

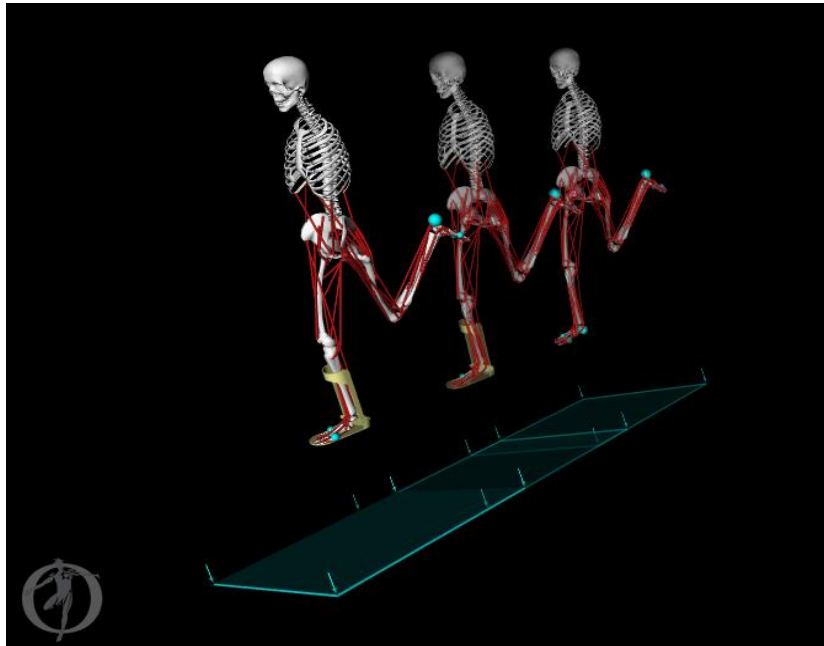
Simulação do movimento humano condicionado por ortóteses

Daniela Filipa Silva Teixeira
(Licenciada em Ortoprotesia)

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador
João Milho (ISEL)

Dezembro de 2018



Simulação do movimento humano condicionado por ortóteses

Daniela Filipa Silva Teixeira
(Licenciada em Ortoprotesia)

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador
João Milho (ISEL)

Júri

Presidente: Maria Margarida Ribeiro (EST_ESL)

Vogais: Marta I. P. Verdete S. Carvalho (Faculdade
Ciências e Tecnologia, Univ. Nova Lisboa)
João Milho (ISEL)

Dezembro de 2018

Índice Geral

Agradecimentos.....	iii
Resumo	v
Abstract	vii
Índice de Figuras	ix
Índice de Tabelas	xiii
Lista de abreviaturas.....	xvii
1. Introdução.....	1
1.1. Contextualização do tema	1
1.2. Objetivos	2
1.3. Principais contribuições	2
1.4. Estrutura e Organização	3
2. Enquadramento Teórico	5
2.1. Marcha Humana	5
2.1.1. Ciclo da Marcha.....	7
2.2. Ortóteses	10
2.2.1. AFO.....	10
2.2.1.1. AFO Passivas	12
2.2.1.2. AFO Ativas.....	13
2.2.2. Propriedades mecânicas das AFO	14
2.3. Lesão por inversão do tornozelo	16
2.4. Simulação computacional do movimento humano.....	19
2.4.1. O OpenSim.....	19
2.4.1.1. Modelo SIMM.....	21
2.4.1.2. SimTrack.....	21
2.4.1.3. Simbody.....	25
2.4.2. Modelo biomecânico do corpo humano.....	27
2.4.3. Avaliação do risco de lesão por inversão do tornozelo com modelos passivos	36
2.4.3.1. Plataforma de contacto	36

2.4.3.2.	Cenário de simulação “Sem Assistência”	42
2.4.3.3.	Cenário de simulação com uma AFO semi-rígida passiva	43
2.4.3.4.	Cenário de simulação com uma AFO rígida passiva	45
2.4.4.	Avaliação do risco de lesão por inversão do tornozelo com modelos ativos	47
2.4.4.1.	Cenário de simulação com uma AFO ativa	47
2.4.4.2.	Cenário de simulação com co-ativação muscular.....	51
2.4.5.	<i>Design of Experiments</i>	55
2.4.6.	Benefícios da integração da simulação biomecânica com programa de saúde e condicionamento físico	58
3.	Metodologia	59
4.	Resultados.....	69
4.1.	Massa da AFO	69
4.2.	Rigidez Translacional	70
4.2.1.	Modelo AFO Passiva.....	70
4.2.2.	Modelo AFO Ativa	73
4.3.	Força do Motor.....	75
4.4.	Nível de Excitação	77
4.5.	Constantes de ativação muscular.....	81
4.6.	Massa e Rigidez translacional.....	83
4.7.	Otimização Massa e Rigidez Translacional	87
4.7.1.	DoE 1	87
4.7.2.	DoE 2.....	90
4.7.3.	DoE 3.....	92
4.8.	Ângulos do modelo durante a queda livre	95
5.	Discussão	97
6.	Conclusão.....	103
7.	Trabalhos futuros.....	107
8.	Referências bibliográficas	111

Agradecimentos

Ao Professor Doutor João Milho, o meu profundo agradecimento pela orientação, disponibilidade e apoio que muito elevaram os meus conhecimentos científicos e, sem dúvida, fomentaram o desejo de saber mais bem como a vontade constante de querer fazer mais e melhor. Foram estas bases fortes que conduziram a uma orientação científica criteriosa e crítica, estimularam e permitiram para vencer quaisquer inseguranças durante o processo.

Ao ISEL, por ter sido a minha “casa” durante estes dois anos e ter-me proporcionado todas as condições necessárias para o culminar deste momento.

Finalmente, à minha família a minha imensa gratidão pelo carinho, incentivo, paciência e por toda a ajuda moral e monetária. Sem vocês nada disto teria sido alcançado!

A modelação e simulação do movimento humano tem o potencial de melhorar o processo de reabilitação ao possibilitar a observação e identificação das relações causa-efeito em indivíduos com problemas neurológicos e musculoesqueléticos, a prescrição de tratamentos cirúrgicos e de reabilitação eficazes, a identificação dos elementos que estão a causar a deformidade ou lesão com realização de estudos para testar hipóteses, prevendo resultados funcionais e comportamentos emergentes.

O principal objetivo consiste na caracterização do movimento humano recorrendo ao Software OpenSim, especificamente, o risco de uma entorse por inversão durante a aterragem em queda livre e, com isso, projetar uma ortótese e/ou treino que possa ajudar a prevenir e a mitigar este tipo de lesão que é possível quando se atingem ângulos de inversão inferiores a 25 graus.

Foram executadas 216 simulações com os modelos com e sem uma ortótese de tornozelo e pé, ou AFO, tendo sido realizadas análises de sensibilidade sob o valor base dos parâmetros Massa, Rigidez Translacional, Força Motor, Nível Excitação e Constantes de ativação muscular e utilizado o método *Design of Experiments* (DoE).

Nos modelos com a AFO, o ângulo de inversão foi inferior a 25 graus quando eram utilizados valores cada vez maiores de rigidez, afirmação comprovada pela otimização com o DoE, tendo este parâmetro sido único que se revelou influenciar o ângulo de inversão. No modelo sem a AFO, os ângulos obtidos mostraram que a premissa de que quanto maior os valores das constantes menor é o ângulo de inversão não pode ser sempre regra pois ao serem ativados em demasia os músculos inversores, os eversores não conseguirão contrariar o seu movimento e não será alcançado o objetivo de prevenir uma lesão.

Assim, o OpenSim mostrou ser uma ferramenta muito útil e eficaz que forneceu informações cruciais sobre o ângulo de inversão e dados científicos que podem ser usados para comparar os diferentes parâmetros de uma ortótese e treino muscular.

Palavras-chave: ortótese; AFO; ângulo de inversão; *OpenSim*; rigidez translacional.

The modelling and simulation of human movement has the potential to improve the rehabilitation process by enabling the identification of cause-effect relationships in individuals suffering from neurological and musculoskeletal issues. The prescription of medical intervention and effective rehabilitation, the identification of elements that are causing the deformity or injury, resulting on the realisation of studies developed to test this hypothesis, predicting functional results and emerging behaviours.

The main goal is to characterise the human movement using the OpenSim, especially when it comes to the risk of a sprain by inversion during the landing in freefall and, with it, designing an orthosis and/or training that can help to prevent and mitigate this type of lesion that is once you reach possible when you reach reverse angles of less than 25 degrees.

216 simulations were performed using models with and without an Ankle Foot Orthosis, or AFO, sensitivity analysis have been carried out under the base value of the Mass, Translational Stiffness, Motor Optimal Force, Excitation and Constant Level of Muscle Activation parameters and used the method Design of Experiments (DoE).

On models with the AFO, the inversion angle was less than 25 degrees when they were used increasingly larger values of translational stiffness, statement proven by optimizing with the DoE, taking this parameter was only revealed to influence the inversion angle. On models without the AFO, the obtained angles show that the bigger the values of the constants the smaller is the inversion angle should not be taken as a rule, in a sense that the invertor muscles and the evertor will not be able to contract its movement and will not reach the main objective. That is, to prevent an injury.

Thus, the OpenSim proved to be a very useful and effective tool which provided crucial information about the reverse angle and scientific data that can be used to compare the different parameters of the orthosis and muscle training.

Keywords: orthosis; AFO; inversion angle; OpenSim; translational stiffness.

Índice de Figuras

Figura 1- As oito fases da marcha descritas por A. A. Marks.	5
Figura 2- Fases e sub-fases da Marcha por Perry.	6
Figura 3- Divisão do ciclo da marcha.	7
Figura 4- O ciclo da marcha.	8
Figura 5- Representação do comprimento do passo, da passada, largura do passo e ângulo de progressão.	9
Figura 6- Exemplo de ortótese de tornozelo e pé.	15
Figura 7- Mecanismo típico de uma lesão por inversão do tornozelo.	17
Figura 8- Esquema de funcionamento do OpenSim.	20
Figura 9- Passos utilizados para gerar uma simulação muscular do movimento de um indivíduo com o SimTrack.	22
Figura 10- Modelo Biomecânico "ToyLandingModel". Vista posterior.	28
Figura 11- Modelo Biomecânico "ToyLandingModel". Vista anterior.	28
Figura 12- Modelo Biomecânico "ToyLandingModel". Vista lateral.	28
Figura 13- Modelo Biomecânico "ToyLandingModel" na posição inicial. Vista anterior.	35
Figura 14- Modelo Biomecânico "ToyLandingModel" na posição inicial. Vista lateral.	35
Figura 15- Modelo Biomecânico "ToyLandingModel" na posição inicial. Vista posterior.	35
Figura 16- Forças de contacto no OpenSim: a) Forças baseadas em esferas de contacto de Hunt e Crossley; b) Forças baseadas em malhas do modelo de fundação elástico.	37
Figura 17- Modelo de contacto esfera-superfície plana: a) antes do contacto; b) depois do contacto	38
Figura 18- Superfícies de contacto do pé do modelo biomecânico.	41
Figura 19- Superfícies de contacto: plataforma e pé direito na posição inicial da simulação.	41
Figura 20- Gráfico com o valor do ângulo de inversão do tornozelo após a execução da simulação sem assistência.	42
Figura 21- AFO do modelo ToyLandingModel_AFO e os seus respetivos pontos articulares. Adaptado de OpenSim.	44
Figura 22- Gráfico com o valor do ângulo de inversão do tornozelo após a execução da simulação com a AFOsoft.	45

Figura 23- Gráfico com o valor do ângulo de inversão do tornozelo após a execução da simulação com a AFO rígida.	46
Figura 24- Configuração inicial dos valores de excitação do atuador "ActiveAFO".	49
Figura 25- Padrão de excitação do atuador "ActiveAFO" para este cenário.	50
Figura 26- Gráfico com o valor do ângulo de inversão do tornozelo após a execução da simulação com a AFO ativa.	51
Figura 27- Gráfico com o valor do ângulo de inversão do tornozelo após a execução da simulação com os controladores de co-ativação muscular ativos.	54
Figura 28- Célula do Central Composite Design (CCD). Retirado de (Carvalho et al., 2017)	55
Figura 29- Posição do modelo ToyLandingModel_AFO no instante $t=0s$	62
Figura 30- Posição do modelo ToyLandingModel_AFO no instante $t=0,2s$	63
Figura 31- Posição do modelo ToyLandingModel_AFO no instante $t=0,3s$	63
Figura 32- Posição do modelo ToyLandingModel_AFO no instante $t=0,35s$	64
Figura 33- Posição do modelo ToyLandingModel_AFO no instante $t=0,4s$	64
Figura 34- Posição do modelo ToyLandingModel_AFO no instante $t=0,4s$. (1)	65
Figura 35- Posição do modelo ToyLandingModel_AFO no instante $t=0,4s$. (2)	65
Figura 36- Posição do modelo ToyLandingModel_AFO no instante $t=0,4s$. (3)	66
Figura 37- Posição do modelo ToyLandingModel no instante $t=0,35s$	66
Figura 38- Posição do modelo ToyLandingModel no instante $t=0,35s$. (1)	67
Figura 39- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Massa do pé e da perna da AFO.	69
Figura 40- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Rigidez Translacional (valor base 10000 N/m) no modelo passivo.	70
Figura 41- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Rigidez Translacional (valor base 100000 N/m) no modelo passivo.	71
Figura 42- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Rigidez Translacional (valor base 10000 N/m) no modelo ativo.	73
Figura 43- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Rigidez Translacional (valor base 100000 N/m) no modelo ativo.	74
Figura 44- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Força do motor com Rigidez Translacional de 10000 N/m.	75
Figura 45- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Força do motor com Rigidez Translacional de 100000 N/m.	76
Figura 46- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores do Nível de Excitação com Rigidez Translacional de 10000 N/m.	77

Figura 47- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores do Nível de Excitação com Rigidez Translacional de 100000 N/m.....	78
Figura 48- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores das constantes de ativação muscular.....	81
Figura 49- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores das constantes de ativação muscular.....	82
Figura 50- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Massa da AFO e da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m no modelo passivo.	83
Figura 51- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Massa da AFO e da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m no modelo passivo.	84
Figura 52- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Massa da AFO e da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m no modelo ativo.....	85
Figura 53- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Massa da AFO e da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m no modelo ativo.....	86
Figura 54- Gráfico do ângulo de inversão obtidos após a experiência DoE 1.....	89
Figura 55- Gráfico do ângulo de inversão obtidos após a experiência DoE 2.....	91
Figura 56- Gráfico do ângulo de inversão obtidos após a experiência DoE 3.....	93
Figura 57- Direção das coordenadas x, y e z da Rigidez Translacional.....	94
Figura 58- Modelo "Transtibial_Right_Prosthesis" disponível no OpenSim.....	108
Figura 59- Modelo "Transtibial_Left_Prosthesis" disponível no OpenSim.....	108

Índice de Tabelas

Tabela 1- Características dos segmentos corporais do modelo biomecânico.....	29
Tabela 2- Músculos do abdómen e anca do modelo localizados no lado direito.....	30
Tabela 3- Músculos da coxa e perna/pé do modelo localizados no lado direito.....	31
Tabela 4- Articulações dos membros inferiores representadas no modelo.....	32
Tabela 5- Articulações da coluna lombar e cintura pélvica representadas no modelo.....	33
Tabela 6- Posição inicial dos segmentos corporais coluna lombar e cintura pélvica para simular uma aterragem.....	34
Tabela 7- Tabela 6- Posição inicial dos segmentos corporais membro inferior direito e esquerdo para simular uma aterragem.....	35
Tabela 8- Características da plataforma.....	40
Tabela 9- Movimentos e posição inicial da plataforma.....	40
Tabela 10- Localização das geometrias de contacto no modelo computacional.....	40
Tabela 11- Parâmetros de contacto entre os pés e a plataforma utilizados na teoria de Hunt e Crossley.....	41
Tabela 12- Características dos componentes da AFO.....	43
Tabela 13- Localização dos constituintes da AFO.....	43
Tabela 14- Propriedades dos pontos articulares da AFO.....	44
Tabela 15- Músculos abrangidos pelo controlador de co-ativação muscular e o valor das suas constantes de controlo.....	53
Tabela 16- Valores das variações da massa da AFO no modelo ativo e passivo.....	59
Tabela 17- Valores das variações (-) da rigidez translacional da AFO no modelo ativo e passivo.....	60
Tabela 18- Valores das variações (+) da rigidez translacional da AFO no modelo ativo e passivo.....	60
Tabela 19- Valores das variações (-) da rigidez translacional da AFO no modelo ativo e passivo.....	60
Tabela 20- Valores das variações (+) da rigidez translacional da AFO no modelo ativo e passivo.....	60
Tabela 21- Valores das variações da força ideal do motor da AFO no modelo ativo.....	61
Tabela 22- Valores das variações do nível de excitação da AFO no modelo ativo.....	61
Tabela 23- Valores das variações das constantes de ativação muscular no modelo sem assistência.....	61
Tabela 24- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da massa da AFO.....	69

Tabela 25- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (-) da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m.	70
Tabela 26- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (+) da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m.	70
Tabela 27- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (-) da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m.	71
Tabela 28- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (+) da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m.	71
Tabela 29- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (-) da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m.	73
Tabela 30- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (+) da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m.	73
Tabela 31- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (-) da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m.	74
Tabela 32- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (+) da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m.	74
Tabela 33- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da Força do Motor com Rigidez Translacional de 10000 N/m.	75
Tabela 34- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da Força do Motor com Rigidez Translacional de 100000 N/m.	76
Tabela 35- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação do Nível de Excitação da AFO com Rigidez Translacional de 10000 N/m.....	77
Tabela 36- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação do Nível de Excitação da AFO com Rigidez Translacional de 100000 N/m.....	78
Tabela 37- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação exclusiva do primeiro valor do nível de excitação.	79
Tabela 38- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação exclusiva do segundo valor do nível de excitação.....	79
Tabela 39- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação exclusiva do terceiro valor do nível de excitação.	79
Tabela 40- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação das constantes de ativação muscular dos músculos inversores e eversores.	81
Tabela 41- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação das constantes de ativação muscular dos músculos inversores e eversores.	82
Tabela 42- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da Massa e da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m, no modelo passivo.	83

Tabela 43- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da Massa e da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m, no modelo passivo.	84
Tabela 44- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da Massa e da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m, no modelo ativo.	85
Tabela 45- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da Massa e da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m, no modelo ativo.	86
Tabela 46- Número de simulação a realizar usando 2, 3 ou 4 variáveis de projeto calculadas pela Equação (18).	87
Tabela 47- Valores base (nominal), máximo e mínimo das variáveis de projeto.	87
Tabela 48- Valores da inclinação de cada variável calculados pela Equação (17).	87
Tabela 49- Valores usados para análise e calculados pela Equação (16).	88
Tabela 50- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 1 a 5.	88
Tabela 51- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 6 a 10.	88
Tabela 52- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 11 a 15.	88
Tabela 53- Valores base (nominal), máximo e mínimo das variáveis de projeto.	90
Tabela 54- Valores da inclinação de cada variável calculados pela Equação (17).	90
Tabela 55- Valores usados para análise e calculados pela Equação (16).	90
Tabela 56- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 1 a 5.	90
Tabela 57- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 6 a 10.	91
Tabela 58- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 11 a 15.	91
Tabela 59- Valores base (nominal), máximo e mínimo das variáveis de projeto.	92
Tabela 60- Valores da inclinação de cada variável calculados pela Equação (17).	92
Tabela 61- Valores usados para análise e calculados pela Equação (16).	92
Tabela 62- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 1 a 5.	92
Tabela 63- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 6 a 10.	93

Tabela 64- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 11 a 15.....	93
Tabela 65- Valores dos ângulos articulares dos membros inferiores obtidos na simulação com variação de +50% da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m no modelo com AFO ativa.	95
Tabela 66- Valores dos ângulos articulares da coluna lombar e cintura pélvica obtidos na simulação com variação de +50% da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m no modelo com AFO ativa.	96

Lista de abreviaturas

AFO *Ankle Foot Orthosis*

DoE *Design of Experiments*

1.1. Contextualização do tema

A modelação e simulação do movimento humano tem o potencial de melhorar o processo de reabilitação dos pacientes ao possibilitar a observação e identificação das relações causa-efeito em indivíduos com problemas neurológicos e musculoesqueléticos e prevendo tratamentos cirúrgicos e de reabilitação eficazes (Seth, Sherman, Reinbolt, & Delp, 2011).

As simulações musculoesqueléticas dinâmicas estão a tornar-se uma abordagem cada vez mais viável para determinar como é que os componentes do sistema musculoesquelético interagem na produção do movimento. Para tal são necessárias simulações tridimensionais (3D), ativadas por músculos que reproduzem com precisão os vários passos do movimento da marcha e de outras dinâmicas de movimento de indivíduos singulares. Estas simulações permitirão identificar quais os elementos que estão a causar a deformidade, por exemplo, deformidades ósseas, excitações musculares anormais ou fraqueza muscular (Seth et al., 2011).

Nos ensaios clínicos tradicionais, embora possamos mensurar algumas variáveis responsáveis por um movimento, como é o caso das forças de reação ao solo e eletromiografia, é bastante difícil medir variáveis importantes como as forças musculares e articulares internas e estabelecer relações de causa-efeito que forneçam uma visão sobre a função muscular (Reinbolt, Seth, & Delp, 2011).

Os modelos do sistema neuro musculoesquelético fornecem informação sobre forças musculares internas e cargas conjuntas para uma ampla variedade de cenários, tais como, caminhar, corrida e salto. Compreender como é que as forças musculares coordenam o movimento é muito importante para aplicação de dispositivos de apoio, planear tratamentos de reabilitação e compreender os princípios fundamentais da locomoção humana. O recurso a simulações permite, portanto, a realização de estudos para testar hipóteses, prever resultados funcionais e identificar comportamentos emergentes (Hicks, Uchida, Seth, Rajagopal & Delp, 2015; Reinbolt et al., 2011).

As ortóteses e as próteses são dispositivos médicos auxiliares para ajudar as pessoas com deficiência. As ortóteses são dispositivos biomecânicos prescritos frequentemente para suportar, realinhar ou redistribuir pressões e modificam

características estruturais e funcionais dos sistemas neuromuscular e musculoesquelético humano. Estes dispositivos aplicam forças sobre o corpo, cuja quantidade, local de aplicação e controlo contribuem para a eficácia das mesmas (Jin, Plott, Chen, Wensman, & Shih, 2015; Pallari et al., 2010).

A produção deste género de dispositivos ortopédicos baseia-se, ainda hoje, em habilidades artesanais, na qual os processos envolvidos são demorados e exigem profissionais experientes que, em geral, tomam as suas decisões com base na experiência e na tentativa-erro, em vez de recorrerem a princípios baseados na evidência científica e de engenharia (Pallari et al., 2010).

Para além deste aspeto, as propriedades mecânicas dos aparelhos produzidos tradicionalmente são estimadas apenas de uma forma grosseira, o que pode resultar em *designs* e processos de reabilitação inconscientes para o paciente em questão (Pallari et al., 2010).

1.2. Objetivos

O objetivo principal deste trabalho é a caracterização do movimento humano aquando do seu condicionamento por ortóteses. O trabalho assenta na modelação e simulação computacional com recurso ao *software* OpenSim desenvolvido na Universidade de Standford, Estados Unidos da América, reconhecido mundialmente na área da Engenharia Biomédica.

Recorrendo a este *software*, irão ser analisados que parâmetros dos componentes de uma ortótese contribuem para que seja possível prevenir uma lesão por inversão da articulação do tornozelo, que é possível quando se atingem ângulos de inversão inferiores a 25 graus.

1.3. Principais contribuições

O corpo humano é um dos grandes objetos de estudo do Homem. Poder estudar o seu movimento, com a sua complexidade, ao pormenor, tornou-se um objetivo bastante aliciante para a comunidade científica, e é possível de alcançar através da Biomecânica.

Quando aplicada ao desporto, a biomecânica possibilita a melhoria do desempenho e a prevenção e reabilitação de lesões. O método mais comum de promover o desempenho em vários desportos é melhorar a técnica do atleta visando, sempre, o desenvolvimento de técnicas novas e mais eficientes (P. McGinnis, 2013).

O recurso a programas de simulação e modelação do movimento faz com que seja possível analisar os diferentes parâmetros que compõem o movimento humano, através da realização de inúmeras simulações que não requerem a presença assídua de indivíduos para a angariação de resultados para estudos científicos, ao mesmo tempo que fornecem informação para alterações benéficas e específicas em dispositivos biomecânicos.

Assim, este trabalho pretende mostrar que possuindo um bom *software* e um bom modelo musculoesquelético é possível alcançar resultados que estudam um movimento em específico ou um conjunto de movimentos, cujo foco pode passar por ângulos articulares, forças musculares, momentos de força, entre outros.

1.4. Estrutura e Organização

Este trabalho está dividido em sete capítulos, sendo cada um constituído por:

- **1 - Introdução**, onde é realizada uma introdução ao trabalho e tema desta tese e são apresentadas as principais motivações, objetivos e grandes contribuições científicas da mesma;
- **2 - Enquadramento teórico**, onde são focados os tópicos de marcha humana, com explicação da sua terminologia e conceitos; definição e noções de ortótese, mais propriamente, das Ortóteses de Tornozelo e Pé (AFO); foco na lesão por inversão do tornozelo que constitui a lesão estudada neste trabalho; e a explicação detalhada do *software* OpenSim, com descrição das suas propriedades e pormenorização do modelo musculoesquelético "*ToyLandingModel*";
- **3 - Metodologia**, que contém os passos seguidos para a realização e obtenção dos resultados deste estudo;
- **4 - Resultados**, onde são apresentados, com recurso a tabelas e gráficos, os resultados obtidos após as simulações efetuadas;
- **5 e 6 - Discussão e Conclusão**, respetivamente, no qual são explicados os valores alcançados, relatando o conhecimento que foi adquirido ao longo do trabalho e quais as possibilidades que o *software* fornece para a realização de estudos de análise de movimento, bem como destaca a utilidade do tema e os tópicos mais importantes do trabalho;
- **7 - Trabalhos Futuros**, onde são abordadas questões que enfatizam trabalhos futuros sobre o tema, com abordagem de um outro modelo musculoesquelético que, nesse caso, possui uma prótese;

- **8 - Referências Bibliográficas**, no qual são apresentados o conjunto de fontes bibliográficas que serviram de base a este trabalho, ordenadas por ordem alfabética.

2. Enquadramento Teórico

2.1. Marcha Humana

O conceito de “Marcha” pode ser definido como um método de locomoção que envolve o uso das duas pernas, alternadamente, para fornecer suporte e propulsão. O ato de “Caminhar” usa uma sequência repetitiva de movimento dos membros para mover o corpo para a frente enquanto mantém simultaneamente a estabilidade postural (Kharb, Saini, Jain, & Dhiman, 2011).

Ao longo das últimas décadas, a evolução do estudo da marcha produziu um conjunto de termos e conceitos relacionados com a análise observacional da mesma, sendo esta utilizada diariamente pelos profissionais de saúde como uma parte importante dos cuidados clínicos na reabilitação. Quando os princípios básicos da marcha normal são entendidos, torna-se possível uma compreensão mais aprofundada da marcha patológica (Ayyappa, 1997).

No início do século XX, A.A. Marks (Marks, 1908) descreveu de uma forma precisa e qualitativa a locomoção humana normal ao ilustrar e analisar o processo de marcha em oito fases (Figura 1) e discutir as implicações do design protésico sobre a função da marcha em amputados (Ayyappa, 1997).

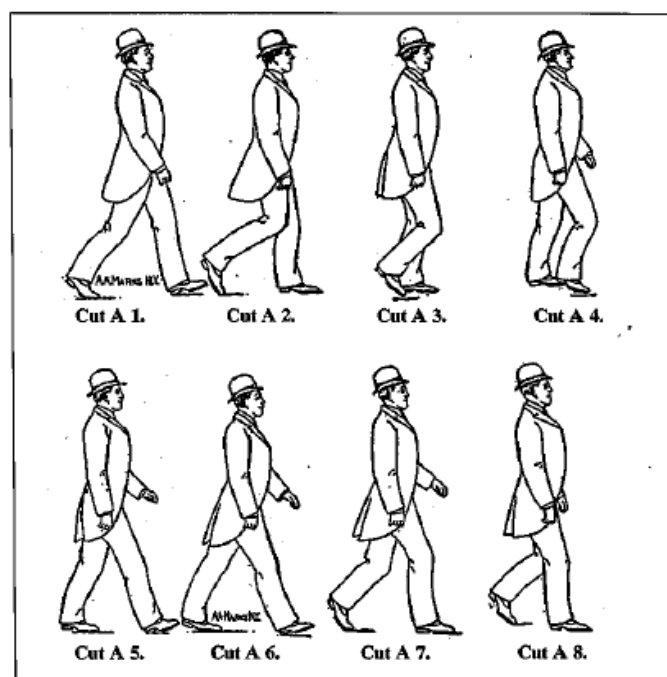


Figura 1- As oito fases da marcha descritas por A. A. Marks. Retirado de (Ayyappa, 1997).

Ao longo dos anos, a terminologia e os conceitos relacionados com a marcha têm vindo a evoluir, muito graças aos trabalhos desenvolvido por diversos autores, como é o caso de Saunders *et al.* (1953), Sunderland (1988), Sunderland *et al.* (1994) e Perry (1992), que estudaram a marcha normal e a marcha patológica, o seu ciclo e as diferentes fases que o compõem (Ayyappa, 1997).

Existe mais do que uma classificação para as fases e sub-fases da marcha, tais como as descritas por Perry (1992), Whittle (2003), ou por Vaughnan *et al.* (1999). No entanto, todas elas referem que o ciclo da marcha está dividido em duas fases: a fase de apoio e a fase de balanço. Por sua vez, cada fase pode ser dividida em sub-fases, tendo em conta pontos específicos da marcha que são considerados relevantes.

Segundo Perry, as fases da marcha podem ser divididas em: Contacto inicial (*Initial contact*), Resposta à carga (*Loading response*), Apoio terminal (*Terminal stance*), Pré-balanço (*Pre-swing*), Balanço inicial (*Inicial Swing*), Balanço médio (*Midswing*) e Balanço Terminal (*Terminal Swing*) (Allen, Waerlop, & Lardner, 2007; Ayyappa, 1997; Perry, 1992). No seu livro “*Gait analysis - an introduction*” Whittle, subdivide as fases da marcha seguindo a mesma classificação (Whittle, 2003).

Vaughnan *et. al* (1999) classifica as subdivisões das fases da marcha em: Contacto do calcanhar (*Heel strike*), Apoio Total (*Foot-flat*), Levantamento do Calcanhar (*Heel-off*), Propulsão (*Toe-off*), Aceleração (*Acceletarion*), Balanço médio (*Midswing*) e Desaceleração (*Deceleration*) (Vaughan, Davis, & O’Connor, 1999).

Ambas as classificações podem ser usadas para descrever a marcha e as suas sub-fases num indivíduo normal, mas a classificação de Perry é a geralmente utilizada para descrever qualquer tipo de marcha (Figura 2) (Vaughan *et al.*, 1999).

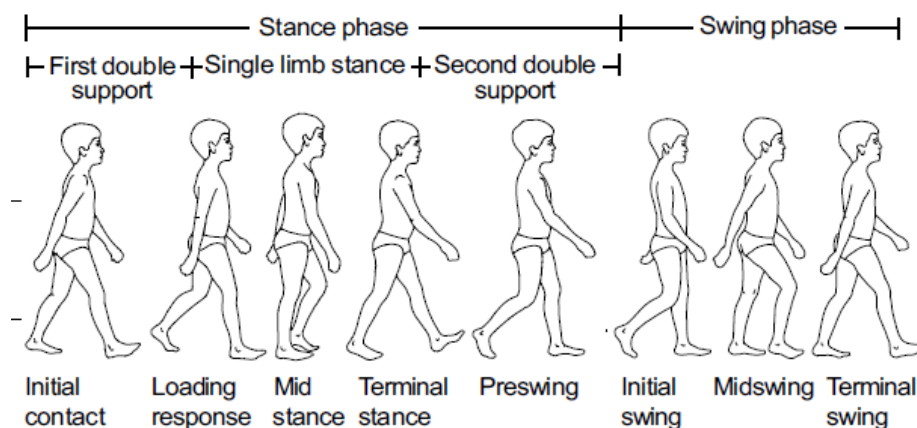


Figura 2- Fases e sub-fases da Marcha por Perry. Retirado de (Vaughan *et al.*, 1999)

2.1.1. Ciclo da Marcha

As características da marcha são influenciadas pela forma, posição e função das estruturas neuromusculares e musculoesqueléticas, bem como pelas restrições ligamentares e capsulares das articulações. O objetivo primário é a eficiência energética na progressão usando uma cadeia cinética estável de articulações e segmentos de membros que funcionam de forma congruente (Ayyappa, 1997).

Estão identificadas três abordagens básicas para a análise de marcha. O sistema mais simples dos três divide o ciclo de acordo com as variações do contacto dos dois pés no solo. Por sua vez, o segundo método usa as qualidades de tempo e o comprimento do passo. Por fim, a terceira abordagem identifica o significado funcional dos eventos que ocorrem dentro do ciclo de marcha, designando-os como as fases funcionais da marcha (Perry, 1992).

À medida que o corpo avança, um dos membros inferiores atua como a fonte de suporte, enquanto que o outro avança progressivamente até um novo local de suporte, revertendo, assim, os seus papéis ao longo da marcha. Esta série de eventos é repetida pelos membros até que a pessoa pára (Kharb et al., 2011).

Cada ciclo da marcha está dividido em duas fases: a fase de apoio e a fase de balanço, conforme Figura 3. A fase de apoio designa o período durante o qual o pé está apoiado no chão, enquanto que a fase de balanço aplica-se ao período em que o membro está no ar e há progressão do mesmo, começando com a propulsão (Kharb et al., 2011). A fase de apoio dura, normalmente, 60% do ciclo, ficando os restantes 40% do ciclo a cargo da fase de balanço (Kharb et al., 2011; Perry, 1992).

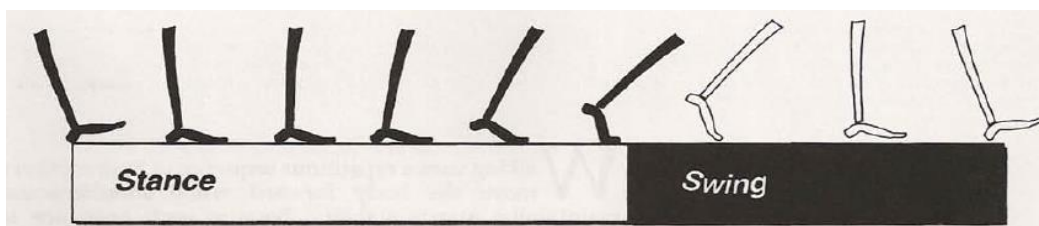


Figura 3- Divisão do ciclo da marcha. Retirado de (Perry, 1992)

Qualquer evento pode ser seleccionado como o início do ciclo de marcha, pois os vários eventos seguem-se e repetem-se de forma contínua. No caso de indivíduos normais, a fase inicial da marcha foi definida como o momento do contacto com o calcanhar (início da fase de apoio), mas este aspeto não se aplica a pessoas com determinadas patologias. Para tal, nesse caso, foi definido o termo “Contacto inicial”

para registrar o início da fase de apoio da marcha (Ayyappa, 1997; Vaughan et al., 1999).

Assim, o ciclo da marcha pode ser definido como o período de tempo entre duas ocorrências sucessivas de um dos eventos repetitivos da marcha (Ayyappa, 1997). Quando se pensa em alguém a caminhar é imaginado um padrão cíclico de movimento que se repete, passo a passo. A análise e descrição da marcha são normalmente limitadas a um único ciclo, com a suposição de que os ciclos sucessivos são quase iguais, sendo uma aproximação razoável para a maioria das pessoas (Vaughan et al., 1999).

O contacto inicial do membro direito ocorre enquanto o pé esquerdo ainda está no chão e existe um momento de duplo apoio composto pelo contacto inicial do calcanhar no lado direito e os dedos no lado esquerdo. Durante a fase de balanço no membro esquerdo, apenas o pé direito está em contacto com o solo havendo, assim, um período de apoio unipodal que termina com o contacto inicial do pé esquerdo. Volta, assim, a existir um período de duplo apoio até que ocorra a propulsão no membro direito. O ciclo termina com o próximo contacto inicial do pé direito (Figura 4). Desta forma, em cada ciclo de marcha ocorrem dois períodos de duplo apoio e dois de apoio unipodal (Kharb et al., 2011).

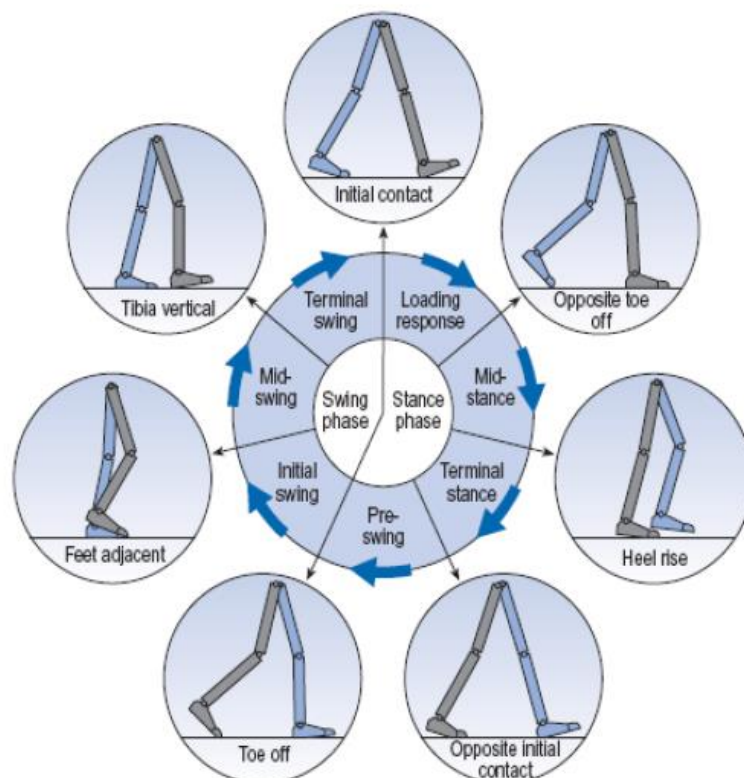


Figura 4- O ciclo da marcha. Retirado de (Kharb et al., 2011)

Para descrever a progressão do pé no solo são utilizados termos como o comprimento do passo e da passada, a largura do passo e base de apoio e o ângulo de progressão (Figura 5) (Kharb et al., 2011; Vaughan et al., 1999).

O comprimento da passada consiste na distância entre duas colocações sucessivas do mesmo pé, correspondente a um ciclo de marcha e, pode ser medido como o comprimento entre os calcanhares do mesmo lado. Em indivíduos normais, dois comprimentos do passo correspondem ao comprimento da passada, sendo a duração de um passo o intervalo entre dois contatos iniciais sequenciais do chão pelo mesmo membro (Kharb et al., 2011; Perry, 1992; Vaughan et al., 1999).

A largura do passo é a distância mediolateral entre os pés, e também pode ser referida como a base de apoio (Kharb et al., 2011; Vaughan et al., 1999).

O ângulo de progressão corresponde ao ângulo do pé em relação à linha de progressão e fornece informação acerca da rotação interna ou externa do pé, principalmente na fase de apoio (Perry, 1992; Vaughan et al., 1999).

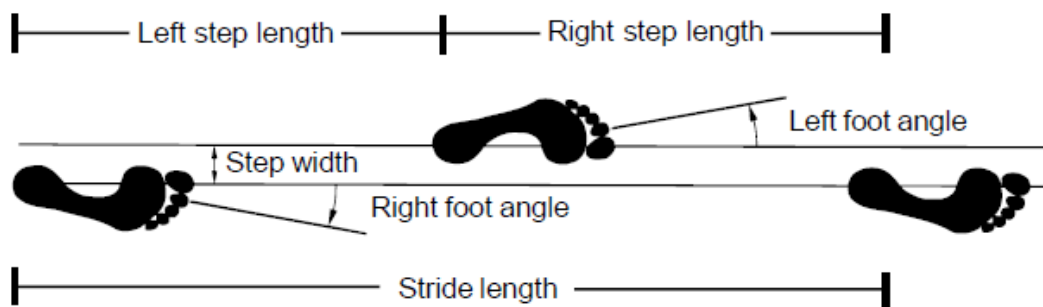


Figura 5- Representação do comprimento do passo, da passada, largura do passo e ângulo de progressão. Retirado de (Vaughan et al., 1999)

Os parâmetros temporais usados para análise de marcha são a cadência e a velocidade. A cadência da marcha refere-se ao número de passos por minutos. A velocidade corresponde à distância percorrida durante um determinado período de tempo, combinando, assim, o comprimento do passo e a cadência, sendo expressa em metros por segundo, e constitui um bom indicador da habilidade para a marcha (Ayyappa, 1997; Kharb et al., 2011).

2.2. Ortóteses

As Ortóteses são dispositivos biomecânicos utilizados para auxiliar e modificar características estruturais e funcionais dos sistemas neuromuscular e musculoesquelético, aplicando forças ao corpo com o intuito de colmatar necessidades biomecânicas dos pacientes, cuja quantidade, local de aplicação e meios de controlo contribuem para a eficácia da ortótese (Jin et al., 2015).

Os objetivos de uma ortótese são prevenir ou corrigir o alinhamento de um segmento corporal, permitir ou bloquear um movimento articular durante as principais fases da marcha, aliviar ou distribuir forças, proteger segmentos de estímulos externos, restaurar/melhorar funções e mitigar o risco de lesões ou deformidades (Jin et al., 2015; Seymour, 2002).

As ortóteses de Membro Inferior são classificadas de acordo com a região ou regiões anatómicas que envolvem (Soares, 2008).

A terminologia universal, utilizada para a denominação das ortóteses para esta área anatómica, foi designada pela *International Organization for Standardization* (ISO), sendo a seguinte (Hsu, Michael, & Fisk, 2008):

- FO- *Foot Orthosis*: ortóteses plantares;
- AO- *Ankle Orthosis*: ortóteses para o tornozelo;
- KO- *Knee Orthosis*: ortóteses para o joelho;
- HO- *Hip Orthosis*: ortóteses para a anca;
- AFO- *Ankle-Foot Orthosis*: ortóteses para o tornozelo e pé;
- KAFO- *Knee-Ankle-Foot Orthosis*: ortóteses para o joelho, tornozelo e pé;
- HKAFO- *Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis*: ortóteses para a anca, joelho, tornozelo e pé.

2.2.1. AFO

As ortóteses para tornozelo e pé, ou AFO, são o dispositivo biomecânico prescrito com maior frequência para controlar a extremidade inferior durante cada fase do ciclo da marcha em indivíduos com deficiências neuromusculares ou musculoesqueléticas que dificultam a deambulação (Lusardi, Jorge, & Nielsen, 2013). Na figura 6 é ilustrado um exemplo de uma AFO genérica.

A base de atuação das AFO consiste num sistema de três forças que atuam na região posterior da perna, na região plantar junto às cabeças metatársicas e na região distal do pé próximo da articulação tibiotársica (Lusardi et al., 2013).

Inicialmente, as ortóteses eram construídas em vários materiais, como o metal ou o couro, mas o desenvolvimento dos materiais termoplásticos provocou um grande impacto no *design* e fabrico das mesmas. Os termoplásticos permitem produzir ortóteses mais leves, mais agradáveis esteticamente, mais confortáveis e podem ser usadas em diferentes tipos de calçado (Lusardi et al., 2013).

As AFO podem ainda ser pré-fabricadas ou realizadas por medida. As primeiras são produzidas em grandes quantidades, diferentes tamanhos e vários materiais, e possuem diferentes contornos. No entanto, a qualidade do material e o facto de não ser, desde o início, ajustada ao paciente, podem interferir na capacidade de atingir um determinado controlo e na sua durabilidade. As segundas são realizadas mediante a tiragem de um molde negativo do membro do paciente, a partir do qual se obtém um molde positivo. É a partir deste molde positivo que são realizadas as correções necessárias, no qual se aplicam forças estabilizadoras ou corretivas, de modo a obter o melhor alinhamento e resultados possíveis (Lusardi et al., 2013).

As ortóteses realizadas por medida podem ainda ser construídas em metal ou em termoplástico. As realizadas em metal, chamadas de ortóteses convencionais, são compostas por duas hastes verticais, normalmente em alumínio, que se unem a um sapato, através de um estribo colocado entre a sola do sapato e o calcanhar. Estas permitem manter o membro na posição e pode conter articulações, que assistem ou impedem o movimento (Seymour, 2002).

As AFO em termoplástico são, normalmente, mais leves e requerem uma manutenção bastante reduzida. Na sua maioria, são compostas por uma peça posterior que contacta com a parte posterior da perna que é fixada ao membro através de uma tira anterior. A peça plantar contacta com a planta do pé, sendo uma parte integral deste sistema (Eldestein & Bruckner, 2002).

As AFO podem ser englobadas em duas categorias: as ortóteses passivas ou estáticas, que impedem o movimento em qualquer plano no tornozelo, como por exemplo, as AFO rígidas e não articuladas; e as ortóteses dinâmicas que possibilitam certos graus de movimento no plano sagital, tais como as AFO articuladas ou as DAFO. Quer sejam passivas ou ativas, o objetivo principal de uma AFO é fornecer suporte externo suficiente para possibilitar estabilidade durante a fase de apoio e o afastamento do membro na fase de balanço, com o mínimo comprometimento da progressão para a frente através do calcanhar, tornozelo e dedos (Lusardi et al., 2013).

Os princípios biomecânicos das AFO são baseados na anatomia funcional do complexo tornozelo-pé (Lusardi et al., 2013).

Os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo ocorrem nos três planos de movimento. A superfície proximal da ortótese é moldada pela articulação fibrosa entre a tibia e o perônio. A parede medial da articulação talocrural é formada pelo maléolo interno, uma extensão para baixo da tibia. A parede lateral, formada pelo maléolo lateral do perônio, é mais longa e deslocada posteriormente. Devido à forma das superfícies articulares do astrágalo e à posição deslocada dos maléolos, o eixo da articulação do tornozelo é ligeiramente oblíquo, correndo na direção antero-medial à póstero-lateral. Como resultado, a flexão dorsal é acompanhada por um certo grau de pronação e abdução do antepé e valgismo do retropé e a flexão plantar é acompanhada de supinação do antepé com adução e varismo do retropé. Durante o apoio, o movimento ocorre numa “cadeia fechada” pois o pé está fixo ao solo por forças de sustentação de peso, de modo que a ortótese desliza sobre a cabeça do astrágalo (Lusardi et al., 2013).

Se a ortótese for articulada, o eixo do mecânico da mesma deve estar alinhado o mais possível com o eixo anatômico do movimento. As articulações mecânicas são colocadas, aproximadamente, na linha média dos maléolos no plano sagital. Essa estratégia reduz a probabilidade de torção e torque anormais entre a ortótese e o membro durante a marcha. Quando há incongruência entre os eixos anatômico e mecânico, ocorre movimento excessivo do membro dentro da ortótese e há comprometimento da ação da articulação mecânica (Lusardi et al., 2013).

2.2.1.1. AFO Passivas

As AFO passivas consistem em dispositivos biomecânicos (não articulados ou articulados) que não possuem nenhum tipo de controlador eletrônico, mas que podem conter elementos mecânicos como molas ou amortecedores para controlar o movimento da articulação do tornozelo durante a marcha. Este é o tipo de AFO frequentemente prescrito para tratar questões relacionadas com lesões no complexo do tornozelo, porém a sua natureza passiva limita o benefício funcional que são capazes de fornecer (Shorter, Xia, Hsiao-Weckler, Durfee, & Kogler, 2013).

As AFO passivas não articuladas ou fixas são dispositivos que restringem o movimento do tornozelo e do pé em todos os planos com o objetivo de fornecer uma maior estabilidade na fase de apoio, promovendo suporte e posicionamento correto ao tornozelo e à articulação subtalar. Devido à sua rigidez estas ortóteses comprometem as transições da marcha entre o calcanhar, tornozelo e os dedos. A decisão de recomendar uma AFO estática deve ser tomada com cuidado, ponderando o benefício de uma maior estabilidade contra o custo da mobilidade perdida (Lusardi et al., 2013).

As AFO passivas articuladas possuem na sua constituição uma articulação mecânica na região do tornozelo, colocada entre a base para o pé e a sua face posterior para a perna, e existem vários tipos de articulações disponíveis, promovendo ou assistindo o movimento numa direção enquanto previne o movimento noutra (Lusardi et al., 2013).

Assim sendo, este tipo de ortótese permite a dorsiflexão e/ou a flexão plantar do tornozelo, estando a amplitude de movimentos limitada. A maioria bloqueia a flexão plantar enquanto permite a dorsiflexão (Seymour, 2002).

2.2.1.2. AFO Ativas

As AFO ativas possuem uma fonte de energia incorporada, um ou mais atuadores para movimentar a articulação e um componente que controla a aplicação do torque durante a marcha, e podem resolver as limitações funcionais das ortóteses passivas uma vez que conseguem responder a mudanças das condições de marcha e de tarefas funcionais, melhorando, assim, a qualidade da marcha. Estas AFO têm o potencial para serem utilizadas como um dispositivo de uso diário ou destinado ao diagnóstico e reabilitação do paciente (Shorter et al., 2013).

Uma AFO ativa deve possuir um *design* leve e compacto, sendo este requisito conseguido através da integração de pelo menos um dos seguintes elementos: a) materiais duráveis, leves e flexíveis, atuadores pequenos e potentes e fonte de alimentação leve e duradoura; b) não deve afetar o centro de massa e a massa do membro, nem causar movimento assimétrico entre o pé o tornozelo são e o lesionado; c) não deve afetar o movimento natural durante os exercícios de reabilitação; d) a fonte de energia utilizada pode ser elétrica ou pneumática.

A AFO ativa com recurso a energia elétrica pode ser acoplada ao motor elétrico e ao mecanismo de acionamento para melhorar o torque, o controlo e a capacidade de carga. Por sua vez, a fonte pneumática é frequentemente usada para alimentar um atuador giratório, um atuador linear ou um músculo pneumático artificial, devendo conter elevada força e velocidade de forma a fornecer uma resposta rápida e melhorada durante a marcha e equilíbrio para evitar quedas; a escolha dos sensores varia com o *design* da ortótese, sendo usados para manipular o movimento dos atuadores. Estes, por sua vez, podem ser sensores baseados em deslocamento ou em força que são usados, simultaneamente, como *feedback* para o controlador, sinais de eletromiografia ou movimentos do pé (Khalid, Gouwanda, & Parasuraman, 2015).

2.2.2. Propriedades mecânicas das AFO

Na prática clínica é inconveniente encontrar a AFO ideal para determinado paciente testando várias ortóteses com diferentes características, nomeadamente a rigidez e a flexibilidade. Desta forma, atualmente, já são usados modelos de simulação para explorar a influência deste parâmetro sem que seja necessária a presença constante do indivíduo (Bregman et al., 2011).

As AFO são, assim, utilizadas com o objetivo de melhorar a marcha compensando mecanicamente a fraqueza dos músculos flexores plantares e dorsiflexores, a progressão e/ou o equilíbrio medio lateral. Ao serem prescritas, os desvios específicos da marcha e os *déficits* funcionais do paciente devem ser claramente identificados para que possam ser tratados de forma ideal pelo *design* e propriedades mecânicas da AFO (Harper, Esposito, Wilken, & Neptune, 2014; Kerkum et al., 2015; Sheehan & Figgins, 2017).

É importante referir que, a flexibilidade de uma ortótese de tornozelo e pé depende das características do seu *design*, como a espessura da parede da AFO, os componentes que estão ao redor do tornozelo, a rigidez, os seus contornos, etc. Sendo assim, para melhorar a *performance* do movimento de marcha estas incorporam uma ampla gama de características mecânicas que dependem tanto da seleção dos materiais como da sua geometria (Harper et al., 2014; Hegarty, Petrella, Kurz, & Silverman, 2017).

As propriedades mecânicas podem ser alteradas durante o processo de fabrico e adaptação da ortótese, por exemplo, podendo existir alterações nas linhas de corte ou na definição da posição “neutra” da mesma, mas sempre com o intuito de ir ao encontro das necessidades individuais de cada indivíduo (Hegarty et al., 2017).

Por exemplo, no caso de uma criança com Paralisia Cerebral, a rigidez da AFO é definida para melhorar os requisitos de momento articular do tornozelo durante as atividades diárias e é tipicamente controlada pela alteração dos contornos da ortótese. Alguns tipos de AFO possibilitam o projeto de diferentes quantidades de rigidez em diferentes partes da ortótese de forma a conseguirem impedir ou impulsionar um determinado movimento (Hegarty et al., 2017).

Neste caso específico, as AFO não-articuladas têm mostrado serem eficazes na redução da flexão do joelho, mas a sua elevada rigidez impede uma amplitude de movimentos do tornozelo satisfatória, fator que se demonstra ser bastante importante para a cinemática articular, o que não permite a progressão normal do pé e a redução

do consumo energético da marcha para valores razoáveis (Kerkum et al., 2015; Waterval, Nollet, Harlaar, & Brehm, 2017).

Por outro lado, as AFO articuladas conseguem proporcionar uma progressão normal do pé, permitindo ou bloqueando determinado movimento de acordo com as necessidades do paciente e assim aumentar a eficiência da marcha. No entanto, a eficácia deste tipo de ortótese, entre outros fatores, depende da sua rigidez. Por esse motivo, foram utilizados modelos de simulação em diferentes estudos com indivíduos saudáveis e indivíduos com determinada patologia, tendo os seus resultados indicado que variações na rigidez da AFO afetaram, significativamente, a cinética e cinemática do tornozelo, bem como o custo energético (Kerkum et al., 2015; Waterval et al., 2017).

Quando usada na prevenção ou após uma lesão por inversão do tornozelo moderada a severa, o objetivo de uma ortótese de tornozelo e pé é prevenir movimentos médio-laterais excessivos, dando suporte e apoio ao tornozelo e reduzindo potenciais complicações residuais a longo prazo. Alguns estudos já realizados afirmam que, para esta condição, as ortóteses semirrígidas são mais eficazes na prevenção de lesões, uma vez que permitem restringir o movimento do tornozelo, mas não afetam negativamente o desempenho em tarefas como o salto vertical, corrida e exercícios de agilidade. Em alguns casos, o uso de uma AFO pode produzir um efeito positivo sobre o desempenho funcional do utilizador caso este seja capaz de produzir esforços mais robustos devido à melhoria sentida ou real em relação à estabilidade do tornozelo (Boyce, Quigley, & Campbell, 2005; Gross et al., 1997; Gunay, Karaduman, & Öztürk, 2014).

Assim sendo, a pesquisa bibliográfica realizada para este ponto mostrou que, na generalidade, a rigidez é uma propriedade mecânica das ortóteses de tornozelo e pé bastante importante e influenciadora para o normal desempenho da marcha e na obtenção de resultados cinéticos e cinemáticos favoráveis para o indivíduo.



Figura 6- Exemplo de ortótese de tornozelo e pé. Retirado de (Seymour, 2002).

2.3. Lesão por inversão do tornozelo

O tornozelo é composto por três articulações principais: a tibiotársica, a subtalar e a tíbio-peroneal distal (Fong, Chan, Mok, Yung, & Chan, 2009).

A articulação do tornozelo, ou tibiotársica, é formada pela extremidade distal da tíbia e do perônio e a face superior do astrágalo, na qual os maléolos interno e externo da tíbia e do perônio formam os limites interno e externo do tornozelo, respectivamente (Seeley, Stephens, & Tate, 2008).

De forma isolada, a articulação tibiotársica comporta-se como uma articulação que permite, sobretudo, os movimentos de flexão plantar (extensão) ou dorsiflexão (flexão) (Fong et al., 2009).

A articulação subtalar é formada pelo bordo superior do astrágalo e pelo calcâneo, criando duas cavidades articulares separadas. Esta articulação permite os movimentos de inversão e eversão, ou de supinação e pronação, e é suportada por três grupos de ligamentos - profundos, periféricos e retináculo - que a estabilizam e forma uma barreira entre as cápsulas anterior e posterior, fornecendo, assim, uma defesa estática. Além desta proteção, existe uma defesa dinâmica que é composta por músculos ativos guiados por reflexos e estratégias centrais mediadas por centros espinhais ou corticais. Os principais músculos que intervêm nesta proteção são o longo e curto peroneal, que constituem os principais evertores do complexo pé-tornozelo (Fong et al., 2009; Konradsen, Voigt, & Hojsgaard, 1997).

Além dos peroneais, os músculos do compartimento anterior da perna, nomeadamente, o tibial anterior, o extensor longo dos dedos e extensor curto dos dedos, podem igualmente contribuir para a estabilidade dinâmica do complexo lateral do tornozelo, contraindo-se excêntricamente durante a supinação forçada. Estes músculos podem ser capazes de retardar a componente de flexão plantar do movimento de supinação e, assim, prevenir lesões nos ligamentos laterais (Hertel, 2002).

Uma vez que o perônio se estende mais para o maléolo externo do que a tíbia para o interno, é criado um bloqueio à eversão do tornozelo, resultando numa maior amplitude de movimento em inversão do que em eversão, e, como tal, que as lesões por inversão do tornozelo são mais comuns do que as por eversão (Fong et al., 2009).

A lesão traumática dos ligamentos laterais do tornozelo, principalmente, do ligamento perônio-astragaliano anterior e do ligamento perônio-calcâneo, é uma das

lesões mais comuns que ocorrem no membro inferior, cerca de 77% dos casos, e é causada por excessiva inversão ou supinação. Estas lesões ocorrem com mais frequência durante atividades desportivas, particularmente naquelas que envolvem correr ou caminhar em terreno irregular. Dado o elevado número de participantes neste tipo de atividades, existe a necessidade crescente de desenvolver estratégias de diagnóstico e tratamento melhoradas para tais lesões (Fong et al., 2009; Siegler, Chen, & Schneck, 1990).

Na entorse por inversão ocorre a inversão do tornozelo (Figura 7) juntamente com torção interna do pé, flexão plantar, adução e inversão da articulação subtalar, podendo ocorrer, também, rotação externa da perna em relação ao tornozelo. Quando o pé está em flexão plantar, o ligamento perónio-astragaliano anterior é o mais lesado; por outro lado, quando está em dorsiflexão, o ligamento lesado com maior frequências é o ligamento perónio-calcâneo (Fong et al., 2009). Por sua vez, a lesão no ligamento perónio-astragaliano posterior é rara, estando este ligado a lesões severas que envolvem fraturas, luxações, ou ambas (Hertel, 2002; Hutson & Speed, 2011).

O contacto inicial do retropé durante a marcha associado a elevada flexão plantar ou a aterragem após um salto, em conjunto com a rotação externa da perna, resulta numa tensão sobre os ligamentos laterais do tornozelo. Caso esta tensão exceda a força dos tecidos então ocorre lesão ligamentar.

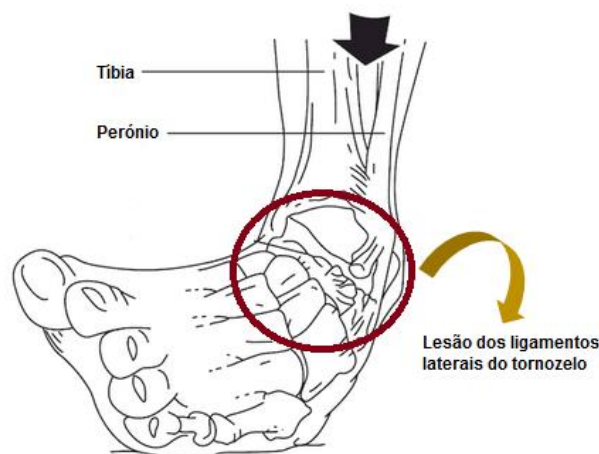


Figura 7- Mecanismo típico de uma lesão por inversão do tornozelo. Adaptado de (Hutson & Speed, 2011)

O eixo da articulação do tornozelo passa distalmente à extremidade inferior de cada maléolo. Comparando o eixo do pé com o eixo do tornozelo, o pé está em

ligeira rotação interna, mas em relação ao eixo do joelho com o do tornozelo, este está rodado externamente cerca de 20 a 30 graus. A amplitude de movimentos da articulação tibiotársica corresponde, passivamente, a 20 graus de dorsiflexão e 50 graus de flexão plantar (Hsu et al., 2008).

O eixo de rotação da articulação subtalar é oblíquo aos planos sagital e transversal. No plano transversal, este desvia-se, sensivelmente, 23 graus medialmente em relação ao eixo do pé, já no plano sagital desvia-se cerca de 40 graus superiormente em relação ao plano horizontal (Hsu et al., 2008). A amplitude articular do movimento de inversão é de, aproximadamente, 25 a 30 graus e do movimento de eversão de cerca de 5 a 10 graus (Brantigan, Pedegana, & Lippert, 1977; Hsu et al., 2008).

Tendo por base a amplitude articular correspondente ao movimento de inversão e estudos realizados anteriormente, pode-se afirmar que ângulos de inversão superiores a 25 graus podem provocar lesão por inversão do tornozelo, sendo este valor aquele que será usado como base para a realização desta investigação (Lapointe et al., 1997; Siegler et al., 1990).

2.4. Simulação computacional do movimento humano

2.4.1. O OpenSim

As simulações computacionais complementam experiências e fornecem estimativas de variáveis, geralmente, incomensuráveis que fornecem informações sobre a função muscular e controlo do movimento humano, permitindo, igualmente, estabelecer relações causa-efeito, testar hipóteses, prever resultados funcionais e identificar comportamentos emergentes. Os modelos e simulações baseados em ensaios são usados para gerar a dinâmica do músculo-tendão, a geometria musculoesquelética e as transformações dinâmicas de multicorpos assim como simulações de elementos individuais do movimento humano dão-nos informações sobre forças musculares ou articulares (Reinbolt et al., 2011).

O OpenSim é um *software* de livre acesso criado para a realização de modelação, simulação e análise do sistema neuro-músculoesquelético, e inclui ferramentas computacionais de baixo nível que são invocadas por uma aplicação, possuindo, ainda, uma interface gráfica do utilizador (GUI) que fornecesse acesso à sua funcionalidade chave (Figura 8) (Delp et al., 2007).

Este software foi desenvolvido sobre componentes computacionais principais que permitem derivar equações do movimento em sistemas dinâmicos, realizar integração numérica e resolver problemas restritos de otimização não linear, oferecendo um conjunto de ferramentas de modelação e análise que completam as incluídas no SIMM, e o SimTrack que possibilita aos pesquisadores gerar simulações dinâmicas de movimento a partir de dados recolhidos experimentalmente (Delp et al., 2007).

O OpenSim está a ser desenvolvido e mantido no Simtk.org por um grupo crescente de participantes, servindo este Simtk.org como um repositório público para dados, modelos e ferramentas computacionais relacionadas com a simulação baseada na física das estruturas biológicas (Delp et al., 2007).

O software está escrito em ANSI C++ e a GUI está escrita em JAVA, permitindo que o OpenSim compile e execute em sistemas operativos comuns. As ferramentas básicas, como a “*Xerces Parser*” da *Apache Foundation*, são usadas para ler e gravar arquivos XML (xml.apache.org/xerces-c) e o “*Visualization Toolkit*” do *Kitware* para visualização (www.vtk.org). O uso da tecnologia de *plug-in* permite que os componentes computacionais de baixo nível, como motores quânticos, integradores

e otimizadores, sejam atualizados à medida que seja necessário, sem precisar de uma extensa reestruturação (Delp et al., 2007).

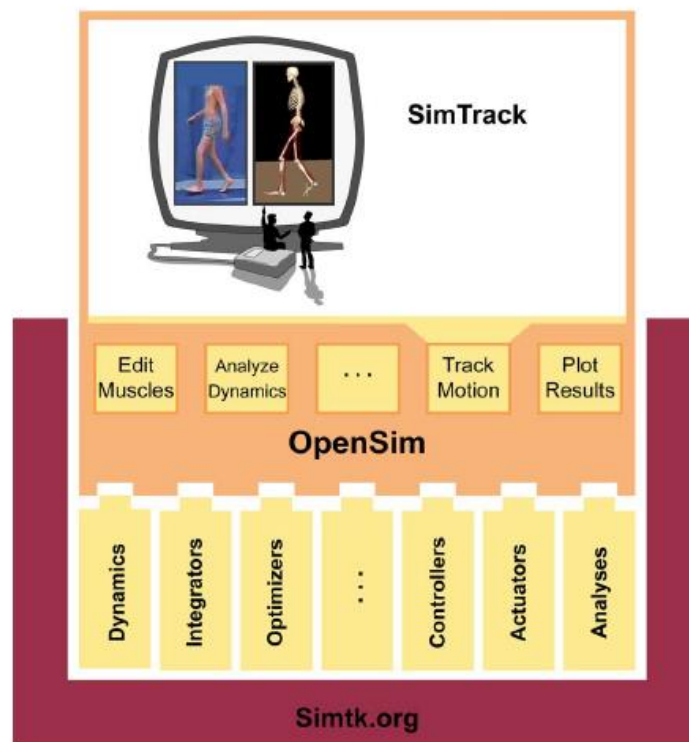


Figura 8- Esquema de funcionamento do OpenSim. Retirado de (Delp et al., 2007).

A arquitetura de *plug-in* do OpenSim incentiva os utilizadores a estender a funcionalidade desenvolvendo os seus próprios modelos musculares, de contacto, controladores e análises. Por exemplo, cerca de doze *plug-ins* de análise, criados por diferentes usuários, estão disponíveis nesta plataforma. As ferramentas de análise calculam forças das articulações, as acelerações induzidas pelos músculos, as potências musculares e outras variáveis e podem ser utilizadas em qualquer modelo do OpenSim. Desta forma, esta arquitetura de *plug-in* fornece um meio de divulgação rápida de novas funcionalidades para a comunidade biomecânica (Delp et al., 2007).

A *interface* gráfica do utilizador inclui um conjunto de ferramentas para análise de modelos musculoesqueléticos, gerando simulações e permitindo a visualização de resultados. Algumas das funcionalidades básicas do SIMM estão disponíveis no *software*, como por exemplo, a capacidade de editar músculos e traçar variáveis de interesse. Além disso, os arquivos SIMM de articulações e músculos podem ser

importados, fornecendo recursos de simulação e controlo que complementam o SIIM (Delp et al., 2007).

2.4.1.1. Modelo SIMM

Um modelo SIMM consiste num conjunto de segmentos rígidos conectados por articulações, no qual músculos e ligamentos as abrangem, desenvolvem força e geram movimentos das articulações (Delp & Loan, 2000). A partir deste tipo de modelo é possível simular movimentos como caminhar (Thelen & Anderson, 2006), andar de bicicleta, correr, subir escadas, analisar consequências biomecânicas de procedimentos cirúrgicos, estimar comprimentos músculo-tendão, velocidades, momentos de força e acelerações induzidas durante a marcha normal e patológica (Delp et al., 2007; Kerrigan, Roth, & Riley, 1998).

2.4.1.2. SimTrack

O SimTrack, em particular, é uma ferramenta capaz de gerar simulações musculares de movimentos específicos de uma forma rápida (Delp et al., 2007).

Para criar uma simulação muscular de um movimento é necessário, inicialmente, formular um modelo dinâmico do sistema músculo-esquelético e as suas interações com o meio ambiente. Os elementos do sistema musculoesquelético são modelados por conjuntos de equações diferenciais que descrevem a dinâmica da contração muscular, a geometria musculoesquelética e a dinâmica segmentar do corpo. Essas equações caracterizam o comportamento em relação ao tempo do sistema musculoesquelético em resposta à excitação neuromuscular (Delp et al., 2007).

A partir do momento em que o modelo dinâmico do sistema musculoesquelético está formulado, o passo seguinte é encontrar um padrão de excitação muscular que produza um movimento coordenado. As excitações podem ser descobertas resolvendo um problema de otimização no qual é definida a tarefa principal (por exemplo, saltar o mais alto possível) ou em que o objetivo é dirigir um modelo dinâmico para investigar dados de movimentos experimentais. As simulações são geralmente avaliadas de acordo com o seu desempenho a nível cinemático, cinético e padrões eletromiográficos (EMG), que são medidos experimentalmente (Delp et al., 2007; Neptune & Hull, 1998).

Uma vez criada e testada a sua precisão, a simulação pode ser analisada para examinar as contribuições musculares para os movimentos do corpo e as consequências de um tratamento simulado (Delp et al., 2007).

Determinar um conjunto de excitações musculares que produzem um movimento coordenado é um dos principais desafios na criação de uma simulação dinâmica. Em termos históricos, o custo computacional para gerar simulações coordenadas de movimento muscular foi elevado, exigindo dias, semanas ou meses em frente a um computador. No entanto, os recentes avanços com a aplicação de técnicas de controlo robótico na simulação biomecânica permitiram reduzir drasticamente o tempo necessário para gerar tais simulações. Atualmente, a velocidade permitida com estes avanços torna a técnica da simulação uma aposta válida para gerar simulações específicas de uma grande variedade de movimentos (Delp et al., 2007; Thelen & Anderson, 2006).

O SimTrack orienta os utilizadores através de quatro etapas para criar uma simulação dinâmica, tal como mostra a Figura 9. Como entrada, o SimTrack possui um modelo dinâmico do sistema musculoesquelético e valores medidos experimentalmente para cinemática, forças de reação e momentos de força (Delp et al., 2007).

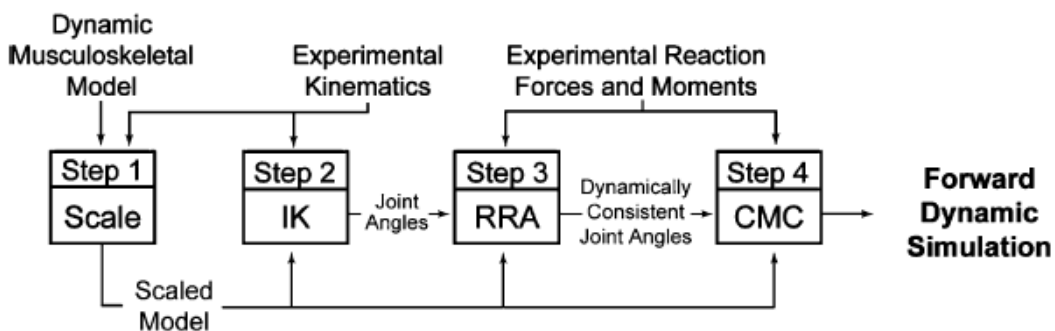


Figura 9- Passos utilizados para gerar uma simulação muscular do movimento de um indivíduo com o SimTrack. Retirado de (Delp et al., 2007).

Na primeira etapa, um modelo musculoesquelético dinâmico como, por exemplo, um modelo SIMM é dimensionado para coincidir com a antropometria de um sujeito individual (Delp et al., 2007).

As dimensões de cada segmento do corpo do modelo são calculadas com bases nas distâncias relativas entre os pares de marcadores utilizados por um sistema de captura de movimento e os locais do marcador virtual correspondentes no modelo. As propriedades de massa dos segmentos do corpo são dimensionadas proporcionalmente para que a massa total medida do indivíduo seja reproduzida. Os comprimentos das fibras musculares e do músculo-tendão, calculados a partir dos atuadores músculo-tendão, são dimensionados de forma a que cada um permaneça com a mesma percentagem do comprimento total do atuador (Delp et al., 2007).

Na segunda etapa, é resolvido um problema de cinemática inversa (IK) para determinar os valores coordenados generalizados do modelo (ângulos e movimentos translacionais da articulação) que melhor reproduzem os dados do marcador obtidos a partir da captura de movimento (Delp et al., 2007).

Este segundo passo é formulado como um problema de mínimos quadrados que minimiza as diferenças entre os locais de marcação medidos e os locais do marcador virtual, sujeitos a restrições da articulação. Se a cinemática experimental incluir um conjunto de centros ou ângulos articulares produzidos por *software* de captura de movimento, estes também podem ser incluídos na formulação. Assim, para cada captura da cinemática experimental, o problema da cinemática inversa é minimizar o erro quadrado ponderado (Equação 1), onde $\vec{x}_i^{subject}$ e \vec{x}_i^{model} são as posições tridimensionais do marcador i ou centro da articulação do sujeito e do modelo; $\vec{\theta}_j^{subject}$ e $\vec{\theta}_j^{model}$ são os valores do ângulo da articulação j para o sujeito e o modelo; e ϖ_i e ϖ_j são fatores que permitem que os marcadores e ângulos articulares sejam ponderados de forma diferente. Devido ao erro experimental e pressupostos da modelação, as forças e momento de reação ao solo são com frequência dinamicamente inconsistentes com a cinemática do modelo (Delp et al., 2007).

$$\begin{aligned} \text{Squared Error} = & \sum_{i=1}^{markers} \varpi_i (\vec{x}_i^{subject} - \vec{x}_i^{model})^2 \\ & + \sum_{j=1}^{joint\ angles} \varpi_j (\vec{\theta}_j^{subject} - \vec{\theta}_j^{model})^2 \end{aligned} \quad (1)$$

Na terceira etapa, é aplicado um algoritmo de redução residual (RRA) com o objetivo de tornar o modelo de coordenadas generalizadas, calculado na etapa 2, dinamicamente mais consistente em relação às forças e momentos de reação ao solo que são medidos. De acordo com a segunda lei de Newton, a Equação 2 relaciona a força de reação ao solo medida e a aceleração gravitacional com as acelerações dos segmentos do corpo, onde: $\vec{F}_{external}$ é a força de reação ao solo medida menos o vetor de peso corporal; \vec{a}_i é a aceleração translacional o centro de massa do segmento corporal i ; m_i é a massa do segmento corporal i e $\vec{F}_{residual}$ é a força residual (Delp et al., 2007).

(2)

$$\vec{F}_{external} = \sum_{i=1}^{segments} m_i \vec{a}_i - \vec{F}_{residual}$$

Uma equação análoga relaciona o momento de reação ao solo com a cinemática do modelo e o momento residual. Na ausência de erro experimental e de modelação, a força residual deve ser zero. No entanto, na prática isto nunca acontece. Através da combinação de perturbações leves e controladas da trajetória de movimento e pequenos ajustes nos parâmetros de massa do modelo, é possível reduzir as forças e momentos residuais necessários para a consistência dinâmica. Para reduzir as forças e momentos residuais, estes resíduos são mensurados e calculados em média durante a duração do movimento. Com base nessas médias, o algoritmo recomenda mudanças nos parâmetros de massa do modelo, como a localização do centro de massa do tronco, reduzindo os valores médios durante a duração do movimento. Após qualquer ajuste nos parâmetros de massa, um problema de controlo é resolvido no qual todos os graus de liberdade do modelo são acionados (Delp et al., 2007).

Em particular, as articulações são acionadas por momentos de articulação idealizados e, além disso, três forças residuais e três momentos residuais são aplicados sobre um segmento escolhido do modelo para controlar os seis graus de liberdade entre o modelo e o solo (por exemplo, três translações e três rotações). Se não existirem limites nas forças e momentos residuais, a cinemática pode ser rastreada com pouco ou nenhum erro. Porém, dependendo do critério escolhido pelo utilizador, os limites superiores podem ser estabelecidos sobre as magnitudes dos valores residuais no caso em que o movimento do modelo é alterado, produzindo um novo conjunto de cinemática que é dinamicamente consistente com a limitação residual (Delp et al., 2007).

Um critério de desempenho (Equação 3) é usado para distribuir erros de rastreamento em todos os ângulos das articulações, onde Ω_j é um fator que pesa a importância relativa da articulação j , e $\ddot{q}_j^{desired}$ é a aceleração desejada do grau de liberdade de j dado por uma lei de controlo proporcional derivado. Os valores para graus de liberdade do modelo e as propriedades da massa produzidas pelo algoritmo de redução residual são utilizados com *Input* para a Etapa 4 (Delp et al., 2007).

$$Squared\ Error = \sum_{j=1}^{joints} \Omega_j \cdot (\ddot{q}_j^{desired} - \ddot{q}_j^{model})^2 \quad (3)$$

Por fim, na quarta etapa, o controlo muscular computacional (*Computed Muscle Control- CMC*) é usado para gerar um conjunto de excitações musculares que produzem

uma simulação muscular coordenada do movimento do sujeito. O CMC usa um critério estático de otimização para distribuir forças através de sinergias musculares e controles proporcionais derivados de forma a gerar uma simulação dinâmica que acompanha de perto a cinemática derivada da Etapa 3. Embora seja utilizado um critério de *performance* estático, as equações que representam a dinâmica de ativação e contração muscular são incorporadas na simulação dinâmica direta. A dinâmica da ativação (Equação 4) é modelada relacionando a taxa de tempo de mudança da ativação muscular (a') com a ativação (a) e a excitação (u) muscular, onde τ_{act} e τ_{deact} são as constantes de tempo para ativação e desativação.

$$a' = (u - a) \cdot [u/\tau_{act} + ((u + 1))/\tau_{deact}] \quad u > a \quad (4)$$

$$a' = (u - a)/\tau_{deact} \quad u < a$$

A dinâmica de contração músculo-tendão é descrita por um modelo de parâmetro agrupado que considera as propriedades musculares de força, comprimento e velocidade e as propriedades elásticas do tendão. Em particular, a taxa de tempo da alteração do comprimento muscular (i_m) (Equação 5) está relacionada com o comprimento muscular (lm) o comprimento do atuador músculo-tendão (lmt) e a ativação muscular (a), onde f_v é a relação de velocidade da força para músculo.

$$\dot{l}_m = f_v^{-1}(lm, lmt, a) \quad (5)$$

2.4.1.3. Simbody

O Simbody é uma *interface* de programação de aplicações (API), cuja biblioteca de programação se destina a ser um recurso para a comunidade científica podendo ser usado para incorporar dinâmicas de multicorpo robustas, com elevado desempenho e coordenadas mínimas $O(n)$ numa ampla gama de aplicações. Estas aplicações têm vindo a ser implementadas em várias áreas de pesquisa biomédica como, por exemplo, estudo do movimento de máquina biomoleculares construídas a partir de componentes de aminoácidos e ácidos nucleicos ou estudo da marcha patológica com modelos musculoesqueléticos de seres humanos com o intuito de projetar *robots* ou dispositivos biomecânicos, entre outros (Sherman, Seth, & Delp, 2011).

O Simbody fornece ao seu utilizador um conjunto de ferramentas para trabalhar com aspetos de modelação e computação da dinâmica de multicorpos, para garantir uma implementação correta e eficiente, sem que seja necessário um conhecimento muito

especializado sobre essa questão. Isto significa que é possível abordar mais do que apenas a formulação de equações de movimentos, uma vez que inclui a modelação de contacto, integração e diferenciação numérica, estabelecimento de restrições, análise de montagens, otimização, manipulação vetorial e de matrizes, álgebra linear, isolamento e gestão de eventos, controlo de precisão, visualização e interação em tempo real (Sherman et al., 2011).

Com o objetivo de permitir uma precisão específica nas simulações, o Simbody requer métodos de integração que estimam erros e que se adaptem às alterações de forma a manter a precisão e a estabilidade durante uma simulação (Sherman et al., 2011).

2.4.2. Modelo biomecânico do corpo humano

Um modelo no OpenSim representa a dinâmica de um sistema de corpos rígidos e articulações que são acionados por forças para produzir um movimento. O modelo é composto por partes do sistema musculoesquelético: segmentos corporais, articulações, forças, marcadores, constrangimentos/restrições, geometria de contacto e controladores (Hicks, 2015).

A parte esquelética é representada por corpos rígidos conectados por articulações que definem como um segmento se movimenta em relação ao segmento que se articula a esse proximalmente. As restrições podem ser aplicadas para limitar o movimento dos corpos (Hicks, 2015).

Os músculos são modelados como elementos de força especializados que atuam em pontos musculares (pontos de inserção e origem) e estão conectados a corpos rígidos. Os modelos podem, ainda, possuir outro tipo de forças que são aplicadas externamente, como é o caso de forças de reação ao solo, estruturas passivas (ligamentos) e atuadores lineares e de torsão (Hicks, 2015).

Os músculos fornecem informações para calcular comprimentos e velocidades músculo-atuador, e, tipicamente, incluem a dinâmica de ativação e contração muscular. Os valores de controlo são, geralmente, excitações limitadas que variam entre 0 e 1, e que provocam alterações na ativação muscular e originam a força muscular (Hicks, 2015).

O modelo biomecânico utilizado neste trabalho corresponde a um modelo em 3D com 23 graus de liberdade criado por D. G. Thelen, Universidade de Wisconsin-Madison, e Ajay Seth, Frank C. Anderson e Scott L. Delp, Universidade de Standford, disponível *online* ou nas bibliotecas do OpenSim com o nome de *ToyLandingModel*, possuindo uma massa de 75,2646 Kg, ou como *ToyLandingModel_AFO* com massa de 78,0146 Kg.

As definições das extremidades inferiores foram baseadas em Delp et al. (1990); a articulação lombar e a antropometria foram baseadas em Anderson e Pandy (1999, 2001); o modelo do joelho, plano, sem a rótula foi usado para evitar restrições cinemáticas, de acordo com Yamaguchi e Zajac (1989); as inserções dos quadricípites são tratadas como pontos móveis no corpo da tibia (Anderson & Pandy, 1999, 2001; Delp et al., 1990; Yamaguchi & Zajac, 1989).

O modelo biomecânico utilizado é composto pelos segmentos corporais do tronco, cintura pélvica e dois membros inferiores conforme Figuras 10,11 e 12. Este modelo apresenta um total de doze corpos de acordo com a Tabela 1, setenta unidades músculo-tendão (músculos) conforme Tabelas 2 e 3 e doze articulações descritas na Tabelas 4 e 5.



Figura 10- Modelo Biomecânico "ToyLandingModel".
Vista posterior.

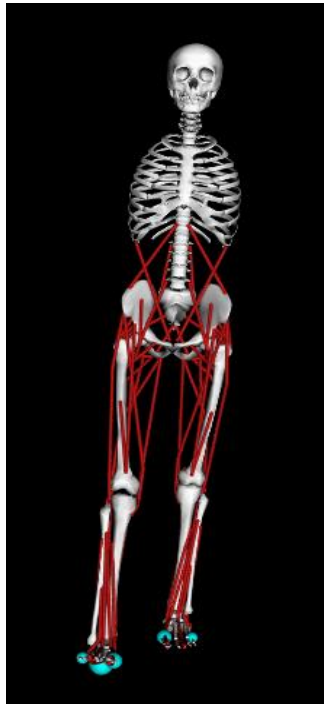


Figura 11- Modelo Biomecânico "ToyLandingModel".
Vista anterior.



Figura 12- Modelo Biomecânico "ToyLandingModel".
Vista lateral.

Tabela 1- Características dos segmentos corporais do modelo biomecânico.

Grupo	Segmento	Designação OpenSim	Massa (Kg)	Centro de Massa (m)	Inércia (kg · m ²)					
					xx	yy	zz	xy	xz	yz
Cabeça e Tronco	Cabeça e Tronco	torso	34,2366	-0,03;0,32;0	1,4745	0,7555	1,4314	0,0	0,0	0,0
Cintura Pélvica	Cintura Pélvica	pelvis	11,777	-0,0707;0;0	0,1028	0,0871	0,0579	0,0	0,0	0,0
Membro Inferior Direito	Fémur	femur_r	9,3014	0;-0,17;0	0,1339	0,0351	0,1412	0,0	0,0	0,0
	Tíbia e Perónio	tibia_r	3,7075	0;-0,1867;0	0,0504	0,0051	0,0511	0,0	0,0	0,0
	Astrágalo	talus_r	0,1	0;0;0	0,001	0,001	0,001	0,0	0,0	0,0
	Calcâneo e Metatarsos	calc_n_r	1,25	0,1;0,03;0	0,0014	0,0039	0,0041	0,0	0,0	0,0
	Dedos	toes_r	0,2166	0,0346;0,006;-0,0175	0,0001	0,0002	0,0003	0,0	0,0	0,0
Membro Inferior Esquerdo	Fémur	femur_l	9,3014	0;-0,17;0	0,1339	0,0351	0,1412	0,0	0,0	0,0
	Tíbia e Perónio	tibia_l	3,7075	0;-0,1867;0	0,0504	0,0051	0,0511	0,0	0,0	0,0
	Astrágalo	talus_l	0,1	0;0;0	0,001	0,001	0,001	0,0	0,0	0,0
	Calcâneo e Metatarsos	calc_n_l	1,25	0,1;0,03;0	0,0014	0,0039	0,0041	0,0	0,0	0,0
	Dedos	toes_l	0,2166	0,0346;0,006;-0,0175	0,0001	0,0002	0,0003	0,0	0,0	0,0

Os músculos do modelo foram criados tendo por base o modelo criado por Thelen (2003) que usou um modelo muscular de equilíbrio padrão baseado no modelo de Hill. Neste modelo, o complexo músculo-tendão consiste num conjunto de três elementos, um contrátil, um paralelo e um em série, sendo a força muscular gerada pela função de três vetores: o valor da ativação, o comprimento normalizado da unidade muscular e a velocidade da unidade muscular. Os parâmetros utilizados para caracterizar cada músculo são a força isométrica máxima, o comprimento ideal da fibra muscular, comprimento do tendão em repouso, a velocidade máxima de contração e o ângulo de penação (ângulo entre o tendão e as fibras musculares no comprimento ideal da fibra muscular), conforme Tabelas 2 e 3. Durante uma simulação, a força muscular é calculada usando dois estados: o valor da ativação e o comprimento da fibra muscular (Thelen, 2003).

Neste modelo, os valores da velocidade máxima de contração e da constante de ativação são iguais em todos os músculos, sendo de 10.0 m/s e de 0.01, respetivamente.

Os músculos localizados no lado direito do modelo são iguais aos que se encontram no lado esquerdo. Quanto à sua designação no OpenSim, no caso dos do lado direito, por exemplo, o músculo “Pequeno oblíquo do abdómen” designa-se por “*intobl_r*”, e no

lado esquerdo denomina-se “*intobl_r*”. Os valores dos parâmetros descritos são, também, iguais para ambos os lados.

Tabela 2- Músculos do abdómen e anca do modelo localizados no lado direito.

Grupo	Músculos	Designação OpenSim	Força isométrica máxima (N)	Comprimento ideal das fibras musculares (m)	Comprimento tendão em repouso (m)	Ângulo Penação (radianos)
Abdómen	Íliaco	iliacus_r	1073,0	0,1	0,1	0,12217305
	Psoas	psoas_r	1113,0	0,1	0,16	0,13962634
	Músculo sacro-ilio-lombar	ercspn_r	2500,0	0,12	0,03	0,0
	Pequeno oblíquo do abdómen	intobl_r	900,0	0,1	0,1	0,0
	Grande oblíquo do abdómen	extobl_r	900,0	0,12	0,14	0,0
Anca	Médio Glúteo 1	glut_med1_r	1119,0	0,0535	0,078	0,13962634
	Médio Glúteo 2	glut_med2_r	873,0	0,0845	0,053	0,0
	Médio Glúteo 3	glut_med3_r	1000,0	0,0646	0,053	0,33161256
	Grande Glúteo 1	glut_max1_r	573,0	0,142	0,125	0,08726646
	Grande Glúteo 2	glut_max2_r	819,0	0,147	0,127	0,0
	Grande Glúteo 3	glut_max3_r	552,0	0,144	0,145	0,08726646
	Quadrado Crural	quad_fem_r	381,0	0,054	0,024	0,0
	Gêmeo Pélvico	gem_r	0,164	0,024	0,039	0,0
	Piramidal da Bacia	peri_r	444,0	0,026	0,015	0,17453293

Tabela 3- Músculos da coxa e perna/pé do modelo localizados no lado direito.

Grupo	Músculos	Designação no OpenSim	Força isométrica máxima (N)	Comprimento ideal das fibras musculares (m)	Comprimento tendão em repouso (m)	Ângulo Penação (radianos)
Coxa	Bicípite Femoral porção longa	bifemlh_r	2700,0	0,109	0,326	0,0
	Bicípite Femoral porção curta	bifemsh_r	804,0	0,173	0,089	0,40142573
	Costureiro	sar_r	156,0	0,52	0,1	0,0
	Grande adutor	add_mag2_r	2343,0	0,121	0,12	0,05235988
	Tensor da fáscia lata	tfl_r	233,0	0,095	0,425	0,05235988
	Pectíneo	pect_r	266,0	0,1	0,033	0,0
	Reto interno	grac_r	162,0	0,352	0,126	0,05235988
	Reto anterior	rect_fem_r	1169,0	0,114	0,31	0,08726646
Perna/Pé	Vasto interno	vas_int_r	5000,0	0,107	0,116	0,05235988
	Gêmeo interno	med_gas_r	2500,0	0,09	0,36	0,29670597
	Gêmeo externo	lat_gas_r	683,0	0,064	0,38	0,13962634
	Solhar	soleus_r	40000,0	0,08	0,22	0,43633231
	Tibial posterior	tib_post_r	3600,0	0,031	0,31	0,20943951
	Longo flexor comum dos dedos	flex_dig_r	310,0	0,034	0,4	0,12217305
	Longo flexor próprio do grande dedo	flex_hal_r	322,0	0,043	0,038	0,17453293
	Tibial anterior	tib_ant_r	3000,0	0,098	0,223	0,08726646
	Curto peroneal lateral	per_brev_r	435,0	0,05	0,161	0,08726646
	Longo peroneal lateral	per_long_r	943,0	0,049	0,345	0,17453293
	Peroneal anterior	per_tert_r	180,0	0,079	0,1	0,2268928
	Extensor comum dos dedos	ext_dig_r	512,0	0,102	0,345	0,13962634
Extensor comum do grande dedo	ext_hal_r	162,0	0,111	0,305	0,10471976	

O complexo do tornozelo foi definido por Delp et al. (1990) e inclui uma articulação com um grau de liberdade para o movimento do tornozelo (flexão/extensão) e uma articulação com um grau de liberdade para o movimento subtalar (inversão/eversão) (Demers, Hicks, & Delp, 2017).

O pé foi modelado como um segmento rígido sem nenhuma articulação entre o retropé e os dedos. Os músculos eversores incluem o longo peroneal lateral, o curto peroneal lateral, o peroneal anterior e os extensores comuns dos dedos. Os músculos inversores incluem o tibial anterior, o tibial posterior, flexor comum dos dedos, flexor e extensor do grande dedo (Demers et al., 2017)

Tabela 4- Articulações dos membros inferiores representadas no modelo.

Grupo	Segmento	Designação OpenSim	Movimentos (designação OpenSim)*	Graus liberdade (DOF)	Eixo de rotação /translação (x;y;z)	Limite angular (graus)*
Membro Inferior Direito	Joelho	knee_r	knee_angle_r (Flexão/Extensão)	1	0;0;1	-120;10
	Tornozelo	ankle_r	ankle_angle_r (Extensão/Flexão)	1	-0,1;-0,17;0,98	-90;90
	Calcâneo e Astrágalo	subtalar_r	subtalar_angle_r (Eversão/Inversão)	1	0,79;0,60;-0,12	-90;90
	Dedos	mtp_r	mtp_angle_r (Flexão/Extensão)	1	-0,58;0;0,81	-90;90
Membro Inferior Esquerdo	Joelho	knee_l	knee_angle_l (Flexão/Extensão)	1	0;0;1	-120;10
	Tornozelo	ankle_l	ankle_angle_l (Extensão/Flexão)	1	0,1;0,17;0,98	-60;60
	Calcâneo e Astrágalo	subtalar_l	subtalar_angle_l (Eversão/Inversão)	1	-0,79;-0,60;-0,12	-90;90
	Dedos	mtp_l	mtp_angle_l (Flexão/Extensão)	1	-0,58;0;0,81	-60;60

*Flexão/Extensão do joelho corresponde ao limite angular entre -120° e +10°, respetivamente. O mesmo se aplica aos restantes movimentos.

Tabela 5- Articulações da coluna lombar e cintura pélvica representadas no modelo.

Grupo	Segmento	Designação OpenSim	Movimentos (designação OpenSim)*	Graus liberdade (DOF)	Eixo de rotação /translação (x;y;z)	Limite angular (graus)*	
Cabeça e Tronco	Coluna lombar	back	lumbar_extension (Flexão/ Extensão Lombar)	3	0;0;1	-90;90	
			lumbar_bending (Flexão lateral)		1;0;0	-90;90	
			lumbar_rotation		0;1;0	-90;90	
			translation1		1;0;0	-	
			translation2		0;1;0	-	
			translation3		0;0;1	-	
Cintura Pélvica	Cintura Pélvica	ground_pelvis	pelvis_tilt (Inclinação anterior/posterior)	6	0;0;1	-90;90	
			pelvis_list (Inclinação lateral)		1;0;0	-90;90	
			pelvis_rotation		0;1;0	-90;90	
			pelvis_tx (Deslocação posterior/anterior)		1;0;0	-1;1	
			pelvis_ty (Deslocação inferior/superior)		0;1;0	-1;2	
			pelvis_tz (Deslocação esquerda/direita)		0;0;1	-1;1	
	Anca (lado direito)	hip_r	hip_flexion_r (Extensão/Flexão)	3	0;0;1	-120;120	
			hip_adduction_r (Abdução/Adução)		1;0;0	-120;120	
			hip_rotation_r		0;1;0	-120;120	
			translation1		1;0;0	-	
			translation2		0;1;0	-	
			translation3		0;0;1	-	
		Anca (lado esquerdo)	hip_l	hip_flexion_l (Extensão/Flexão)	3	0;0;1	-120;120
				hip_adduction_l (Abdução/Adução)		-1;0;0	-120;120
				hip_rotation_l		0;-1;0	-120;120
		translation1		1;0;0	-		
		translation2		0;1;0	-		
		translation3		0;0;1	-		

*Flexão/Extensão lombar corresponde ao limite angular entre -90° e $+90^{\circ}$, respetivamente. O mesmo se aplica aos restantes movimentos.

O modelo é composto, também, por controladores de reflexos musculares, tais como os que controlam os movimentos de inversão e eversão da articulação subtalar. Neste caso, o controlador é uma versão simplificada do reflexo de estiramento que é gerado pelos fusos musculares quando detetam o alongamento das fibras, no qual o controlador responde à velocidade do alongamento músculo-tendão. No entanto, o modelo não inclui todas as estruturas passivas, como é o caso dos ligamentos, que resistem ao movimento da articulação do tornozelo.

Para além dos constituintes que foram anteriormente descritos, o modelo possui ainda forças de contacto, controladores de co-ativação muscular e componentes de uma AFO, que serão explicados promenorizadamente nos próximos subcapítulos.

O modelo foi criado com o objetivo de simular o movimento de aterragem, em queda livre ($g = -9.80665 \text{ m/s}^2$), no solo. Para tal, foi definida, como posição inicial, o modelo com as posições dos segmentos de acordo com a informação apresentada na Tabelas 6 e 7 e nas Figuras 13, 14 e 15, e os valores do centro de massa e momentos de inércia de acordo com a Tabela 1.

A análise das Tabelas 6 e 7 permite interpretar a posição do modelo em que são realizadas todas as simulações descritas neste trabalho.

Tabela 6- Posição inicial dos segmentos corporais coluna lombar e cintura pélvica para simular uma aterragem.

Segmento	Designação OpenSim	Movimentos (designação OpenSim)	Limite angular (graus)	Posição inicial (graus)
Coluna lombar	back	lumbar_extension (Flexão/ Extensão Lombar)	-90;90	0,000
		lumbar_bending (Flexão Lateral)	-90;90	0,000
		lumbar_rotation	-90;90	0,000
Cintura Pélvica	ground_pelvis	pelvis_tilt (Inclinação anterior/posterior)	-90;90	-12,000
		pelvis_list (Inclinação lateral)	-90;90	0,000
		pelvis_rotation	-90;90	0,000
		pelvis_tx (Deslocação posterior/anterior)	-1;1	0,050
		pelvis_ty (Deslocação inferior/superior)	-1;2	0,920
		pelvis_tz (Deslocação esquerda/direita)	-1;1	0,000

Tabela 7- Posição inicial dos segmentos corporais membro inferior direito e esquerdo para simular uma aterragem.

	Segmento	Designação OpenSim	Movimentos (designação OpenSim)	Limite angular (graus)	Posição inicial (graus)
Membro Inferior Direito	Anca	hip_r	hip_flexion_r (Extensão/Flexão)	-120;120	20,000
			hip_adduction_r (Abdução/Adução)	-120;120	-1,000
			hip_rotation_r	-120;120	5,000
	Joelho	knee_r	knee_angle_r (Flexão/Extensão)	-120;10	-20,000
	Tornozelo	ankle_r	ankle_angle_r (Extensão/Flexão)	-90;90	11,500
	Calcâneo e Astrágalo	subtalar_r	subtalar_angle_r (Eversão/Inversão)	-90;90	-0,030
Dedos	mtp_r	mtp_angle_r (Flexão/Extensão)	-90;90	0,000	
Membro Inferior Esquerdo	Anca	hip_l	hip_flexion_l (Extensão/Flexão)	-120;120	-20,000
			hip_adduction_l (Abdução/Adução)	-120;120	10,000
			hip_rotation_l	-120;120	5,000
	Joelho	knee_l	knee_angle_r (Flexão/Extensão)	-120;10	-120,00
	Tornozelo	ankle_l	ankle_angle_r (Extensão/Flexão)	-60;60	11,500
	Calcâneo e Astrágalo	subtalar_l	subtalar_angle_r (Eversão/Inversão)	-90;90	-0,030
	Dedos	mtp_l	mtp_angle_r (Flexão/Extensão)	-60;60	0,000

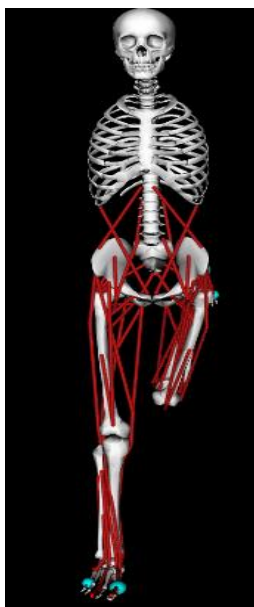


Figura 13- Modelo Biomecânico "ToyLandingModel" na posição inicial. Vista anterior.

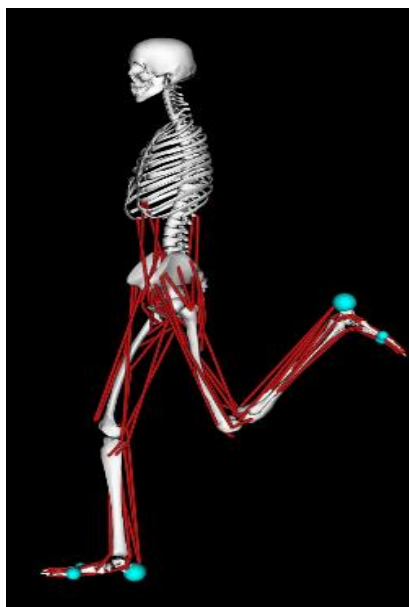


Figura 14- Modelo Biomecânico "ToyLandingModel" na posição inicial. Vista lateral.



Figura 15- Modelo Biomecânico "ToyLandingModel" na posição inicial. Vista posterior.

2.4.3. Avaliação do risco de lesão por inversão do tornozelo com modelos passivos

Neste subcapítulo serão apresentados três cenários de simulação de uma aterragem, em queda livre, nos quais será possível avaliar o risco de uma lesão por inversão do tornozelo recorrendo a modelos passivos, que foram desde nenhum tipo de ajuda biomecânica até ao recurso a ortóteses de tornozelo-pé (AFO) passivas.

Nos três cenários, a posição inicial será a referida e descrita no final do subcapítulo anterior, na Tabela 5 e visualizada nas Figuras 13, 14 e 15.

As simulações realizadas consistem na simulação de uma aterragem, em queda livre, do modelo sobre um plano inclinado e o seu principal objetivo é analisar o potencial risco de uma entorse por inversão durante a aterragem e, com isso, projetar dispositivos biomecânicos que possam ajudar a prevenir e a mitigar este tipo de lesão.

Para representar a superfície de aterragem, a simulação inclui um plano de contacto fixo a uma plataforma que pode ser configurado em qualquer altura e posição em baixo do modelo musculoesquelético (Demers et al., 2017).

Esta plataforma de contacto irá interagir com os pés do modelo que possui esferas de contacto com o objetivo de produzir forças de contacto entre o pé e a plataforma (Demers et al., 2017).

2.4.3.1. Plataforma de contacto

Os modelos biomecânicos, na sua generalidade, envolvem contacto entre os componentes do modelo, sendo esses contactos, em muitos casos, idealizados por articulações ou restrições. No entanto, as forças de contacto reais surgem da deformação local na *interface* entre os materiais em contacto que compõem os sistemas biológicos. O Simbody fornece dois modelos de contacto que têm em conta as deformações de forma a gerar forças de contacto (Figura 16) (Sherman et al., 2011).

Um dos modelos é o de Hunt e Crossley, baseado na Teoria de Contacto de Hertz, que, analiticamente, gera forças e deformações precisas com base na teoria da elasticidade linear, mas limitada a objetos geométricos simples, tais como planos, esferas e elipsoides. O segundo modelo é o Modelo de Fundação Elástica que usa malhas para representar superfícies geométricas arbitrariamente complicadas em contacto, mas calcula deformações e forças usando um modelo elástico simplificado (Seth et al., 2011; Sherman et al., 2011).

Estes modelos são ampliados com um modelo de dissipação descrito por Hunt e Crossley e um modelo de atrito de Stribek. Assim, para cada elemento de contacto é produzida uma força composta por três efeitos: rigidez, dissipação e atrito (Equação 6) (Sherman et al., 2011):

$$f_{\text{contacto}} = f_{\text{rigidez}} + f_{\text{dissipação}} + f_{\text{atrito}} \quad (6)$$

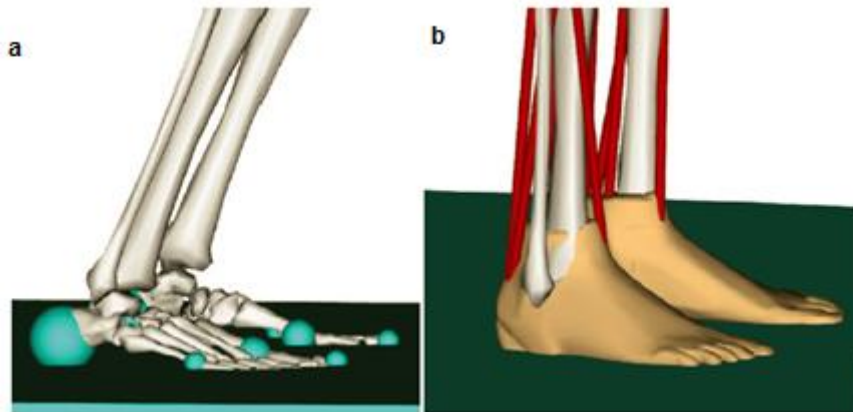


Figura 16- Forças de contacto no OpenSim: a) Forças baseadas em esferas de contacto de Hunt e Crossley; b) Forças baseadas em malhas do modelo de fundação elástica. Adaptado de Seth et al., 2011

No caso deste modelo, a abordagem à questão das forças de contacto deve ser realizada considerando forças normais e tangenciais entre corpos rígidos durante o contacto, aplicando um modelo que trata a deformação/impacto como um evento contínuo.

É importante ter em consideração que a velocidade de impacto deve ser baixa e o material das estruturas biológicas tem comportamento viscoelástico por isso a deformação é elevada e são esperados coeficientes de restituição (energia cinética dissipada) baixos (inferiores a 0,5). É importante, igualmente, garantir que as forças de contacto, na ausência de deformação, sejam zero (Lankarani & Nikravesh, 1990).

Num modelo de contacto entre uma esfera e um plano, conforme Figura 17, o plano tem deformação nula e é a esfera a responsável por toda a deformação (Silva, 2012). Numa abordagem bidimensional considera-se que um plano interseja a esfera no seu centro. Antes do contacto, os dois corpos têm velocidades de contacto diferentes, \mathbf{v} e \mathbf{w} . Quando o contacto é detetado $\delta \geq 0$, forças normais e tangenciais são aplicadas aos corpos.

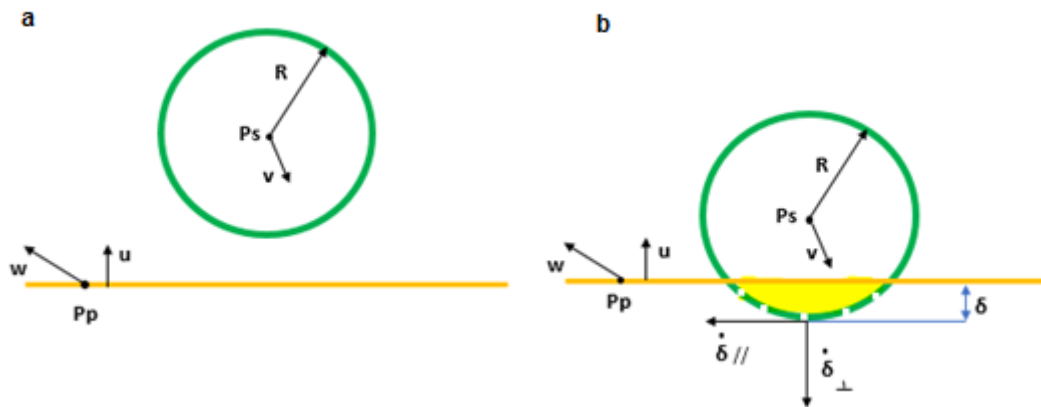


Figura 17- Modelo de contacto esfera-superfície plana: a) antes do contacto; b) depois do contacto. Adaptado de (Silva, 2012)

Neste modelo, a esfera é definida pelo ponto central P_s e pelo raio R . A superfície plana é definida pelo ponto P_p e pelo vetor u , normal à superfície. A deformação da esfera é considerada e o modelo de contacto de Hunt e Crossley é aplicado através da Equação 7 (Lankarani & Nikravesh, 1990):

$$f_{c/i} = F_n u_{\perp}; F_n = (K + D(\dot{\delta}_{\perp}) \delta_{\perp}^n \quad (7)$$

onde $f_{c/i}$ é a força de contacto normal ao plano; F_n é a amplitude da força normal e u_{\perp} é a unidade do vetor normal à superfície no ponto de contacto; δ_{\perp} é a deformação da esfera no plano normal; $\dot{\delta}_{\perp}$ é a velocidade de deformação na mesma direção, K é o coeficiente de rigidez entre as superfícies de contacto; D é o coeficiente de amortecimento e o coeficiente n é responsável pela resposta não linear de contato em materiais com comportamento viscoelástico (Lankarani & Nikravesh, 1990).

Para aplicar essa força, o Simbody calcula um ponto de contato instantâneo P , localizado ao longo da linha que separa os pontos de iniciação de cada superfície, com a localização exata dependente da rigidez relativa dos dois materiais de contato. Se os materiais forem os mesmos, P estará localizado a meio caminho entre as duas superfícies. Se uma superfície é mais rígida do que a outra, P estará localizado mais próximo da superfície não deformada do corpo rígido do que da superfície não deformada do corpo menos rígido. P determina a altura da elipse de contato ao longo do contato normal e é o seu ponto central. A força de contato é aplicada a cada corpo em P ao longo do contato normal em direções opostas, de modo que a força esteja sempre a empurrar cada superfície e não a puxar (Sherman et al., 2011).

Considerando algumas restrições, a teoria de Hertz assume que a deformação das duas superfícies de contacto produz uma área de contacto elíptica num plano de contacto perpendicular ao contacto normal. A força resultante, a dimensão da área de contacto e a distribuição de pressão podem ser determinadas pelas propriedades dos materiais, pela geometria de contacto que não foi deformada e pela deformação x . A magnitude da força pode ser calculada pela Equação 8 (Sherman et al., 2011):

$$f_{rigidez} = f_{Hz} = \left(\frac{4}{3} \sigma R^{1/2} E^*\right) x^{3/2} \quad (8)$$

Onde R é o raio da curvatura; E^* o módulo de elasticidade e " σ " ≥ 1 é um fator de excentricidade com " σ " = 1 para contacto circular, crescendo lentamente em função das integrais elípticas da relação entre as duas curvaturas relativas. R e " σ " apenas dependem das curvaturas da separação paraboloide, por isso a quantidade entre parênteses é independente de x (Sherman et al., 2011).

Para que a dissipação de Hunt e Crossley seja aplicada com rigor, as velocidades de impacto devem ser pequenas o suficiente para não causar deformação permanente dos materiais. Tendo a magnitude da força de rigidez sido determinada pela Equação 8, a força de dissipação pode ser calculada como (Equação 9)(Sherman et al., 2011):

$$f_{dissipação} = f_{HC} = \frac{3}{2} f_{Hz} c^* \dot{x} \quad (9)$$

Sendo c^* um coeficiente de dissipação que combina as propriedades de dissipação dos dois materiais de contacto.

Assim, para as forças de contacto na direção normal (Equação 10),

$$f_{normal} = f_{rigidez} + f_{dissipação} \quad (10)$$

Por fim, a força de atrito é calculada tendo em conta os pontos coincidentes com o ponto de contacto \mathbf{P} e calcula-se a velocidade relativa \mathbf{v} do plano de contacto. Com a taxa de deslizamento $v = |\mathbf{v}|$, a magnitude da força de atrito é determinada pela Equação 11:

$$f_{atrito} = \mu(v) f_{normal} \quad (11)$$

A força μ calcula um coeficiente de atrito que depende somente da velocidade de deslizamento, mas que é parametrizado pelas propriedades da superfície dos materiais em contacto: coeficiente de atrito estático, dinâmico e viscoso, e uma velocidade de transição na qual o atrito estático atinge o seu valor máximo (Sherman et al., 2011).

No modelo apresentado, a plataforma possui massa, centro de massa, momento de inércia, movimentos permitidos e posição inicial que estão expostas nas Tabelas 8 e 9.

Tabela 8- Características da plataforma.

Segmento	Designação OpenSim	Massa (Kg)	Centro de Massa (m)	Inércia (kg · m ²)					
				xx	yy	zz	xy	xz	yz
Plataforma	platform	0,1	0; 0; 0	0,001	0,001	0,001	0,0	0,0	0,0

Tabela 9- Movimentos e posição inicial da plataforma.

Segmento	Movimentos (designação OpenSim)	Limite angular (graus)	Posição inicial (graus)
Plataforma	platform_rx (ângulo plano frontal)	-180;180	20.000
	platform_ry (ângulo plano transversal)	-180;180	0.000
	platform_rz (ângulo plano sagital)	-180;180	0.000
	platform_ty (Deslocação inferior/superior)	-5;1	-0.500

Os segmentos que possuem as esferas de contacto são os indicados na Tabela 10, onde é mencionado o tipo de contacto esfera/superfície plana e respondem aos valores dos parâmetros de contacto exposto na Tabela 11 e utilizados nas Equações de (7) a (11). As Figuras 18 e 19 mostram as superfícies de contacto do pé e a plataforma, respetivamente.

Tabela 10- Localização das geometrias de contacto no modelo computacional.

	Segmento	Tipo de geometria contacto	Designação OpenSim	Orientação	Localização
	Plataforma	Plano	platform	0;0;-1,57079633	0; 0; 0
Pé direito	Calcâneo e Metatarsos	Esfera	calcn_r (heel_r)	0; 0; 0	0,01;0,01;-0,005
	Dedos (1º e 5º)	Esfera	toes_r (ball_big_toe_r)	0; 0; 0	-0,005;0,005;-0,03
		Esfera	toes_r (small_toe_r)	0; 0; 0	-0,04;0,005;0,04
Pé esquerdo	Calcâneo e Metatarsos	Esfera	calcn_l (heel_l)	0; 0; 0	0,01;0,01;0,005
	Dedos (1º e 5º)	Esfera	toes_l (ball_big_toe_l)	0; 0; 0	-0,005;0,005;0,03
		Esfera	toes_r (small_toe_l)	0; 0; 0	-0,04;0,005;-0,04

Tabela 11- Parâmetros de contacto entre os pés e a plataforma utilizados na teoria de Hunt e Crossley.

Contacto	Segmentos envolvidos	Parâmetros de Contacto				
		Rigidez (G/Pa)	Dissipação (s/m)	Coefficiente de atrito estático	Coefficiente de atrito dinâmico	Coefficiente de atrito viscoso
Pé direito-Plataforma	Platform, hell_r, ball_big_toe_r, small_toe_r	100000000	0,5	0,9	0,9	0,6
Pé esquerdo-Plataforma	Platform, hell_l, ball_big_toe_l, small_toe_l	100000000	0,5	0,9	0,9	0,6

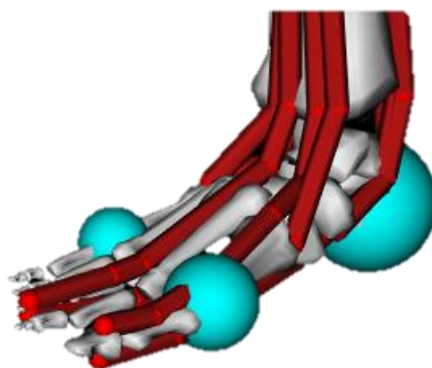


Figura 18- Superfícies de contacto do pé do modelo biomecânico.

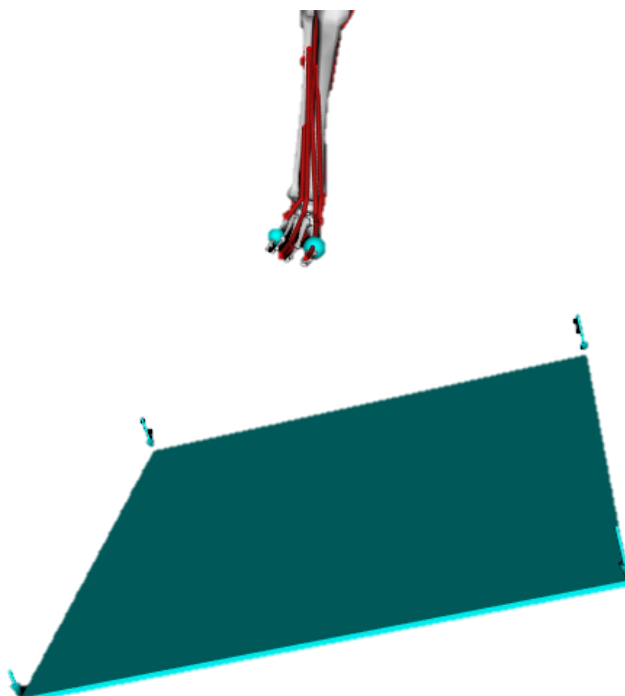


Figura 19- Superfícies de contacto: plataforma e pé direito na posição inicial da simulação.

2.4.3.2. Cenário de simulação “Sem Assistência”

Neste primeiro cenário, o objetivo da simulação é verificar como é que uma aterragem, em queda livre, sobre uma superfície inclinada, sem recurso a nenhum tipo de dispositivo biomecânico para auxiliar e prevenir o movimento, afeta o ângulo de inversão do tornozelo e potencia uma lesão.

As posições iniciais do modelo e da plataforma são as apresentadas nas Tabelas 5 e 7. As coordenadas da plataforma e do membro inferior esquerdo estão bloqueadas de forma a que, no caso das primeiras, a plataforma não caia ou gire com o impacto, e no caso das segundas, que esse membro não interfira no movimento durante a aterragem.

Tendo em conta a informação acima referida, foi realizada uma simulação do movimento pretendido, com um tempo de simulação de 0,4 segundos, e obtido gráfico a partir do OpenSim (Figura 20) que relaciona o ângulo da articulação subtalar do membro inferior direito (que nos informa sobre o ângulo de inversão do tornozelo) com o tempo da simulação.



Figura 20- Gráfico com o valor do ângulo de inversão do tornozelo após a execução da simulação sem assistência.

Como é possível observar no gráfico, nesta simulação, no momento em que o pé direito tocou na plataforma (aproximadamente, instante $t=0,35s$), e que corresponde ao

valor máximo do ângulo da articulação subtalar, este foi de cerca de 50 graus, o que, tendo por base a informação de que ângulos de inversão superiores a 25 graus podem provocar lesão por inversão do tornozelo (Lapointe et al., 1997; Siegler et al., 1990), ocorreria uma lesão se nos deparássemos na realidade com uma situação igual a esta.

2.4.3.3. Cenário de simulação com uma AFO semi-rígida passiva

O objetivo deste segundo cenário é, igualmente, verificar como é que uma aterragem, em queda livre, sobre uma superfície inclinada, afeta o ângulo de inversão do tornozelo e potencia uma lesão, mas desta vez recorrendo a uma AFO semi-rígida, sem alterações na rigidez translacional inicial do modelo, que em diante se designará por “AFOsoft”.

Nesta simulação a posição inicial do modelo e da plataforma é igual à que vem sendo descrita, no entanto foram acrescentados novos componentes ao modelo, tais como, a AFO.

A ortótese é constituída pelos componentes com as características exibidas nas Tabelas 12 e 13.

Tabela 12- Características dos componentes da AFO.

AFO	Designação OpenSim	Massa (Kg)	Centro de Massa (m)	Inércia (kg . m2)					
				xx	yy	zz	xy	xz	yz
Pé	r_AFO_footplate	1.5	0,08;-0,050;0	0,005	0,0125	0,014	0,0	0,0	0,0
Perna	r_AFO_cuff	1.25	0;0,25;0	0,02	0,005	0,02	0,0	0,0	0,0

Tabela 13- Localização dos constituintes da AFO.

AFO	Designação OpenSim	Ligação modelo	Localização	Orientação	Localização em relação ao ponto de ligação
Pé	r_AFO_footplate	calc_n_r	-0,04877;-0,04195;0,00792	0 0;0	0;0;0
Perna	r_AFO_cuff	tibia_r	0;0;0	0;0;0	0;-0,43;0

A AFO do modelo é, desta forma, composta por uma placa rígida acoplada ao pé e um segmento rígido na zona posterior da perna conectada à tibia e ao perónio. Estas duas peças estão ligadas uma à outra através de dois pontos articulares intitulados no OpenSim por “bushings” e que resistem aos movimentos de rotação e translação

verificados entre os dois componentes da AFO. O seu aspeto e propriedades podem ser visualizadas na Figura 21 e Tabela 14.

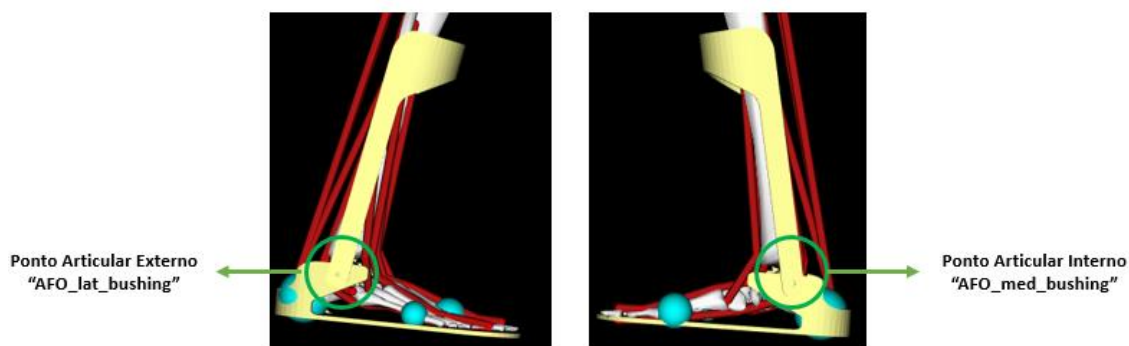


Figura 21- AFO do modelo *ToyLandingModel_AFO* e os seus respetivos pontos articulares. Adaptado de OpenSim.

Tabela 14- Propriedades dos pontos articulares da AFO.

Ponto Articular da AFO	Designação OpenSim	Segmentos envolvidos	Rigidez Rotacional (Nm/rad)	Rigidez Translacional (N/m)	Amortecimento Rotacional (Nm/(rad/s))	Amortecimento Translacional (N/(m/s))
Interno	AFO_med_bushing	r_AFO_footplate; r_AFO_cuff	(0; 0; 0)	10000;10000;10000	0;0;0	0,001;0,001;0,001
Externo	AFO_lat_bushing	r_AFO_footplate; r_AFO_cuff	(0; 0; 0)	10000;10000;10000	0;0;0	0,001;0,001;0,001)

Nesta situação foi realizada uma simulação com uma duração de 0,4 segundos, obtendo-se o gráfico da Figura 22 que relaciona, novamente, o ângulo da articulação subtalar com tempo da simulação.

É possível observar que o valor máximo do ângulo de inversão da articulação é de sensivelmente 42 graus, o que leva a crer, considerando o limite dos 25 graus, que aqui também ocorreria uma lesão.



Figura 22- Gráfico com o valor do ângulo de inversão do tornozelo após a execução da simulação com a AFOsoft.

2.4.3.4. Cenário de simulação com uma AFO rígida passiva

Este terceiro cenário com modelos passivos pretende realizar uma simulação igual à do ponto 4.3.3. mas modificando as propriedades de rigidez da ortótese, mais propriamente, da rigidez translacional.

O principal intuito é analisar o efeito do aumento de dez vezes da rigidez translacional dos pontos articulares da AFO sobre o ângulo de inversão do pé que contacta com a plataforma (Figura 23). Assim, neste cenário a AFO possuirá rigidez translacional de (100000; 100000; 100000) (N/m) e designar-se-á por “AFOrígida”.

O gráfico da Figura 22 mostra-nos que na simulação o valor máximo do ângulo de inversão é de mais ou menos 21 graus, o que revela que neste caso a ortótese, com a alteração da sua rigidez, passou a ter capacidade para limitar este ângulo e conseguiu impedir um valor de pico que levasse a uma entorse.



Figura 23- Gráfico com o valor do ângulo de inversão do tornozelo após a execução da simulação com a AFOrígida.

2.4.4. Avaliação do risco de lesão por inversão do tornozelo com modelos ativos

Na maioria dos casos, as ortóteses prescritas para lesões do tornozelo são dispositivos passivos cujo objetivo é prevenir o movimento e acoplar a articulação.

Com o desenvolvimento de AFO ativas é possível incorporar esses dispositivos para ajudar na reabilitação, treino e otimização do movimento.

Face ao exposto, neste subcapítulo serão apresentados dois cenários de simulação de uma aterragem, em queda livre, com o intuito de avaliar, novamente, o risco de uma lesão por inversão do tornozelo recorrendo, desta vez, a modelos ativos como uma AFO ativa e à co-ativação muscular.

A posição inicial do modelo e da plataforma volta a ser a mesma, sendo acrescentadas algumas alterações ao modelo tendo em consideração os objetivos de cada simulação.

2.4.4.1. Cenário de simulação com uma AFO ativa

Neste cenário, a ortótese utilizada possui um motor localizado na articulação do tornozelo que controla o ângulo desta articulação e com uma força ideal (força máxima produzida pelo atuador) de 100 N.

O desafio é otimizar o tempo e o nível de ativação da ortótese com o propósito de prevenir a lesão. De forma a especificar o torque produzido pelo atuador da AFO e executar a simulação pretendida é necessário recorrer à ferramenta “dinâmica de avanço” (*Forward Dynamics Tool*).

A ferramenta “dinâmica de avanço” pode ser usada para determinar grandezas que não podem ser facilmente mensuradas, tais como a força muscular. Esta ferramenta usa a excitação muscular como dados de entrada para calcular os movimentos corporais correspondentes, e é resultado da integração de equações diferenciais que definem a dinâmica de um modelo musculoesquelético. Um modelo matemático baseado na segunda lei de Newton descreve como é que as coordenadas e velocidades se alteram devido à aplicação de forças e momentos (Equação 12) (Hicks, 2012d):

$$\ddot{q} = [M(q)]^{-1} \{ \tau + C(q, \dot{q}) + G(q) + F \} \quad (12)$$

Sendo \ddot{q} as coordenadas de aceleração, τ a força de Coriolis, $C(q, \dot{q})$ as forças gravíticas que são função das coordenadas (q) e das suas velocidades (\dot{q}), $G(q)$

representa a força de gravidade e F representa as outras forças que podem ser aplicadas ao modelo e $[M(q)]^{-1}$ é a inversa da matriz de massa.

Os momentos musculares τ_m são resultado da multiplicação das distâncias $R(q)$ pelas forças musculares f ; f depende das ativações musculares a , do comprimento das fibras musculares l e das velocidades \dot{l} . As velocidades das fibras musculares são governadas pela dinâmica de ativação muscular Λ que é dependente das ativações musculares e comprimentos das fibras, coordenadas e velocidades. A dinâmica da ativação A descreve como é que as taxas de ativação \dot{a} respondem à ativação de entrada x (Equações 13, 14 e 15, respetivamente) (Hicks, 2012d).

$$\tau_m = [R(q)] f(a, l, \dot{l}) \quad (13)$$

$$\dot{l} = \Lambda(a, l, q, \dot{q}) \quad (14)$$

$$\dot{a} = A(a, x) \quad (15)$$

Desta forma, uma simulação com base nesta ferramenta corresponde à integração de equações dinâmicas do modelo partindo de um estado inicial especificado pelo utilizador. Depois de aplicar os controlos são calculadas as taxas de ativação, velocidades da fibra muscular e as acelerações. De seguida, são determinados por integração numérica novos estados que se afastam dos iniciais por um pequeno intervalo de tempo. Este processo é repetido até que a simulação termine (Hicks, 2012d).

Os dados de entrada usados neste modelo foram (Hicks, 2012c):

- **Controlos.xml**: ficheiro com a história temporal dos controladores para músculos ou momentos articulares, e é designado por "ActiveAFO_Controls.xml"
- **Estados.sto**: ficheiro com a informação sobre dos estados iniciais do modelo (ângulo das articulações, velocidades articulares, ativações musculares e comprimentos das fibras). Neste modelo não foi especificado nenhum ficheiro, por isso o programa assume que a simulação começa a partir da posição inicial pré-definida.

A execução desta ferramenta permite analisar vários parâmetros, como por exemplo, Cinemática com o registo de coordenadas, velocidades e acelerações generalizadas; Cinemática Corporal com dados sobre posições, orientação do centro de massa, com respetivas velocidades e acelerações (linear e angular); Atuadores com registo de força generalizada, velocidade e potência de cada atuador. A força

generalizada pode ser uma força (N) ou um momento (Nm), a velocidade pode ser linear (m/s) ou angular ($^{\circ}$ /s) e a potência (Watts) que pode ser negativa caso o atuador esteja a absorver energia do modelo ou positiva se está a fornecer energia; Reações articulares com informação sobre os valores das cargas sujeitas pelas articulações (Hicks, 2012b).

Após a seleção dos dados de entrada anteriormente descrita, uma nova ferramenta foi aberta, o “Editor de Excitações” (*Excitation Editor*) que nos informa sobre a excitação de um atuador, neste caso o “ActiveAFO” em relação ao tempo (0 a 0,4 segundos, que foi o intervalo de tempo definido) (Hicks, 2012a).

Esta ferramenta permite analisar e editar os padrões de excitação de atuadores (controladores), podendo ser útil quando são especificados valores de entrada para uma simulação por Dinâmica de Avanço ou para analisar os dados de saída de um algoritmo de controlo que resolve excitações musculares (por exemplo, o *Computed Muscle Control*). Ora, apesar de se intitular “Editor de Excitações”, esta pode ser usada para visualizar e editar qual forma de onda de controladores que estejam no formato de arquivo do OpenSim (.xml) (Hicks, 2012a).

Inicialmente, o modelo da AFO estava configurado para ter excitação do seu atuador a zero, conforme Figura 24. Usando a ferramenta “Editor de Excitações” é possível alterar o nível e tempo durante o qual o atuador está sob excitação.

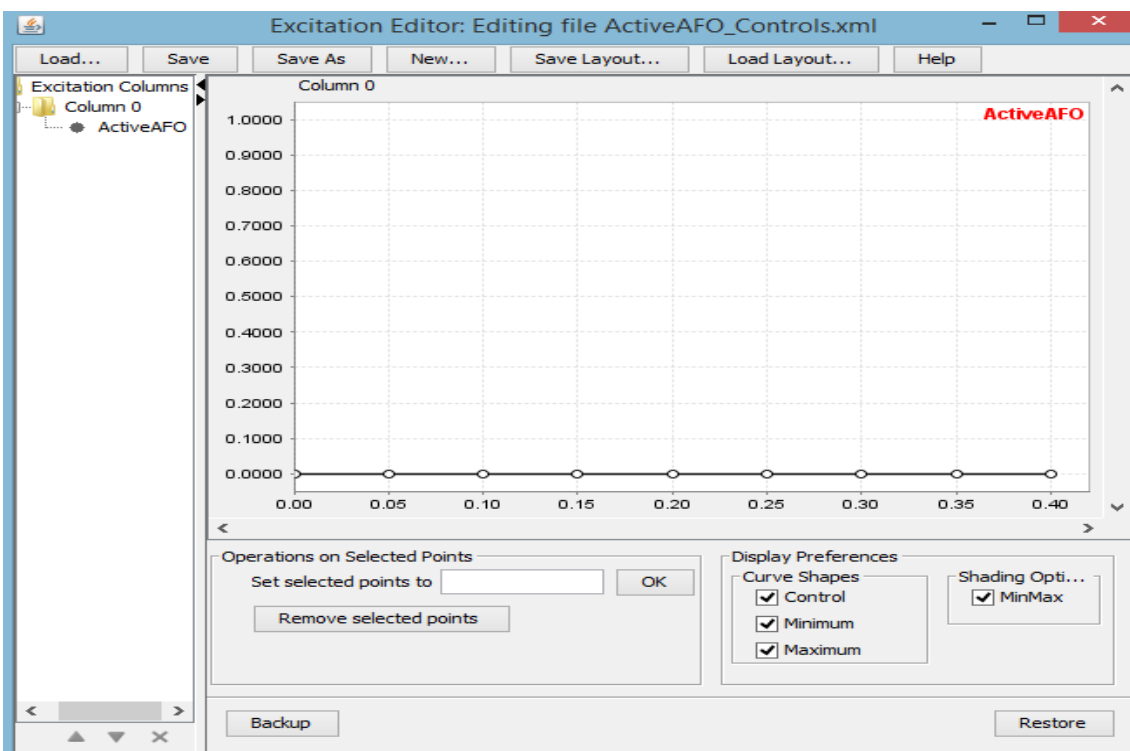


Figura 24- Configuração inicial dos valores de excitação do atuador "ActiveAFO".

Como já foi referido, o desafio neste cenário de simulação é configurar o tempo e o nível de ativação e rigidez da ortótese para otimizar o seu *design* e conseguir atingir valores para o ângulo de inversão do tornozelo que não sejam reflexo de uma lesão.

Para tal foram considerados os seguintes critérios:

- Nível de rigidez que permita um máximo conforto e baixos custos de material- rigidez translacional alterada para 100000 N/m nos pontos articulares interno e externo;
- Menor torque necessário para ativar o atuador da AFO (com um motor pequeno e compacto);
- Intervalo de tempo mínimo durante o qual a ortótese está ativa (para maximizar o tempo de vida da bateria) - o atuador "ActiveAFO" deve estar ativo durante o período de tempo que antecede e ocorre o contacto do pé com a plataforma. O padrão de excitação foi alterado da seguinte forma: o controlador estará ativo entre os 0,30 e os 0,40 segundos, instantes que de acordo com os gráficos se verifica o aumento do valor do ângulo e depois a sua diminuição imediatamente após o contacto, sendo definido um nível de excitação de 0.100. Para o instante 0,34 segundos, o nível de excitação instalado foi de 0,1500 uma vez que é o momento exato do apoio do pé devendo, por isso, haver uma maior atenção para que o ângulo de inversão seja o menor possível (Figura 25).

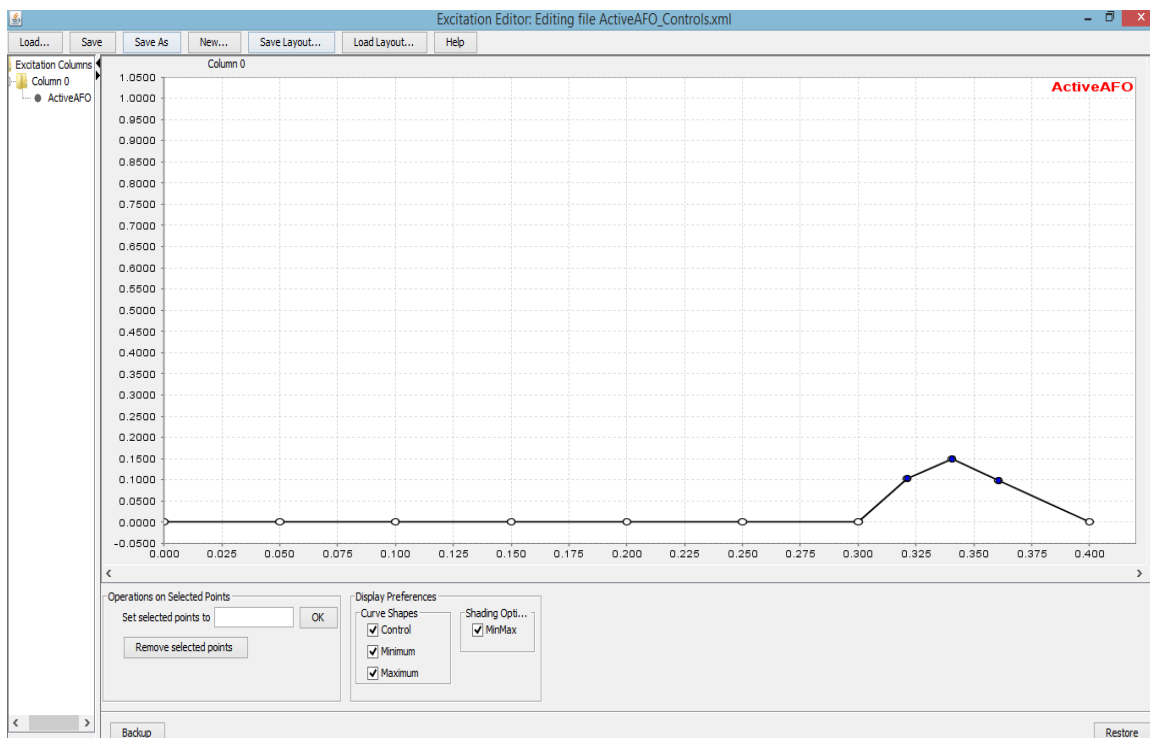


Figura 25- Padrão de excitação do atuador "ActiveAFO" para este cenário.

O gráfico da Figura 26 mostra que nesta simulação o valor máximo do ângulo de inversão é de cerca de 20 graus, por isso os critérios estabelecidos possibilitam à ortótese a capacidade para limitar este ângulo deste movimento. É de notar que à medida que os cenários se vão executando o valor de pico do ângulo de inversão vai diminuindo progressivamente.



Figura 26-Gráfico com o valor do ângulo de inversão do tornozelo após a execução da simulação com a AFOativa.

2.4.4.2. Cenário de simulação com co-ativação muscular

A co-ativação muscular consiste na ativação simultânea de grupos musculares agonistas e antagonistas à volta de uma articulação, e é uma estratégia importante e comum para o controlo do movimento voluntário dos seres humanos, tendo sido observada numa ampla variedade de condições que incluem a locomoção, atividades isométricas e funcionais, tarefas de baixa e alta precisão, posição ortostática, lesões do sistema nervoso central, estabilização lombo-pélvica, entre outros (Ervilha, Graven-Nielsen, & Duarte, 2012).

O primeiro impacto com uma perturbação inesperada resulta, normalmente, numa resposta muscular exagerada, que contém uma componente de postura e de sobressalto. A primeira é gerada para manter a estabilização da cabeça e tronco, a

segunda, quando adicionada à resposta postural causa uma resposta muscular de corpo inteiro. Esta exposição inicial envolve a co-ativação dos grupos musculares agonistas e antagonistas do segmento que experiencia o maior impacto. Após repetidas exposições a esse estímulo, é criada uma habituação, podendo, em alguns casos, haver desaparecimento da resposta muscular antagonista, ficando a resposta do músculo agonista sintonizada para restaurar o equilíbrio ou a postura, sem alterar a postura inicial (Blouin, Descarreaux, Bélanger-Gravel, Simoneau, & Teasdale, 2003; Siegmund, Blouin, & Inglis, 2008).

No caso da musculatura do tornozelo, intervenções neuromotoras, que retêm a coordenação muscular, podem proteger o tornozelo. Treinos de equilíbrio em superfícies instáveis, com combinação de força, conseguem diminuir a percentagem de lesões recorrentes no tornozelo (Demers et al., 2017).

Os indivíduos podem modular a rigidez do tornozelo co-ativando os músculos em antecipação à aterragem. A co-ativação muscular, especialmente dos músculos inversores e eversores, pode reduzir a inversão da articulação. A rigidez é a propriedade mecânica que determina com que eficácia as forças externas aplicadas sobre o sistema esquelético são absorvidas ou transmitidas pelos tecidos moles das articulações. A rigidez muscular descreve as propriedades expostas pelos tecidos musculares, enquanto que a rigidez articular abarca propriedades de todas as estruturas localizadas dentro e à volta da articulação, tais como, músculos, tendões, pele, tecido subcutâneo, fáscia, ligamentos, cápsula articular e cartilagem (Riemann, DeMont, Ryu, & Lephart, 2001).

A rigidez articular abrange fatores passivos associados a cada estrutura, como por exemplo, a viscoelasticidade, mas também fatores de influência neural sobre cada músculo articular. Pode-se considerar que existem influências neurais intrínsecas representadas pelo nível de ativação muscular (número de pontes cruzadas de actina-miosina) existentes num dado instante, e influências neurais extrínsecas representadas pela chegada de uma ativação reflexiva em resposta a um estímulo sensorial (Riemann et al., 2001).

Neste cenário, o modelo possui dois controladores que definem o nível de excitação dos músculos eversores e inversores. Inicialmente, os controladores estão desativados. Ao ativá-los, podemos explorar o efeito do aumento da co-ativação muscular na inversão do tornozelo. Os controladores de co-ativação operarão em conjunto com os controladores reflexos do modelo que foram vistos em acção nas simulações anteriores e ativam-se com base no estiramento de toda a unidade músculo-tendão. O nível de

excitação do músculo é proporcional, através de um ganho, à taxa de alongamento do atuador muscular.

O modelo encontra-se, igualmente, na posição padrão, conforme Tabelas 6 e 7, e possui as mesmas características que o do ponto 4.3.2., ou seja, do cenário sem assistência. O ganho do controlador é de 0,85. Os músculos abrangidos pelos controladores e os valores da constante de controlo estão descritos na Tabela 15.

Tabela 15- Músculos abrangidos pelo controlador de co-ativação muscular e o valor das suas constantes de controlo.

Grupo muscular	Músculos (designação OpenSim)	Constante de controlo (inicial)
Inversores	ext_hal_r flex_dig_r flex_hal_r tib_ant_r tib_post_r	0,1
Eversores	ext_dig_r per_brev_r per_long_r per_tert_r	0,3

O gráfico da Figura 27 demonstra que a co-ativação muscular dos inversores e eversores consegue retardar o aumento do ângulo de inversão do tornozelo após o contacto do pé com a plataforma.

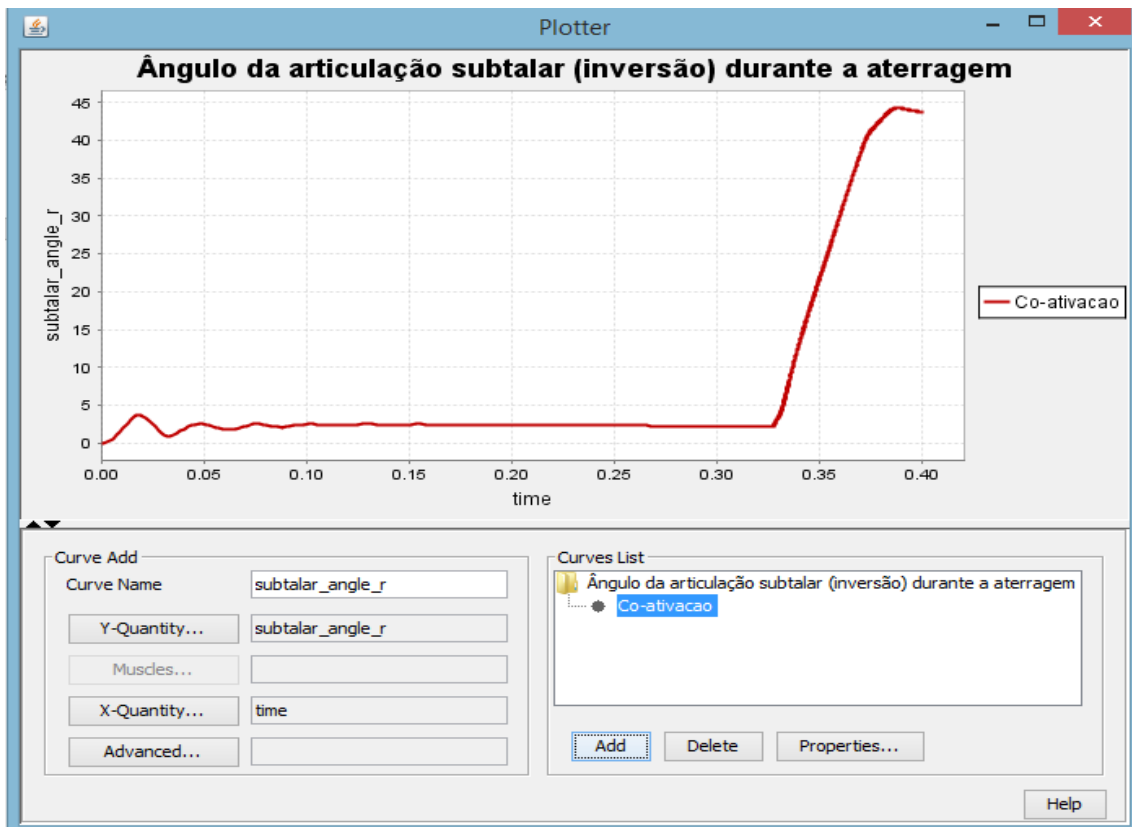


Figura 27- Gráfico com o valor do ângulo de inversão do tornozelo após a execução da simulação com os controladores de co-ativação muscular ativos.

2.4.5. Design of Experiments

Dentro da teoria da otimização, uma simulação é uma série de testes nos quais as variáveis de entrada são alteradas de acordo com uma determinada regra com o objetivo de identificar as razões para as mudanças na resposta de saída (Cavazzuti, 2013).

O *Design of Experiments* (DoE) consiste numa estratégia concebida para minimizar o número de análises necessárias para identificar o espaço multidimensional, sendo o seu objetivo produzir superfícies n-dimensionais com características suaves para melhor entender a variabilidade da função com as variáveis de projeto, e utilizando *Central Composite Design* (CCD) (Carvalho, Milho, Ambrosio, & Ramos, 2017).

O processo completo requer que sejam identificados um número de pontos que se definem como célula CCD, conforme Figura 28; que os coeficientes da superfície de resposta quadrática sejam calculados para identificar a função de resposta superficial; e o problema de otimização é resolvido tomando a função de resposta de superfície com representante da resposta detalhado do modelo (Carvalho et al., 2017).

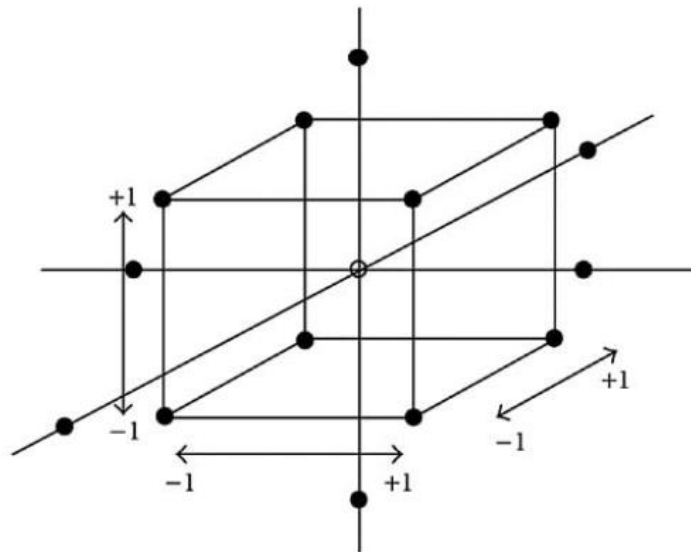


Figura 28- Célula do *Central Composite Design* (CCD). Retirado de (Carvalho et al., 2017)

O CCD é um processo usado para definir pontos de dados, ou seja, conjuntos de variáveis de projeto, para realizar um número apropriado de simulações numéricas permitindo a adaptação de uma superfície polinomial através da resposta obtida. Com o propósito de identificar os diferentes projetos requeridos para realizar as simulações numéricas, as variáveis de projeto k , ou seja, os parâmetros de modelagem, devem ser designadas como $t_i, i=1, \dots, k$. Os valores iniciais para as variáveis de *design*, definidas

como t_i^0 , serão os parâmetros usados no modelo de referência. O intervalo das variáveis de projeto deve ser tal que $t_i^{min} \leq t_i \leq t_i^{MAX}$. Assim, um conjunto de variáveis codificadas, definidas como x_i , $i=1, \dots, k$, é obtido escalando e tornando as variáveis de projeto adimensionais:

$$X_i = \frac{t_i - t_i^0}{s_i} \quad i = 1, \dots, k \quad (16)$$

onde a inclinação s_i é obtida para cada variável usando o valor superior da variável de *design* junto com o valor superior da variável codificada, ou seja,

$$s_i = \frac{t_i^{MAX} - t_i^0}{x_i^{MAX}} \quad i = 1, \dots, k \quad (17)$$

O CCD define as coordenadas das variáveis codificadas em k necessárias para realizar n simulações numéricas que permitem a identificação da superfície de resposta quadrática. O número de simulações necessárias para calcular todos os parâmetros da superfície quadrática são

$$n = 1 + 2k + 2^k \quad (18)$$

No caso da aplicação de 3 variáveis de projeto, $k=3$, através da Equação (18) é definido o número de simulações a realizar para identificar a superfície de resposta quadrática, que corresponde a 15 simulações.

As coordenadas das variáveis codificadas usadas em cada simulação são os pontos representados na Equação (19), que correspondem aos vértices e ao centro do cubo e os pontos no eixo que passam pelo centro do cubo deparam-se com uma coordenada igual a $\alpha = [2^k]^{1/4}$, sendo $\alpha = 1,682$. A matriz dos parâmetros de *design* codificados, denotada por **D** com a dimensão $(n \times k)$, é escrita como

$$\mathbf{D} = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 \\ -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 \\ -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 \\ -1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ -1.682 & 0 & 0 \\ 1.682 & 0 & 0 \\ 0 & -1.682 & 0 \\ 0 & 1.682 & 0 \\ 0 & 0 & -1.682 \\ 0 & 0 & 1.682 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (19)$$

Ao utilizar a definição das coordenadas das variáveis codificadas, para todas as simulações dadas pela Equação (19), assim como a definição das inclinações, na Equação (17), juntamente com os valores para as variáveis de projeto de referência e respectivo intervalo de variação, dado na Figura 27, é possível calcular as variáveis de projeto a serem usadas em cada simulação numérica usando para tal a Equação (16).

2.4.6. Benefícios da integração da simulação biomecânica com programa de saúde e condicionamento físico

Os objetivos da biomecânica, quando aplicada ao desporto e ao exercício, são a melhoria do desempenho e a prevenção e reabilitação de lesões. O método mais comum de promover o desempenho em vários desportos é melhorar a técnica do atleta visando, sempre, o desenvolvimento de técnicas novas e mais eficientes (P. McGinnis, 2013).

A biomecânica tem o potencial de conduzir a modificações no treino e, assim, melhorias na *performance*, bem como ajuda na identificação de forças que podem causar lesões e na prevenção da reincidência de lesões, podendo ser usada para fornecer as bases para alterações nas técnicas, equipamentos ou nos treinos, aplicando-se quer à prevenção quer à reabilitação (P. McGinnis, 2013).

Em diversos desportos, o simples ato de saltar e a sua posterior aterragem são extremamente importantes e, como tal, os atletas fazem esforços substanciais para melhorar o seu desempenho. Duas formas de conseguir alcançar esse objetivo são alterando as propriedades físicas do sistema neuromuscular ou otimizando a coordenação muscular. A força física pode ser aumentada, principalmente, através do treino específico de características da força neuromuscular, enquanto que a coordenação muscular pode ser melhorada através de melhorias na técnica dos movimentos (Nagano & Gerritsen, 2001).

No entanto, é difícil quantificar cada parâmetro neuromuscular, como a força muscular isométrica máxima, a velocidade máxima de encurtamento e a ativação muscular máxima, sendo também complicado isolar o efeito de um único parâmetro em ambiente experimental. Sendo assim, o salto vertical humano, nas suas diferentes variantes, tem sido estudado intensamente com recurso a modelos de simulação de dinâmica avançada (Nagano & Gerritsen, 2001).

A vantagem dessa abordagem é a capacidade de conseguirmos colocar cada parâmetro em análise sob controlo preciso e que pode ser alterado sistematicamente (Nagano & Gerritsen, 2001).

Quer seja em treino ou condicionamento físico, a simulação biomecânica apresenta-se como uma ferramenta com potencial para a caracterização de variáveis cinemáticas e dinâmicas do movimento do corpo humano, sem necessidade de ensaios experimentais reais que envolvam indivíduos sujeitos a um tempo alargado de investigação.

3. Metodologia

Tal como já referido nos capítulos anteriores, o objetivo deste trabalho é analisar o potencial risco de uma entorse por inversão durante a aterragem em queda livre e, com isso, projetar dispositivos biomecânicos que possam ajudar a prevenir e a mitigar este tipo de lesão.

Para tal, foram executadas diversas simulações do movimento recorrendo aos modelos disponíveis livremente no OpenSim designados por *ToyLandingModel*, e *ToyLandingModel_AFO* e *ToyLandingModel_activeAFO*.

A obtenção dos resultados foi realizada através de uma análise de sensibilidades de alguns parâmetros descritos nos pontos 4.4. e 4.5., tais como:

- Massa da AFO;
- Rigidez Translacional da AFO;
- Nível de Excitação da AFO;
- Força ideal do motor da AFO;
- Constantes de ativação muscular.

Partindo destes parâmetros foram analisadas variações de -5%, -10%, -20%, -50%, +5%, +10%, +20% e +50% em relação ao valor base definido para cada um.

Uma vez que o modelo permitia fazer simulações com uma AFO passiva e com uma ativa, e sem nenhum dispositivo biomecânico, as variações destes parâmetros foram investigadas em cada tipo de ortótese e, no caso do modelo “Sem Assistência”, para as constantes de co-ativação muscular.

Para responder à pergunta “Será a massa da AFO um fator importante na diminuição do ângulo de inversão?”, a massa da peça da perna e do pé sofreu variações de aumento e diminuição dos seus valores de acordo com as percentagens apresentadas anteriormente. Esta pergunta foi colocada tanto para o modelo com a AFO passiva como para o da ativa, conforme a Tabela 16.

Tabela 16- Valores das variações da massa da AFO no modelo ativo e passivo.

Massa AFO	Valor Base (Kg)	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
Pé	1,5	1,425	1,35	1,2	0,75	1,575	1,65	1,8	2,25
Perna	1,25	1,1875	1,125	1	0,625	1,3125	1,375	1,5	1,875

No caso da rigidez translacional da ortótese, a questão colocada foi “Será este parâmetro um ponto influenciador para a prevenção da inversão do tornozelo numa aterragem?” e as articulações em questão foram as interna e externa do tornozelo da AFO e que ligam as duas peças da ortótese. Os valores de base usados (10000 N/m e 100000 N/m) dizem respeito aos valores referidos num tutorial do OpenSim criado o modelo utilizado. Nas Tabelas 17 a 20 apresentam-se os valores das variações do valor base para cada simulação.

Tabela 17- Valores das variações (-) da rigidez translacional da AFO no modelo ativo e passivo.

Rigidez translacional (N/m)	Pontos Articulares	Valor Base (N/m)	-5%	-10%	-20%	-50%
x	AFO_med_bushing; AFO_lat_bushing	10000	9500	9000	8000	5000
y		10000	9500	9000	8000	5000
z		10000	9500	9000	8000	5000

Tabela 18- Valores das variações (+) da rigidez translacional da AFO no modelo ativo e passivo.

Rigidez translacional (N/m)	Pontos Articulares	Valor Base (N/m)	+5%	+10%	+20%	+50%
x	AFO_med_bushing; AFO_lat_bushing	10000	10500	11000	12000	15000
y		10000	10500	11000	12000	15000
z		10000	10500	11000	12000	15000

Tabela 19- Valores das variações (-) da rigidez translacional da AFO no modelo ativo e passivo.

Rigidez translacional (N/m)	Pontos Articulares	Valor Base (N/m)	-5%	-10%	-20%	-50%
x	AFO_med_bushing; AFO_lat_bushing	100000	95000	90000	80000	50000
y		100000	95000	90000	80000	50000
z		100000	95000	90000	80000	50000

Tabela 20- Valores das variações (+) da rigidez translacional da AFO no modelo ativo e passivo.

Rigidez translacional (N/m)	Pontos Articulares	Valor Base (N/m)	+5%	+10%	+20%	+50%
x	AFO_med_bushing; AFO_lat_bushing	100000	105000	110000	120000	150000
y		100000	105000	110000	120000	150000
z		100000	105000	110000	120000	150000

Os parâmetros “Força Ideal do Motor” e “Nível de excitação da AFO” foram apenas testados para a AFO ativa. Relativamente à força do motor, as variações do seu valor são apresentadas na Tabela 21, cujo valor base é o definido pelos autores do modelo. Quanto ao nível de excitação, os seus valores foram definidos tendo por base algumas tentativas para definir um padrão de excitação que permitisse obter um ângulo de inversão da articulação subtalar inferior a 25 graus, conforme Tabela 22.

Tabela 21- Valores das variações da força ideal do motor da AFO no modelo ativo.

Força Motor Valor Base (N)	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
100	95	90	80	50	105	110	120	150

Tabela 22- Valores das variações do nível de excitação da AFO no modelo ativo.

Nível Excitação Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
0,1	0,095	0,09	0,08	0,05	0,105	0,11	0,12	0,15
0,15	0,1425	0,135	0,12	0,075	0,1575	0,165	0,18	0,225
0,1	0,095	0,09	0,08	0,05	0,105	0,11	0,12	0,15

Quanto às constantes de ativação muscular, estas foram testadas no modelo que não possuía nenhum dispositivo biomecânico. Os valores bases para as constantes dos músculos inversores e eversores usados são os definidos pelos autores do modelo. As suas variações estão apresentadas na Tabela 23.

Tabela 23- Valores das variações das constantes de ativação muscular no modelo sem assistência.

Constantes	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
Músculos Inversores	0,1	0,095	0,09	0,08	0,05	0,105	0,11	0,12	0,15
Músculos Eversores	0,3	0,285	0,27	0,24	0,15	0,315	0,33	0,36	0,45

As ferramentas do OpenSim utilizadas nas simulações efetuadas foram o “Plot”, o “Excitation Editor” e a “Forward Dynamics”. A ferramenta “Plot” permite a criação de gráficos, usando os valores da simulação efetuada e, com isso, analisar dados relativos a ângulos articulares, momentos de força, comprimentos, forças, entre outros. O “Excitation Editor”, como já foi abordado neste trabalho, possibilita visualizar e editar a forma de onda dos controladores que estejam no formato de arquivo do OpenSim. A

“*Forward Dynamics*” utiliza a excitação muscular como dados de entrada para calcular os movimentos corporais correspondentes e definir a dinâmica de um modelo musculoesquelético.

Para todas as simulações foi criado um gráfico que relacionava o ângulo da articulação subtalar com o tempo da simulação uma vez que o grande objetivo do trabalho é verificar alterações no valor máximo desse ângulo aquando da aterragem no solo do modelo. Nas simulações com recurso ao modelo da AFO ativa, as ferramentas “*Excitation Editor*” e “*Forward Dynamics*” foram utilizadas para definir as propriedades da simulação antes da mesma ser corrida.

As Figuras 29 a 38 mostram o movimento e posição do modelo em diferentes instantes de tempo durante a queda livre. É possível observar que aquando do apoio da perna direita sobre a plataforma existe a ativação muscular de alguns músculos que alteram a sua cor de azul para vermelho. Na Figura 35 e 36 vemos o uso da AFO para prevenir o movimento de inversão excessivo e, nas Figuras 37 e 38, é possível observar a posição do pé no modelo sem dispositivos biomecânicos.

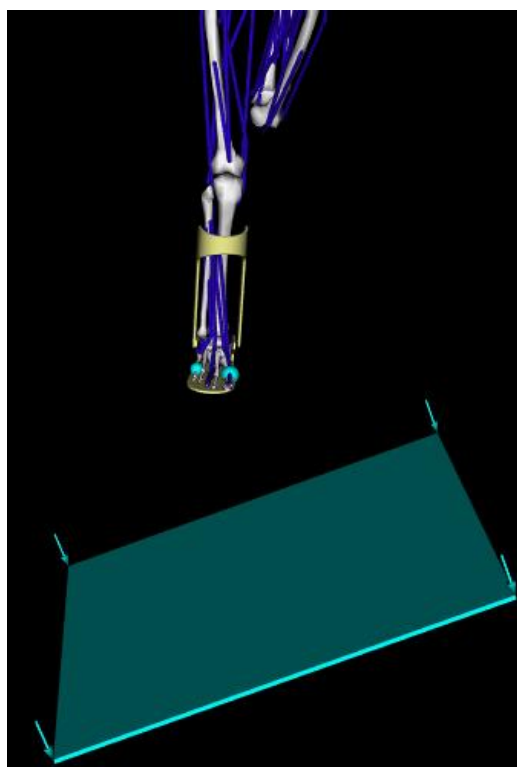


Figura 29- Posição do modelo ToyLandingModel_AFO no instante $t=0s$.

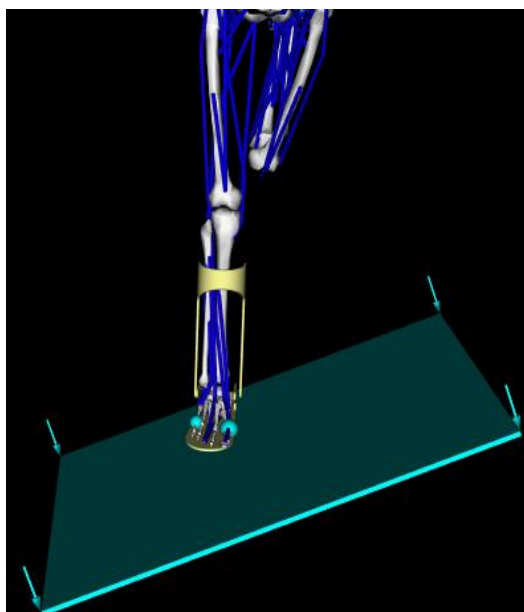


Figura 30- Posição do modelo *ToyLandingModel_AFO* no instante $t=0,2s$.

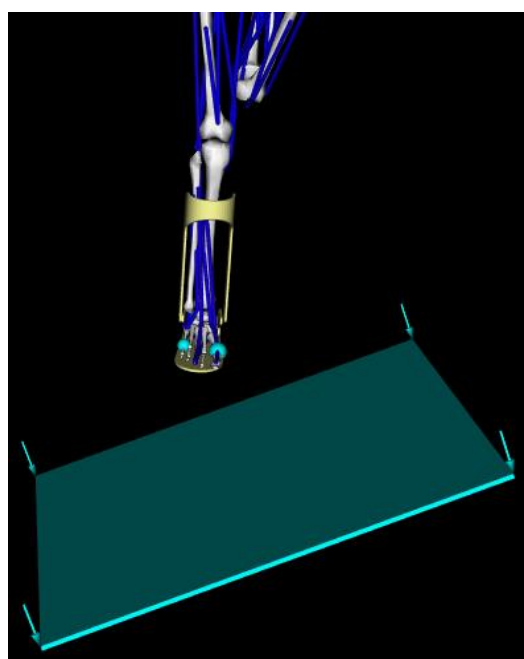


Figura 31- Posição do modelo *ToyLandingModel_AFO* no instante $t=0,3s$.

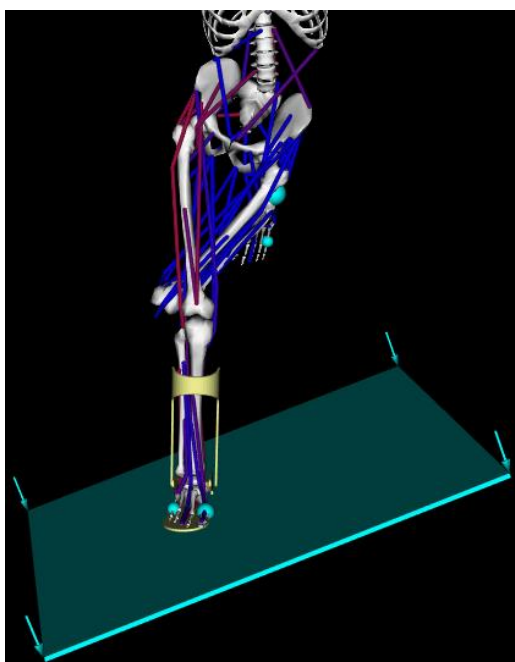


Figura 32- Posição do modelo *ToyLandingModel_AFO* no instante $t=0,35s$.

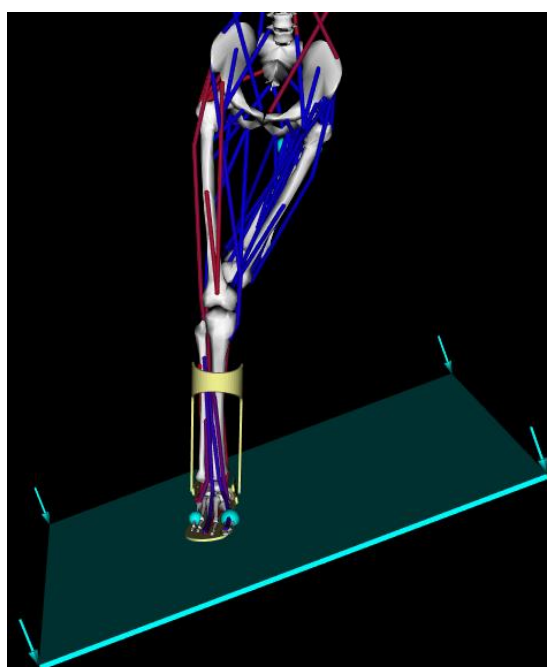


Figura 33- Posição do modelo *ToyLandingModel_AFO* no instante $t=0,4s$.

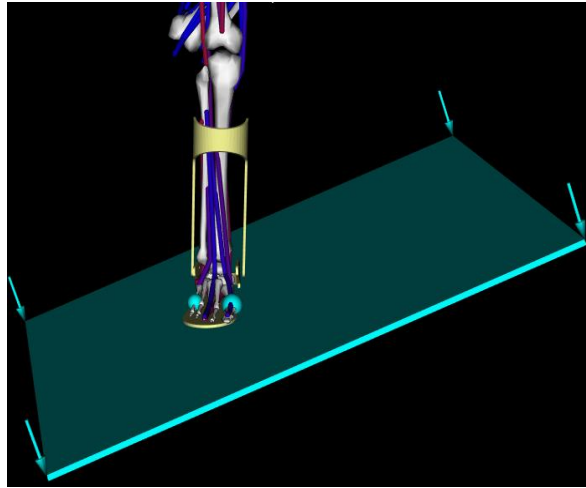


Figura 34- Posição do modelo *ToyLandingModel_AFO* no instante $t=0,4s$. (1)

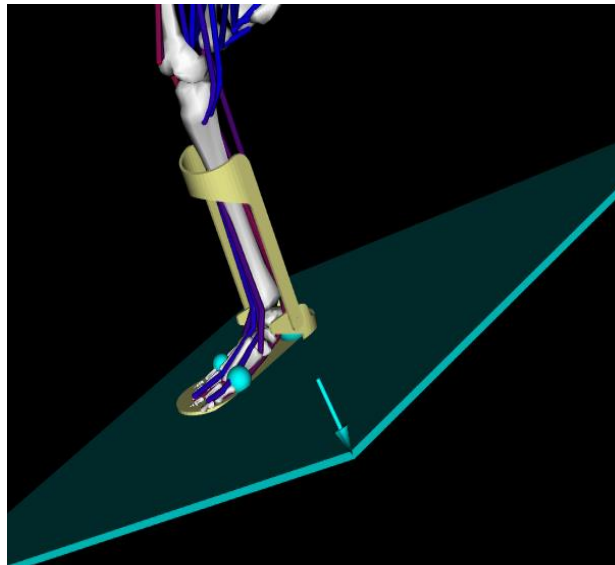


Figura 35- Posição do modelo *ToyLandingModel_AFO* no instante $t=0,4s$. (2)

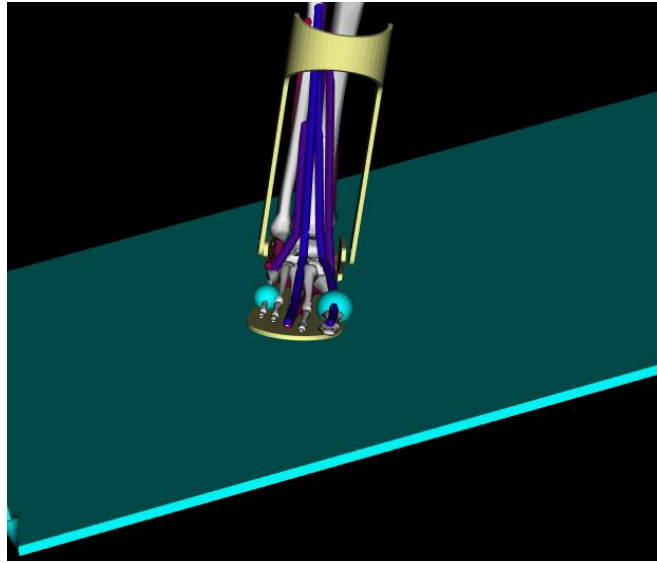


Figura 36- Posição do modelo *ToyLandingModel_AFO* no instante $t=0,4s$. (3)

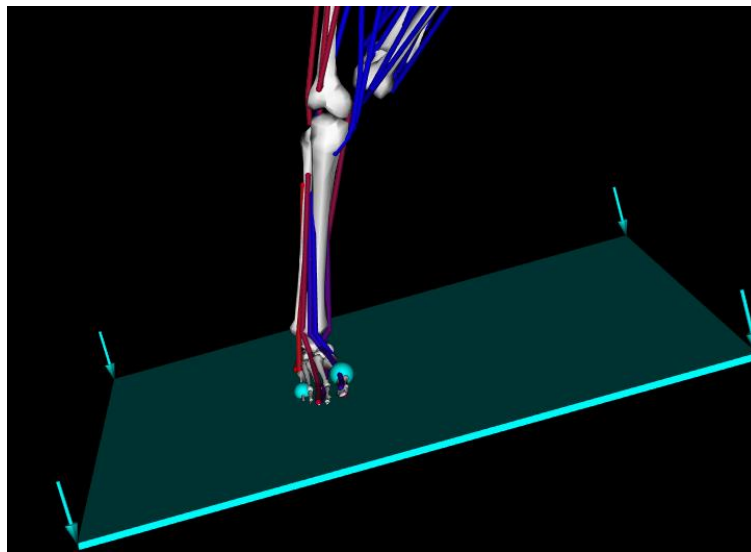


Figura 37- Posição do modelo *ToyLandingModel* no instante $t=0,35s$.

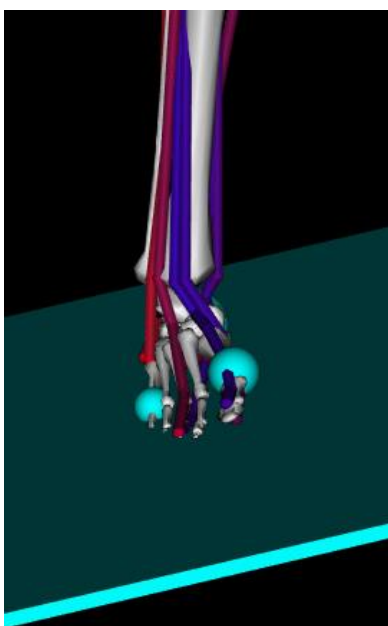


Figura 38-Posição do modelo *ToyLandingModel* no instante $t=0,35s$. (1)

No capítulo seguinte serão apresentados os resultados de cada uma das 216 simulações realizadas, cada uma num contexto específico, mas sempre com o intuito de descobrir qual a influência de cada um dos parâmetros em análise no aumento ou diminuição do valor do ângulo de inversão num movimento de aterragem em queda livre.

4. Resultados

Os resultados aqui apresentados foram recolhidos na sua totalidade pela discente e correspondem aos valores usados para cada parâmetro avaliado e ao valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar resultante de cada simulação.

4.1. Massa da AFO

Neste parâmetro, as simulações efetuadas continham apenas alterações nos valores deste critério, conforme Tabela 16 e foram realizadas usando o modelo da AFO passiva. Os resultados obtidos constam da Tabela 24 e Figura 39.

Tabela 24- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da massa da AFO.

Massa AFO	Valor Base (Kg)	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
Pé	1,5	1,425	1,35	1,2	0,75	1,575	1,65	1,8	2,25
Perna	1,25	1,1875	1,125	1	0,625	1,3125	1,375	1,5	1,875
Ângulo de Inversão (Graus)	42,3	42,3	42,2	42,1	40,9	42,4	42,4	42,6	42,9

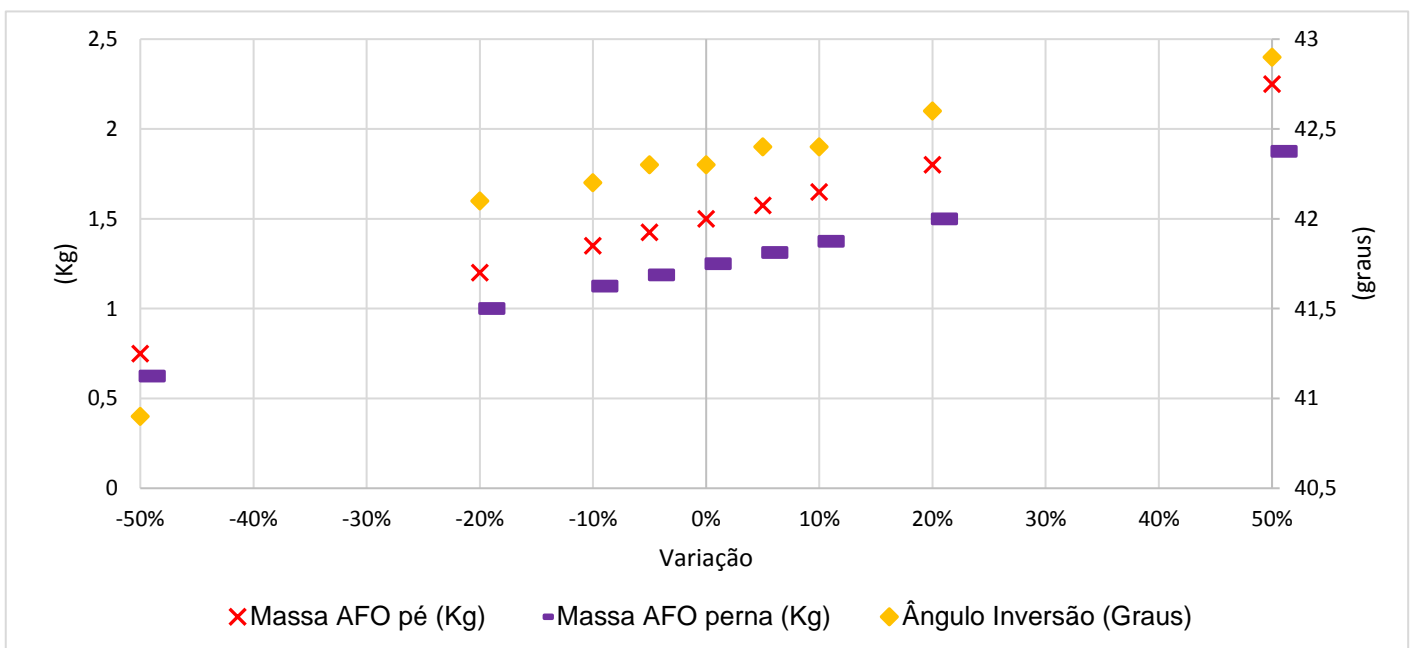


Figura 39- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Massa do pé e da perna da AFO.

Os resultados mostram que à medida que os valores da massa de cada uma das peças da AFO aumentam ocorre um aumento do ângulo de inversão, sendo este sempre superior a 40 graus.

4.2. Rigidez Translacional

4.2.1. Modelo AFO Passiva

O parâmetro Rigidez Translacional foi analisado tendo como valores de base os 10000 N/m e os 100000 N/m, tal como está explícito nas Tabelas 25 a 28 e Figuras 40 e 41. Os seus resultados foram:

Tabela 25- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (-) da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m.

Pontos Articulares	Rigidez translacional (N/m)	Valor Base (N/m)	-5%	-10%	-20%	-50%
AFO_med_bushing; AFO_lat_bushing	x	10000	9500	9000	8000	5000
	y	10000	9500	9000	8000	5000
	z	10000	9500	9000	8000	5000
	Ângulo de Inversão (Graus)	42,3	42,6	42,8	43,3	45,0

Tabela 26- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (+) da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m.

Pontos Articulares	Rigidez translacional (N/m)	Valor Base (N/m)	+5%	+10%	+20%	+50%
AFO_med_bushing; AFO_lat_bushing	x	10000	10500	11000	12000	15000
	y	10000	10500	11000	12000	15000
	z	10000	10500	11000	12000	15000
	Ângulo de Inversão (Graus)	42,3	42,1	42,0	41,6	40,4

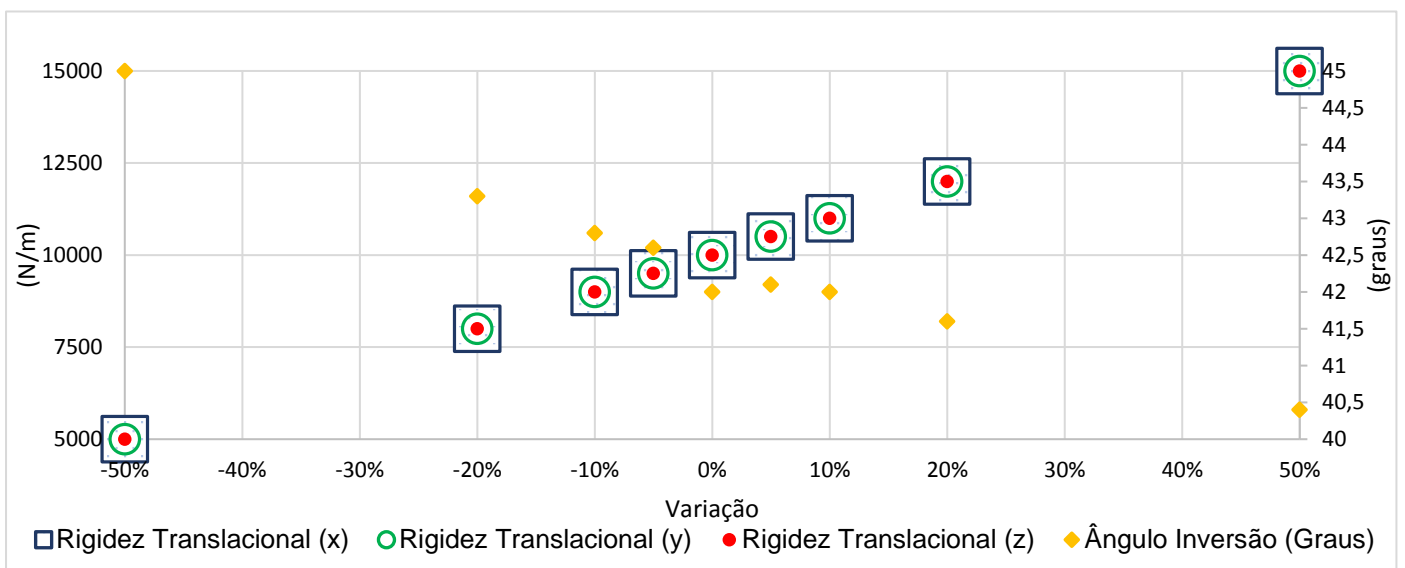


Figura 40- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Rigidez Translacional (valor base 10000 N/m) no modelo passivo.

Os valores obtidos mostram que à medida que os valores da Rigidez Translacional aumentam, diminui o ângulo de inversão, obtendo-se o menor valor precisamente na variação de +50% (40,4 graus).

Tabela 27- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (-) da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m.

Pontos Articulares	Rigidez translacional (N/m)	Valor Base (N/m)	-5%	-10%	-20%	-50%
AFO_med_bushing; AFO_lat_bushing	x	100000	95000	90000	80000	50000
	y	100000	95000	90000	80000	50000
	z	100000	95000	90000	80000	50000
	Ângulo de Inversão (Graus)	21,0	22,0	22,5	24,0	29,7

Tabela 28- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (+) da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m.

Pontos Articulares	Rigidez translacional (N/m)	Valor Base (N/m)	+5%	+10%	+20%	+50%
AFO_med_bushing; AFO_lat_bushing	x	100000	105000	110000	120000	150000
	y	100000	105000	110000	120000	150000
	z	100000	105000	110000	120000	150000
	Ângulo de Inversão (Graus)	21,0	20,8	20,2	19,3	16,8

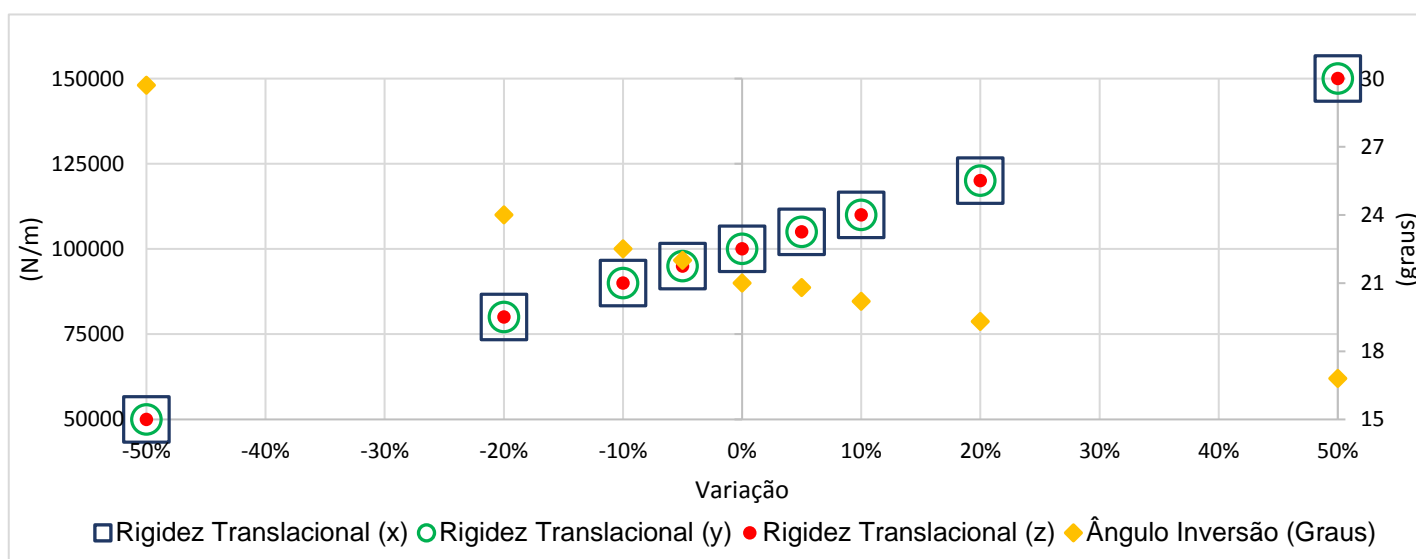


Figura 41- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Rigidez Translacional (valor base 100000 N/m) no modelo passivo.

No caso do valor base de 100000 N/m verifica-se que a diminuição do ângulo de inversão ocorre, igualmente, à medida os valores da rigidez aumentam, mas neste caso conseguiu-se atingir valores inferiores a 25 graus, com o menor valor a corresponder também à variação de +50% (16,8 graus).

4.2.2. Modelo AFO Ativa

O parâmetro Rigidez Translacional foi novamente analisado tendo como valores de base os 10000 N/m e os 100000 N/m, mas agora com o modelo ativo da ortótese conforme as Tabelas 29 a 32 e Figura 42 e 43. Os seus resultados foram:

Tabela 29- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (-) da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m.

Rigidez translacional (N/m)	Pontos Articulares	Valor Base (N/m)	-5%	-10%	-20%	-50%
x	AFO_med_bushing; AFO_lat_bushing	10000	9500	9000	8000	5000
y		10000	9500	9000	8000	5000
z		10000	9500	9000	8000	5000
Ângulo de Inversão (Graus)		42,5	42,6	42,8	43,3	45,0

Tabela 30- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (+) da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m.

Rigidez translacional (N/m)	Pontos Articulares	Valor Base (N/m)	+5%	+10%	+20%	+50%
x	AFO_med_bushing; AFO_lat_bushing	10000	10500	11000	12000	15000
y		10000	10500	11000	12000	15000
z		10000	10500	11000	12000	15000
Ângulo de Inversão (Graus)		42,5	42,1	41,9	41,6	40,4

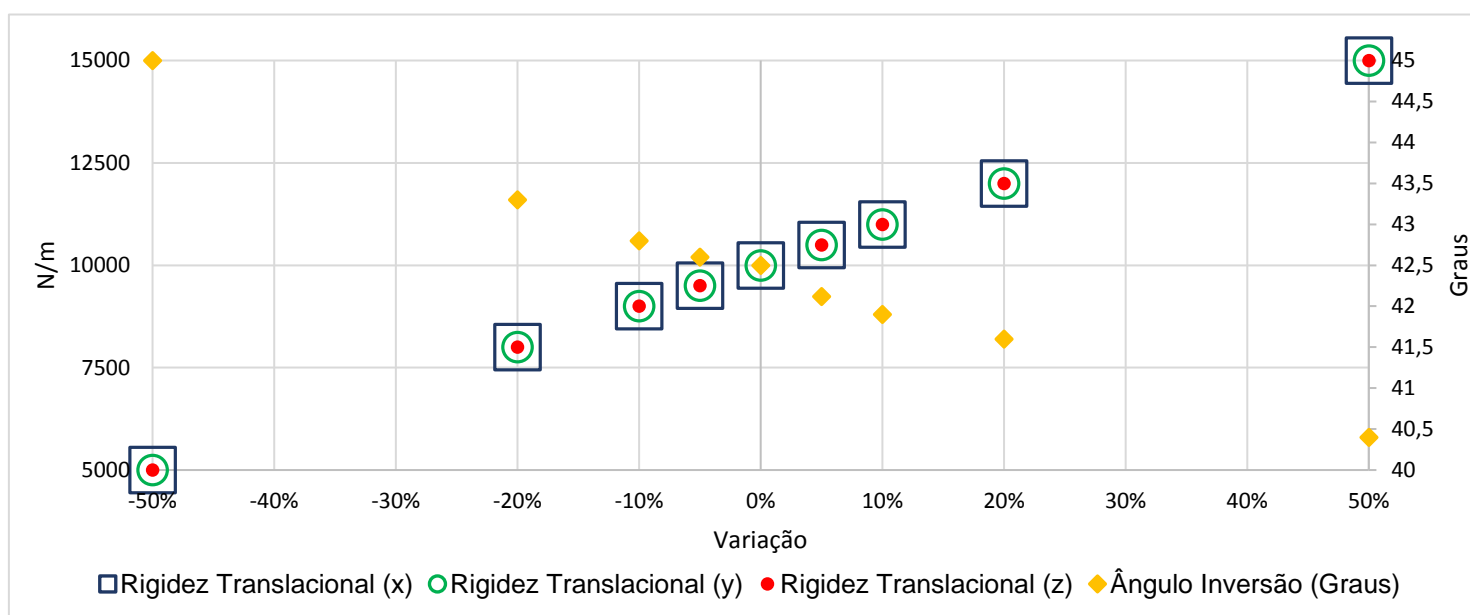


Figura 42- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Rigidez Translacional (valor base 10000 N/m) no modelo ativo.

Tabela 31- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (-) da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m.

Rigidez translacional (N/m)	Pontos Articulares	Valor Base (N/m)	-5%	-10%	-20%	-50%
x	AFO_med_bushing; AFO_lat_bushing	100000	95000	90000	80000	50000
y		100000	95000	90000	80000	50000
z		100000	95000	90000	80000	50000
Ângulo de Inversão (Graus)		21,0	21,9	22,5	23,9	29,7

Tabela 32- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação (+) da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m.

Rigidez translacional (N/m)	Pontos Articulares	Valor Base (N/m)	+5%	+10%	+20%	+50%
x	AFO_med_bushing; AFO_lat_bushing	100000	105000	110000	120000	150000
y		100000	105000	110000	120000	150000
z		100000	105000	110000	120000	150000
Ângulo de Inversão (Graus)		21,0	20,8	20,2	19,3	16,8

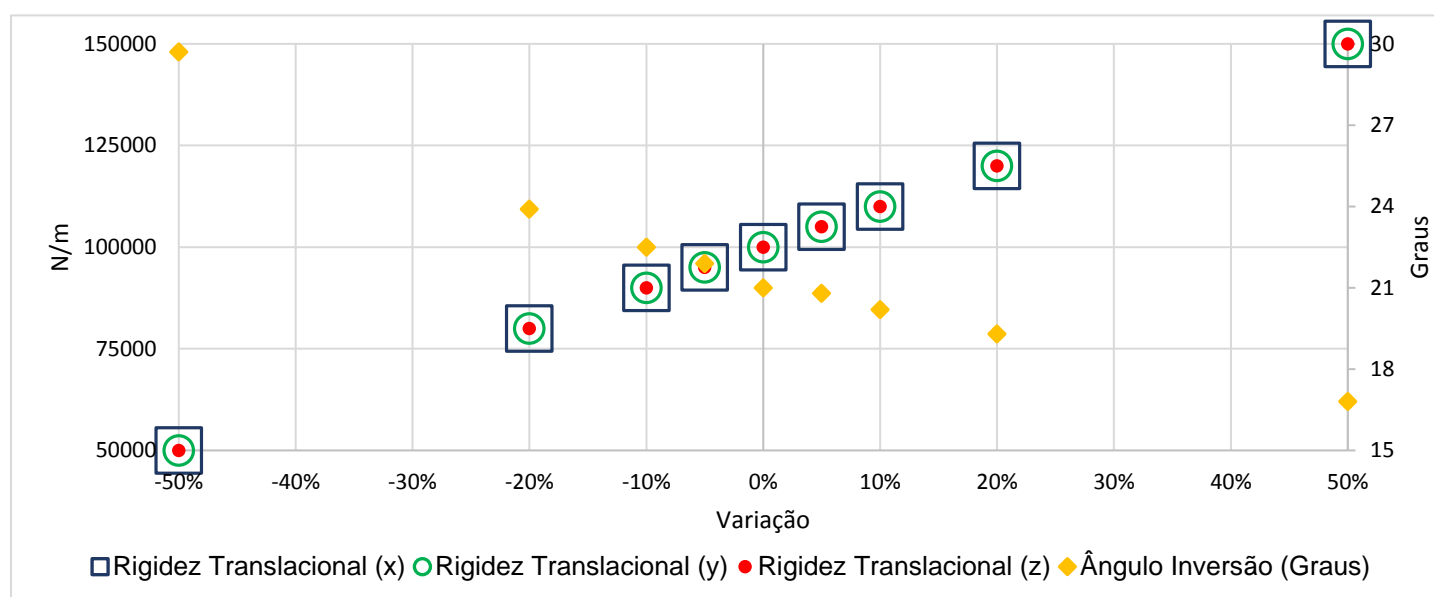


Figura 43- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Rigidez Translacional (valor base 100000 N/m) no modelo ativo.

Neste modelo, os resultados acima apresentados revelam a diminuição do valor do ângulo de inversão à medida que os valores para a rigidez vão aumentando, valores esses que vão sendo cada vez mais pequenos na simulação com valor base de rigidez de 100000 N/m.

4.3. Força do Motor

Esta característica foi simulada quer com uma AFO ativa com rigidez translacional de 10000 N/m quer com 100000 N/m, estando os resultados obtidos explícitos nas Tabelas 33 e 34 e Figuras 44 e 45, respetivamente.

Tabela 33- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da Força do Motor com Rigidez Translacional de 10000 N/m.

	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
Força Motor (N)	100	95	90	80	50	105	110	120	150
Rigidez Translacional (x,y,z) (N/m)	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000
Ângulo de Inversão (Graus)	42,3	42,3	42,3	42,3	42,3	42,3	42,3	42,3	42,3

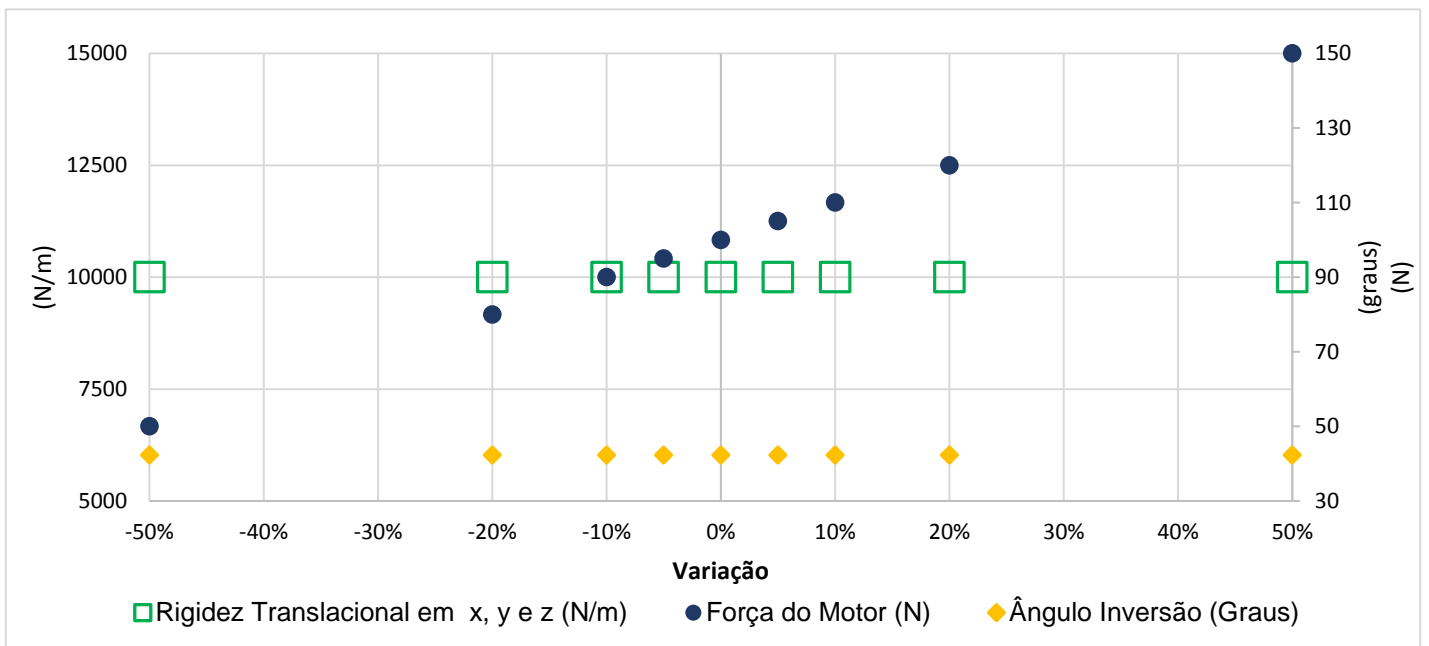


Figura 44- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Força do motor com Rigidez Translacional de 10000 N/m.

Tabela 34- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da Força do Motor com Rigidez Translacional de 100000 N/m.

	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
Força Motor (N)	100	95	90	80	50	105	110	120	150
Rigidez Translacional (x,y,z) (N/m)	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000
Ângulo de Inversão (Graus)	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3

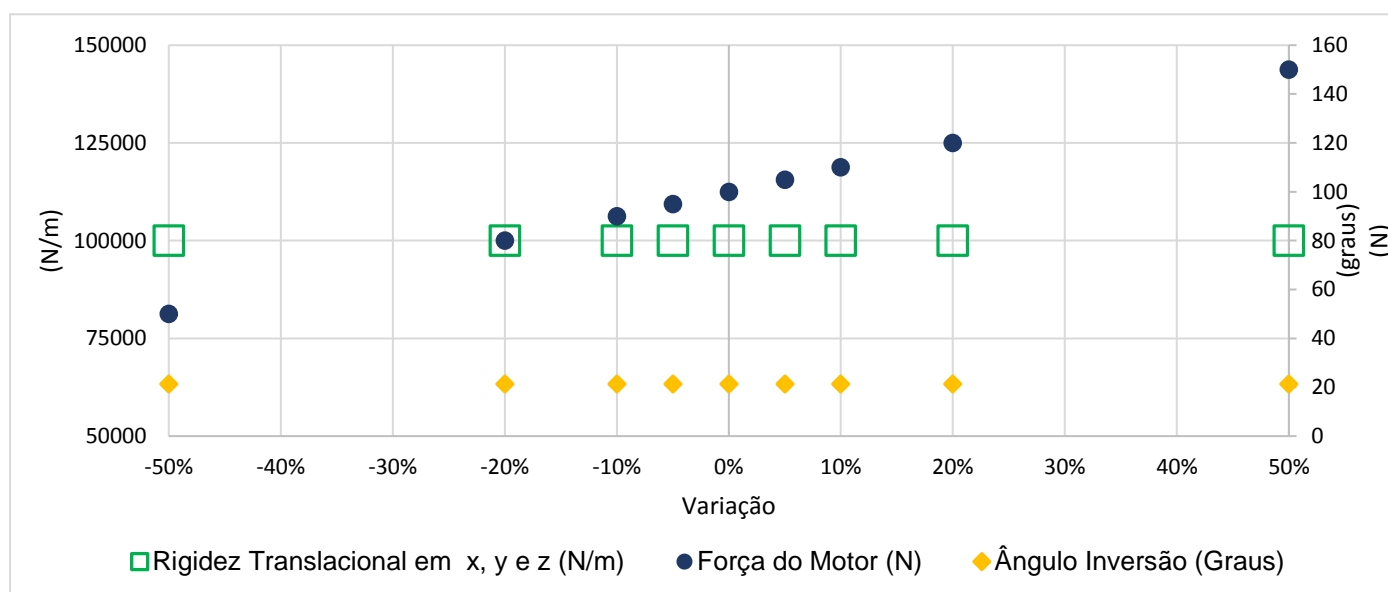


Figura 45- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Força do motor com Rigidez Translacional de 100000 N/m.

Nestas simulações que analisaram o parâmetro “Força do Motor” verificou-se que independentemente da percentagem de variação os valores do ângulo foram sempre iguais, sendo de 42,3 graus no caso da Rigidez Translacional de 10000 N/m e de 21,3 graus com rigidez de 100000 N/m.

4.4. Nível de Excitação

O padrão de excitação usado como ponto de partida para as simulações realizadas foi definido após várias tentativas para conseguir baixar o ângulo de inversão do tornozelo para valores inferiores a 25 graus. Como tal, definimos esse valor como a base para a investigação, e simulamos o movimento com o padrão de excitação escolhido e com rigidez translacional da AFO com valores os 10000 N/m e 100000 N/m. As Tabelas 35 a 39 e Figuras 46 e 47 mostram os seus resultados.

Tabela 35- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação do Nível de Excitação da AFO com Rigidez Translacional de 10000 N/m.

	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
Nível de excitação1	0,1	0,095	0,09	0,08	0,05	0,105	0,11	0,12	0,15
Nível de excitação2	0,15	0,1425	0,135	0,12	0,075	0,1575	0,165	0,18	0,225
Nível de excitação3	0,1	0,095	0,09	0,08	0,05	0,105	0,11	0,12	0,15
Rigidez Translacional (x,y,z) (N/m)	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000
Ângulo de Inversão (Graus)	42,3	42,3	42,3	42,3	42,3	42,3	42,3	42,3	42,3

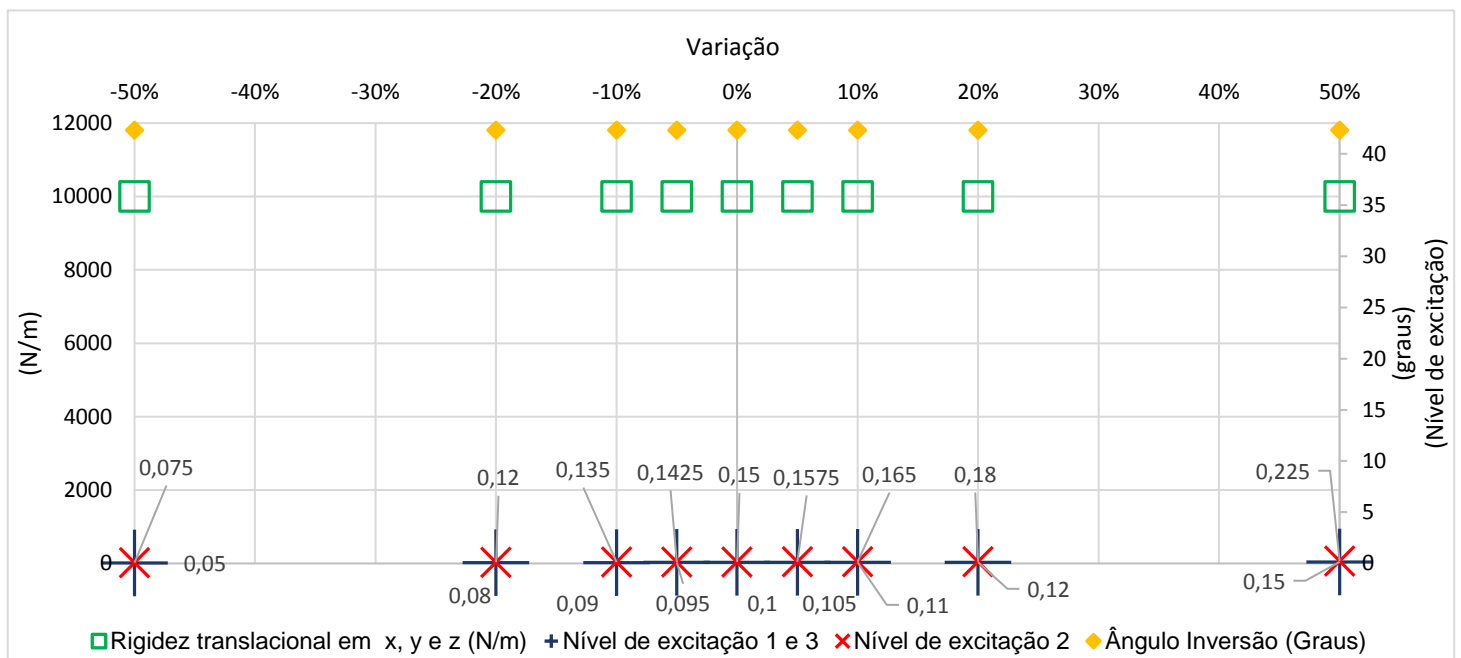


Figura 46- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores do Nível de Excitação com Rigidez Translacional de 10000 N/m.

Tabela 36- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação do Nível de Excitação da AFO com Rigidez Translacional de 100000 N/m.

	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
Nível de excitação	0,1	0,095	0,09	0,08	0,05	0,105	0,11	0,12	0,15
Nível de excitação	0,15	0,1425	0,135	0,12	0,075	0,1575	0,165	0,18	0,225
Nível de excitação	0,1	0,095	0,09	0,08	0,05	0,105	0,11	0,12	0,15
Rigidez Translacional (x,y,z) (N/m)	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000
Ângulo de Inversão (Graus)	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3

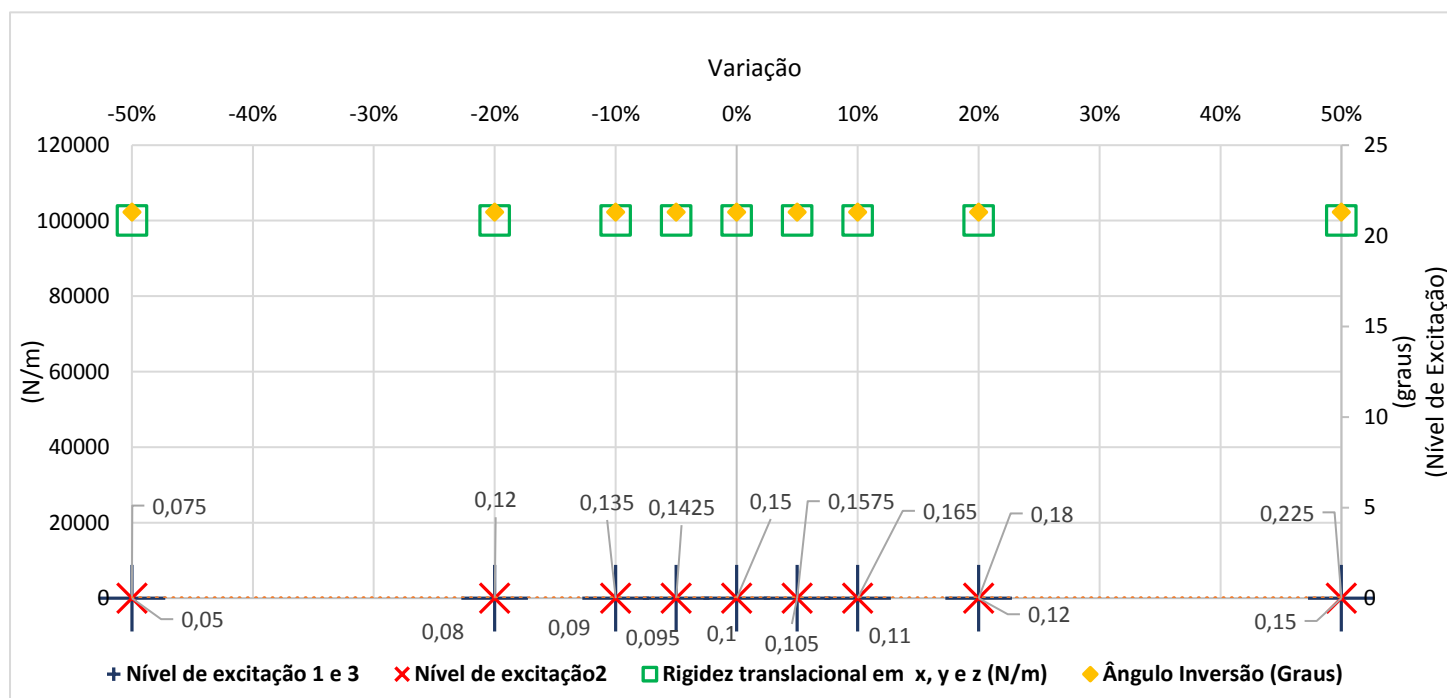


Figura 47- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores do Nível de Excitação com Rigidez Translacional de 100000 N/m.

Os resultados aqui presentes mostram, tal como no ponto sobre a Força do Motor, que os valores do ângulo foram sempre iguais, mesmo com as oito variações de valores para os níveis de excitação usados. Verifica-se a obtenção de 42,3 graus no caso da Rigidez Translacional de 10000 N/m e de 21,3 graus com rigidez de 100000 N/m.

Tabela 37- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação exclusiva do primeiro valor do nível de excitação.

	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
Nível de excitação1	0,1	0,095	0,09	0,08	0,05	0,105	0,11	0,12	0,15
Nível de excitação2	0,15	0,15	0,15	0,15	0,15	0,15	0,15	0,15	0,15
Nível de excitação3	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Rigidez Translacional (x,y,z) (N/m)	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000
Ângulo de Inversão (Graus)	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	20,6	21,3	21,3

Tabela 38- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação exclusiva do segundo valor do nível de excitação.

	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
Nível de excitação1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Nível de excitação2	0,15	0,1425	0,135	0,12	0,075	0,1575	0,165	0,18	0,225
Nível de excitação3	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Rigidez Translacional (x,y,z) (N/m)	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000
Ângulo de Inversão (Graus)	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3

Tabela 39- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação exclusiva do terceiro valor do nível de excitação.

	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
Nível de excitação	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Nível de excitação	0,15	0,15	0,15	0,15	0,15	0,15	0,15	0,15	0,15
Nível de excitação	0,1	0,095	0,09	0,08	0,05	0,105	0,11	0,12	0,15
Rigidez Translacional (x,y,z) (N/m)	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000
Ângulo de Inversão (Graus)	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3

As simulações que permitiram obter os resultados que constam das tabelas 37 a 39 foram realizadas com o objetivo de perceber como é que a variação isolada de apenas uma variável, mantendo as outras duas com o seu valor base, afetava o valor do ângulo de inversão da articulação subtalar do modelo. Os valores obtidos mostram que todas as simulações deram um valor de ângulo de 21,3 graus, apenas, com exceção da variação de +10% da Tabela 31, na qual foi obtido um ângulo de 20,6 graus.

4.5. Constantes de ativação muscular

As constantes de ativação muscular testadas neste trabalho têm a sua base de ação sobre os músculos inversores e eversores da articulação subtalar do modelo. Os valores base utilizados nos resultados da Tabela 40, como já referido no capítulo Metodologia, foram os definidos pelos autores. Os valores usados na Tabela 41 foram definidos tendo em conta o tutorial do OpenSim que foi criado para analisar este modelo musculoesquelético.

Tabela 40- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação das constantes de ativação muscular dos músculos inversores e eversores.

Constante de controlo	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
Músculos Inversores	0,1	0,095	0,09	0,08	0,05	0,105	0,11	0,12	0,15
Músculos Eversores	0,3	0,285	0,27	0,24	0,15	0,315	0,33	0,36	0,45
Ângulo de Inversão (Graus)	44,0	44,7	45,2	45,3	46,0	44,0	44,2	41,5	32,3

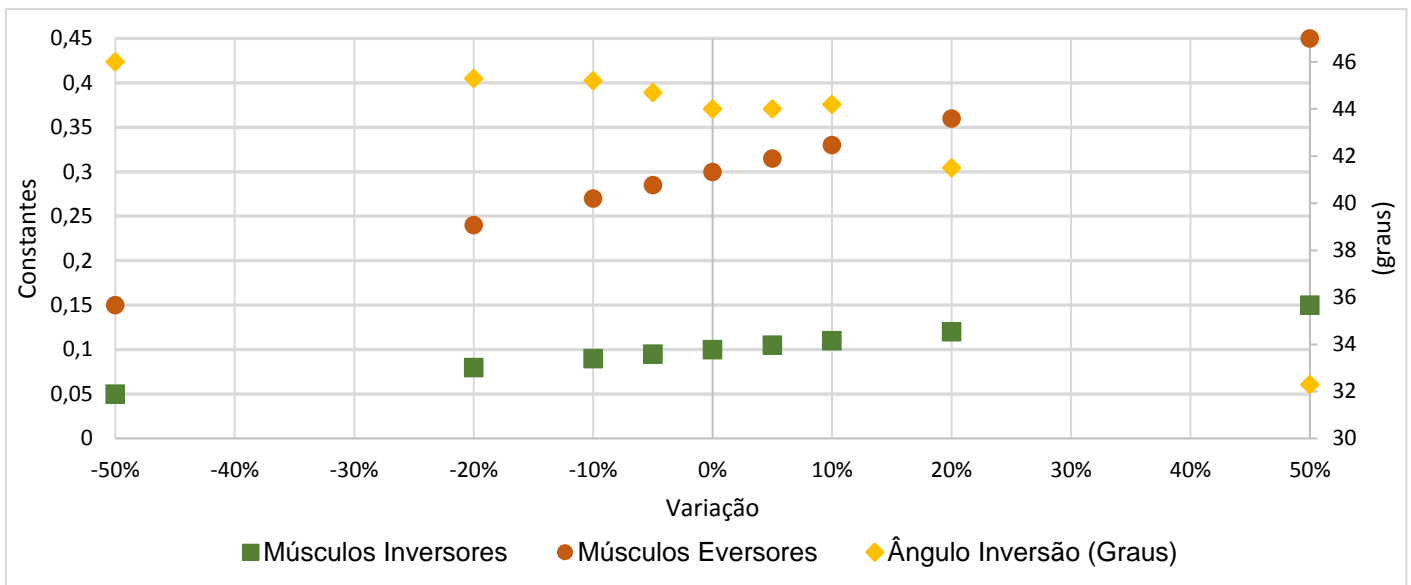


Figura 48- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores das constantes de ativação muscular.

Tal como é possível ver pela Tabela 40 e pelo gráfico da Figura 47, o valor do ângulo de inversão vai diminuindo à medida que os valores das constantes de ativação muscular vão aumentando, no entanto não são alcançados valores inferiores a 25 graus.

Tabela 41- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação das constantes de ativação muscular dos músculos inversores e eversores.

Constante de controlo	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	+5%	+10%	+20%	+50%
Músculos Inversores	0,4	0,38	0,36	0,32	0,2	0,42	0,44	0,48	0,6
Músculos Eversores	0,8	0,76	0,72	0,64	0,4	0,84	0,88	0,96	1,2
Ângulo de Inversão (Graus)	24,2	24,5	26,6	29,7	43,5	23,9	23,3	22,0	26,1

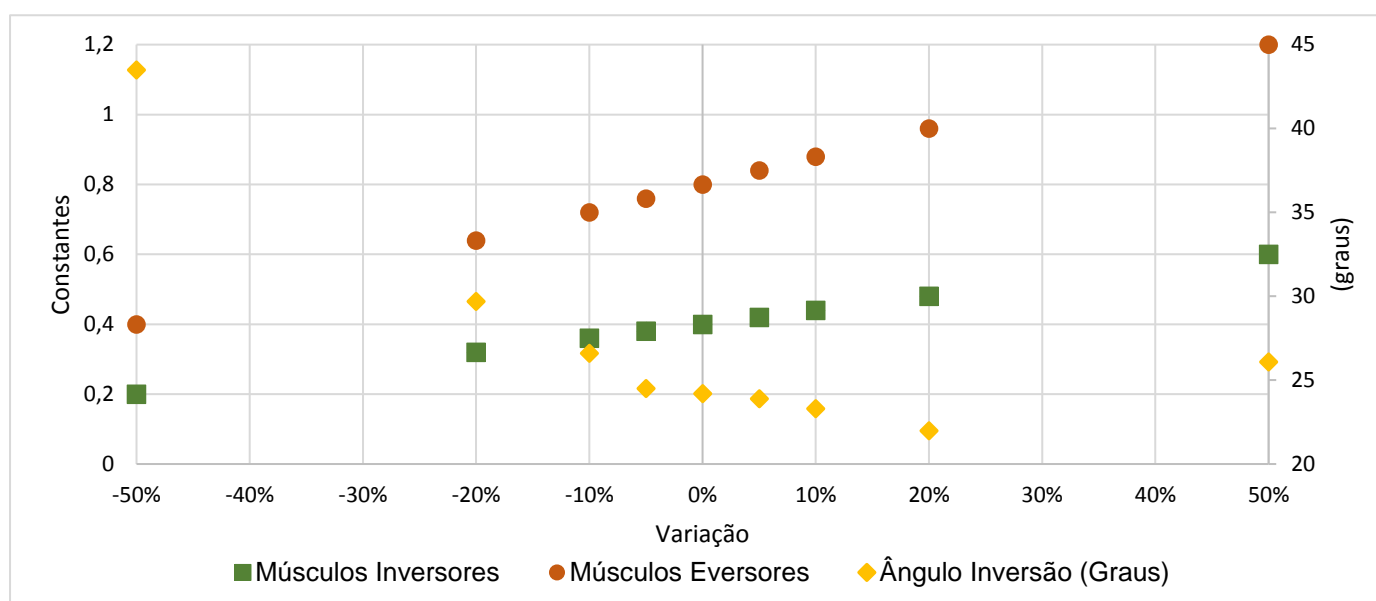


Figura 49- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores das constantes de ativação muscular.

O aumento dos valores base das constantes musculares permitiu a obtenção de ângulos de inversão inferiores aos da simulação anterior, sendo possível nas simulações com variações de -5%, +5%, +10% e +20% observar valores do ângulo inferiores a 25 graus.

4.6. Massa e Rigidez translacional

Após a realização das simulações que foram apresentadas até este ponto, surgiu a necessidade de tentar perceber como é que, variando mais do que um parâmetro, o ângulo de inversão da articulação subtalar era afetado.

Para tal, neste subcapítulo, apresentam-se resultados que analisam as variações da Massa e da Rigidez translacional da AFO quer no modelo da AFO passiva, quer no da ativa. Os resultados obtidos encontram-se nas Tabelas 42 a 45 e nas Figuras 50 a 53.

Tabela 42- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da Massa e da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m, no modelo passivo.

	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	5%	10%	20%	50%
Massa AFO-Pé (Kg)	1,5	1,425	1,35	1,2	0,75	1,575	1,65	1,8	2,25
Massa AFO-Perna (Kg)	1,25	1,1875	1,125	1	0,625	1,3125	1,375	1,5	1,875
Rigidez translacional x, y e z (N/m)	10000	9500	9000	8000	5000	10500	11000	12000	15000
Ângulo de Inversão (Graus)	42,1	42,5	42,7	43	44,3	42,2	42	41,7	40,9

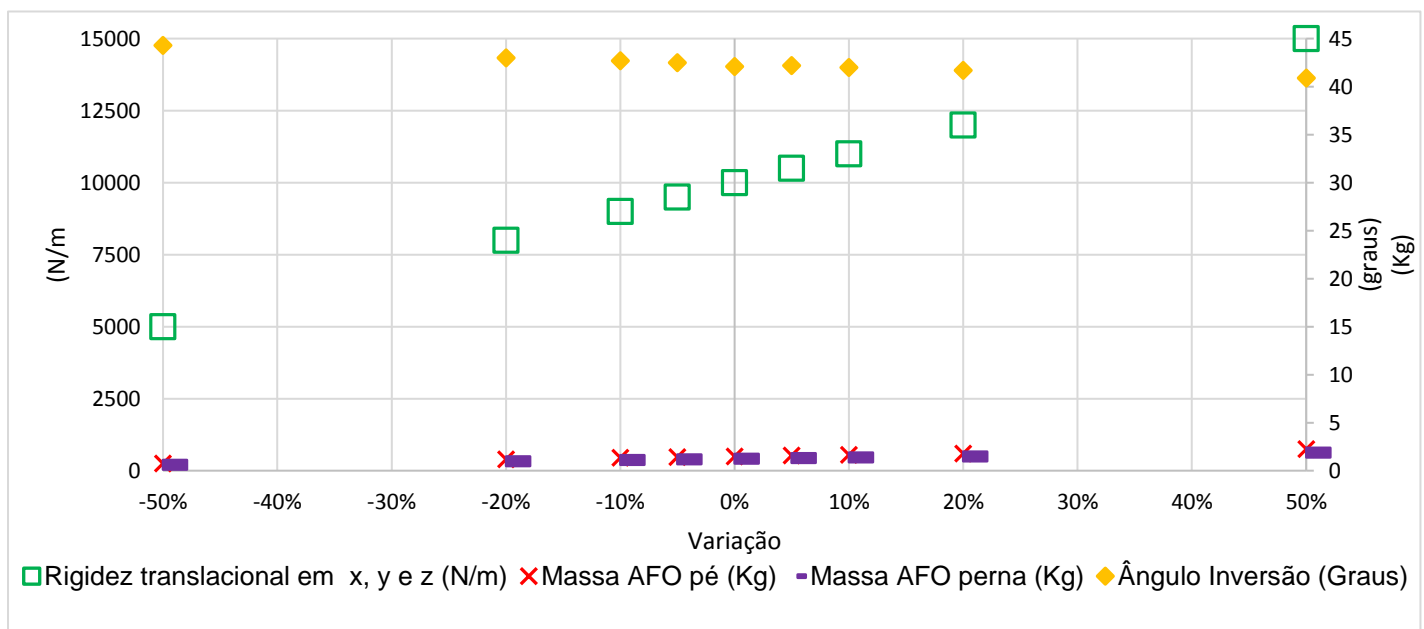


Figura 50- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Massa da AFO e da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m no modelo passivo.

Tabela 43- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da Massa e da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m, no modelo passivo.

	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	5%	10%	20%	50%
Massa AFO-Pé (Kg)	1,5	1,425	1,35	1,2	0,75	1,575	1,65	1,8	2,25
Massa AFO-Perna (Kg)	1,25	1,1875	1,125	1	0,625	1,3125	1,375	1,5	1,875
Rigidez translacional x, y e z (N/m)	100000	95000	90000	80000	50000	105000	110000	120000	150000
Ângulo de Inversão (Graus)	21,4	21,8	22,4	23,6	28,9	20,8	20,4	19,5	17,4

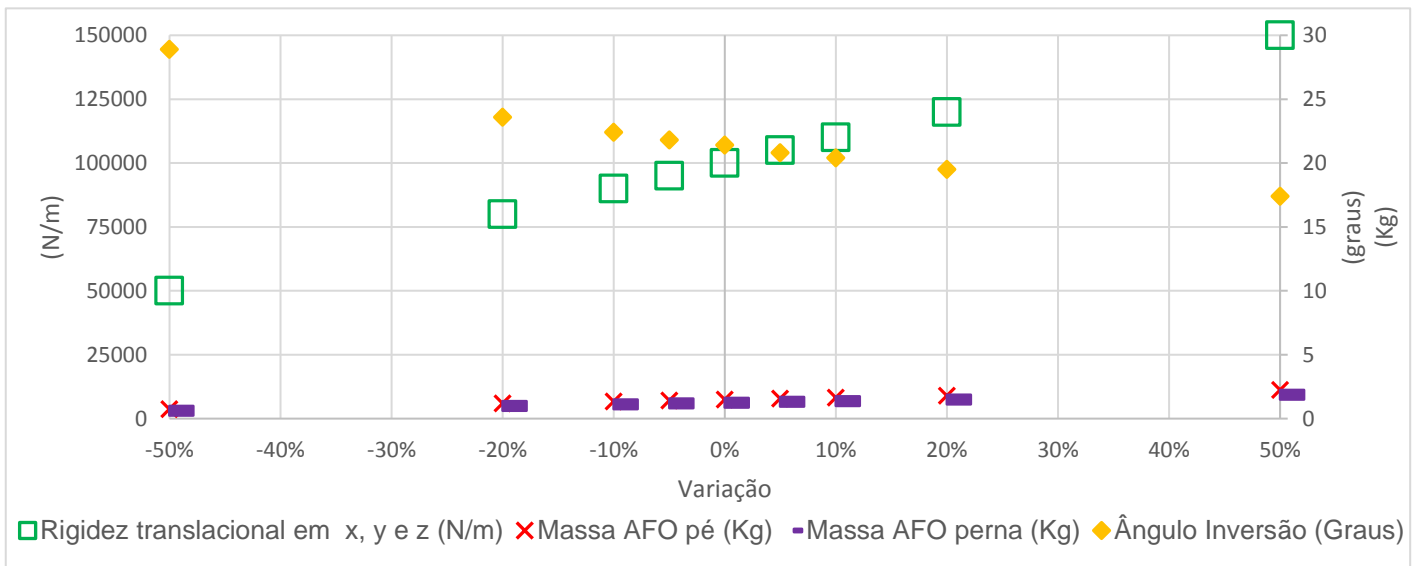


Figura 51- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Massa da AFO e da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m no modelo passivo.

Tabela 44- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da Massa e da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m, no modelo ativo.

	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	5%	10%	20%	50%
Massa AFO-Pé (Kg)	1,5	1,425	1,35	1,2	0,75	1,575	1,65	1,8	2,25
Massa AFO-Perna (Kg)	1,25	1,1875	1,125	1	0,625	1,3125	1,375	1,5	1,875
Rigidez translacional x, y e z (N/m)	10000	9500	9000	8000	5000	10500	11000	12000	15000
Ângulo de Inversão (Graus)	42,6	43	42,7	43	44,3	42,2	42	41,7	40,9

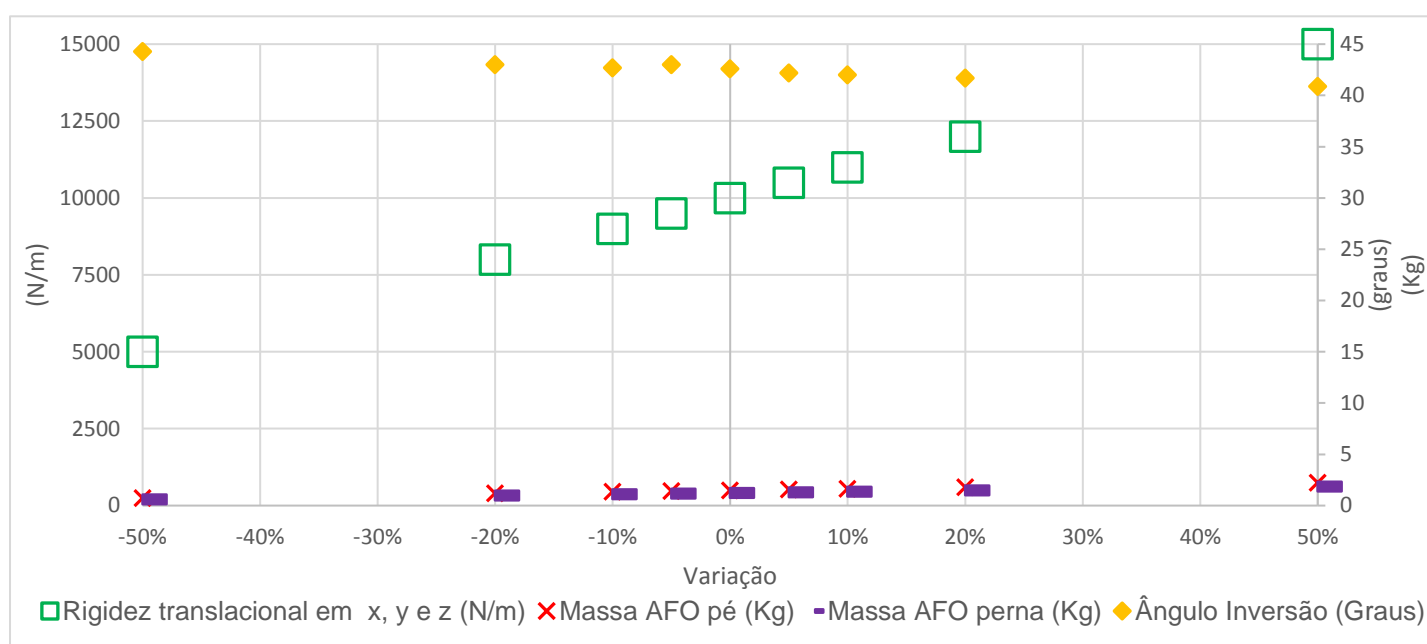


Figura 52- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Massa da AFO e da Rigidez Translacional com valor base de 10000 N/m no modelo ativo.

Tabela 45- Valor máximo do ângulo de inversão da articulação subtalar com variação da Massa e da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m, no modelo ativo.

	Valor Base	-5%	-10%	-20%	-50%	5%	10%	20%	50%
Massa AFO-Pé (Kg)	1,5	1,425	1,35	1,2	0,75	1,575	1,65	1,8	2,25
Massa AFO-Perna (Kg)	1,25	1,1875	1,125	1	0,625	1,3125	1,375	1,5	1,875
Rigidez translacional x, y e z (N/m)	100000	95000	90000	80000	50000	105000	110000	120000	150000
Ângulo de Inversão (Graus)	21,3	21,8	22,4	23,6	28,9	20,8	20,4	19,5	17,4

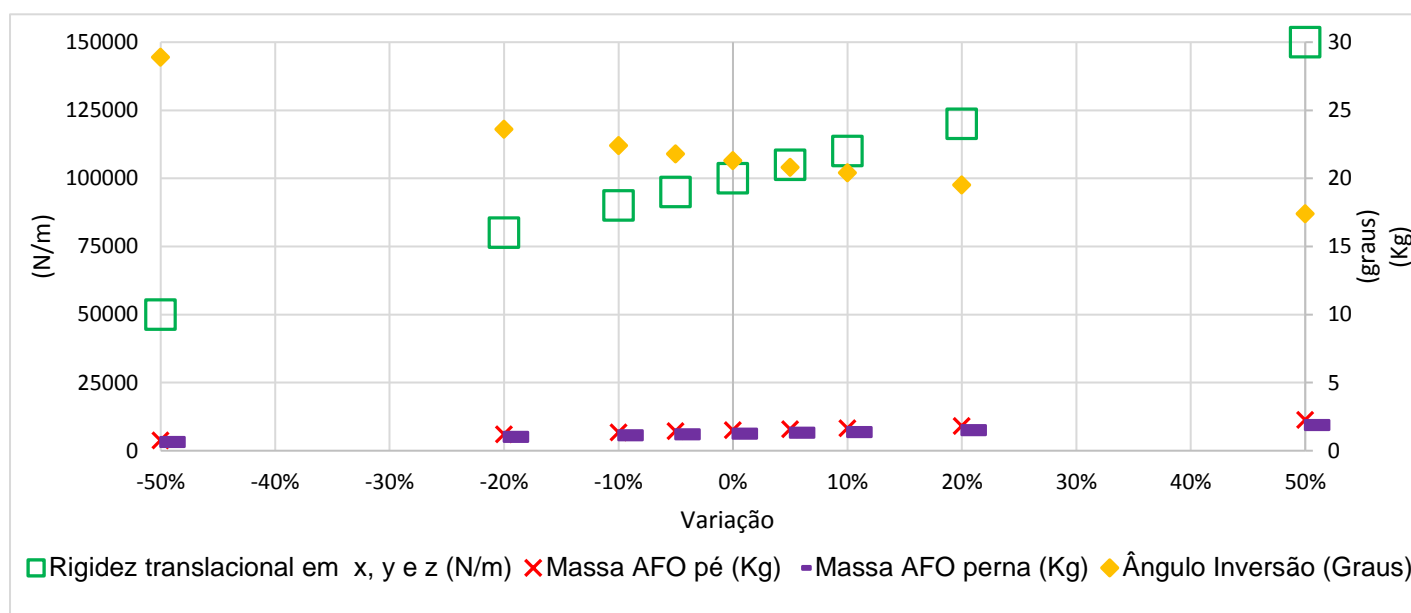


Figura 53- Gráfico do ângulo de inversão com a variação dos valores da Massa da AFO e da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m no modelo ativo.

Os valores Tabelas 42 a 45 e dos gráficos das Figuras 50 a 53 mostram que em ambos os modelos, apenas nas simulações com valor base de rigidez translacional de 100000 N/m é que se verificaram valores de ângulo de inversão inferiores a 25 graus, tendo sido atingido o valor mínimo de 17,4 graus na simulação com variação de +50%.

4.7. Otimização Massa e Rigidez Translacional

Com o intuito de perceber qual o peso da massa e da rigidez translacional da AFO na variação do valor do ângulo de inversão, recorreu-se desta vez à estratégia de “*Design of Experiments*” (DoE) para identificar quais os valores ideais desses parâmetros que permitiriam atingir valores inferiores a 25 graus para o ângulo referido e que, com isso, não provocasse lesão por inversão.

Foram realizados três estudos de otimização cada um com três variáveis de projeto, tendo os dois primeiros (DoE 1 e DoE2) a massa do pé, a massa da perna da AFO e a sua rigidez translacional como variáveis, enquanto que no DoE 3 as três variáveis de projeto corresponderam aos valores de x, y e z da rigidez translacional. Em cada um dos estudos foram realizados 15 simulações.

Assim, tendo por base as Equações (16), (17), (18) e (19), foram alcançados os resultados descritos nos seguintes pontos.

4.7.1. DoE 1

Tabela 46- Número de simulações a realizar usando 2, 3 ou 4 variáveis de projeto calculadas pela Equação (18).

k	alfa	n
4	2	25
3	1,681792831	15
2	1,414213562	9

Tabela 47- Valores base (nominal), máximo e mínimo das variáveis de projeto.

		Mínimo	Nominal	Máximo
Variável 1	m1 (AFO pé)	0,75	1,5	2,25
Variável 2	m2 (AFO perna)	0,625	1,25	1,875
Variável 3	k (Rigidez Translacional)	5000	10000	15000

Tabela 48- Valores da inclinação de cada variável calculados pela Equação (17).

slope (3var)	
s1	0,445953
s2	0,371627
s3	2973,018

Tabela 49- Valores usados para análise e calculados pela Equação (16).

x (coded)	-1,68179	-1	0	1	1,681793
m1	0,75	1,054047	1,5	1,945953	2,25
m2	0,625	0,878373	1,25	1,621627	1,875
k	5000	7026,982	10000	12973,02	15000

Tabela 50- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 1 a 5.

Variáveis vs Número de Simulações	1	2	3	4	5
m1 (AFO pé) (Kg)	1,054047332	1,945952668	1,054047332	1,945952668	1,054047332
m2 (AFO perna) (Kg)	0,878372777	0,878372777	1,621627223	1,621627223	0,878372777
k (Rigidez Translacional) (N/m)	70269,82212	70269,82212	70269,82212	70269,82212	129730,1779
Ângulo de Inversão (Graus)	43,4	44,2	43,3	44,1	40,8

Tabela 51- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 6 a 10.

Variáveis vs Número de Simulações	6	7	8	9	10
m1 (AFO pé) (Kg)	1,945952668	1,054047	1,945953	0,75	2,25
m2 (AFO perna) (Kg)	0,878372777	1,621627	1,621627	1,25	1,25
k (Rigidez Translacional) (N/m)	129730,1779	129730,2	129730,2	100000	100000
Ângulo de Inversão (Graus)	41,5	40,7	41,5	41,7	43,0

Tabela 52- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 11 a 15.

Variáveis vs Número de Simulações	11	12	13	14	15
m1 (AFO pé) (Kg)	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5
m2 (AFO perna) (Kg)	0,625	1,875	1,25	1,25	1,25
k (Rigidez Translacional) (N/m)	100000	100000	50000	150000	100000
Ângulo de Inversão (Graus)	42,4	42,3	45	40,4	42,3

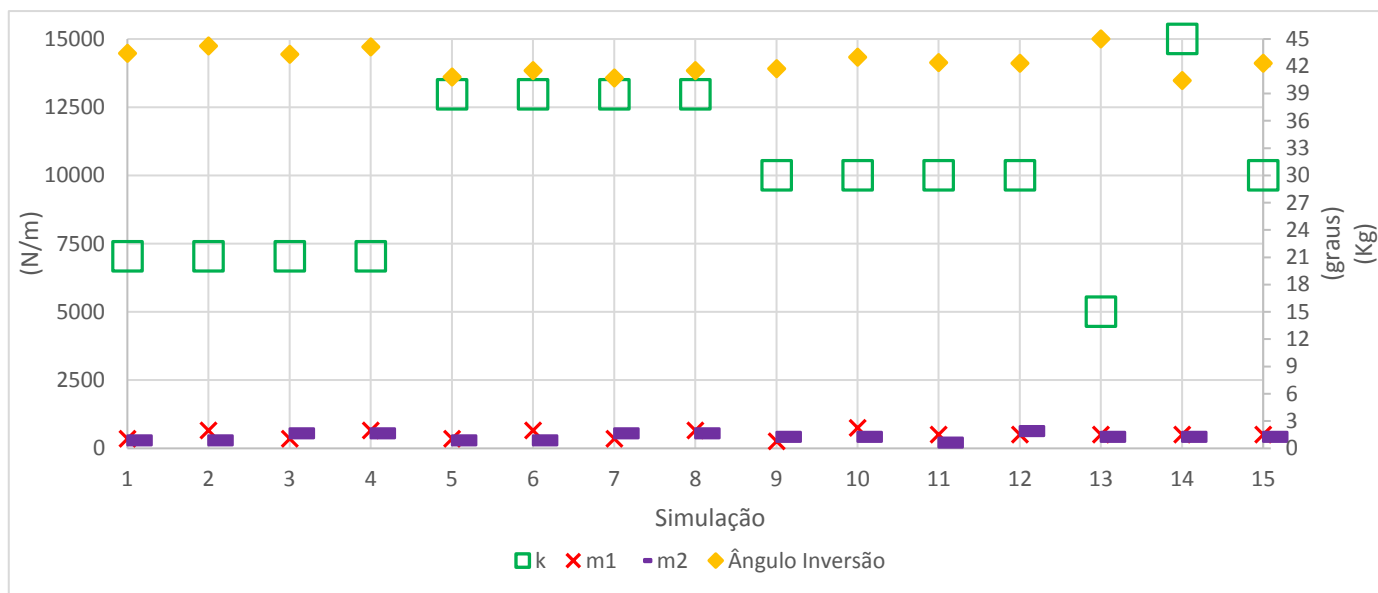


Figura 54- Gráfico do ângulo de inversão obtidos após a experiência DoE 1.

Os valores deste DoE revelam que em nenhuma das 15 simulações realizadas houve a obtenção de ângulo inferior a 25 graus. Pelo contrário, em todas as simulações foram obtidos valores superiores a 40 graus.

4.7.2. DoE 2

Tabela 53- Valores base (nominal), máximo e mínimo das variáveis de projeto.

		Mínimo	nominal	Máximo
Variável 1	m1 (AFO pé)	0,75	1,5	2,25
Variável 2	m2 (AFO perna)	0,625	1,25	1,875
Variável 3	k (Rigidez Translacional)	5000	100000	150000

Tabela 54- Valores da inclinação de cada variável calculados pela Equação (17).

slope (3var)	
s1	0,445953
s2	0,371627
s3	29730,18

Tabela 55- Valores usados para análise e calculados pela Equação (16).

x (coded)	-1,68179	-1	0	1	1,681793
m1	0,75	1,054047	1,5	1,945953	2,25
m2	0,625	0,878373	1,25	1,621627	1,875
k	50000	70269,82	100000	129730,2	150000

Tabela 56- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 1 a 5.

Variáveis vs Número de Simulações	1	2	3	4	5
m1 (AFO pé) (Kg)	1,0540473 32	1,9459526 68	1,0540473 32	1,9459526 68	1,0540473 32
m2 (AFO perna) (Kg)	0,8783727 77	0,8783727 77	1,6216272 23	1,6216272 23	0,8783727 77
k (Rigidez Translacional) (N/m)	70269,822 12	70269,822 12	70269,822 12	70269,822 12	129730,17 79
Ângulo de Inversão (Graus)	25,0	26,0	25,0	26,0	18,0

Tabela 57- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 6 a 10.

Variáveis vs Número de Simulações	6	7	8	9	10
m1 (AFO pé) (Kg)	1,945952668	1,054047	1,945953	0,75	2,25
m2 (AFO perna) (Kg)	0,878372777	1,621627	1,621627	1,25	1,25
k (Rigidez Translacional) (N/m)	129730,1779	129730,2	129730,2	100000	100000
Ângulo de Inversão (Graus)	18,7	18	18,8	20,6	22,0

Tabela 58- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 11 a 15.

Variáveis vs Número de Simulações	11	12	13	14	15
m1 (AFO pé) (Kg)	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5
m2 (AFO perna) (Kg)	0,625	1,875	1,25	1,25	1,25
k (Rigidez Translacional) (N/m)	100000	100000	50000	150000	100000
Ângulo de Inversão (Graus)	21,3	21,3	29,7	16,8	21,3

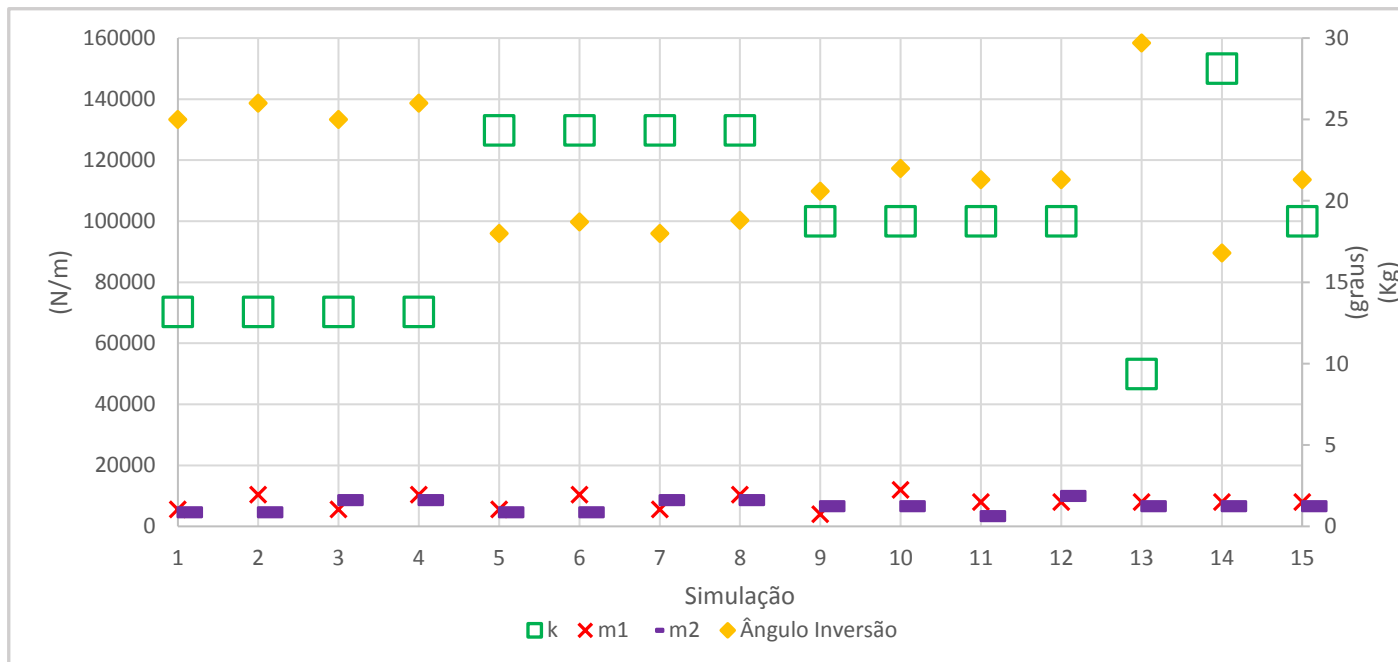


Figura 55- Gráfico do ângulo de inversão obtidos após a experiência DoE 2.

Estes resultados mostram que em quase todas as simulações foram atingidos valores inferiores a 25 graus de inversão, à exceção das simulações 2, 4 e 13.

4.7.3. DoE 3

Tabela 59- Valores base (nominal), máximo e mínimo das variáveis de projeto.

		Mínimo	nominal	Máximo
Variável 1	kx (Rigidez Translacional)	5000	77500	150000
Variável 2	ky (Rigidez Translacional)	5000	77500	150000
Variável 3	kz (Rigidez Translacional)	5000	77500	150000

Tabela 60- Valores da inclinação de cada variável calculados pela Equação (17).

slope (3var)	
s1	43108,76
s2	43108,76
s3	43108,76

Tabela 61- Valores usados para análise e calculados pela Equação (16).

x (coded)	-1,68179	-1	0	1	1,681793
kx	5000	34391,24	77500	120608,8	150000
ky	5000	34391,24	77500	120608,8	150000
kz	5000	34391,24	77500	120608,8	150000

Tabela 62- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 1 a 5.

Variáveis vs Número de Simulações	1	2	3	4	5
kx (Rigidez Translacional)	34391,24208	120608,7579	34391,24208	120608,7579	34391,24208
ky (Rigidez Translacional)	34391,24208	34391,24208	120608,7579	120608,7579	34391,24208
kz (Rigidez Translacional)	34391,24208	34391,24208	34391,24208	34391,24208	120608,7579
Ângulo de Inversão (Graus)	34,1	26,2	23,0	19,3	32,8

Tabela 63- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 6 a 10.

Variáveis vs Número de Simulações	6	7	8	9	10
kx (Rigidez Translacional)	120608,7579	34391,24	120608,8	5000	150000
ky (Rigidez Translacional)	34391,24208	120608,8	120608,8	77500	77500
kz (Rigidez Translacional)	120608,7579	120608,8	120608,8	77500	77500
Ângulo de Inversão (Graus)	25,7	22,8	19,2	29,6	20,8

Tabela 64- Valores do ângulo de inversão da articulação subtalar para as simulações 11 a 15.

Variáveis vs Número de Simulações	11	12	13	14	15
kx (Rigidez Translacional)	77500	77500	77500	77500	77500
ky (Rigidez Translacional)	5000	150000	77500	77500	77500
kz (Rigidez Translacional)	77500	77500	5000	150000	77500
Ângulo de Inversão (Graus)	33,7	19,1	24,6	24,1	24,3

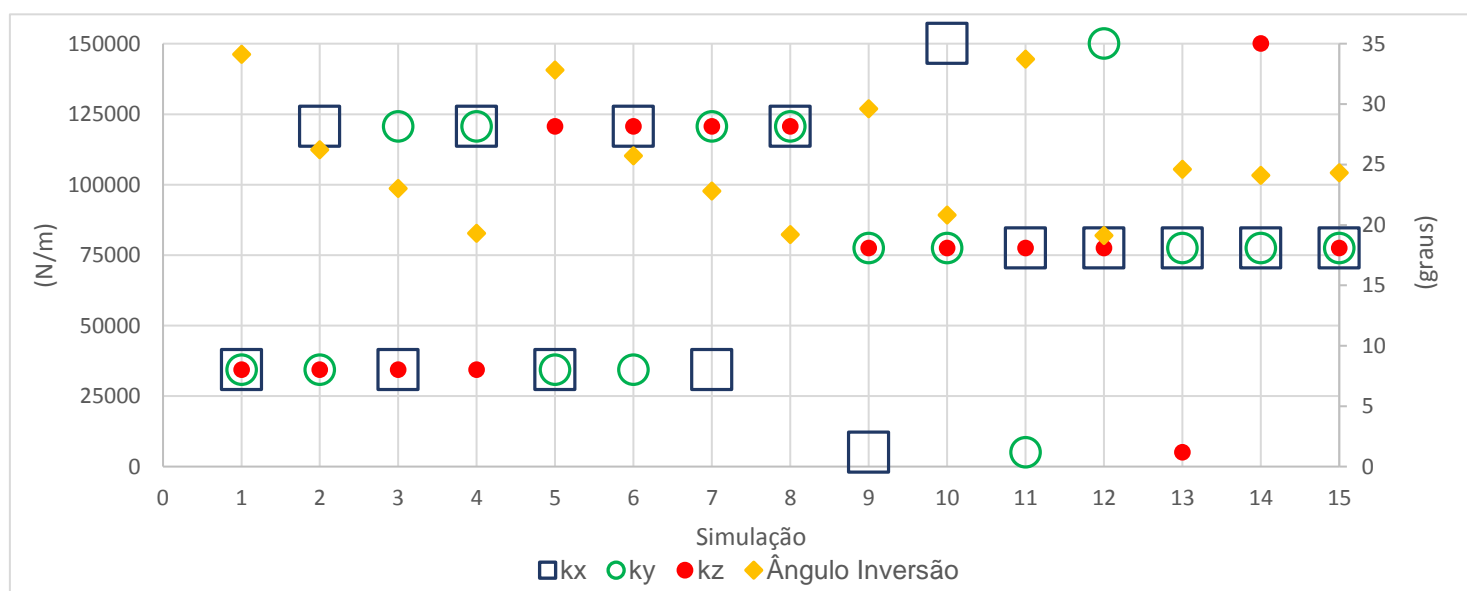


Figura 56- Gráfico do ângulo de inversão obtidos após a experiência DoE 3.

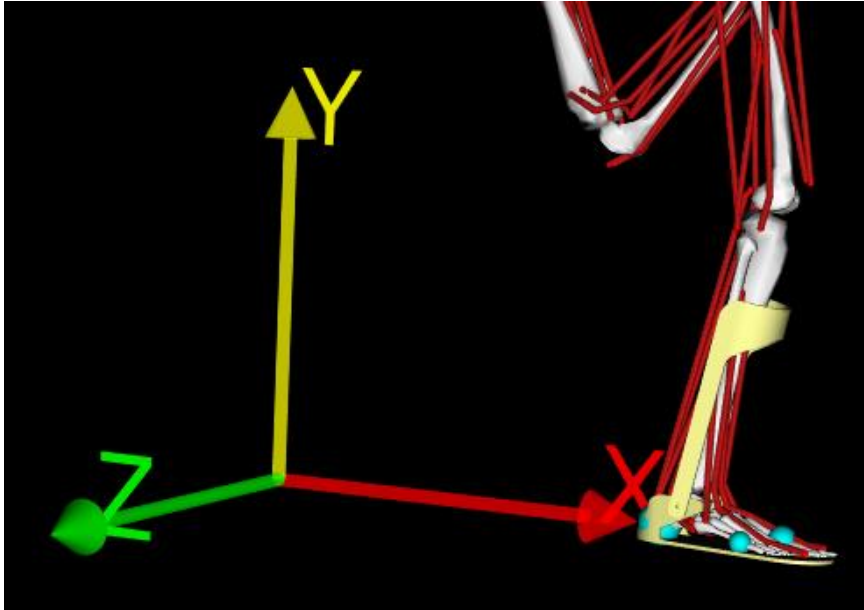


Figura 57- Direção das coordenadas x, y e z da Rigidez Translacional.

Os resultados desta DoE mostram que quanto maior o valor da Rigidez Translacional, menor é o ângulo de inversão. Os dados da Tabela 54 e 55 permitem mostrar que conjunto de valores para cada coordenada de x, y, e z podem ser escolhidos para se conseguir obter ângulos inferiores a 25 graus e quais as combinações que permitem atingir esse objetivo. A direção de cada coordenada aplica-se de acordo com as setas da Figura 57, informação essa que permite conhecer a região da ortótese que sofrerá a alteração de rigidez e qual o tipo de movimento que, o seu aumento ou diminuição, poderá limitar.

4.8. Ângulos do modelo durante a queda livre

Para além dos valores do ângulo de inversão de tornozelo que foram sendo apresentados neste trabalho, as simulações realizadas permitiram obter valores dos ângulos dos diferentes pontos articulares que constituem o modelo.

Como tal, de forma a comprovar esta afirmação, nas Tabelas 65 e 66 serão apresentados os valores para esses ângulos, relativos ao momento em que o pé direito contacta com o solo, provenientes da simulação da Tabelas 31 e 32 e dizendo respeito à variação de + 50% da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m no modelo com a AFO ativa.

Tabela 65- Valores dos ângulos articulares dos membros inferiores obtidos na simulação com variação de +50% da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m no modelo com AFO ativa.

Grupo	Segmento	Designação OpenSim	Movimentos (designação OpenSim)*	Graus liberdade (DOF)	Eixo de rotação ou translação (x;y;z)	Limite angular (graus)*	Ângulo obtido (graus)
Membro Inferior Direito	Joelho	knee_r	knee_angle_r (Flexão/Extensão)	1	0;0;1	-120;10	-18,0
	Tornozelo	ankle_r	ankle_angle_r (Extensão/Flexão)	1	-0,1;-0,17;0,98	-90;90	13,1
	Calcâneo e Astrágalo	subtalar_r	subtalar_angle_r (Eversão/Inversão)	1	0,79;0,60;-0,12	-90;90	16,8
	Dedos	mtp_r	mtp_angle_r (Flexão/Extensão)	1	-0,58;0;0,81	-90;90	0,0
Membro Inferior Esquerdo	Joelho	knee_l	knee_angle_l (Flexão/Extensão)	1	0;0;1	-120;10	-120
	Tornozelo	ankle_l	ankle_angle_l (Extensão/Flexão)	1	0,1;0,17;0,98	-60;60	11,5
	Calcâneo e Astrágalo	subtalar_l	subtalar_angle_l (Eversão/Inversão)	1	-0,79;-0,60;-0,12	-90;90	-0,3
	Dedos	mtp_l	mtp_angle_l (Flexão/Extensão)	1	-0,58;0;0,81	-60;60	0,0

*Flexão/Extensão do joelho corresponde ao limite angular entre -120° e +10°, respetivamente. O mesmo se aplica aos restantes movimentos.

Tabela 66- Valores dos ângulos articulares da coluna lombar e cintura pélvica obtidos na simulação com variação de +50% da Rigidez Translacional com valor base de 100000 N/m no modelo com AFO ativa.

Grupo	Segmento	Designação OpenSim	Movimentos (designação OpenSim)*	Graus liberdade (DOF)	Eixo de rotação ou translação (x;y;z)	Limite angular (graus)*	Ângulo obtido (graus)	
Cabeça e Tronco	Coluna lombar	back	lumbar_extension (Flexão/ Extensão Lombar)	3	0;0;1	-90;90	-8,0	
			lumbar_bending (Flexão lateral)		1;0;0	-90;90	8,8	
			lumbar_rotation		0;1;0	-90;90	6,5	
			translation1		1;0;0	-	-	
			translation2		0;1;0	-	-	
			translation3		0;0;1	-	-	
Cintura Pélvica	Cintura Pélvica	ground_pelvis	pelvis_tilt (Inclinação anterior/posterior)	6	0;0;1	-90;90	-6,5	
			pelvis_list (Inclinação lateral)		1;0;0	-90;90	-7,5	
			pelvis_rotation		0;1;0	-90;90	-3,9	
			pelvis_tx (Deslocação posterior/anterior)		1;0;0	-1;1	0,05	
			pelvis_ty (Deslocação inferior/superior)		0;1;0	-1;2	0,4	
			pelvis_tz (Deslocação esquerda/direita)		0;0;1	-1;1	-0,0	
	Anca (lado direito)	hip_r	hip_flexion_r (Extensão/Flexão)	3	0;0;1	-	120;120	13,0
			hip_adduction_r (Abdução/Adução)		1;0;0	-	120;120	-5,2
			hip_rotation_r		0;1;0	-	120;120	-5,9
			translation1		1;0;0	-	-	
			translation2		0;1;0	-	-	
			translation3		0;0;1	-	-	
	Anca (lado esquerdo)	hip_l	hip_flexion_l (Extensão/Flexão)	3	0;0;1	-	120;120	-20,0
			hip_adduction_l (Abdução/Adução)		-1;0;0	-	120;120	10,0
			hip_rotation_l		0;-1;0	-	120;120	5,0
translation1			1;0;0		-	-		
translation2			0;1;0		-	--		
translation3			0;0;1		-	-		

* Flexão/ Extensão Lombar da coluna lombar corresponde ao limite angular entre -90° e +90°, respetivamente. O mesmo se aplica aos restantes movimentos.

5. Discussão

A investigação inicial realizada tinha como objetivo verificar como é que cada um dos parâmetros que decidimos estudar afetavam, ou não, a obtenção de ângulos de inversão inferiores a 25 graus, valores considerados como positivos, aquando da sua análise individual.

A primeira análise iniciou-se com a recolha de dados do parâmetro “Massa da AFO”, que foi testado, apenas, no modelo *ToyLandingModel_AFO*, pois a ortótese possuía os mesmos valores em todos os modelos com a AFO. Os valores do ângulo de inversão superiores a 40 graus, independentemente, da variação de -50% a +50% em relação aos valores base apresentados (1,5 Kg e 1,25 Kg), revelam que esta é uma característica que analisada por si só não influencia a obtenção de ângulos inferiores a 25 graus e, se forem ignorados todos os outros parâmetros que compõem estes dispositivos, não permite a prevenção da lesão.

O segundo item estudado foi a Rigidez Translacional através da análise das articulações mecânicas interna e externa, *AFO_med_bushing* e *AFO_lat_bushing*, colocadas no tornozelo da ortótese.

A Rigidez foi testada tanto no modelo *ToyLandingModel_AFO* como no *ToyLandingModel_activeAFO* e os valores base foram de 10000 N/m e 100000 N/m. Em ambos os modelos e simulações, os valores de ângulo de inversão mais baixos foram obtidos na variação de +50%, ou seja, com 15000 N/m e com 150000 N/m. No entanto, no primeiro valor foi de 40,4 graus enquanto que no segundo o menor ângulo foi de 16,8 graus. Os valores são bastante diferentes e mostram que quanto maior o valor da Rigidez, menor é o ângulo de inversão logo menor é a probabilidade de uma lesão por inversão.

Os terceiro e quarto parâmetros estudados foram o Nível de Excitação e Força Ideal do Motor que foram testados apenas, no modelo *ToyLandingModel_activeAFO*, pois é o modelo que possui a ortótese ativa composta por motor localizado na articulação do tornozelo.

Os resultados destes dois parâmetros foram obtidos recorrendo a dois valores diferentes da Rigidez Translacional da ortótese, ou seja, 10000 N/m, o valor base, e 100000 N/m de valor base.

O motor controla os ângulos da articulação, com uma força ideal de 100 N, e permite o controlo do nível de excitação do mesmo, possibilitando a criação de um padrão ideal que ajudasse a atingir ângulos de inversão inferiores a 25 graus.

Ao utilizar o primeiro valor de rigidez e variando os valores da força do motor foi possível verificar que não houve qualquer mudança no valor do ângulo de inversão quando comparado com a variação de 0%, tendo sido obtido um valor de 42,3 graus em todas as simulações. Quando se alterou o valor da rigidez para 100000 N/m e variaram-se os da força do motor conseguiu-se obter ângulos de inversão de 21,3 graus em todas as simulações, o que permitiu o alcance de um resultado positivo.

Para o Nível de Excitação, os resultados obtidos foram exatamente os mesmo dos da Força do Motor, ou seja, o ângulo de inversão de 42,3 graus com rigidez de 10000 N/m e de 21,3 graus com rigidez de 100000 N/m, não tendo sido verificadas alterações nos valores angulares nas diferentes simulações.

Visto que o Nível de Excitação foi estudado com base em três variáveis definidas no trabalho como Nível de Excitação 1, Nível de Excitação 2 e Nível de Excitação 3, e não tendo sido alcançados resultados distintos nas variações simultâneas das mesmas, decidiu-se verificar como é que a variação isolada de cada uma das variáveis (mantendo as outras duas com os valores base) influenciava a obtenção de ângulos inferiores a 25 graus.

Esta análise foi feita, apenas, para as simulações com valor base da Rigidez Translacional de 100000 N/m pois queríamos partir de um ponto em que se sabia que o ângulo de inversão obtido correspondia a valores que iam ao encontro do nosso objetivo.

Os resultados conseguidos revelaram-se iguais aos das simulações de partida, isto é, foram obtidos ângulos de inversão de 21,3 graus, com exceção de uma única simulação onde se obteve 20,6 graus. Desta forma, é possível afirmar que as variáveis do Nível de Excitação não serão as influenciadoras da diminuição dos valores articulares, não sendo, por isso, o parâmetro chave para este trabalho.

O quinto item analisado foram as Constantes de Ativação Muscular dos músculos eversores e inversores do tornozelo e foi estudado no modelo *ToyLandingModel*.

Anatomicamente, o perónio estende-se mais em comprimento para o maléolo externo do que a tibia para o maléolo interno, o que possibilita um bloqueio à eversão da articulação do tornozelo e leva a uma menor amplitude de movimento em eversão. Como tal, o valor da constante dos eversores deve ser superior à dos inversores pois

queremos que exista um contrabalanço de força muscular e que os músculos eversores ajudem à aquisição de uma posição o mais neutra possível ou com um ângulo de inversão menor possível. Desta forma, uma maior ativação do grupo dos eversores possibilitará a prevenção de uma inversão excessiva. Ainda assim, não se deve não ativar os músculos inversores pois, na realidade, quando o ser humano executa algum movimento temos sempre os grupos musculares antagonistas e agonistas a trabalhar, em simultâneo, para a execução do movimento da melhor forma possível e com o intuito da prevenção de lesões.

No primeiro estudo foram usados valores de 0,1 e de 0,3 para as constantes dos músculos inversores e eversores, respetivamente. Os resultados obtidos mostraram que à medida que os valores iam aumentando, menor foi o ângulo alcançado, obtendo-se o valor mais baixo de 32,3 graus para a variação de +50%.

Como ainda assim não foram obtidos ângulos inferiores a 25 graus em nenhuma das simulações, foi realizado um outro estudo agora com valores das constantes musculares de inversão de eversão de 0,4 e de 0,8, respetivamente. Neste estudo já foi possível obter um ângulo de 22,0 graus, mas, contrariamente ao do estudo anterior, este foi alcançado na variação de +20%. Quando se aumentou a variação para +50% verificou-se novamente o aumento do ângulo de inversão para 26,1 graus. Estes valores mostram que a premissa de que quanto maior os valores das constantes menor é o ângulo de inversão não pode ser sempre levada como algo válido pois a partir de certo valor, ao serem ativados em demasia os músculos inversores, os eversores não conseguirão contrariar o movimento dos inversores que possuem uma amplitude de movimentos bastante superior e, assim, não será alcançado o objetivo de prevenir uma lesão, nem o de otimizar a coordenação motora e muscular dos indivíduos.

Até este ponto, a Rigidez Translacional da AFO mostrou ser o parâmetro mais influenciador dos estudos realizados pois foi nas suas simulações que se obtiveram valores de inversão mais baixos. No caso dos parâmetros Força do Motor e Nível de Excitação verificou-se que a rigidez teve um papel importante na diminuição da inversão pois os menores valores foram obtidos quando a rigidez passou de 10000 N/m para 100000 N/m e sendo sempre iguais, independentemente, da variação dos valores das variáveis que estavam realmente em causa.

No caso das constantes de ativação muscular não é possível fazer comparações com as simulações que usaram os modelos com a AFO, pois o seu objetivo era o estudo da influência do treino muscular em indivíduos sem dispositivos biomecânicos, principalmente na prevenção de lesão iniciais ou de reincidências. Os seus resultados

podem ser comparados com os dados descritos na simulação realizada com o modelo *ToyLandingModel* sem nenhuma condição imposta, como sendo de um indivíduo sem treino e sem nenhum dispositivo biomecânico que decide atirar-se em queda livre para uma plataforma inclinada. Os resultados aí obtidos mostram o alcance de ângulos de cerca de 50 graus, o que potencia sem sombra de dúvidas uma lesão por inversão.

Desta forma, pode-se declarar que o treino muscular e constante ativação muscular, dentro de critérios estabelecidos e, com vista ao alcance de objetivos precisos dentro de cada modalidade desportiva ou cultural, consegue prevenir a obtenção de ângulos de inversão superiores a 25 graus e, como, tal a atenuação de uma lesão.

Visto que se foi verificando a influência da Rigidez Translacional nos resultados que foram sendo obtidos, a segunda parte da aquisição de resultados teve como intuito perceber se esse mesmo efeito se manteria se fosse variado mais do que um parâmetro e como é que aí era afetado o ângulo de inversão da articulação subtalar.

Assim sendo, foram obtidos resultados que analisaram as variações da Massa e da Rigidez Translacional da AFO, no modelo da AFO passiva e no da AFO ativa, fazendo variações dos valores base desses parâmetros. Na Rigidez Translacional foram usados como valores base os 10000 N/m e os 100000 N/m.

No caso do modelo da AFO passiva atingiram-se valores inferiores a 25 graus nas variações de 0% a +50%, no caso do valor base de 100000 N/m, e valores superiores a 25 graus nas variações de -5% a -50%. Estes resultados mostram que à medida que os valores das variáveis aumentam, diminui o ângulo de inversão, principalmente quanto maiores forem os valores da Rigidez. Uma vez que, em comparação com os valores obtidos para o valor base de Rigidez de 10000 N/m, apenas se alteraram os valores deste mesmo parâmetro, penso que se pode dizer que o grande responsável pela aquisição de valores positivos do ângulo de inversão é, novamente, a Rigidez Translacional.

No caso do modelo da AFO ativa foram obtidos resultados muito idênticos aos do modelo passivo, verificando-se igualmente que à medida que os valores das variáveis em análise aumentam, o ângulo de inversão diminui, sobretudo quanto maiores os valores da Rigidez Translacional.

Como tal, esta segunda parte voltou a revelar que a Rigidez Translacional é um parâmetro muito importante na obtenção de ângulos de inversão inferiores a 25 graus, sobrepondo-se à Massa que já tinha mostrado não influenciar esta questão.

Ainda assim, como ficaram algumas dúvidas relativas aos valores obtidos anteriormente, a experiência foi repetida, mas desta vez com recurso à estratégia “*Design of Experiments*” (DoE). O grande objetivo aqui estabelecido foi identificar, através de 15 simulações, quais os valores ideais para os parâmetros Massa AFO e Rigidez Translacional e que permitiriam a aquisição de valores de inversão inferiores a 25 graus.

No primeiro estudo realizado, as variáveis de projeto foram a Massa do pé, a Massa da perna e a Rigidez Translacional com os valores base de 1,5 Kg, 1,25 Kg e 10000 N/m, respetivamente. Os seus resultados mostraram que em todas as simulações foram obtidos ângulos superiores a 40 graus, o que permite concluir que as combinações das três variáveis, com os limites definidos no estudo, não são suficientemente influenciadoras para garantir valores de inversão inferiores a 25 graus.

No segundo estudo, as variáveis utilizadas foram as mesmas do primeiro, alterando-se, somente o valor base da rigidez translacional para 100000 N/m. Os seus resultados mostram que foram obtidos ângulos de inversão inferiores a 25 graus em praticamente todas as simulações realizadas, apenas com a exceção de 3 das 15 simulações.

Os valores obtidos nesta experiência permitem concluir que a Massa da perna (m_2) não influencia em nada a resposta e, como tal, não deverá ser variável de projeto. A Massa do pé (m_1) influencia um pouco, mas muito menos do que a Rigidez (k). Tais interpretações são feitas desta forma pois, por exemplo, pelos dados da tabela relativos a esta questão, fazendo alterações apenas na variável m_2 e, mantendo o valor nominal de m_1 e de k , o ângulo de inversão mantém-se inalterável, ou seja, 21,3 graus.

Os resultados destes dois estudos vieram comprovar que de facto o parâmetro “Massa da AFO” influencia pouco ou nada a obtenção de ângulos de inversão inferiores a 25 graus, ao contrário do que acontece com a Rigidez Translacional.

Por isso, o terceiro estudo foi realizado com o propósito de perceber qual o peso individual de cada coordenada x , y e z da Rigidez Translacional, sendo estas as três variáveis de projeto escolhidas para a análise.

Os seus resultados mostram que, partindo do intervalo de valores da Rigidez de [5000-150000] N/m e do objetivo de se obter valores de inversão inferiores a 25 graus, em geral, quanto maior a Rigidez Translacional, menor o ângulo de inversão.

Cada vez que o valor da Rigidez é aumentado, menores são os valores de inversão, afastando-se mesmo do valor de referência de 25 graus com a obtenção de ângulos de inversão que rondam os 19 graus. No entanto, quanto mais rígida é uma ortótese, maior

é o custo de produção da mesma e mais desconfortável é a sua utilização para o indivíduo.

Para obter o compromisso Rigidez Translacional elevada e Conforto, os valores como são apresentados nas tabelas com os resultados deste estudo e de acordo com a Figura 56, o projeto da AFO pode ser desenhado tendo em conta as coordenadas x, y e z da Rigidez Translacional e com a combinação de valores que permitem obter ângulos inferiores a 25 graus.

6. Conclusão

O objetivo principal do trabalho desenvolvido nesta tese foi perceber como é que certas características de uma ortótese de tornozelo e pé influenciavam a prevenção de ângulos de inversão superiores a 25 graus aquando de uma queda sobre uma plataforma inclinada. O estudo foi realizado com recurso a um *software* livre, o OpenSim, o qual disponibilizou todas as ferramentas que tornaram possível a realização e alcance dos objetivos inicialmente estabelecidos, sem ser necessário recorrer a uma série de ensaios clínicos.

A obtenção dos resultados deste trabalho foi realizada de forma linear, surgindo uma ideia a cada nova discussão sobre o tema, ideias essas que culminaram na realização de 216 simulações utilizando os três modelos musculoesqueléticos disponíveis na biblioteca do OpenSim, o *ToyLandingModel*, o *ToyLandingModel_AFO* e o *ToyLandingModel_activeAFO*.

A investigação realizada através de simulações foi focada na avaliação de parâmetros construtivos da AFO passiva e ativa, nomeadamente, a sua massa, a rigidez translacional, a força do motor e do nível de excitação. Foi também investigado o efeito do treino muscular em indivíduos sem o suporte de AFO.

Estas ferramentas de simulação possibilitam que a pessoa que vai projetar a ortótese tenha conhecimento de quais os valores que pode utilizar para obter ângulos de inversão inferiores a 25 graus e, no processo de reabilitação, quando o paciente se queixar de desconforto numa determinada direção, caso haja a necessidade de diminuir a Rigidez Translacional da AFO, será necessário aumentar os seus valores numa ou nas duas outras direções de forma a não ser comprometido o objetivo do ângulo de inversão, mas que seja possível proporcionar o maior conforto possível ao indivíduo.

Como é possível verificar, a estratégia “*Design of Experiments*” (DoE) mostrou que a Rigidez Translacional é, de facto, o parâmetro chave do trabalho realizado. Nos modelos com a AFO, os resultados obtidos em todas as análises realizadas revelaram que foram obtidos ângulos de inversão inferiores a 25 graus quando eram utilizados valores cada vez maiores de Rigidez, o que ficou comprovado pela terceira experiência realizada com o DoE.

Esta experiência revelou um conjunto de valores x, y, e z da Rigidez Translacional que podem ser usados futuramente como ponto de partida para a obtenção dos valores de ângulo idênticos aos recolhidos neste trabalho. O culminar da recolha de dados com

esta análise permitiu concluir que, no caso do movimento de inversão do tornozelo, a sua amplitude pode ser diminuída se aumentarmos a Rigidez Translacional das articulações internas e externa da AFO colocadas no tornozelo.

Porém, há que ter em consideração outros parâmetros extrínsecos à ortótese e que podem levar ao comprometimento do processo de reabilitação, como é o caso do conforto do paciente, os custos e a sua funcionalidade, entre outros. Quando uma AFO é usada na prevenção ou no pós-lesão por inversão do tornozelo, o seu grande objetivo é prevenir movimentos médio-laterais excessivos que possam culminar numa lesão ou no seu agravamento e proporcionar mais estabilidade à articulação durante a recuperação.

Desta forma, este trabalho demonstra que a escolha correta da Rigidez Translacional da AFO permitirá a prevenção destes movimentos médio-laterais e, com isso, que o paciente se sinta confiante em continuar a viver o seu dia-a-dia com o menor comprometimento possível.

Apesar deste trabalho ter sido desenvolvido com o ângulo de inversão como o centro das questões que foram sendo colocadas, o OpenSim permite que este género de estudos seja realizado para qualquer ponto articular que componha o modelo. Em todas as simulações realizadas foi possível obter um documento com os valores dos ângulos articulares em cada instante de tempo de cada simulação, bem como a criação de gráficos que permitem realizar comparações entre diferentes simulações, com ou sem alterações aos valores base dos parâmetros escolhidos dos modelos.

Com tudo isto, o OpenSim revelou ser um instrumento totalmente eficaz na análise de simulações de movimento, que possibilita a análise isolada ou global de um grupo articular, muscular, segmento corporal, etc. O *software* disponibiliza aos seus utilizadores um conjunto de ferramentas capazes de modificar um modelo de simulação, através de alterações na sua massa, na posição dos seus segmentos, nas suas propriedades de Força, Inércia, Orientação, Massa, etc., e com isso criar movimentos e simulações que levam ao estudo pormenorizado dos mesmos, permitindo também a análise de marcha.

O OpenSim foi uma ferramenta fundamental neste trabalho que permitiu que os diferentes parâmetros que foram escolhidos para análise fossem conjugados e estudados isoladamente ou em conjunto. Este tipo de softwares vem possibilitar a melhoria do projeto, o *design* e a confeção de vários dispositivos biomecânico, onde se enquadram as ortóteses, e fornecer aos profissionais que desenvolvem estes artigos informações reais que vão influenciar a escolhas dos materiais, das suas propriedades

em termos qualitativos e quantitativos, do desenho do dispositivo (em particular da junta mecânica da AFO ao nível do tornozelo), conseguindo que cada paciente passe a ser visto como um todo e individualmente, sem generalizações ou soluções que se baseiem, exclusivamente, na experiência dos seus executores.

Ou seja, com este tipo de softwares são fornecidos valores concretos e dados científicos que podem se usados como base de comparação para outros casos, possibilitando que as alterações realizadas nos dispositivos vão ao encontro das necessidades reais do paciente e não sejam efetuadas como uma tentativa-erro ou com base na experiência do profissional de saúde.

Em jeito de conclusão, o desenvolvimento desta tese permitiu reunir os conhecimentos adquiridos durante a minha licenciatura em Ortoprotesia, que é a área que assenta na avaliação, estudo, planificação, construção, adaptação e aplicação de próteses e ortóteses, mostrando-me novas ferramentas que posso usar na minha vida profissional e como é que posso tirar partido dessas ferramentas para proporcionar aos pacientes o melhor processo de reabilitação possível.

7. Trabalhos futuros

O trabalho realizado neste documento mostra que, atualmente, existem *software* de simulação e modelação do movimento que permitem realizar estudos com modelos musculoesqueléticos que possuam ou não dispositivos biomecânicos, como é o caso de uma ortótese.

Para além dos modelos utilizados neste trabalho, a biblioteca do OpenSim possui uma variedade de pacotes de *software* que permitem criar e analisar inúmeros modelos que vão desde simulação de cirurgias a tendões (membro superior), pacientes com paralisia cerebral e marcha tipo “Crouch” ou indivíduos com amputação transtibial (membro inferior), modelos da coluna, entre outros.

No caso da amputação transtibial, o modelo está disponível livremente no OpenSim e é designado por “*Transtibial_Left_Prosthesis*” e “*Transtibial_Right_Prosthesis*” cuja principal diferença é o lado da amputação, visto que esta é unilateral.

Inicialmente este foi o modelo escolhido para a realização desta tese. No entanto, após o contacto com os seus autores, a disponibilização do modelo aconteceu bastante tempo após o mesmo e já não seria possível a realização de um trabalho com este dentro do limite de tempo disponibilizado para a realização do trabalho.

Este modelo foi criado com o objetivo de desenvolver um modelo musculoesquelético de dinâmica avançada para simular o movimento e as cargas resultantes na *interface* membro residual-encaixe e a marcha de amputados. Atualmente, os avanços no fabrico de próteses de membros inferiores têm se concentrado em imitar o membro residual, tanto na função como na forma. Ainda assim, não é possível a imitação total do membro perdido devido às alterações na anatomia do indivíduo e à *interface* entre o interior do encaixe e o membro residual (LaPre, Price, Wedge, Umberger, & Sup IV, 2017).

O modelo possibilita a modelação computacional de uma prótese transtibial, composta por encaixe, tubo e pé protésico, e a simulação da marcha de amputados, com o intuito de melhorar a compreensão da sua biomecânica e angariar informação direta sobre a mecânica da *interface* membro residual-encaixe (LaPre et al., 2017).

A hipótese levantada é a criação de um modelo mais preciso, onde seria possível quantificar os problemas enfrentados pelos amputados em relação ao membro residual e à marcha, através da quantificação da cinética e cinemática com o uso da prótese,

para além das variáveis biomecânicas tradicionalmente calculadas, ou seja, ângulos, momentos, forças, entre outros (LaPre et al., 2017).

O propósito final consiste essencialmente na criação de uma nova abordagem para otimizar o projeto e *design* de próteses de membro inferior, com a contabilização do movimento e da carga na *interface* entre a prótese e usuário humano. As Figuras 58 e 59 mostram como é o modelo é inicialmente, antes de ser iniciada qualquer modelação protésica.

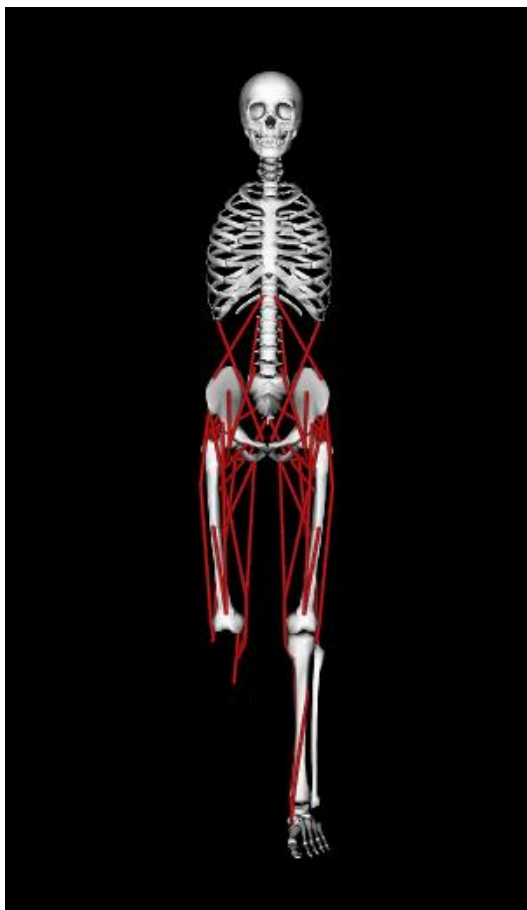


Figura 58- Modelo "*Transtibial_Right_Prosthesis*" disponível no OpenSim.

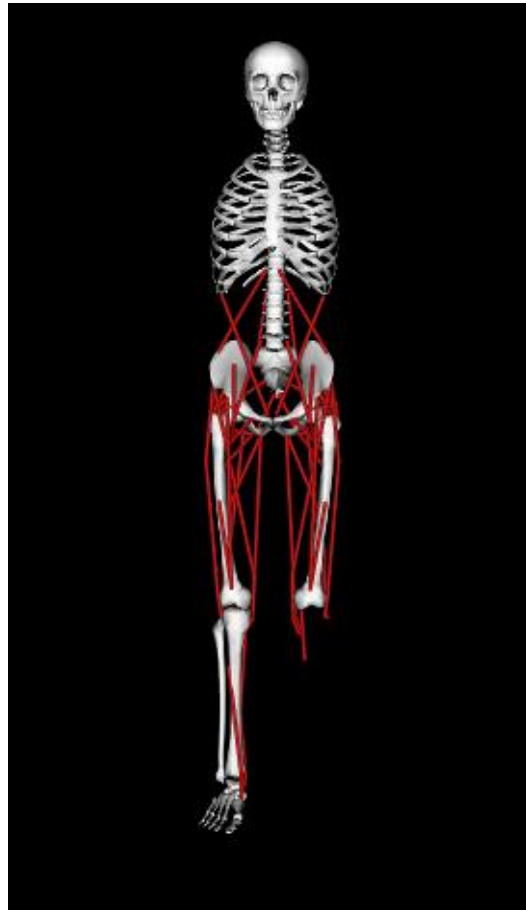


Figura 59- Modelo "*Transtibial_Left_Prosthesis*" disponível no OpenSim.

As informações sobre este modelo mostram que já está disponível de forma livre um modelo musculoesquelético que possui uma prótese e que permite a realização de estudos de simulação também em indivíduos usuários deste género de dispositivos biomecânicos.

Ou seja, a plataforma OpenSim possibilita o desenvolvimento e análise de simulações que permitem estabelecer relações quantitativas de causa-efeito entre

padrões de excitação neuromuscular, forças musculares, forças de reação externas e movimentos do corpo humano observados no laboratório. Em simultâneo com medições experimentais, as simulações permitem perceber como é que os elementos do sistema musculoesquelético interagem para produzir movimento e, com isso, a sua utilização espera melhorar resultados de tratamentos para pessoas com distúrbio do movimento (Delp et al., 2007).

Este tipo de *software* permite entender melhor o que causa distúrbios de movimento e avaliar as opções de tratamento existentes bem como elas influenciam, positiva ou negativamente, o tratamento. Além do pós-lesão, o OpenSim, como foi demonstrado, também pode ajudar a perceber como e se podem prevenir lesões; a estudar o que se pensam ser as causas das mesmas; e o que se pode fazer para as contrariar.

É importante a continuação deste género de trabalhos pois ainda existem imensos movimentos que podem ser estudados, onde se possa conhecer pormenorizadamente a sua biomecânica, as suas relações causa-efeito. A junção da simulação e modelação computacional com as ciências do corpo humano poderá ajudar a que no futuro os processos de reabilitação sejam mais eficazes, e que os dispositivos biomecânicos possam ser projetados especificamente para cada indivíduo, tendo em conta todas as suas características anatómicas e fisiológicas, sendo o ponto de partida para a aquisição de resultados mais favoráveis, e que se consiga perceber com maior precisão os problemas que esse processo acarreta bem como é que este podem ser ultrapassados.

8. Referências bibliográficas

- ➔ Allen, S., Waerlop, I. F., & Lardner, R. (2007). The Basics of Gait. *Dynamic Chiropractic*, 25(23), 1–4. <http://doi.org/10.1016/j.pedhc.2006.01.001>
- ➔ Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (1999). A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2, 201–231. <http://doi.org/10.1080/10255849908907988>
- ➔ Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2001). Dynamic Optimization of Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123, 381–390. <http://doi.org/10.1115/1.1392310>
- ➔ Ayyappa, E. (1997). Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concepts and Terminology. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 9(1), 10–17.
- ➔ Blouin, J.-S., Descarreaux, M., Bélanger-Gravel, A., Simoneau, M., & Teasdale, N. (2003). Attenuation of human neck muscle activity following repeated imposed trunk-forward linear acceleration. *Experimental Brain Research*, 150(4), 458–464. <http://doi.org/10.1007/s00221-003-1466-9>
- ➔ Boyce, S. H., Quigley, M. A., & Campbell, S. (2005). Management of ankle sprains: a randomised controlled trial of the treatment of inversion injuries using an elastic support bandage or an Aircast ankle brace. *British Journal of Sports Medicine*, 39(2), 91–96. <http://doi.org/10.1136/bjism.2003.009233>
- ➔ Brantigan, J. W., Pedegana, L. R., & Lippert, F. G. (1977). Instability of the subtalar joint. Diagnosis by stress tomography in three cases. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 59(3), 321–324.
- ➔ Bregman, D. J. J., van der Krogt, M. M., de Groot, V., Harlaar, J., Wisse, M., & Collins, S. H. (2011). The effect of ankle foot orthosis stiffness on the energy cost of walking: A simulation study. *Clinical Biomechanics*, 26(9), 955–961. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.05.007>
- ➔ Carvalho, M., Milho, J., Ambrosio, J., & Ramos, N. (2017). Railway occupant passive safety improvement by optimal design. *International Journal of Crashworthiness*, 22(6), 624–634. <http://doi.org/10.1080/13588265.2016.1221332>
- ➔ Cavazzuti, M. (2013). *Design of Experiments. Optimization Methods: From Theory to Design Scientific and Technological Aspects in Mechanics*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

- ➔ Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., ... Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940–1950. <http://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- ➔ Delp, S. L., & Loan, J. P. (2000). A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement. *IEEE Computing in Science & Engineering*, 2, 46–55. <http://doi.org/10.1109/5992.877394>
- ➔ Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., & Rosen, J. M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(8), 757–767. <http://doi.org/10.1109/10.102791>
- ➔ Demers, M. S., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2017). Preparatory co-activation of the ankle muscles may prevent ankle inversion injuries. *Journal of Biomechanics*, 52, 17–23. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.002>
- ➔ Eldestein, J. E., & Bruckner, J. (2002). Ankle-Foot Orthoses. In *Orthotics: A Comprehensive Clinical Approach* (1^a, pp. 39–54). Thorofare, USA: SLACK Incorporated.
- ➔ Ervilha, U. F., Graven-Nielsen, T., & Duarte, M. (2012). A simple test of muscle coactivation estimation using electromyography. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 45(10), 977–981. <http://doi.org/10.1590/S0100-879X2012007500092>
- ➔ Fong, D. T.-P., Chan, Y.-Y., Mok, K.-M., Yung, P. S., & Chan, K.-M. (2009). Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 1, 14. <http://doi.org/10.1186/1758-2555-1-14>
- ➔ Gross, M. T., Clemence, L. M., Cox, B. D., McMillan, H. P., Meadows, A. F., Piland, C. S., & Powers, W. S. (1997). Effect of Ankle Orthoses on Functional Performance for Individuals With Recurrent Lateral Ankle Sprains. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(4), 245–252. <http://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.4.245>
- ➔ Gunay, S., Karaduman, A., & Öztürk, B. B. (2014). Effects of Aircast brace and elastic bandage on physical performance of athletes after ankle injuries. *ACTA ORTHOPAEDICA et TRAUMATOLOGICA TURCICA*, 48(1), 10–16. <http://doi.org/10.3944/AOTT.2014.2981>
- ➔ Harper, N. G., Esposito, E. R., Wilken, J. M., & Neptune, R. R. (2014). The influence

of ankle-foot orthosis stiffness on walking performance in individuals with lower-limb impairments. *Clinical Biomechanics*, 29(8), 877–884. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.07.005>

- ➔ Hegarty, A. K., Petrella, A. J., Kurz, M. J., & Silverman, A. K. (2017). Evaluating the Effects of Ankle-Foot Orthosis Mechanical Property Assumptions on Gait Simulation Muscle Force Results. *Journal of Biomechanical Engineering*, 139(3), 31009-1–8. <http://doi.org/10.1115/1.4035472>
- ➔ Hertel, J. (2002). Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability Jay. In Intergovernmental Panel on Climate Change (Ed.), *Journal of Athletic Training* (Vol. 37, pp. 364–375). Cambridge: Cambridge University Press. Retrieved from <http://ebooks.cambridge.org/ref/id/CBO9781107415324A009>
- ➔ Hicks, J. L. (2012a). Excitation Editor. Retrieved April 8, 2018, from <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Excitation+Editor>
- ➔ Hicks, J. L. (2012b). Getting Started with Analyses. Retrieved April 7, 2018, from <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Analyses>
- ➔ Hicks, J. L. (2012c). Getting Started with Forward Dynamics. Retrieved April 6, 2018, from <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Forward+Dynamics#GettingStartedwithForwardDynamics-Inputs>
- ➔ Hicks, J. L. (2012d). How Forward Dynamics Works. Retrieved April 6, 2018, from <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/How+Forward+Dynamics+Works>
- ➔ Hicks, J. L. (2015). OpenSim Models. Retrieved March 27, 2018, from <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/OpenSim+Models>
- ➔ Hicks, J. L., Uchida, T. K., Seth, A., Rajagopal, A., & Delp, S. L. (2015). Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(2), 20905-1-20905–24. <http://doi.org/10.1115/1.4029304>
- ➔ Hsu, J. D., Michael, J. W., & Fisk, J. R. (2008). *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices* (4^a). Elvisier.
- ➔ Hutson, M., & Speed, C. (2011). *Sports Injuries* (1^o). New York: Oxford University Press.

- ➔ Jin, Y. A., Plott, J., Chen, R., Wensman, J., & Shih, A. (2015). Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses - A review. *Procedia CIRP*, 36, 199–204. <http://doi.org/10.1016/j.procir.2015.02.125>
- ➔ Kerkum, Y. L., Buizer, A. I., van den Noort, J. C., Becher, J. G., Harlaar, J., & Brehm, M.-A. (2015). The Effects of Varying Ankle Foot Orthosis Stiffness on Gait in Children with Spastic Cerebral Palsy Who Walk with Excessive Knee Flexion. *PLOS ONE*, 10(11), e0142878. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0142878>
- ➔ Kerrigan, D. C., Roth, R. S., & Riley, P. O. (1998). The modelling of adult spastic paretic stiff-legged gait swing period based on actual kinematic data. *Gait and Posture*, 7(2), 117–124. [http://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00040-4](http://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00040-4)
- ➔ Khalid, Y. M., Gouwanda, D., & Parasuraman, S. (2015). A review on the mechanical design elements of ankle rehabilitation robot. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 229(6), 452–463. <http://doi.org/10.1177/0954411915585597>
- ➔ Kharb, A., Saini, V., Jain, Y., & Dhiman, S. (2011). A review of gait cycle and its parameters. *Internacional Journal of Computational Engineering & Management*, 13(July), 78–83. http://doi.org/10.1007/3-540-49384-0_1
- ➔ Konradsen, L., Voigt, M., & Hojsgaard, C. (1997). Ankle Inversion Injuries. The Role of the Dynamic Defense Mechanism. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(1), 54–58. <http://doi.org/10.1177/036354659702500110>
- ➔ Lankarani, H. M., & Nikravesh, P. E. (1990). A Contact Force Model With Hysteresis Damping for Impact Analysis of Multibody Systems. *Journal of Mechanical Design*, 112(3), 369–376. <http://doi.org/10.1115/1.2912617>
- ➔ Lapointe, S. J., Siegler, S., Hillstrom, H., Nobilini, R. R., Mlodzienski, A., & Techner, L. (1997). Changes in the flexibility characteristics of the ankle complex due to damage to the lateral collateral ligaments: An in vitro and in vivo study. *Journal of Orthopaedic Research*, 15(3), 331–341. <http://doi.org/10.1002/jor.1100150304>
- ➔ LaPre, A. K., Price, M. A., Wedge, R., Umberger, B. R., & Sup IV, F. C. (2017). An Approach for Gait Analysis in Persons with Limb Loss Including Residuum and Prosthesis Socket Dynamics. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, (January), 1–11. <http://doi.org/10.1002/cnm.2936>
- ➔ Lusardi, M. M., Jorge, M., & Nielsen, C. C. (2013). *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation* (3^a). Philadelphia: Elsevier Inc.
- ➔ Marks, A. A. (1908). *Manual of Artificial Limbs*. Nova Iorque: Medical Lane Library.

- ➔ McGinnis, P. (2013). *Biomechanics of Sport and Exercise*. (P. M. McGinnis, Ed.) (3^a). Champaign: Human Kinetics.
- ➔ Nagano, A., & Gerritsen, K. G. M. (2001). Effects of Neuromuscular Strength Training on Vertical Jumping Performance— A Computer Simulation Study. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2), 113–128. <http://doi.org/10.1123/jab.17.2.113>
- ➔ Neptune, R. R., & Hull, M. L. (1998). Evaluation of Performance Criteria for Simulation of Submaximal Steady-State Cycling Using a Forward Dynamic Model. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120, 334–341.
- ➔ Pallari, J. H. P., Dalgarno, K. W., Munguia, J., Muraru, L., Peeraer, L., Telfer, S., & Woodburn, J. (2010). Design and additive fabrication of foot and ankle-foot orthoses. In *21st Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium - An Additive Manufacturing Conference, SFF 2010* (pp. 834–845).
- ➔ Perry, J. (1992). *Gait Analysis - Normal and Pathological Function*. Book by SLACK Incorporated. Thorofare, USA: SLACK Incorporated. <http://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- ➔ Reinbolt, J. A., Seth, A., & Delp, S. L. (2011). Simulation of human movement: Applications using OpenSim. *Procedia IUTAM* 2, 2, 186–198. <http://doi.org/10.1016/j.piutam.2011.04.019>
- ➔ Riemann, B. L., DeMont, R. G., Ryu, K., & Lephart, S. M. (2001). The Effects of Sex, Joint Angle, and the Gastrocnemius Muscle on Passive Ankle Joint Complex Stiffness. *Journal of Athletic Training*, 36(4), 369–377.
- ➔ Seeley, R. R., Stephens, T. D., & Tate, P. (2008). Articulations and Movement. In *Anatomy and Physiology* (8^a Edição, pp. 252–277). Nova Iorque: Michelle Watnick.
- ➔ Seth, A., Sherman, M., Reinbolt, J. A., & Delp, S. L. (2011). OpenSim: A musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia IUTAM*, 2, 212–232. <http://doi.org/10.1016/j.piutam.2011.04.021>
- ➔ Seymour, R. (2002). Orthoses for patients with neurologic Disorders- Clinical Decision Making. In *PROSTHETICS AND ORTHOTICS- Lower Limb and Spinal*. Lippincott, Williams & Wilkins.
- ➔ Sheehan, C., & Figgins, E. (2017). A comparison of mechanical properties between different percentage layups of a single-style carbon fibre ankle foot orthosis. *Prosthetics and Orthotics International*, 41(4), 364–372. <http://doi.org/10.1177/0309364616652015>

- ➔ Sherman, M. A., Seth, A., & Delp, S. L. (2011). Simbody: Multibody dynamics for biomedical research. *Procedia IUTAM*, 2, 241–261. <http://doi.org/10.1016/j.piutam.2011.04.023>
- ➔ Shorter, K. A., Xia, J., Hsiao-Wecksler, E. T., Durfee, W. K., & Kogler, G. F. (2013). Technologies for Powered Ankle-Foot Orthotic Systems: Possibilities and Challenges. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 18(1), 337–347. <http://doi.org/10.1109/TMECH.2011.2174799>
- ➔ Siegler, S., Chen, J., & Schneck, C. D. (1990). The Effect of Damage to the Lateral Collateral Ligaments on the Mechanical Characteristics of the Ankle Joint—An In-Vitro Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 112(2), 129–137. <http://doi.org/10.1115/1.2891163>
- ➔ Siegmund, G. P., Blouin, J. S., & Inglis, J. T. (2008). Does startle explain the exaggerated first response to a transient perturbation? *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 36(2), 76–82. <http://doi.org/10.1007/s00221-003-1466-9>
- ➔ Silva, P. (2012). *Computational modeling of a wearable ankle-foot orthosis for locomotion analysis and comfort evaluation*. Instituto Superior Técnico.
- ➔ Soares, P. B. (2008). Ortóteses para o membro inferior. In Servier (Ed.), *Temas de reabilitação- Ortóteses e outras ajudas técnicas*. (pp. 34 – 47). Porto: Medesign – Edições e Design de Comunicação, Lda.
- ➔ Thelen, D. G. (2003). Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 125(1), 70–77. <http://doi.org/10.1115/1.1531112>
- ➔ Thelen, D. G., & Anderson, F. C. (2006). Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics*, 39, 1107–1115. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.02.010>
- ➔ Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of Human Gait*. (C. L. Vaughan, Ed.) *Dynamics of Human Gait (2^a)*. Western Cape: Kiboho Publishers. [http://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00080-X](http://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00080-X)
- ➔ Waterval, N. F. J., Nollet, F., Harlaar, J., & Brehm, M.-A. (2017). Precision orthotics: optimising ankle foot orthoses to improve gait in patients with neuromuscular diseases; protocol of the PROOF-AFO study, a prospective intervention study. *BMJ Open*, 7(2), 1–9. <http://doi.org/10.1136/bmjopen-2016-013342>
- ➔ Whittle, M. W. (2003). *Gait Analysis: an introduction (3^a)*. Philadelphia: Elsevier Ltd.

- ➔ Yamaguchi, G. T., & Zajac, F. E. (1989). A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. *Journal of Biomechanics*, 22(1), 1–10. [http://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90179-6](http://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90179-6)