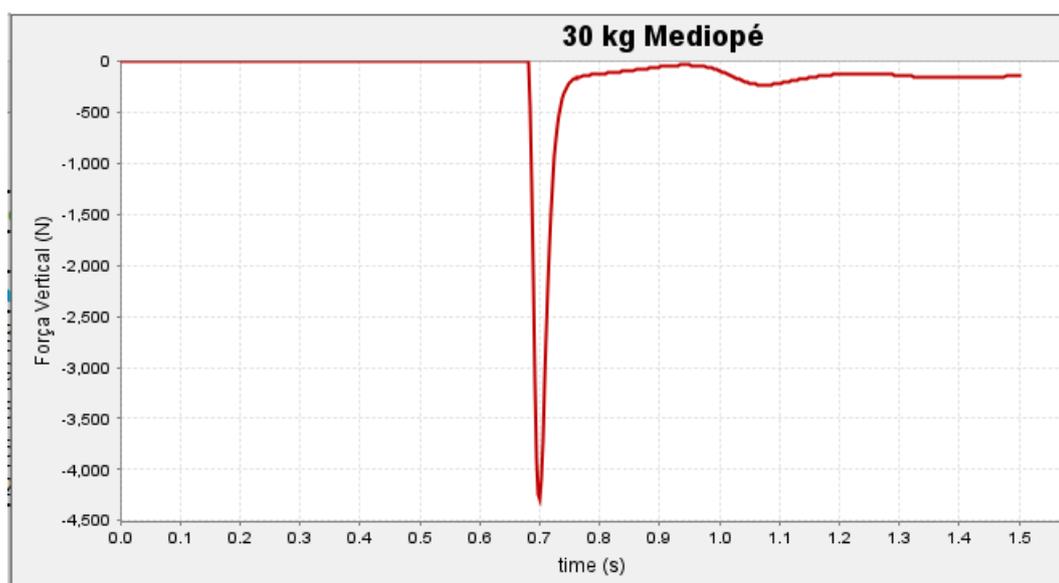


Figura 3.12. Exemplo de gráfico do *OpenSim*<sup>®</sup> (30 kg Mediopé).

Como se pode observar, o gráfico apresenta valores negativos de força vertical uma vez que a força que o pé do modelo executa na plataforma é uma força de compressão. Posteriormente a análise efetuada é usar os valores positivos para facilitar a comparação. Para isso, todos os valores foram copiados para o Excel e multiplicados por '-1'.

Obteve-se o valor de força vertical máximo de cada um dos modelos para as duas formas de receção ao solo. Realizaram-se algumas comparações dos resultados obtidos, permitindo assim verificar qual a melhor formas de receção ao solo de modo a evitar futuras lesões.

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1. Força vertical máxima do modelo *jumper*

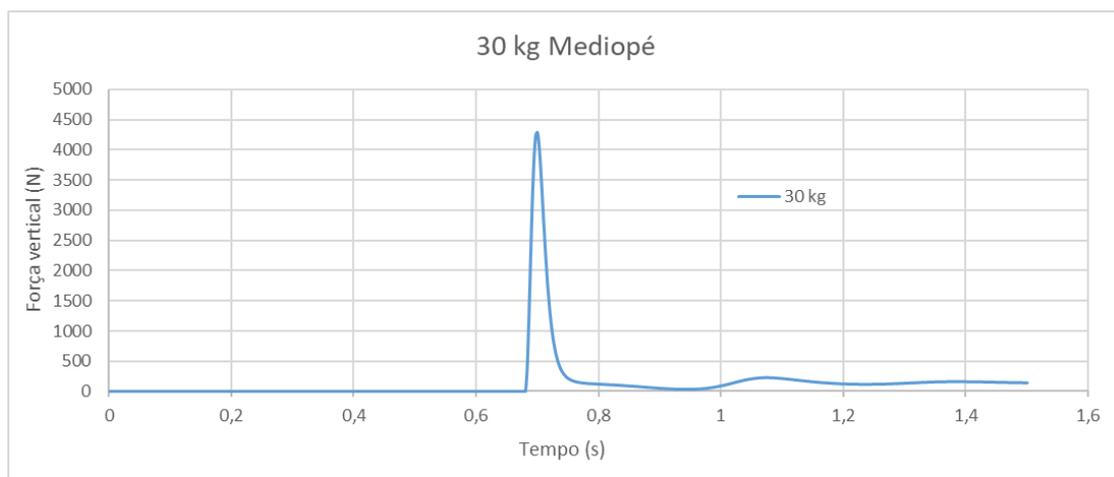
Para cada um dos cinco modelos *jumper* diferentes, são apresentado valores máximos de força vertical para as duas formas de receção ao solo. Os gráficos incluem a curva da força vertical em função do tempo para a receção sobre o mediopé, sobre o antepé e a sobreposição das duas formas de receção.

#### 4.1.1. Modelo de 30 kg

Para o modelo de 30 kg, o valor máximo da força vertical quando realizada a receção ao solo sobre o mediopé é 4295 N, e quando a receção é feita sobre o antepé, esse valor de força passa a 3577 N, apresentado uma diminuição de 16,71%.

Nas Figuras 4.1 e 4.2, é possível visualizar os gráficos da variação do valor da força vertical em função do tempo, para o caso do mediopé e do antepé, respetivamente.

Na Figura 4.3 está representado o gráfico com as curvas das duas situações sobrepostas, permitindo visualizar que o salto sobre o mediopé possui valores mais elevados de pico de força.



**Figura 4.1.** Variação da força vertical em função do tempo do modelo 30 kg (mediopé).

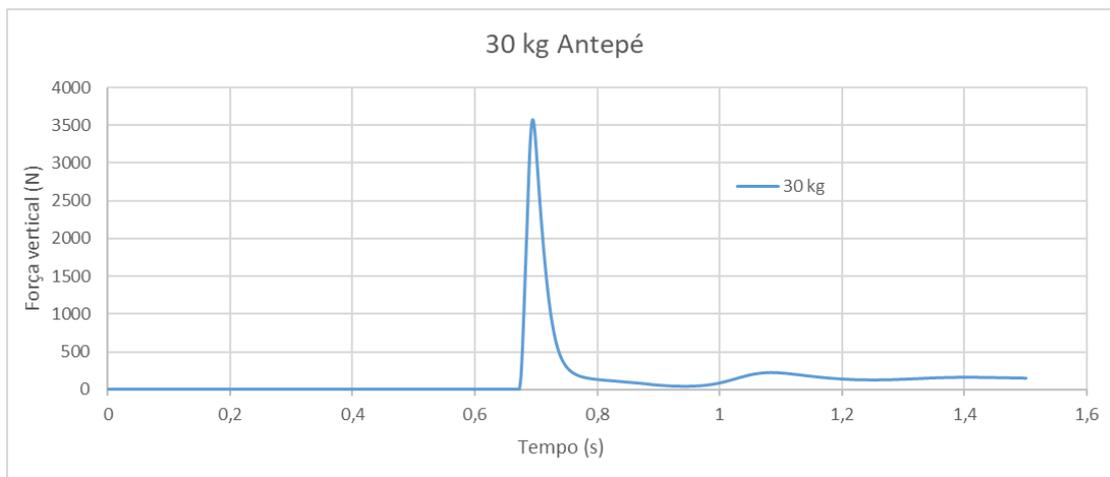


Figura 4.2. Variação da força vertical em função do tempo do modelo 30 kg (antepé).

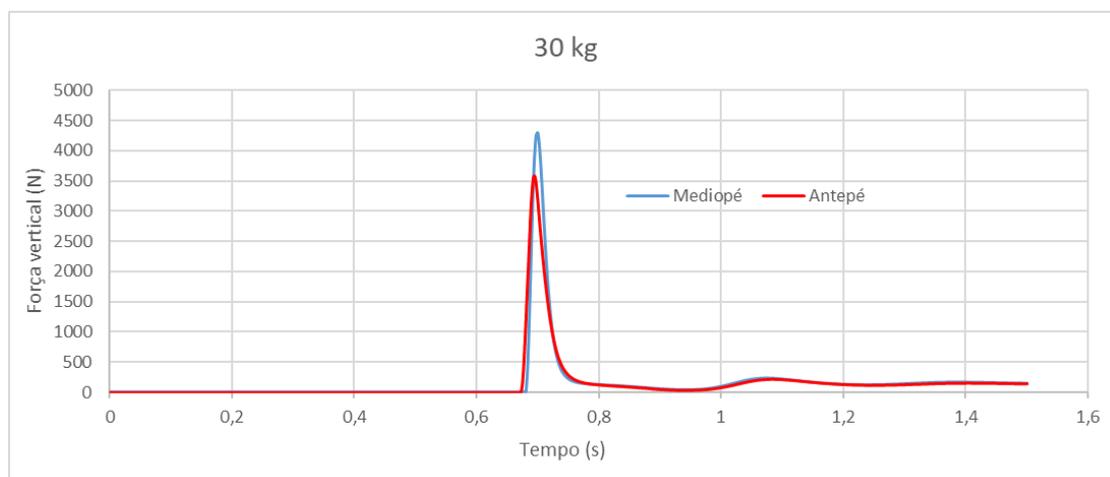
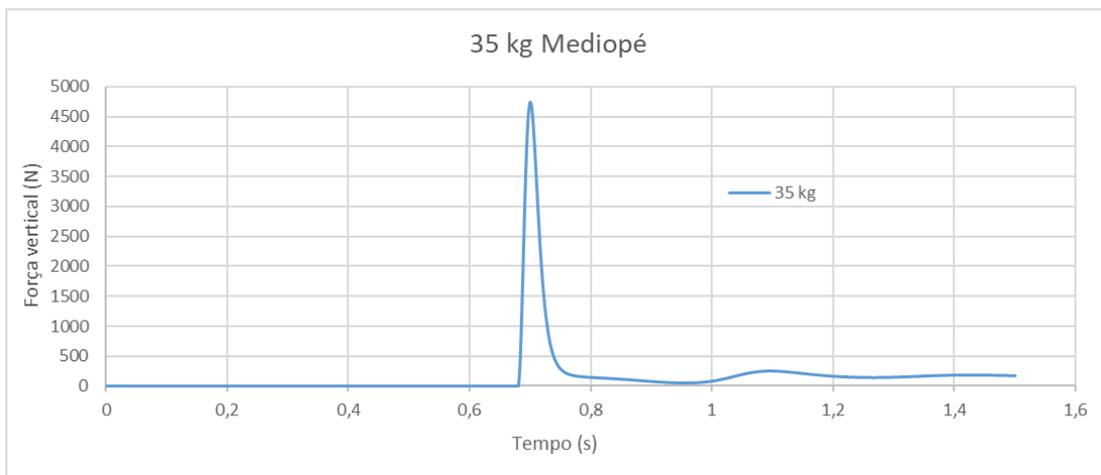


Figura 4.3. Sobreposições das variações de forças verticais em função do tempo do modelo 30 kg.

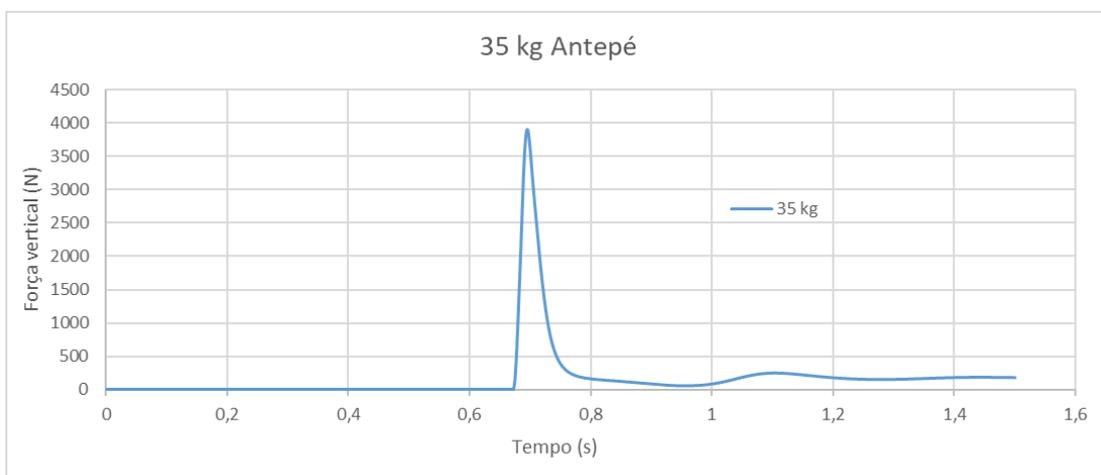
#### 4.1.2. Modelo de 35 kg

Para um modelo com a massa de 35 kg, os valores máximos da força vertical serão maiores do que no caso anterior, como seria expectável. Esses valores são 4737 N no caso da receção ser feita sobre o médiopé e 3902 N quando é a parte da frente do pé a entrar em contacto com o solo primeiro, apresentando uma diminuição de 17,61%. Em comparação com o modelo de 30 kg, há um aumento no valor da massa de 16,67% e nos valores máximos da força vertical para a receção sobre o médiopé e antepé de 10,29% e 9,10%, respetivamente.

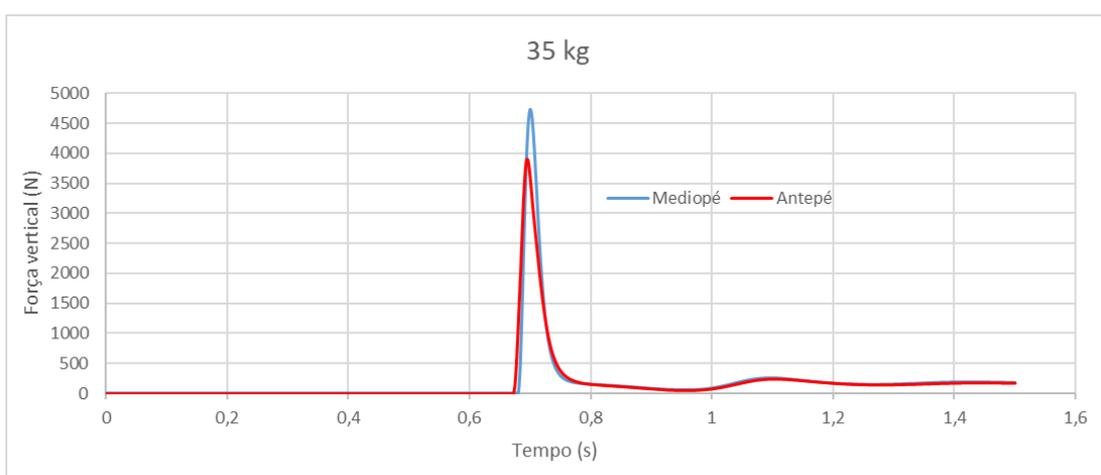
De seguida, são apresentado os gráficos da variação do valor da força vertical ao longo do tempo através das Figuras 4.4, 4.5 e 4.6.



**Figura 4.4.** Variação da força vertical em função do tempo do modelo 35 kg (mediopé).



**Figura 4.5.** Variação da força vertical em função do tempo do modelo 35 kg (antepé).

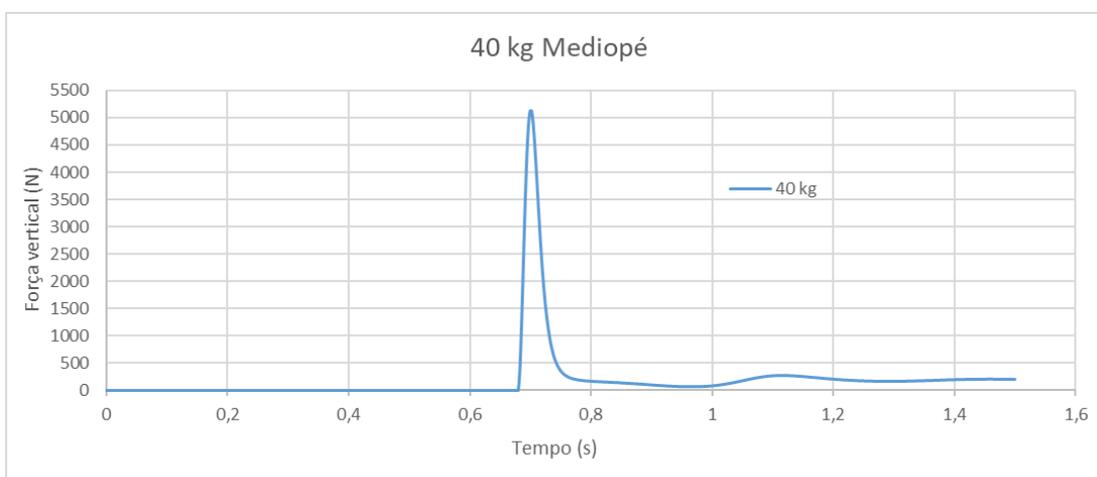


**Figura 4.6.** Sobreposições das variações de forças verticais em função do tempo do modelo 35 kg.

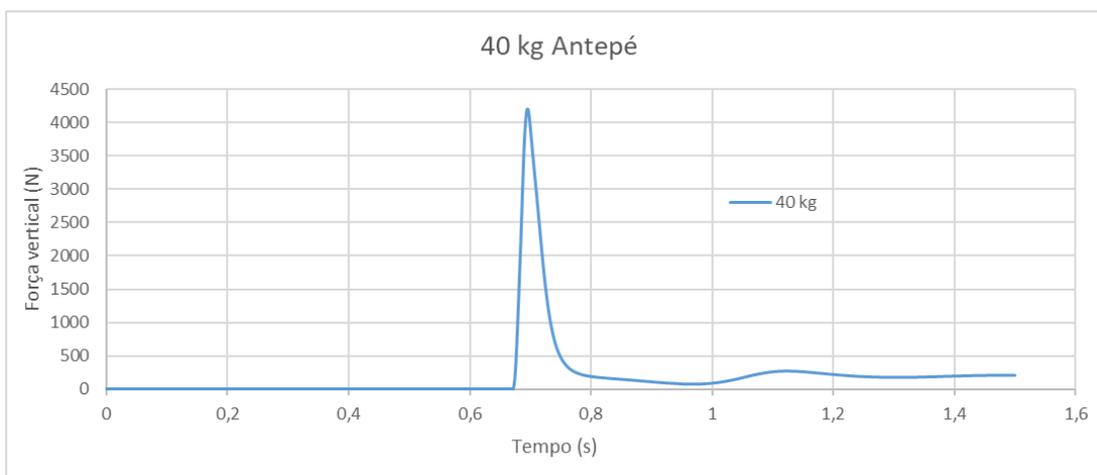
### 4.1.3. Modelo de 40 kg

Neste terceiro modelo, como a massa aumenta, os valores da força vertical serão também superiores. Assim, para a receção ao solo com o mediopé o valor da força máxima vertical é 5117 N e para a receção ao solo com o antepé o valor dessa força é 4202 N, apresentando uma diminuição de 17,88%. Em comparação com o modelo de 35 kg, há um aumento no valor da massa de 14,29% e nos valores máximos da força vertical para a receção sobre o mediopé e antepé de 8,02% e 7,67%, respetivamente.

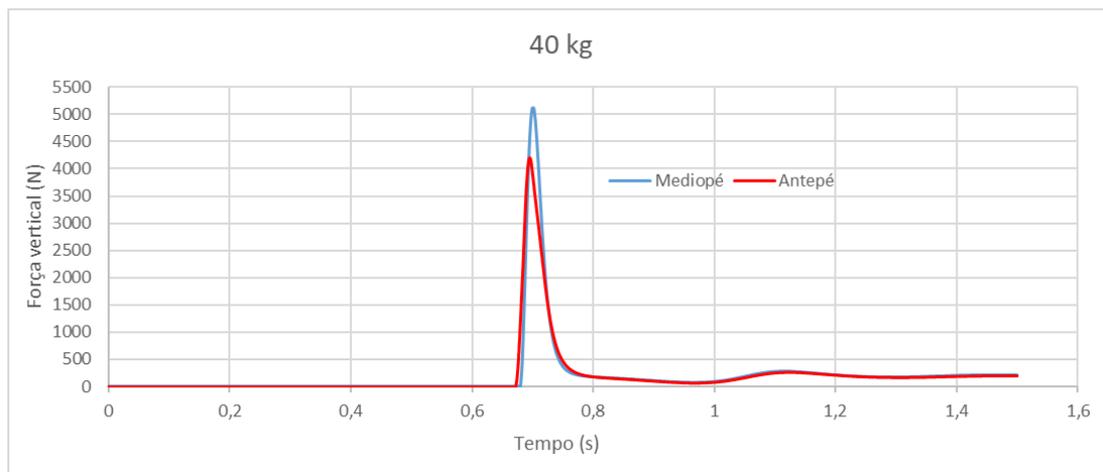
Nas Figuras 4.7, 4.8 e 4.9, apresentam-se os gráficos referentes à força vertical ao longo do tempo no caso do modelo de 40 kg.



**Figura 4.7.** Variação da força vertical em função do tempo do modelo 40 kg (mediopé).



**Figura 4.8.** Variação da força vertical em função do tempo do modelo 40 kg (antepé).

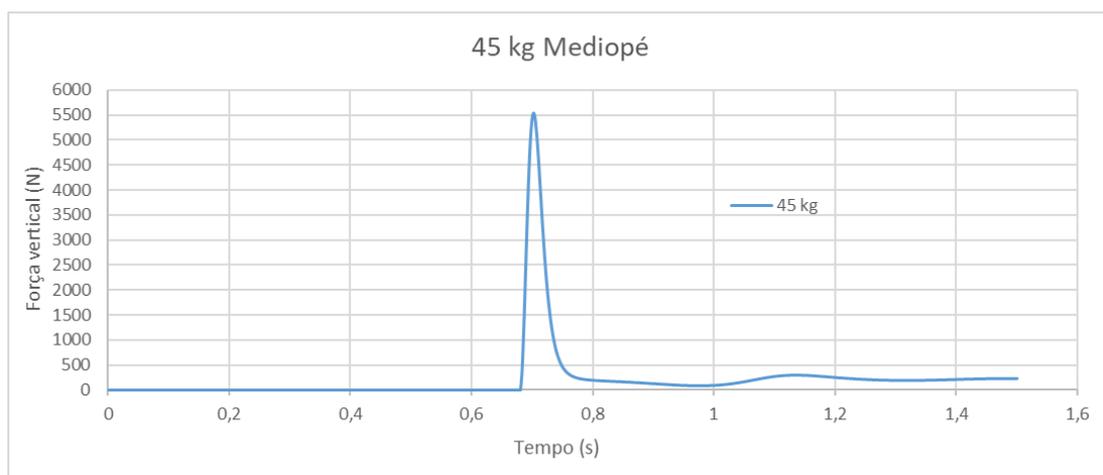


**Figura 4.9.** Sobreposições das variações de forças verticais em função do tempo do modelo 40 kg.

#### 4.1.4. Modelo de 45 kg

No modelo com 45 kg de massa, os valores da força vertical registam a mesma proporcionalidade indicada anteriormente. Valores máximos de 5532 N para o mediopé e 4475 N para o antepé, apresentando uma diminuição de 19,12%. Em comparação com o modelo de 40 kg, há um aumento no valor da massa de 12,50% e nos valores máximos da força vertical para a receção sobre o mediopé e antepé de 8,12% e 6,49%, respetivamente.

A representação gráfica da variação da força vertical em função do tempo pode ser visualizada nas Figuras 4.10, 4.11 e 4.12.



**Figura 4.10.** Variação da força vertical em função do tempo do modelo 45 kg (mediopé).

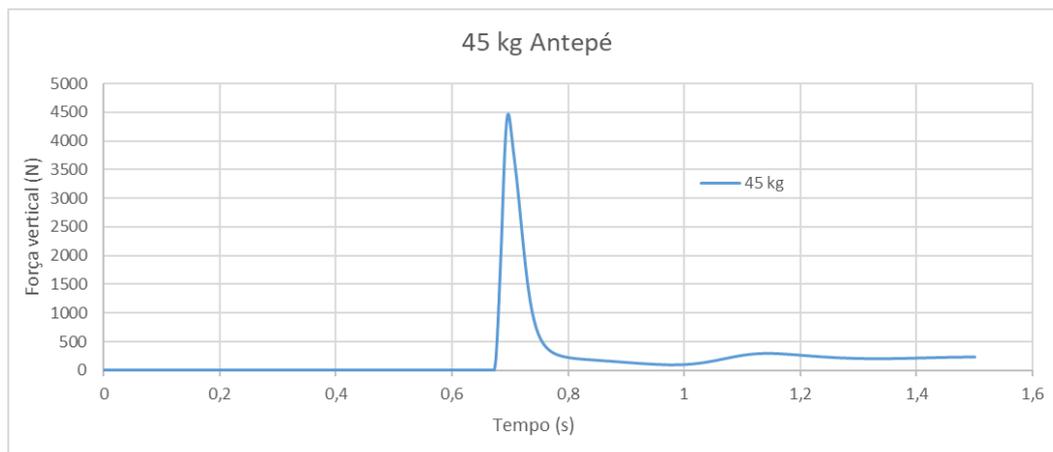


Figura 4.11. Variação da força vertical em função do tempo do modelo 45 kg (antepé).

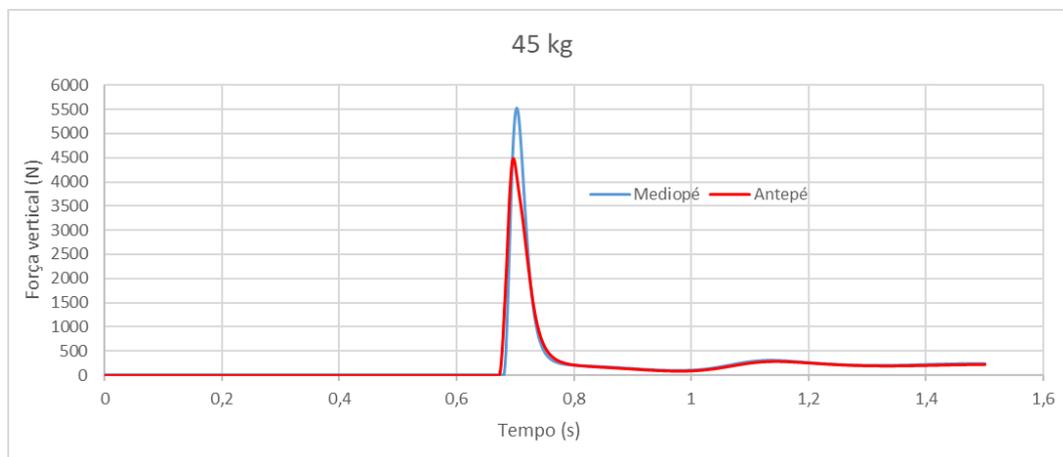
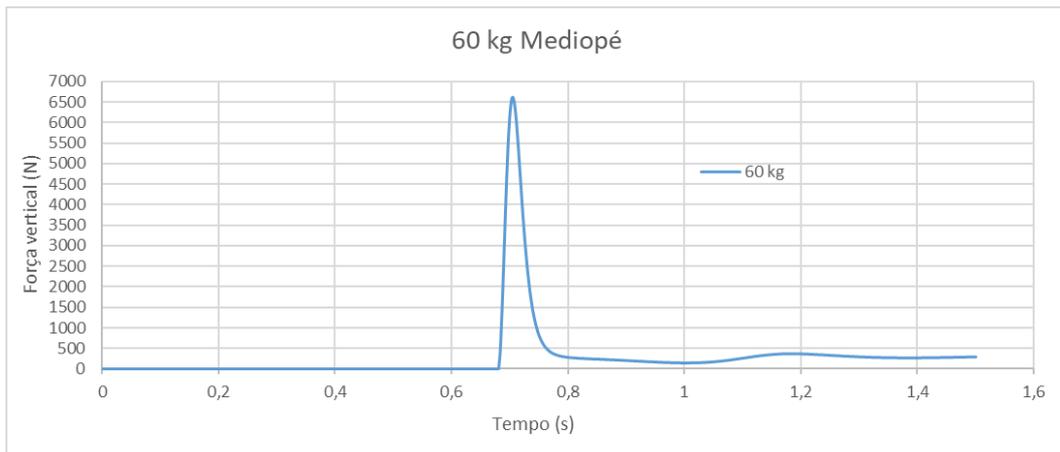


Figura 4.12. Sobreposições das variações de forças verticais em função do tempo do modelo 45 kg.

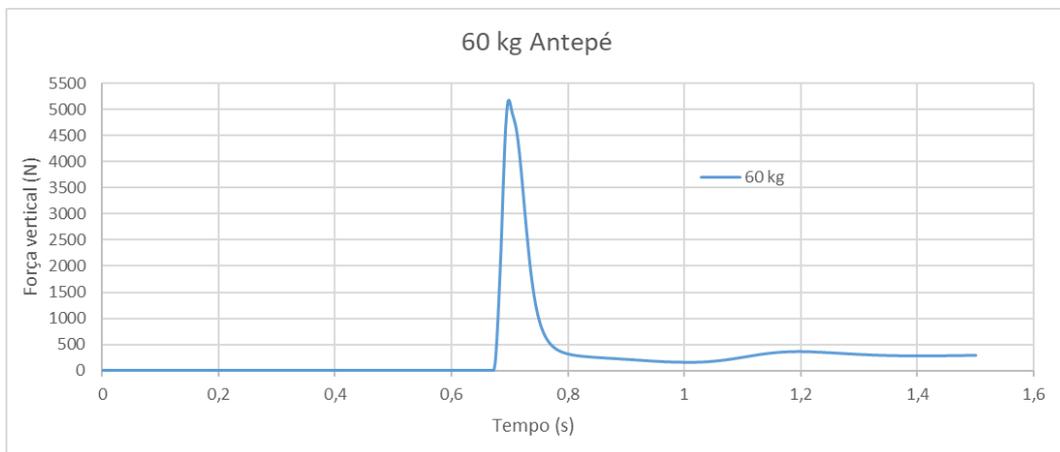
#### 4.1.5. Modelo de 60 kg

Por último, o modelo de 60 kg, é o modelo onde os valores da força vertical máxima vão ser mais elevados. Para a simulação onde a receção foi realizada usando a planta do pé, o valor da força vertical máxima na plataforma é 6611 N, e para a simulação onde a primeira parte do pé a entrar em contacto com a plataforma é para da frente, o valor dessa mesma força vertical é 5170 N, apresentado uma diminuição de 21,80%. Em comparação com o modelo de 45 kg, há um aumento no valor da massa de 33,33% e nos valores máximos da força vertical para a receção sobre o mediopé e antepé de 19,50% e 15,54%, respetivamente.

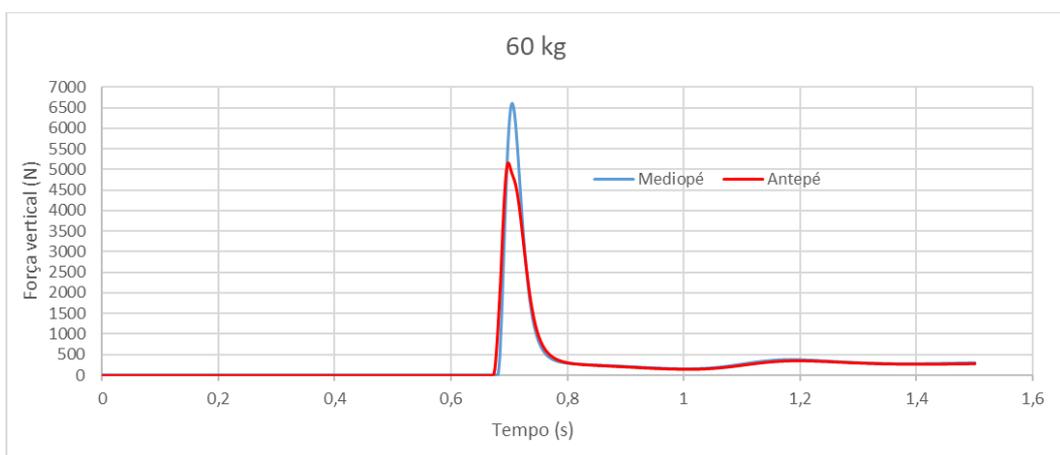
Como foi feito para os quatro modelos anteriores, será apresentado três gráficos referentes à variação da força vertical ao longo tempo. Um para a receção sobre o mediopé, outro para a receção sobre o antepé e o terceiro onde estão os dois anteriores sobrepostos. Estes três gráficos estão representados nas Figuras 4.13, 4.14 e 4.15, respetivamente.



**Figura 4.13.** Variação da força vertical em função do tempo do modelo 60 kg (mediopé).



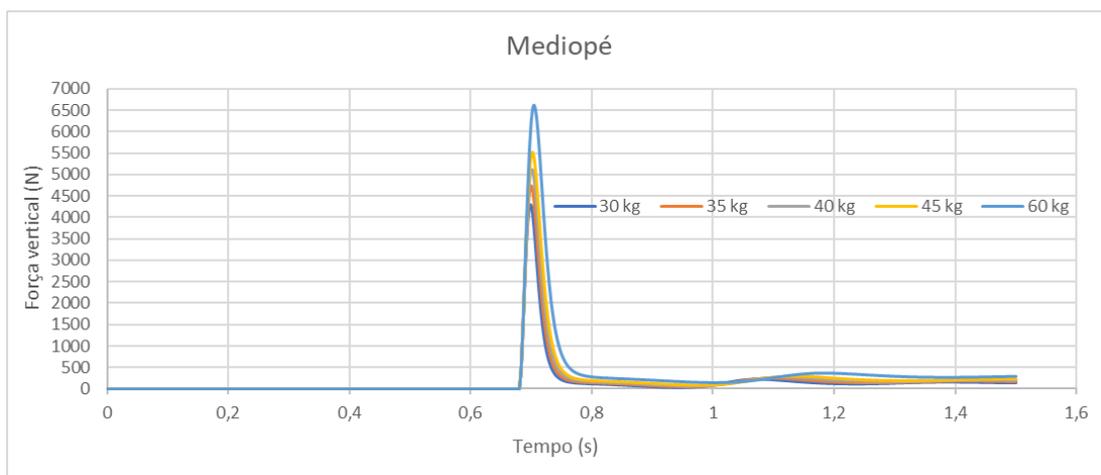
**Figura 4.14.** Variação da força vertical em função do tempo do modelo 60 kg (antepé).



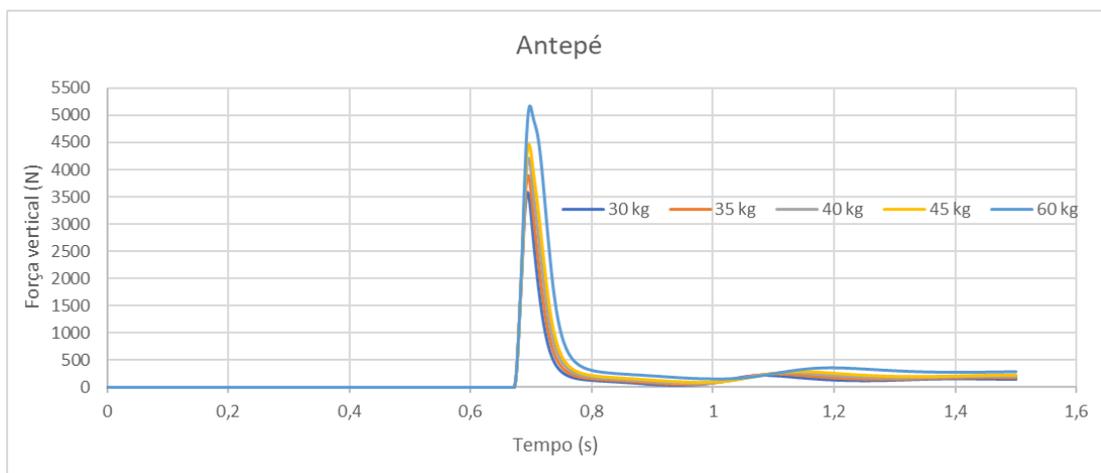
**Figura 4.15.** Sobreposições das variações de forças verticais em função do tempo do modelo 60 kg.

## 4.2. Discussão dos resultados

Como podemos observar, todos os gráficos são muito semelhantes. A diferença é o valor máximo da força vertical que varia consoante o tipo de receção ao solo e a massa do modelo. Para além dessa diferença, os gráficos têm a mesma configuração. Em todos os casos, o modelo atinge o pico de força por volta dos 0,7 segundos de simulação, como demonstram os gráficos presentes nas Figuras 4.16 e 4.17.



**Figura 4.16.** Gráfico da força vertical máxima em função do tempo de todos os modelos (mediopé).

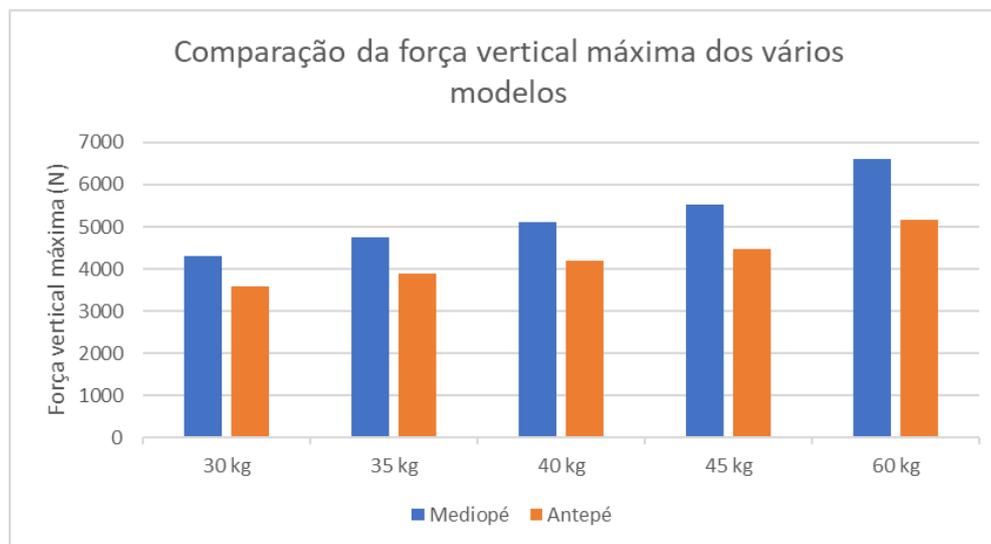


**Figura 4.17.** Gráfico da força vertical máxima em função do tempo de todos os modelos (antepé).

A Tabela 4.1 mostra os valores máximos de força vertical atingidos por cada um dos modelos para a receção sobre o mediopé, assim como, para a receção sobre o antepé. A Figura 4.18, permite concluir que os valores de força máxima para o caso de antepé são sempre menores do que uma receção com o mediopé.

**Tabela 4.1.** Valores máximos da força vertical para cada uma das simulações.

Peso modelo	FVM na plataforma (N)	
	Mediopé	Antepé
30 kg	4295	3577
35 kg	4737	3902
40 kg	5117	4202
45 kg	5532	4475
60 kg	6611	5170

**Figura 4.18.** Gráfico dos valores máximos da força vertical para cada uma das simulações.

Conclui-se que a massa do atleta e o modo como é realizada a receção ao solo no praticável vão influenciar o valor da força vertical máximo exercido na plataforma.

Quando a receção é efetuada usando o mediopé, o valor máximo da força vertical é maior do que quando a receção é feita sobre o antepé, ou seja, é prejudicial ao atleta e pode originar uma lesão com mais facilidade. Ao realizar uma receção sobre o antepé, o valor máximo da força vertical é, em média, 18,62% mais baixo do que quando se executa uma receção com o mediopé, sendo que para os atletas mais pesados, essa diferença pode ser ainda maior como é o caso do modelo de 60 kg com uma redução de 21,80%.

Em relação aos diferentes valores de massa, é de esperar que os atletas com valores de massa maiores, exerçam um valor de força vertical máximo maior. Através da fórmula da 2ª Lei de Newton, que diz que o valor da força é o produto entre a massa e a aceleração, é possível provar esse facto, uma vez que todos os modelos vão estar sujeitos à mesma aceleração e altura no decorrer das várias simulações.

Uma outra métrica calculada, foi o rácio entre o peso dos modelos e o valor máximo da força vertical, com a fórmula  $R = FVM / P$ . Este rácio permite avaliar quantas vezes essa força, durante a receção ao solo, é maior que o próprio peso. Assim, calculou-se o valor do peso de cada um dos modelos, usando a aceleração de gravidade  $P = mg$ . A Tabela 4.2 apresenta o rácio das dez situações analisadas neste estudo.

**Tabela 4.2.** Rácios entre o peso do modelo e o valor da força vertical máximo.

	Mediopé		Antepé		
Peso modelo (N)	FVM (N)	Rácio (FVM/P)	FVM (N)	Rácio (FVM/P)	
294	4295	14,61	3577	12,17	
343	4737	13,81	3902	11,38	
392	5117	13,05	4202	10,72	
441	5532	12,54	4475	10,15	
588	6611	11,24	5170	8,79	Média total
	<b>Média</b>	<b>13,05</b>	<b>Média</b>	<b>10,64</b>	<b>11,85</b>

Estes valores, permitem concluir que, a receção sobre o mediopé provoca, em média, valores de força vertical 13,05 vezes superior ao peso do modelo, enquanto, a receção sobre o antepé provoca, em média, valores de força vertical 10,64 vezes superior ao peso do modelo. Desta forma, verifica-se que a execução de uma receção sobre o antepé é mais benéfica ao atleta para que a probabilidade de ocorrência de lesões seja menor.

### 4.3. Comparação dos valores obtidos na simulação com os valores experimentais com atletas da especialidade

O estudo experimental realizado por Santos (2021), usou um conjunto de dez atletas de ginástica acrobática, todos eles com valores de massa diferentes e formas de receção também diferentes. Para comparação dos resultados obtidos através do *software OpenSim*<sup>®</sup> com os resultados experimentais, foi definido o rácio ( $R = FVM / P$ ) entre o peso dos modelos e o valor máximo da força vertical dos dois estudos. Na Tabela 4.3 são apresentados os valores de rácio para o estudo realizado por Santos (2021).

**Tabela 4.3.** Rácios entre o peso do modelo e o valor da força vertical máximo para o estudo de Santos (2021).

	Mediopé	Antepé	Média total
<b>Rácio médio</b>	15,00 (±3,51)	11,57 (±2,22)	13,42 (±2,33)

Os valores do rácio são maiores do que aqueles calculados com os modelos computacionais. A receção sobre o mediopé provoca, em média, valores de força vertical 15

vezes superior ao peso do atleta e a recepção sobre o antepé provoca, em média, valores de força vertical 11,57 vezes superior ao peso do atleta. Comparado estes valores com os valores do rácio obtidos neste estudo, houve um aumento de 14,94% do rácio para o caso do mediopé e um aumento de 8,74% para o caso do antepé. Esta diferença pode acontecer devido a vários fatores, nomeadamente, os valores de rigidez das superfícies onde foi feita a recepção, o ângulo com que os atletas realizaram a sua recepção, o quão centrados na plataforma foram realizados os saltos.

Apesar desta pequena diferença de valores, conclui-se que, para a prevenir lesões, os ginastas devem realizar uma recepção, após a execução de um salto vertical, sobre o antepé.



## 5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Este estudo serviu para simular um salto vertical de um ginasta através de um *software* de modelação e simulação (*OpenSim*<sup>®</sup>).

A obtenção de resultados foi alcançada através da realização de dez simulações diferentes. Nas simulações usaram-se cinco modelos com as mesmas dimensões, mas diferentes valores de massa. Cada modelo realizou duas simulações, uma para a receção com o mediopé e outra para receção sobre o antepé.

A força vertical máxima que é exercida na plataforma de forças depende do peso do atleta e da forma como é feita a receção. Os modelos mais pesados sofreram maiores valores de força, devido à sua própria massa. Em relação ao tipo de receção, verificou-se que quando a receção ao solo é feita sobre o antepé, os valores da força vertical máxima são menores do que quando a receção é feita sobre o mediopé. No caso do antepé, o valor máximo da força vertical é, em média, 10,64 vezes superior ao peso do modelo. No caso do mediopé, esse rácio passa de 10,64 vezes para 13,05 vezes, sendo este um aumento bastante significativo.

Como forma de prevenção do aparecimento de lesões, tais como, entorses ou tendinites, o atleta deve realizar a sua receção ao solo com a parte da frente do pé, ou seja, sobre o antepé. Este tipo de receção permite diminuir a probabilidade de ocorrência de lesão.

Algumas sugestões de melhoria do estudo realizado para um possível trabalho futuro na mesma área:

- Estudar a influência que o movimento de dobrar os joelhos tem no valor da força vertical exercida na plataforma, quando se realiza a receção no solo.
- Analisar, para o mesmo valor de massa, se o tamanho do modelo tem algum significado na obtenção dos valores da força vertical exercida na plataforma.
- Realizar um salto experimental com alguns atletas e através de sensores colocados no corpo do atleta, inserir esse salto no *OpenSim*<sup>®</sup>, e a partir daí fazer a mesma análise realizada neste estudo.



---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Beckham, G., Suchomel, T., & Mizuguchi, S. (2014). Force Plate Use in Performance Monitoring and Sport Science Testing. *New Studies in Athletics*.
- Bertec. (2022). <https://www.bertec.com/products/force-plates>
- Caine, D., & Harringe, M. (2013). Epidemiology of Injury in Gymnastics. *Handbook of Sports Medicine and Science - Gymnastics*, 110–124.
- Correia, C. (2018). *Análise e Comparação das Receções, em Exercícios Realizados na Ginástica Acrobática com Alteração da Zona de Contacto*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica - FCTUC, Universidade de Coimbra.
- Delp, S., Anderson, F., Arnold, A., Loan, P., Habib, A., John, C., Guendelman, E., & Thelen, D. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940–1950.
- Dynamics, H. (2018). *So what exactly is a force plate?*  
<https://www.hawkindynamics.com/blog/what-is-a-force-plate>
- Force Plate. (n.d.). <https://www.kistler.com/en/glossary/term/force-plate/>
- Gama, A. (2017). *Impacto das Forças de Reação do Solo na Ginástica Rítmica – Estudo de Saltos*. Dissertação de Mestrado em Biocinética - FCDEF, Universidade de Coimbra.
- Hicks, J., Uchida, T., Seth, A., Rajagopal, A., & Delp, S. (2015). Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement. *J Biomech Eng*.
- Jesus, L. (2016). *Análise e Quantificação de Imagens Pedobarográficas em Patologias do Hallux Valgus*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica - ISEC, Instituto Politécnico de Coimbra.
- Kistler. (2022). <https://www.kistler.com/pt/produtos/sistemas/force-plate-system-kistler-elevate/portable-dual-force-plates/>
- Król, H., & Mynarski, W. (2010). Effect of Increased Load on Vertical Jump Mechanical Characteristics in Acrobats. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 12(4), 33–37.

- Kuniyoshi, Y. (2007). *Mowgli: A Bipedal Jumping and Landing Robot with an Artificial Musculoskeletal System* (IEEE (Ed.)).
- Lavarda, M. (2016). *Sistema de Plataformas de Força e Identificação de Movimentos por Processamento de Imagem para Aplicação em Treinamento do Equilíbrio Baseado em Biofeedback*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica - Campus Curitiba, Universidade Tecnológica Federal do Paraná.
- Millard, M., Uchida, T., Seth, A., & Delp, S. (2013). Flexing Computational Muscle: Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics. *J Biomech Eng.*
- Momento de Inércia*. (2022). [https://pt.wikipedia.org/wiki/Momento\\_de\\_inércia](https://pt.wikipedia.org/wiki/Momento_de_inércia)
- Notepad++*. (2022). <https://pt.wikipedia.org/wiki/Notepad%2B%2B>
- OpenSim*. (n.d.). <https://simtk.org/projects/opensim>
- Sands, W. A., Caine, D. J., & Borms, J. (2003). *Scientific Aspects of Women's Gymnastics*. Karger.
- Santos, M. B. (2021). *Estudo da Dinâmica de Receções em Pares/Grupos de Ginástica Acrobática*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica - FCTUC, Universidade de Coimbra.
- Teixeira, D. (2018). *Simulação do Movimento Humano Condicionado por Ortóteses*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica - ISEL, Instituto Politécnico de Lisboa.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis* (4th ed.). Butterworth-Heinemann Ltd.

## ANEXO A – CÓDIGO COPIADO DO MODELO TOYLANDINGMODEL PARA O MODELO JUMPER

```

<Body name="platform">
  <!--The geometry used to display the axes of this Frame.-->
  <FrameGeometry name="frame_geometry">
    <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'frame' of type Frame.-->
    <socket_frame>../socket_frame
    <!--Path to an output (channel) to satisfy the one-value Input 'transform' of type SimTK::
    <input_transform></input_transform>
    <!--Scale factors in X, Y, Z directions respectively.-->
    <scale_factors>0.20000000000000001 0.20000000000000001 0.20000000000000001</scale_factors>
  </FrameGeometry>
  <!--The mass of the body (kg)-->
  <mass>15</mass>
  <!--The location (Vec3) of the mass center in the body frame.-->
  <mass_center>0 0 0</mass_center>
  <!--The elements of the inertia tensor (Vec6) as [Ixx Iyy Izz Ixy Ixz Iyz] measured about the
  <inertia>0.15 0.15 0.15 0 0 0</inertia>
</Body>

```

Figura A.1. Código do corpo plataforma.

```

<CustomJoint name="ground_platform">
  <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'parent_frame
  <socket_parent_frame>/ground</socket_parent_frame>
  <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'child_frame
  <socket_child_frame>/bodysset/platform</socket_child_frame>
  <!--List containing the generalized coordinates (q's) that par
  <coordinates>
    <Coordinate name="platform_rx">
      <!--The value of this coordinate before any value has
      <default_value>0</default_value>
      <!--The speed value of this coordinate before any valu
      <default_speed_value>0</default_speed_value>
      <!--The minimum and maximum values that the coordinate
      <range>-3.1415999999999999 3.1415999999999999</range>
      <!--Flag indicating whether or not the values of the c
      <clamped>true</clamped>
      <!--Flag indicating whether or not the values of the c
      <locked>true</locked>
      <!--If specified, the coordinate can be prescribed by
      <prescribed_function />
      <!--Flag indicating whether or not the values of the c
      <prescribed>>false</prescribed>
    </Coordinate>

```

Figura A.2. Código graus de liberdade da plataforma (1).

```

<Coordinate name="platform_ry">
  <!--The value of this coordinate before any value has been
  <default_value>0</default_value>
  <!--The speed value of this coordinate before any value has been
  <default_speed_value>0</default_speed_value>
  <!--The minimum and maximum values that the coordinate can take
  <range>-3.1415999999999999 3.1415999999999999</range>
  <!--Flag indicating whether or not the values of the coordinate are
  <clamped>true</clamped>
  <!--Flag indicating whether or not the values of the coordinate are
  <locked>true</locked>
  <!--If specified, the coordinate can be prescribed by a function
  <prescribed_function />
  <!--Flag indicating whether or not the values of the coordinate are
  <prescribed>>false</prescribed>
</Coordinate>
<Coordinate name="platform_rz">
  <!--The value of this coordinate before any value has been
  <default_value>0</default_value>
  <!--The speed value of this coordinate before any value has been
  <default_speed_value>0</default_speed_value>
  <!--The minimum and maximum values that the coordinate can take
  <range>-3.1415999999999999 3.1415999999999999</range>
  <!--Flag indicating whether or not the values of the coordinate are
  <clamped>>false</clamped>
  <!--Flag indicating whether or not the values of the coordinate are
  <locked>true</locked>
  <!--If specified, the coordinate can be prescribed by a function
  <prescribed_function />
  <!--Flag indicating whether or not the values of the coordinate are
  <prescribed>>false</prescribed>
</Coordinate>
<Coordinate name="platform_ty">
  <!--The value of this coordinate before any value has been
  <default_value>0.25</default_value>
  <!--The speed value of this coordinate before any value has been
  <default_speed_value>0</default_speed_value>
  <!--The minimum and maximum values that the coordinate can take
  <range>-5 1</range>
  <!--Flag indicating whether or not the values of the coordinate are
  <clamped>true</clamped>
  <!--Flag indicating whether or not the values of the coordinate are
  <locked>true</locked>
  <!--If specified, the coordinate can be prescribed by a function
  <prescribed_function />
  <!--Flag indicating whether or not the values of the coordinate are
  <prescribed>>false</prescribed>
</Coordinate>
</coordinates>

```

Figura A.3. Código graus de liberdade da plataforma (2).

```

<SpatialTransform>
  <!--3 Axes for rotations are listed first.-->
  <TransformAxis name="rotation1">
    <!--Names of the coordinates that serve
    <coordinates>platform_rx</coordinates>
    <!--Rotation or translation axis for the
    <axis>1 0 0</axis>
    <!--Transform function of the generalize
    <LinearFunction name="function">
      <coefficients> 1 0</coefficients>
    </LinearFunction>
  </TransformAxis>
  <TransformAxis name="rotation2">
    <!--Names of the coordinates that serve
    <coordinates>platform_ry</coordinates>
    <!--Rotation or translation axis for the
    <axis>0 1 0</axis>
    <!--Transform function of the generalize
    <LinearFunction name="function">
      <coefficients> 1 0</coefficients>
    </LinearFunction>
  </TransformAxis>
  <TransformAxis name="rotation3">
    <!--Names of the coordinates that serve
    <coordinates>platform_rz</coordinates>
    <!--Rotation or translation axis for the
    <axis>0 0 1</axis>
    <!--Transform function of the generalize
    <LinearFunction name="function">
      <coefficients> 1 0</coefficients>
    </LinearFunction>
  </TransformAxis>

```

Figura A.4. Código graus de liberdade da plataforma (3).

```

<TransformAxis name="translation2">
  <!--Names of the coordinates that serve
  <coordinates>platform_ty</coordinates>
  <!--Rotation or translation axis for the
  <axis>0 1 0</axis>
  <!--Transform function of the generalize
  <LinearFunction name="function">
    <coefficients> 1 0</coefficients>
  </LinearFunction>
</TransformAxis>

```

Figura A.5. Código graus de liberdade da plataforma (4).

```

<ContactGeometrySet name="contactgeometryset">
  <objects>
    <ContactHalfSpace name="platform_surface">
      <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'fram
      <socket_frame>/bodyset/platform</socket_frame>
      <!--Location of geometry center in the PhysicalFrame.--
      <location>0 0 0</location>
      <!--Orientation of geometry in the PhysicalFrame (body-
      <orientation>0 0 -1.5707963300000001</orientation>
      <!--Default appearance for this Geometry-->
      <Appearance>
        <!--The color, (red, green, blue), [0, 1], used to
        <color>0 1 1</color>
        <!--Visuals applied to surfaces associated with thi
        <SurfaceProperties>
          <!--The representation (1:Points, 2:Wire, 3:Sha
          <representation>3</representation>
        </SurfaceProperties>
      </Appearance>
    </ContactHalfSpace>
    <ContactSphere name="heel_r">
      <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'fram
      <socket_frame>/bodyset/calcn_r</socket_frame>
      <!--Location of geometry center in the PhysicalFrame.--
      <location>0.01 0.01 -0.0050000000000000001</location>
      <!--Orientation of geometry in the PhysicalFrame (body-
      <orientation>0 0 0</orientation>
      <!--Default appearance for this Geometry-->
      <Appearance>
        <!--The color, (red, green, blue), [0, 1], used to
        <color>0 1 1</color>
        <!--Visuals applied to surfaces associated with thi
        <SurfaceProperties>
          <!--The representation (1:Points, 2:Wire, 3:Sha
          <representation>3</representation>
        </SurfaceProperties>
      </Appearance>
      <!--Radius of the sphere (default: 0).-->
      <radius>0.029999999999999999</radius>
    </ContactSphere>
  </objects>
</ContactGeometrySet>

```

Figura A.6. Código das superfícies de contacto (1).

```

<ContactSphere name="ball_big_toe_r">
  <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'frame' of type PhysicalFrame (descriptic
  <socket_frame>/bodyset/toes_r</socket_frame>
  <!--Location of geometry center in the PhysicalFrame.-->
  <location>-0.0050000000000000001 0.0050000000000000001 -0.029999999999999999</location>
  <!--Orientation of geometry in the PhysicalFrame (body-fixed XYZ Euler angles).-->
  <orientation>0 0 0</orientation>
  <!--Default appearance for this Geometry-->
  <Appearance>
    <!--The color, (red, green, blue), [0, 1], used to display the geometry. -->
    <color>0 1 1</color>
    <!--Visuals applied to surfaces associated with this Appearance.-->
    <SurfaceProperties>
      <!--The representation (1:Points, 2:Wire, 3:Shaded) used to display the object.-->
      <representation>3</representation>
    </SurfaceProperties>
  </Appearance>
  <!--Radius of the sphere (default: 0).-->
  <radius>0.02</radius>
</ContactSphere>
<ContactSphere name="small_toe_r">
  <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'frame' of type PhysicalFrame (descriptic
  <socket_frame>/bodyset/toes_r</socket_frame>
  <!--Location of geometry center in the PhysicalFrame.-->
  <location>-0.0400000000000000001 0.0050000000000000001 0.0400000000000000001</location>
  <!--Orientation of geometry in the PhysicalFrame (body-fixed XYZ Euler angles).-->
  <orientation>0 0 0</orientation>
  <!--Default appearance for this Geometry-->
  <Appearance>
    <!--The color, (red, green, blue), [0, 1], used to display the geometry. -->
    <color>0 1 1</color>
    <!--Visuals applied to surfaces associated with this Appearance.-->
    <SurfaceProperties>
      <!--The representation (1:Points, 2:Wire, 3:Shaded) used to display the object.-->
      <representation>3</representation>
    </SurfaceProperties>
  </Appearance>
  <!--Radius of the sphere (default: 0).-->
  <radius>0.014999999999999999</radius>
</ContactSphere>

```

Figura A.7. Código das superfícies de contacto (2).

```

<ContactSphere name="heel_1">
  <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'frame' of type PhysicalFrame (descript
  <socket_frame>/bodysset/calcn_1</socket_frame>
  <!--Location of geometry center in the PhysicalFrame.-->
  <location>0.01 0.01 0.005000000000000001</location>
  <!--Orientation of geometry in the PhysicalFrame (body-fixed XYZ Euler angles).-->
  <orientation>0 0 0</orientation>
  <!--Default appearance for this Geometry-->
  <Appearance>
    <!--The color, (red, green, blue), [0, 1], used to display the geometry. -->
    <color>0 1 1</color>
    <!--Visuals applied to surfaces associated with this Appearance.-->
    <SurfaceProperties>
      <!--The representation (1:Points, 2:Wire, 3:Shaded) used to display the object.--
      <representation>3</representation>
    </SurfaceProperties>
  </Appearance>
  <!--Radius of the sphere (default: 0).-->
  <radius>0.029999999999999999</radius>
</ContactSphere>
<ContactSphere name="ball_big_toe_1">
  <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'frame' of type PhysicalFrame (descript
  <socket_frame>/bodysset/toes_1</socket_frame>
  <!--Location of geometry center in the PhysicalFrame.-->
  <location>-0.005000000000000001 0.005000000000000001 0.029999999999999999</location>
  <!--Orientation of geometry in the PhysicalFrame (body-fixed XYZ Euler angles).-->
  <orientation>0 0 0</orientation>
  <!--Default appearance for this Geometry-->
  <Appearance>
    <!--The color, (red, green, blue), [0, 1], used to display the geometry. -->
    <color>0 1 1</color>
    <!--Visuals applied to surfaces associated with this Appearance.-->
    <SurfaceProperties>
      <!--The representation (1:Points, 2:Wire, 3:Shaded) used to display the object.--
      <representation>3</representation>
    </SurfaceProperties>
  </Appearance>
  <!--Radius of the sphere (default: 0).-->
  <radius>0.02</radius>
</ContactSphere>

```

Figura A.8. Código das superfícies de contacto (3).

```

<ContactSphere name="small_toe_1">
  <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'frame' of type PhysicalFrame (descri:
  <socket_frame>/bodysset/toes_1</socket_frame>
  <!--Location of geometry center in the PhysicalFrame.-->
  <location>-0.040000000000000001 0.005000000000000001 -0.040000000000000001</location>
  <!--Orientation of geometry in the PhysicalFrame (body-fixed XYZ Euler angles).-->
  <orientation>0 0 0</orientation>
  <!--Default appearance for this Geometry-->
  <Appearance>
    <!--The color, (red, green, blue), [0, 1], used to display the geometry. -->
    <color>0 1 1</color>
    <!--Visuals applied to surfaces associated with this Appearance.-->
    <SurfaceProperties>
      <!--The representation (1:Points, 2:Wire, 3:Shaded) used to display the object.
      <representation>3</representation>
    </SurfaceProperties>
  </Appearance>
  <!--Radius of the sphere (default: 0).-->
  <radius>0.014999999999999999</radius>
</ContactSphere>
</objects>
<groups />
</ContactGeometrySet>

```

Figura A.9. Código das superfícies de contacto (4).

```
<HuntCrossleyForce name="foot_r">
  <!--Material properties.-->
  <HuntCrossleyForce::ContactParametersSet name="contact_parameters">
    <objects>
      <HuntCrossleyForce::ContactParameters>
        <!--Names of geometry objects affected by these parameters.-->
        <geometry>platform_surface heel_r ball_big_toe_r small_toe_r</geometry>
        <stiffness>120000</stiffness>
        <dissipation>0.69999999999999996</dissipation>
        <static_friction>0.90000000000000002</static_friction>
        <dynamic_friction>0.90000000000000002</dynamic_friction>
        <viscous_friction>0.59999999999999998</viscous_friction>
      </HuntCrossleyForce::ContactParameters>
    </objects>
  </HuntCrossleyForce::ContactParametersSet>
  <!--Slip velocity (creep) at which peak static friction occurs.-->
  <transition_velocity>0.10000000000000001</transition_velocity>
</HuntCrossleyForce>
<HuntCrossleyForce name="foot_l">
  <!--Material properties.-->
  <HuntCrossleyForce::ContactParametersSet name="contact_parameters">
    <objects>
      <HuntCrossleyForce::ContactParameters>
        <!--Names of geometry objects affected by these parameters.-->
        <geometry>platform_surface heel_l ball_big_toe_l small_toe_l</geometry>
        <stiffness>120000</stiffness>
        <dissipation>0.69999999999999996</dissipation>
        <static_friction>0.90000000000000002</static_friction>
        <dynamic_friction>0.90000000000000002</dynamic_friction>
        <viscous_friction>0.59999999999999998</viscous_friction>
      </HuntCrossleyForce::ContactParameters>
    </objects>
  </HuntCrossleyForce::ContactParametersSet>
  <!--Slip velocity (creep) at which peak static friction occurs.-->
  <transition_velocity>0.10000000000000001</transition_velocity>
</HuntCrossleyForce>
```

Figura A.10. Código das forças de contacto.