



INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE LISBOA

Departamento de Engenharia Mecânica

ISEL



Desenvolvimento da Prótese Biomecânica do Joelho

PÉRICLES CABRAL SILVA

(Licenciado em Engenharia Mecânica)

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

Orientadores:

Doutor João Pedro Castro Gonçalves

Júri:

Presidente: Doutor João Carlos Quaresma Dias

Vogais:

Doutora Inês de Carvalho Jerónimo Barbosa

Doutor João Pedro Castro Gonçalves

Setembro de 2009



INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE LISBOA

Departamento de Engenharia Mecânica

ISEL



Desenvolvimento da Prótese Biomecânica do Joelho

PÉRICLES CABRAL SILVA

(Licenciado em Engenharia Mecânica)

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

Orientadores:

Doutor João Pedro Castro Gonçalves

Júri:

Presidente: Doutor João Carlos Quaresma Dias

Vogais:

Doutora Inês de Carvalho Jerónimo Barbosa

Doutor João Pedro Castro Gonçalves

Setembro de 2009



DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho em memória do meu querido irmão César Augusto Cabral Silva; a minha enorme e querida mãe Rufina Florentina Cabral, ao meu pai César Amélia Silva, e a todos os meus familiares.

“Os ventos que as vezes tiram algo que amamos, são os mesmos que nos trazem algo que aprendemos a amar. Por isso não devemos chorar pelo que nos foi tirado e sim, aprender a amar o que nos foi dado. Pois tudo aquilo que é realmente nosso, nunca se vai para sempre”. [**Bob Marley**]



AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradecer a deus por me ter dado saúde e possibilidade de realizar esta dissertação. Quero aqui agradecer-te e não só mas dizer-te o quanto de te amo mãe sem ti seria impossível a realização deste trabalho como sempre ensinas-te com esforço e dedicação um dia chegas onde queres filho, OBRIGADO Mãe. Agradeço-te irmão por olhares sempre por mim, César Augusto graças a ti, todos dias deste trabalho nunca pensei em baixar os braços, contigo aprendi muito irmão OBRIGADO.

Agradeço aos meus irmãos: Paula Cabral, Geraldina Cabral Silva, Dijanira Silva, Agilson Silva, Joana Silva, Paulo César Silva, obrigado por sempre confiarem em mi e por sempre estarem presentes nos momentos que mais precisei de vocês. Agradeço aos meus sobrinhos: Cláudia Cabral, Sidónio Santos, Milania Santos, Yuran Silva, Selma Silva, Júnior Silva, Raissa Silva, Fany Silva, Fael Silva, Rúben Silva, César Silva, Célio Silva, Mayara Silva.

Agradeço aquela pessoa especial marcaste muito és e serás sempre especial Sabrina Fernandes.

Agradeço aqui ao meu orientador Dr. João Gonçalves que desde de primeira hora se mostrou disponível para que este trabalho chega-se a bom porto e que hoje seja uma realidade. Obrigado pela sua dedicação e nobreza prestada durante este ciclo da minha vida. Agradeço ao Professor Dr. João Abrantes pela disponibilidade desde de primeira hora em colaborar para que este trabalho realiza-se, ao Professor Felipe Luz; Ivo Roupa; Zé Maria; e a todo o pessoal da MovLab da Universidade Lusófona, Obrigado.

Agradeço aqui a todos os meus amigos especiais: Jefferson Gomes, Edmar Santos, Nelson Gonçalves, Nery Lopes, Sidónio Santos, Ceroni Fonseca, Tirzah Évora, Wilson, Flávio, Carlos Coelho, Luís Ferreira, Zé Nuno, Sara. C, em geral agradeço a todos os meus amigos do coração que de forma directa e indirecta contribuíram para a realização deste trabalho, agradeço a todo pessoal da zona de Boavista, agradeço aqui aos meus colegas da “guerra” durante a tese de mestrado: Carlos Tancredo e Gonçalo Patrício.



RESUMO

Este trabalho teve como objectivo o desenvolvimento em computador de uma prótese transfemural para amputados acima do joelho. A prótese desenvolvida replica a geometria conhecida do movimento de rotação no joelho, possui também um cilindro de amortecimento hidráulico, de modo a proporcionar um movimento mais próximo do fisiológico natural. Deste modo garante-se mais estabilidade nas fases de apoio, e maior segurança e conforto aos amputados durante a sua marcha no dia-a-dia.

Para desenvolver a prótese realizou-se a modelação computacional da prótese transfemural no SolidWorks 2008. Para obtenção do movimento humano utilizou-se valores de deslocamentos lineares e angulares dos membros inferiores obtidos no Laboratório da biomecânica “MovLab” da Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias. Para captura do movimento utilizou-se o sistema Vicon de captura de imagem e processamento da cinemática do movimento. Foram registados os valores da força de contacto na passada, através do uso de uma plataforma de forças.

Com base no modelo desenvolvido foram realizadas várias simulações de dinâmica inversa, sendo criado dois modelos biomecânico correspondentes a uma pessoa com e sem amputação. Utilizando o movimento capturado por vídeo de uma pessoa a Andar Normal, a Correr e a Saltar, comparou-se os resultados obtidos nas simulações com os valores medidos em laboratório. Para as diferentes simulações os valores obtidos de picos máximos das forças tiveram magnitudes bastantes próximas dos valores obtidos em laboratório, o que indica que a metodologia desenvolvida durante este trabalho representa um bom modelo para estudo e desenvolvimento de próteses.

Palavras-chave: Prótese do Joelho; Biomecânica do movimento; Marcha humana; Força de reacção do solo; Simulação Dinâmica.



ABSTRACT

This work presents the development of one transfemoral prosthesis computational model for above the knee amputation. The prosthesis replicates the knee rotation movement geometry, has a hydraulic damper, and is capable of providing a rotation closer to the natural physiological motion. This ensures stability in phase-out stand, plus safety and comfort of amputees during their march on the day-to-day.

The computer model of the transfemoral prosthesis was simulated in Solid Works 2008. The human motion was obtained by motion capture, using the motion values of linear and angular displacement of the lower extremities, obtained in the Laboratory of Biomechanics "MovLab" from Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias. It was used the Vicon system, with Nexus software, for motion capture and kinematic motion calculus. The contact reaction forces of the human motion were obtained using one force plate.

Using the computational biomechanical model, with and without the knee prosthesis, several inverse dynamics analysis was performed. Using the motion capture data from one person Normal Walking, Running and Jumping analysis, the computer results are measured against the laboratory values. The results show good agreement with the laboratory values; the peak forces are similar in value and shape. The developed methodology presented in this works is a good tool for the research and development of human prosthesis.

Keywords: Prosthesis, Knee, Biomechanics of movement, Gait human; reaction force of the soil; Dynamic Simulation.



Índice

AGRADECIMENTOS	iv
RESUMO	v
ABSTRACT	vi
LISTA DE FIGURAS	ix
LISTA DE TABELAS	xiii
LISTA DE SIMBOLOS	xiv
1. INTRODUÇÃO.....	2
1.1. Objectivos Geral.....	4
1.1.1. Objectivos Específicos	4
1.2. Organização da Tese.....	4
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	5
2.1. Articulações do Membro Inferior.....	5
2.1.1. Anca e Região do Pélvis.....	5
2.1.2. Região do Joelho	6
2.1.3. Região do Pé e Tornozelo.....	7
2.2. Prótese para Membros Inferiores.....	8
2.2.1. Tipos de Próteses	8
2.2.1.1. Próteses Exoesqueléticas	8
2.2.1.2. Próteses Endoesqueléticas	9
2.2.2. Componentes Protéticos	10
2.2.2.1. Encaixes.....	10
2.2.2.2. Joelhos	11
2.2.2.3. Pé Dinâmico	14
Desenvolvimento da Prótese Biomecânica do Joelho [Péricles. C. Silva - 32329]	vii



3.	MODELAÇÃO DA PRÓTESE DO JOELHO.....	19
3.1.	Desenvolvimento do Modelo Cálculo das Forças Internas.....	19
3.2.	Procedimento Experimental e Equipamentos utilizados.....	21
3.2.1.	Procedimento para captura e processamento de dados com sistema Vicon21	
3.2.2.	COSMOS Motion.....	23
3.2.2.1.	Fundamentos do COSMOS Motion.....	24
3.2.3.	Projecto Mecânico.....	28
3.2.3.1.	Componentes do Modelo de Simulação Dinâmica.....	30
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	41
4.1.	Forças da Plataforma dos Eventos Analisados.....	41
4.2.	Variáveis Cinemáticas (Ângulos, Deslocamentos e Velocidade).....	47
4.4.	Conclusões e Sugestões de Novas Pesquisas.....	70
5.	CONCLUSÃO.....	72
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	74
	ANEXO 1.....	75
	ANEXO 2.....	79
	ANEXO 3.....	82
	ANEXO 4.....	84
	ANEXO 5.....	86
	ANEXO 6.....	90
	ANEXO 7.....	91
	ANEXO 8.....	92



LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – O joelho [CEZ 2000]	6
Figura 2.2 – Eixos das Articulações do Tornozelo [KRE89].....	7
Figura 2.3 – Próteses Exoesqueléticas [Fubelle, Ortopedia Técnica]	8
Figura 2.4 – Próteses Endoesqueléticas “ modulares” [EsSalud, Lima – Perú 2005].....	9
Figura 2.5 – Componentes protéticos [Otto Bock, 2008].....	10
Figura 2.6 – Encaixe do Coto [Otto Bock, 2008].....	11
Figura 2.7 – Joelhos Policêntricos [Otto Bock, 2008]	12
Figura 2.8 – Joelhos Hidráulicos 3R106 [Otto Bock]	13
Figura 2.9 – Joelhos Hidráulicos 3R80 [Otto Bock]	13
Figura 2.10 – Joelhos Hidráulicos C-LEG [Otto Bock].....	14
Figura 2.11 – Pé 1C31Trias [OrtoSolution]	15
Figura 2.12 – Aproximação inversa em corpos rígidos dinâmicos [VAUGHAN,99] ..	16
Figura 2.13 – Problemas Básicos em dinâmica dos corpos rígidos. Adaptado de Vaughan [1980].....	17
Figura 2.14 – Sistema Motion – Capture Vincon Mx constituído por 10 câmaras (8 MX 13 + 2 F 20) sincronizado com plataforma de forças AMTI - BP400600 [MovLab, Universidade Lusófona]	18
Figura 2.15 – Forças da plataforma para o ensaio da marcha normal [MovLab Universidade Lusófona, 2009]	18
Figura 3.1 - Pontos Anatómicos seleccionados.....	20
Figura 3.2 – União de dois pontos anatómicos [João Abrantes, 2009]	22
Figura 3.3 – Equipamentos utilizados para captação dados na MovLab [Universidade Lusófona, 2009].....	23
Figura 3.4 – Desenho de conjunto do modelo da prótese transfemural desenvolvida ..	30
Desenvolvimento da Prótese Biomecânica do Joelho [Péricles. C. Silva - 32329]	ix



Figura 3.5 – Prótese Transfemural desenvolvida	31
Figura 3.6 – Pé Dinâmico a base fibra de carbono.....	32
Figura 3.7 – Joelho Hidráulico	33
Figura 3.8 – Parâmetros de contacto 3D de simulação de um humano a caminhar	37
Figura 3.9 – Parâmetros de contacto 3D de simulação de um humano a correr	37
Figura 3.10 – Parâmetros de contacto 3D de simulação de um humano a saltar	38
Figura 3.11 – Parâmetros de contacto 3D de simulação de um humano com prótese a caminhar	38
Figura 3.12 – Parâmetros de contacto 3D de simulação de um humano com prótese a correr.....	39
Figura 3.13 – Parâmetros de contacto 3D de simulação de um humano com prótese a saltar	39
Figura 4.1 –Gráfico comparativo de forças simuladas quer para um humano normal e humano com Prótese em SolidWorks Motion com os valores medidos em laboratório da MovLab da Universidade Lusófona para o Andar normal.....	42
Figura 4.2 – Gráfico comparativo de forças simuladas quer para um humano normal e humano com Prótese em SolidWorks Motion com os valores medidos em laboratório da MovLab da Universidade Lusófona para o Corrida	42
Figura 4.3 – Gráfico comparativo de forças simuladas quer para um humano normal e humano com Prótese em SolidWorks Motion com os valores medidos em laboratório da MovLab da Universidade Lusófona para o Salto	43
Figura 4.4 – Valores médios das forças de plataformas das actividades realizadas. Andar normal, Corrida e Salto.....	47
Figura 4.5 – Deslocamento do centro de massa (Y) relativo (Marcha normal) ao indivíduo no laboratório [MovLab, Universidade Lusófona, 2009]	48
Figura 4.6 – Deslocamento do centro de massa (X) relativo (Marcha normal) ao indivíduo no laboratório [MovLab, Universidade Lusófona, 2009]	48
Figura 4.7 – Deslocamento do centro de massa (Y) relativo (Marcha normal) ao humano simulado no SolidWorks	49



Figura 4.8 – Deslocamento do centro de massa (X) relativo (Marcha normal) ao humano simulado no SolidWorks	49
Figura 4.9 – Deslocamentos dos pontos anatómicos considerados para membros inferiores direito para o humano simulado em SolidWorks, Plano frontal (Y), Plano sagital (Z).....	50
Figura 4.10 – Deslocamento do centro de massa (Y) relativo (Marcha normal) ao humano com a prótese simulado no SolidWorks	51
Figura 4.11 – Deslocamento do centro de massa (X) relativo (Marcha normal) ao humano com a prótese simulado no SolidWorks	51
Figura 4.12 – Deslocamentos dos pontos anatómicos considerados para membros inferiores direito para o humano com prótese simulado em SolidWorks Plano frontal (Y), Plano sagital (X)	52
Figura 4.13 – Deslocamento do centro de massa (Y) relativo (Corrida) ao humano simulado no SolidWorks (Plano Frontal)	54
Figura 4.14 – Deslocamento do centro de massa (Z) relativo (Corrida) ao humano simulado no SolidWorks (Plano Sagital)	55
Figura 4.15 – Deslocamentos dos pontos anatómicos considerados para membros inferiores direito para o humano simulado em SolidWorks ocorrendo no plano frontal (Y) e plano sagital (Z)	55
Figura 4.16 — Deslocamento do centro de massa (Y – Plano Frontal) relativo (Corrida) ao humano com a prótese simulado no SolidWorks	56
Figura 4.17 – Deslocamento do centro de massa (X – Plano Sagital) relativo (Corrida) ao humano com a prótese simulado no SolidWorks	56
Figura 4.18 – Deslocamentos dos pontos anatómicos considerados para membros inferiores direito para o humano com prótese simulado em SolidWorks Plano frontal (Y), Plano sagital (X)	57
Figura 4.19 – Deslocamento do centro de massa (Y) relativo (Salto) ao humano simulado no SolidWorks (Plano Frontal)	59
Figura 4.20 – Deslocamento do centro de massa (Z) relativo (Salto) ao humano simulado no SolidWorks (Plano Sagital)	60
Figura 4.21 – Deslocamentos dos pontos anatómicos considerados para membros inferiores direito para o humano simulado em SolidWorks ocorrendo no plano frontal (Y) e plano sagital (Z)	60



Figura 4.22 – Deslocamento do centro de massa (Y – Plano Frontal) relativo (Salto) ao humano com a prótese simulado no SolidWorks	61
Figura 4.23 – Deslocamento do centro de massa (X – Plano Sagital) relativo (Salto) ao humano com a prótese simulado no SolidWorks	61
Figura 4.24 – Deslocamentos dos pontos anatómicos considerados para membros inferiores direito para o humano com prótese simulado em SolidWorks Plano frontal (Y), Plano sagital (X)	62
Figura 4.25 – Velocidade do centro de massa do humano simulado em SolidWorks (Marcha normal).....	64
Figura 4.26 – Velocidade do centro de massa do humano simulado em SolidWorks (Corrida)	65
Figura 4.27 – Velocidade do centro de massa do humano simulado em SolidWorks (Corrida)	65
Figura 4.28 – Ângulos “Andar normal” para humano normal (gráficos superior) e humano com prótese (gráficos inferiores).....	66
Figura 4.29 – Ângulos “Andar normal” para humano normal (gráficos superior) e humano com prótese (gráficos inferiores).....	68
Figura 4.30 – Ângulos “Andar normal” para humano normal (gráficos superior) e humano com prótese (gráficos inferiores).....	69



LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Características Físicas.....	32
Tabela 3.2 – Massas relativas e localização dos centros de gravidade de cada segmento [João Abrantes, 2008].....	35
Tabela 3.3 – Massas relativas dos segmentos.....	36
Tabela 4.1 – Valores máximos das forças de plataforma expressos em percentual do peso corporal do indivíduo de 1.75 m e com 78.4 kg.....	49
Tabela 4.2 – Variação dos centros de massas humano c/ e sem Prótese, [mm]	52
Tabela 4.3 – Valores da diferença entre o pico máximo e mínimo de deslocamento marcha normal (primeira coluna corresponde ao deslocamento no plano frontal, a segunda ao plano sagital); [mm].....	53
Tabela 4.4 – Variação dos centros de massas humano c/ e sem Prótese, [mm]	57
Tabela 4.5 – Valores da diferença entre o pico máximo e mínimo de deslocamento marcha normal (primeira coluna corresponde ao deslocamento no plano frontal, a segunda ao plano sagital); [mm].....	58
Tabela 4.6 – Variação dos centros de massas humano c/ e sem Prótese, [mm]	62
Tabela 4.7 – Valores da diferença entre o pico máximo e mínimo de deslocamento marcha normal (primeira coluna corresponde ao deslocamento no plano frontal, a segunda ao plano sagital); [mm].....	63



LISTA DE SIMBOLOS

SIMBOLOS	DESIGNAÇÃO
F	Forças da Plataforma [N]
x	Deslocamentos dos Segmentos Corporais [mm]
m	Massa relativa dos Segmentos [kg]
a	Aceleração [m/s^2]
M	Momento [$N.m$]
dH/dt	Taxa de Variação do Momento Angular do Corpo [$N.m/s$]
dH	Binário [$N.m$]
dt	Taxa de Variação do Tempo [s]
g	Gravidade [m/s^2]
ν_K	Coefficiente Viscosidade Dinâmica [mm/s]
ν_S	Coefficiente Viscosidade Estática [mm/s]
μ_K	Coefficiente de Atrito Dinâmico
μ_S	Coefficiente de Atrito Estático



1. INTRODUÇÃO

Só deparamos com a complexidade da marcha humana quando somos bebés (aprende-se a andar), quando sofremos uma lesão grave (necessidade amputação) ou quando somos velhos (falta de força nas pernas). A amputação de uma perna acima do joelho requer uma prótese do joelho para que o paciente possa locomover-se.

Um simples passo, na realidade é um conjunto de movimentos de alta complexidade. Conforme o nível de amputação é necessário substituir múltiplas funções. Assim a substituição de uma parte da perna através de uma prótese do joelho e pé artificial permite aos pacientes diminuídos fisicamente caminhar de um modo natural. Uma das maiores dificuldades encontradas no desenvolvimento de uma prótese reside na realização de movimentos naturais. É também importante a escolha dos materiais utilizados, a sua resistência, estética e biocompatibilidade para a utilização pretendida, otimizando a relação do custo benefício [PAVON, 1975].

A articulação do joelho é biomecanicamente um sistema complexo, envolvendo a tibia proximal e o fémur distal [WINTER, 1979]. É um sistema anatomicamente de grande relevância no esqueleto humano pelas forças e momentos a que está constantemente sujeito. É responsável pela transferência de forças estáticas e dinâmicas para o membro inferior e permitir em simultâneo a mobilidade e a estabilidade. Como tal, também está sujeito a patologias diversas, cuja cura pode implicar o uso de dispositivos biomédicos implantáveis específicos como as prótese do joelho.

A articulação do joelho é um mecanismo essencial no tratamento protético de amputados transfemural. Além da estabilidade mecânica, tem de cumprir determinados requisitos funcionais. Nomeadamente durante a fase de repouso, durante as primeiras fases de marcha do calcanhar e na fase de extensão, deve manter a estabilidade. Caso contrário o joelho poderia sofrer flexão e sobrecarga causando a sua quebra.



Entre a fase terminal de uma postura e o balançar da fase seguinte, a junta do joelho deve permitir uma marcha natural mais próxima do padrão humano.

Estes dois aspectos são contraditórios e têm de ser ponderados de acordo com as necessidades dos pacientes. Para os idosos e pessoas não treinadas o aspecto da estabilidade é mais importante. No tratamento de pacientes mais jovens e em pacientes activos a estabilidade deixa de ser um grande problema. Eles têm, frequentemente, bastante força no quadril para manter a estabilidade.

Existem uma vasta gama de diferentes tipos de articulações do joelho no mercado abordando diferentes necessidades dos pacientes quanto à estabilidade e à mobilidade, mas também a adaptação a diferentes situações de marcha [ORTHOGEN], [OTTOBOCK] [ÖSSUR]. Há articulações construídas tão simples como uma dobradiça até juntas com uma cinemática complexa, como é o caso dos monocêntricos e os policêntricos “4 barras” (rotação e translação) em que o centro de rotação do joelho muda de posição de acordo com o ângulo de flexão. Todas estas articulações também podem ser equipadas com molas, amortecedores, e com ou sem travões. Há mesmo juntas no mercado que se podem adaptar às diferentes situações de marcha por meio de um controlador electrónico, como é o caso do joelho computadorizado C-LEG da Otto Bock [OTTOBOCK]. Neste modelo há sensores específicos para cada fase da marcha; processamento electrónico de sinais e controlo “on-line” da fase de balanço. Todo este controlo vai permitir ao paciente ter uma segurança total nas fases do movimento de locomoção.

O estado da arte relativamente ao estudo técnico-científico relativamente às próteses transfemorais tem avançado bastante nos últimos anos. Actualmente as pessoas com deficiências de membros inferiores fazem as suas vidas normalmente, recorrendo às próteses computadorizadas que se encontram disponíveis no mercado. A quantidade de artigos científicos relativamente à problemática da substituição de membros inferiores (perna, pé) é superior nos dias de hoje.

De salientar que ao contrário de parceiros europeus e não só, em Portugal, a inexistência de trabalhos de índole científico sobre o tema da articulação do joelho



numa perspectiva de amputação transfemural é uma realidade que reflecte o atraso na área da biomecânica. Assim, esta é a primeira tese portuguesa a abordar uma prótese transfemural do joelho numa perspectiva biomecânica. O autor espera que com este trabalho se possa dinamizar esta área do conhecimento e de solidificar e afirmar a biomecânica em Portugal.

1.1. Objectivos Geral

É objectivo desta tese o desenvolvimento de uma prótese transfemural, prótese de articulação do joelho, com um cilindro de amortecimento hidráulico. Pretende-se que a prótese facilite o paciente a vencer vários tipos de obstáculos como terrenos inclinados; escadas e rampas; corrida; etc. Para tal irá recorrer-se a modelos computacionais e à análise dinâmica inversa para estudar o movimento de modelos biomecânicos.

1.1.1. Objectivos Específicos

- Estudo e Modelação do joelho Hidráulico;
- Modelação do Pé;
- Estudo e Modelação do Encaixe da prótese;
- Modelação da prótese biomecânica do joelho no software Solidworks 2008 para análise dinâmica inversa, com o intuito de comparar os resultados obtidos para Forças; ângulos de fase do joelho; velocidades e deslocamentos, com os valores reais medidos em laboratório;
- Simulação da dinâmica (Andar, Correr, Saltar) de um modelo Humano a partir de valores reais medidos em laboratório, comparação de resultados entre um modelo biomecânico de um amputado utilizando a prótese Vs um não amputado.

1.2. Organização da Tese

A tese, para além da Introdução e do capítulo referente às Conclusões e Futuros Desenvolvimentos, está organizado da seguinte forma: Revisão da Literatura; Metodologia; Resultados e Discussão; e Conclusões.



2. REVISÃO DA LITERATURA

A articulação do joelho, apresenta-se como uma das articulações mais complexas ou talvez a mais complexas do corpo humano é constituído por duas articulações, a articulação tibiofemural e paletofemural sendo composta por três unidades funcionais, dois compartimentos tibiofemural a medial e a lateral e uma articulação paletofemural, de salientar que cada um deles revestido por cartilagem articular e todos eles são englobados por uma cápsula com revestimento [WATKINS, 1999].

Conforme o nível de amputação é necessário substituir múltiplas funções do movimento, assim sendo, a substituição de uma perna por uma prótese possibilita ao paciente caminhar de um modo mais natural. Define-se prótese como sendo um equipamento artificial utilizado para substituir algum membro perdido ou inoperacional do nosso organismo.

2.1. Articulações do Membro Inferior

Nesta secção é apresentada uma breve descrição dos principais grupos articulares dos membros inferiores relevantes para o presente estudo. As juntas anatómicas permitem o movimento entre os vários membros do organismo humano. As juntas que permitem uma maior amplitude de movimentos são chamadas de sinoviais [TORZEREN].

2.1.1. Anca e Região do Pélvis

A pélvis é constituída pelo *sacro*, *cóccix*, e pelos dois ossos formados por uma fusão do *ilio*, *isquio* e *púbis*. Sete articulações são formadas pelos ossos pélvicos: *lombossacral*, *sacroiliaca* (duas), *sacroccigea*, *sinfise púbica* e *quadril* (duas).

A articulação da anca é aquela que permite a ligação entre os ossos da bacia e o membro inferior. É uma articulação bastante móvel devido a suas superfícies articulares serem esféricas na sua forma (cabeça do fémur convexa e cavidade do osso ilíaco



côncava). É uma articulação que permite movimento em todas as direcções do espaço e esta em inteira relação com inter - relação com os movimentos da coluna vertebral, através da cintura pélvica e da articulação do joelho.

2.1.2. Região do Joelho

O joelho, a maior articulação sinovial do corpo humano, permite a ligação da coxa e da perna. É uma articulação extremamente complexa e em que intervêm três ossos (fémur, tíbia e rótula) que vão originar duas articulações secundárias: uma entre o fémur e a rótula (articulação fémur-rotuliana) e que é classificada de trocleartrose, e outra entre o fémur e a tíbia (articulação fémur – tibial) e que é classificada de bicondilarartrose (por ter dois côndilos) apresentando ainda dois meniscos inter - articulares interpostos (o lateral interno e o lateral externo). Na articulação do joelho a extensão é considerada o movimento que afasta a face posterior da perna da face posterior da coxa, ver Figura 2.1. A amplitude completa de extensão é de 0° e é atingida quando o eixo longitudinal da coxa se encontra no prolongamento do eixo longitudinal da perna, enquanto a flexão é quando o movimento em que a face posterior da perna se aproxima da face posterior da coxa. A sua amplitude é de cerca de 120° embora possa atingir 150° durante a flexão passiva.

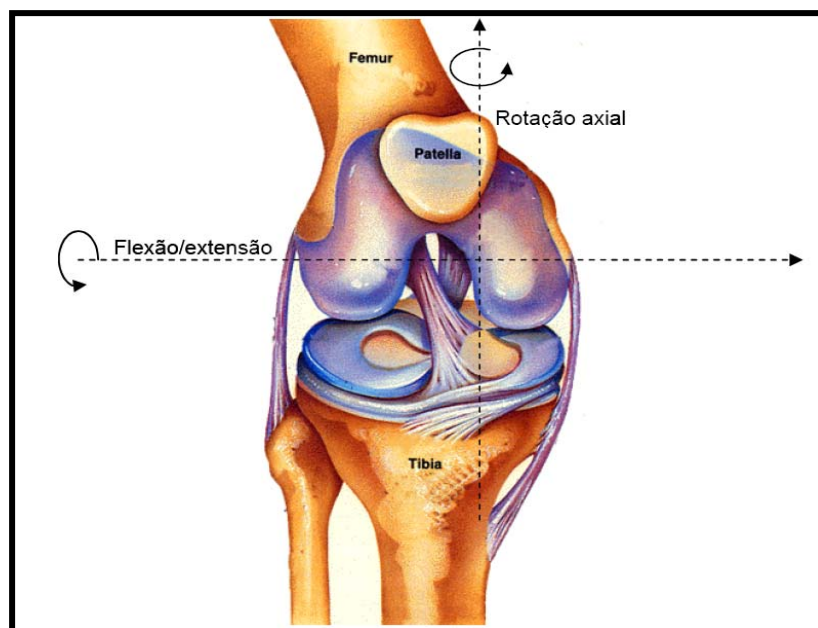


Figura 2.1 – Articulação do joelho



2.1.3. Região do Pé e Tornozelo

O pé tem como função suportar o peso do corpo pois as estruturas da região pé podem suportar cargas acima do 4,5 vezes o peso do corpo, controle e estabilização da marcha, ajustar à superfície de contacto durante a marcha, amortecimento de choques. O tornozelo sendo a primeira articulação superior do pé, ela possui uma superfície que se articula com a extremidade distal da tibia e superfícies lateral e medial que se articulam com o maléolo medial da tibia e o lateral da fíbula, ver Figura 2.2. Possui um grau de liberdade, no plano sagital – eixo látero – lateral, a flexão do tornozelo consiste no movimento em que o dorsal do pé se aproxima da face anterior da perna. A sua amplitude varia entre 20° e 30° e é aumentada quando o joelho está flectido (é eliminada parte da limitação imposta pela distensão dos gêmeos). Na extensão o pé executa um movimento inverso, a sua amplitude é superior a flexão (30° a 50°). Em relação aos movimentos do pé no plano frontal - eixo Antero – posterior, a abdução é 10°, a abdução que consiste no movimento em que a ponta do pé se afasta do plano de simetria do corpo e a adução é de 20°, no plano transversal – eixo longitudinal a inversão é de 10° e a eversão é de 20°, no eixo oblíquo a pronação é 5° e supinação é de 5° [KREIGHBAUM, 1996].

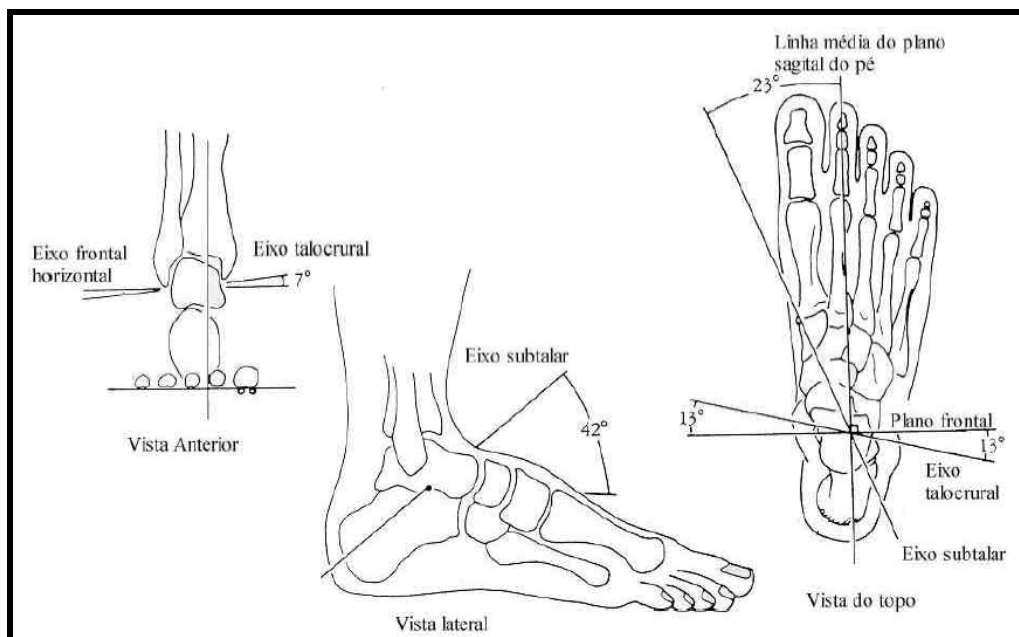


Figura 2.2 – Eixos das Articulações do Tornozelo



2.2. Prótese para Membros Inferiores

Durante a história a evolução no fabrico de próteses pode-se facilmente distinguir duas etapas: a forma artesanal e a forma industrial. Todas as próteses apresentam vantagens e desvantagens. Actualmente com o domínio e a aplicação de alta tecnologia nos fabricos de novos materiais e na utilização de computadores, as próteses mais modernas conseguem chegar a níveis muito elevado de sofisticação.

2.2.1. Tipos de Próteses

Os tipos de próteses podem ser classificados em dois grandes grupos, com características intrínsecas a cada uma delas, sendo que estes dois grupos são designados de Próteses exoesqueléticas e endoesqueléticas.

2.2.1.1. Próteses Exoesqueléticas

São próteses confeccionadas com componentes de madeira maciça, plástico ou espuma rígida, que servem tanto para a sustentação quanto para o acabamento estético, ver Figura 2.3. Podem ser utilizadas em todos os níveis de amputação.

- Vantagens: preço acessível, durabilidade e baixa manutenção.
- Desvantagens: estética, conforto, menor possibilidade de utilização de componentes prótéticos, realinhamentos.



Figura 2.3 – Próteses Exoesqueléticas



2.2.1.2. Próteses Endoesqueléticas

As próteses endoesqueléticas são também conhecidas como próteses modulares. As conexões são realizadas por meio de tubos e componentes modulares, os materiais normalmente utilizados são aço, titânio, alumínio e fibra de carbono. A nível de estética são utilizadas espuma com acabamento cor de pele, ver figura 2.4. As próteses modulares são superiores às convencionais sob o ponto de vista funcional. Estas podem ser utilizadas em todos os níveis de amputação, excepto nos parciais do pé, e são fabricadas através de fixação de componentes modulares de encaixe. Módulos de joelho e pé, adaptadores, parafusos, etc. Permitem regulações distintas e alterações no plano sagital, frontal, horizontal.

- Vantagens: numerosas possibilidades de pés e joelhos, estética, funcionalidade, alinhamento, manipulação pelo paciente, etc.
- Desvantagens: preço elevado.



Figura 2.4 – Próteses Endoesqueléticas “modulares”



2.2.2. Componentes Protéticos

Para a selecção ou fabrico de componentes protéticos à que levar em conta que a sua prescrição depende das características individuais do paciente como por exemplo: comprimento do coto, força muscular, mobilidade, grau de actividade, peso, idade...etc. Os componentes protéticos vão desde de encaixe, articulações, tubos de conexão até os pés, ver Figura 2.5.



Figura 2.5 – Componentes protéticos Otto Bock

2.2.2.1. Encaixes

O encaixe é o principal componente de uma prótese, é o elo de ligação entre o coto e a prótese tem como principais funções, englobar o volume do coto sem inibir a circulação sanguínea; fixar a prótese ao coto do paciente, transferir forças e controlar movimentos, ver Figura 2.6 [Otto Bock].



Figura 2.6 – Encaixe do Coto Otto Bock.

2.2.2.2. Joelhos

Os joelhos protéticos têm como função o controlo e segurança nas fases de apoio e de balanço durante a marcha. Os joelhos modulares adaptam-se em todos os pacientes, sejam eles transfemorais, desarticulados de joelho ou anca. Existe vários tipos de joelhos, classificados em:

- Joelho de mono - eixo com trava opcional

Este tipo de joelho é encontrado no sistema convencional e modular. É indicado para pacientes inseguro ou debilitados, tem como vantagem uma maior segurança e ser barata. Apresenta como desvantagem uma marcha anormal, desconforto e necessidade de destravar manualmente.

- Joelho Livre mono - eixo

Encontrado no sistema convencional e modular, com bom controlo da anca, apresentam baixa velocidade de marcha principalmente em terrenos planos. Apresenta vantagens por ser um joelho simples de preço acessível e de pouca manutenção. Em contrapartida apresenta algumas desvantagens, pois é um joelho pouco estável e permite uma velocidade restrita.



- Joelho Autoblocante
É encontrado quer no sistema convencional como no modular e é indicado para pacientes inseguros em fase da primeira protetização, que não apresentam um controle adequado da anca em terrenos acidentados. Tem como vantagem proporcionar muita segurança e como desvantagens a velocidade restrita e flexão somente após a retirada total do peso.

- Joelho Policêntrico
Também conhecido como de quatro barras, é o mais fisiológico e é encontrado apenas no sistema modular, ver Figura 2.7 [Otto Bock]. É indicado para primeira protetização em pacientes inseguros e que não apresentam bom controlo da anca e cotos longos. Apresenta como vantagens a estabilidade e a segurança. Apresenta como desvantagens a actividade limitada, o peso e o preço elevado.

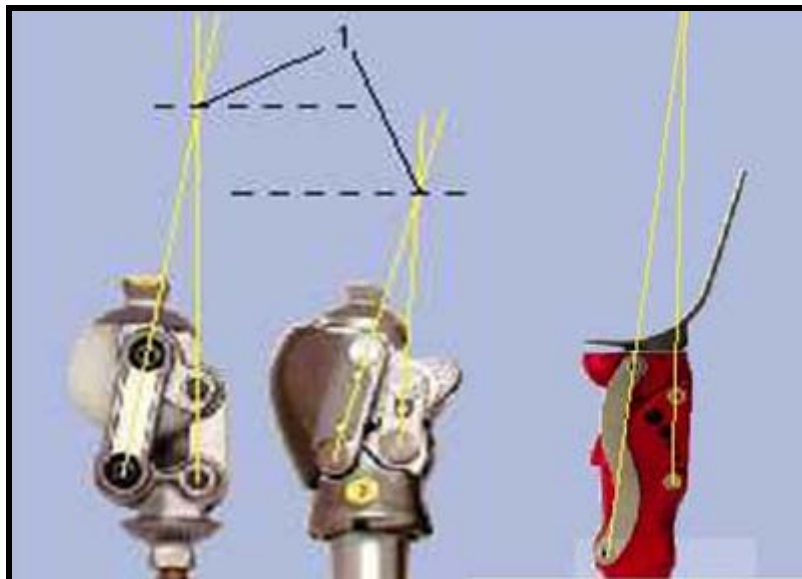


Figura 2.7 – Joelhos Policêntricos da Otto Bock.

- Joelhos Pneumáticos
Os joelhos pneumáticos são compostos por cilindros controlados por um sistema a ar comprimido, ver Figura 2.8 [Otto Bock]. Uma das vantagens deste sistema é que o ar não sofre grandes variações com mudanças de temperaturas é indicado para paciente



muito activos que apresentam variações de velocidade de marcha elevadas. Tem como vantagem uma marcha mais natural, dinâmica e segura, apresenta como desvantagens o alto custo, o peso elevado e a manutenção.



Figura 2.8 – Joelhos Hidráulicos 3R106 da Otto Bock

- Joelhos Hidráulicos

Este tipo de joelho é controlado por um cilindro hidráulico que contém óleo, ver Figura 2.9 [Otto Bock]. Neste caso o óleo não é compressivo comparando com os gases no sistema pneumático.



Figura 2.9 – Joelhos Hidráulicos 3R80 Otto Bock.



- Joelhos Computorizados

São joelhos de articulação hidráulica, totalmente controlada por um microprocessador, ver Figura 2.10 [Otto Bock]. Utilizam sensores electrónicos, captam o ângulo de flexão do joelho e a velocidade angular da perna. Têm sensores que medem a carga durante o choque do calcanhar e no ante pé. São indicados para todos os tipos de pacientes, oferecem o máximo de segurança, uma marcha normal, alto conforto de utilização, mesmo em situações adversas como rampas, escadas e terrenos irregulares. A grande desvantagem que apresenta é o custo elevado de compra e manutenção.



Figura 2.10 – Joelhos Hidráulicos C-LEG da Otto Bock

2.2.2.3. Pé Dinâmico

A conexão entre o pé e o joelho é realizado por madeira nas próteses exoesqueléticas e por tubos metálicos nas endoesqueléticas. A escolha do tipo de pé depende do tipo de prótese utilizada, joelho, actividade física profissional, nível de



amputação, etc. Existem vários tipos de pés, que podem ser definidos por pés articulados, não articulados, multiaxiais e de resposta dinâmica.

- Pés Dinâmicos

Apresentam deformação elástica, absorvendo energia na fase de apoio e libertando energia na fase de impulsão, ver Figura 2.11 [OrtoSolution]. São indicados para pacientes muito activos. Como vantagens apresentam uma compressão axial elástica, um bom comportamento dinâmico durante as fases de apoio, possibilitam a retirada do revestimento cosmético e peso reduzido.

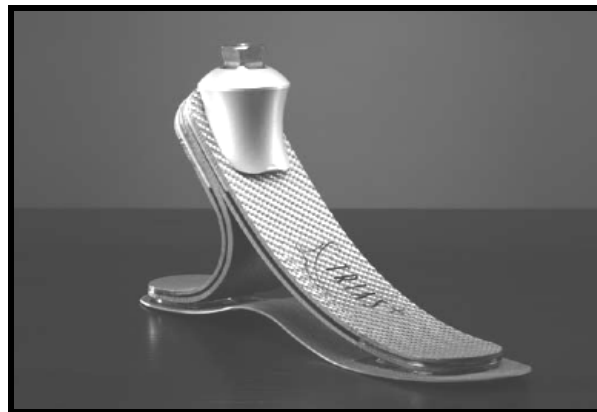


Figura 2.11 – Pé 1C31Trias da OrtoSolution

2.3. Avaliação das Forças Internas

Em biomecânica são utilizados diversos métodos para abordar diversos problemas de movimento, ver Figura 2.12, sendo os principais [VAUGHAN, 1999]:

- Cinemetria
- Dinamometria
- Antropometria
- Electromiografia

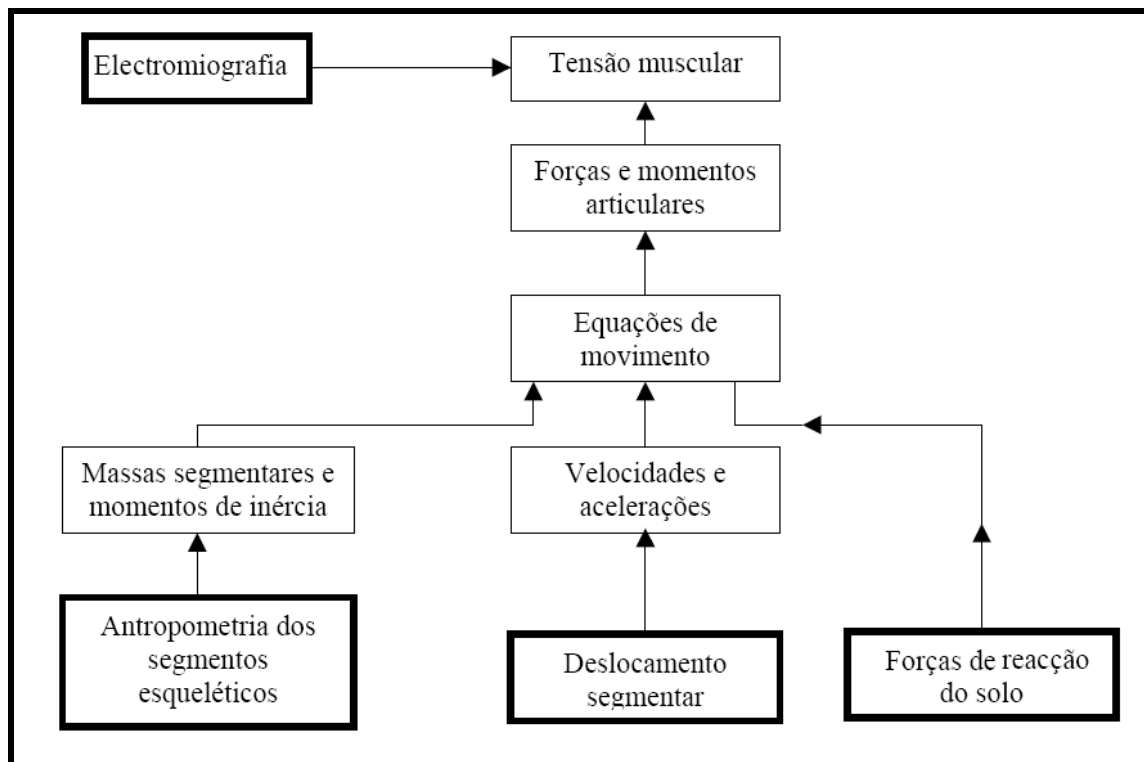


Figura 2.12 – Métodos de análise do movimento biomecânico

- Cinemetria

É um conjunto de métodos para medir os parâmetros cinemáticos do movimento a partir da aquisição de imagens durante a execução de um movimento. Realiza-se posteriormente o cálculo das variáveis do movimento, com os dados observados nas imagens, como a posição, orientação, velocidade e aceleração do corpo ou de segmentos.

- Dinamometria

É um conjunto de métodos para medir força e pressão, internas ou externas. De salientar que as forças e pressões externas são mais fáceis de serem medidas (métodos não invasivos); forças e pressões internas são mais difíceis de serem medidas métodos invasivos). A dinamometria permite investigar as causas do movimento (Forças), baseia-se na relação entre a deformação de um transdutor e alguma grandeza eléctrica resultante da deformação.



- Antropometria

A antropometria tem em conta três parâmetros principais: peso relativo, raio proximal (posição do centro de gravidade) e momentos de inércia.

Existem duas abordagens clássicas para determinar a dinâmica de corpos rígidos: a dinâmica directa e a dinâmica inversa [ABRANTES, 2008]. Neste último método utilizando-se medições externas e os modelos mecânicos correspondentes. O modelo a ser adoptado neste trabalho será o da Dinâmica Inversa. Figura 2.13, para a partir dos dados medidos em laboratório para o movimento humano (deslocamentos lineares e angulares, forças) determinar as forças de reacção da plataforma em acção.

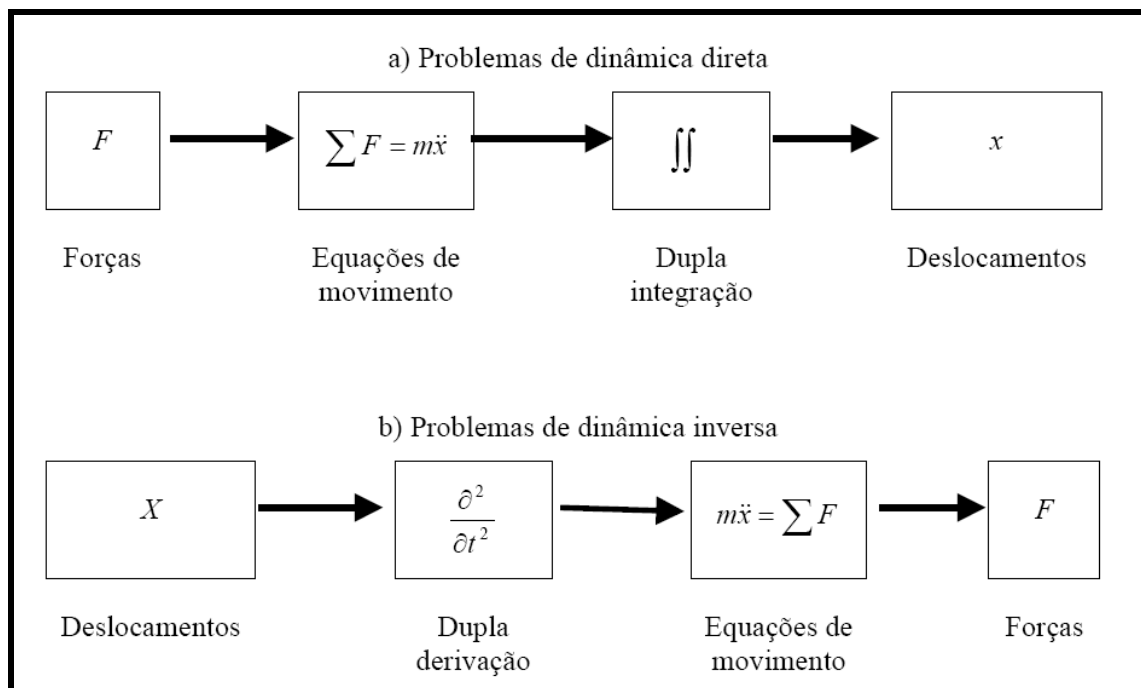


Figura 2.13 – Problemas Básicos em dinâmica dos corpos rígidos

A medição das variáveis cinemáticas e cinética requer equipamentos específicos. Para a obtenção das variáveis cinemáticas é necessário um sistema de captação e digitalização de imagens, enquanto para o registo de forças decorrentes do contacto com o solo são usados plataformas de força.



As medições requerem equipamentos e locais especializados para a sua captação. Neste trabalho houve a colaboração do MovLab da Universidade Lusófona [MOVLAB], em que existe um sistema de captação de imagens e plataformas de forças Vicon Mx, ver Figuras 2.14 [Movlab, 2009]. Com base neste sistema foi possível obter os dados para vários tipos de movimentos, incluindo as forças na plataforma, ver Figura 2.15.

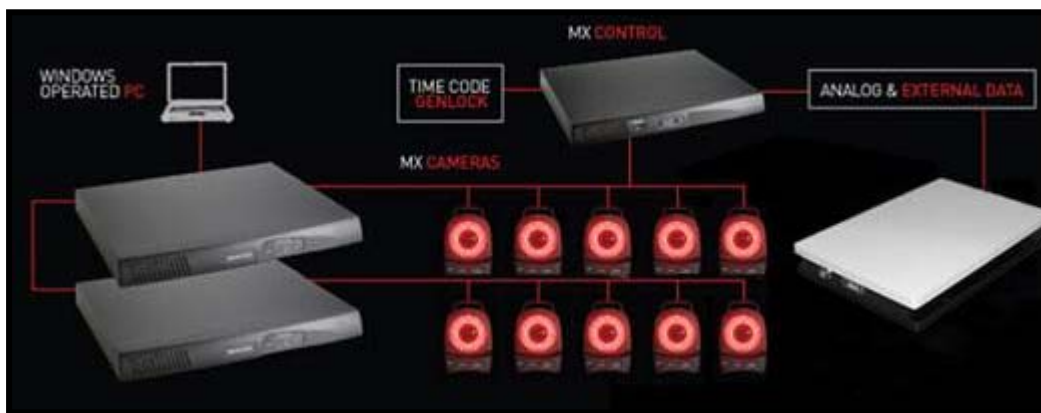


Figura 2.14 – Sistema Motion – Capture Vicon Mx constituído por 10 câmaras (8 MX 13 + 2 F 20) sincronizado com plataforma de forças AMTI - BP400600

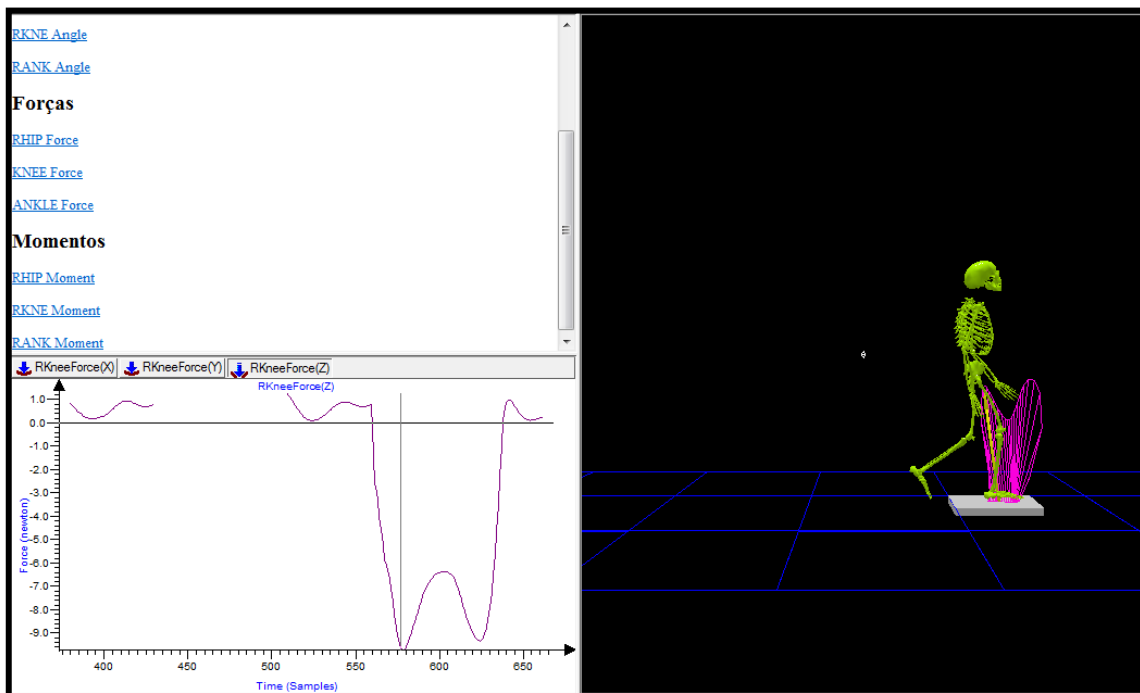


Figura 2.15 – Forças da plataforma para o ensaio da marcha normal



3. MODELAÇÃO DA PRÓTESE DO JOELHO

Numa primeira fase serão apresentados os equipamentos utilizados para a medição das diversas variáveis cinéticas e cinemáticas, necessárias para a posterior simulação dinâmica da Prótese Transfemural no software Solidworks 2008. Em seguida será apresentada o projecto mecânico da prótese transfemural desenvolvida.

3.1. Desenvolvimento do Modelo Cálculo das Forças Internas.

A análise deste estudo será bidimensional, analisando apenas os efeitos das forças articulares no plano sagital.

O membro inferior foi modelado segundo o modelo humano em CAD figura 3.1 [Hrubec Tomáš, 2005], como um sistema mecânico composto por três segmentos rígidos articulados coxa – perna - pé, ligados pelas articulações, pélvis, joelho e tornozelo. Estas articulações podem ser aproximadas por uma junta de revolução, ou seja possuindo apenas um movimento puro de rotação, sem atrito. O restante corpo humano, cabeça, tronco e membros, não serão representados explicitamente, apenas seus efeitos sobre a articulação da pélvis.

Os segmentos corporais analisados (pé, perna e coxa) foram delimitados por marcadores reflectivos localizados nos pontos anatómicos que caracterizam as articulações, ver Figura 3.1. Os pontos seleccionados, por representarem eixos articulares são:

- 1- Trocanter maior do fémur, representando a articulação do pélvis;
- 2- Epicôndilo lateral do fémur, representado a articulação do joelho;
- 3- Maléolo lateral, representando a articulação do tornozelo;

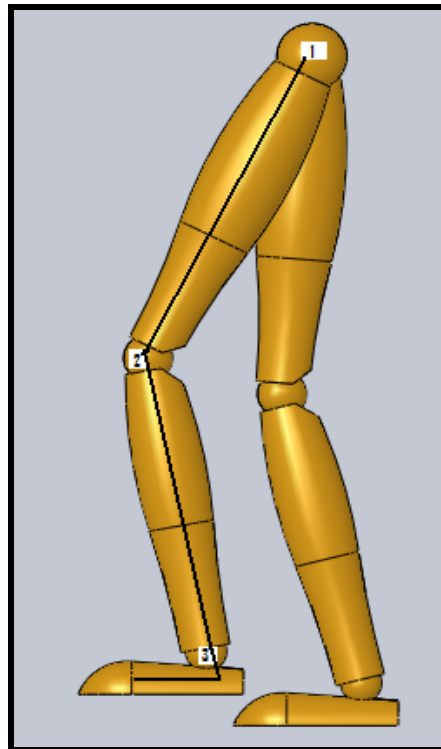


Figura 3.1- Pontos Anatômicos seleccionados.

A determinação das forças internas pode ser dividida em quatro etapas, embora os itens “b” e “c” ocorram simultaneamente:

- a) Determinação dos parâmetros inércias, massa, posição do centro de massa e momento de inércia de cada segmento;
- b) Medição da força de reacção do solo durante as actividades analisadas;
- c) Medição dos deslocamentos de cada segmento em função do tempo e consequente obtenção das acelerações linear e angular por dupla derivação;
- d) Solução das equações do movimento por dinâmica inversa para obter as forças internas.



Para a análise dinâmica inversa, foi escolhido utilizar o programa computacional SolidWorks 2008. A escolha deve-se por vários motivos: em primeiro lugar, porque o Instituto Superior Engenharia de Lisboa (ISEL) disponibiliza o uso deste software. Outra vantagem é a grande versatilidade do programa no que respeita a importação de ficheiros nos mais diversos formatos. Os dados de forças, momentos e posição foram obtidos a uma taxa de aquisição de 125 Hz, estes são disponibilizados através do software Nexus do sistema Vicon, para cada imagem capturada. Outro critério utilizado para escolha deste software é a possibilidade de uso em praticamente qualquer computador pessoal; o uso alargado ao ambiente universitário e também empresarial.

3.2. Procedimento Experimental e Equipamentos utilizados

Nesta secção são descritos os procedimentos de captura do movimento. Mais informações estão disponíveis no site de internet do “MovLab” da Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias.

3.2.1. Procedimento para captura e processamento de dados com sistema Vicon

As variáveis cinemáticas medidas durante os eventos analisados, são obtidas com a técnica de cinematria, através de filmagens. De salientar que esta técnica de medição funciona a partir da localização de pontos específicos nas diversas frames do filme das actividades de interesse.

Estas marcas, geralmente estão localizados em locais anatómicos bem determinados, são colocadas em cada indivíduo com auxílio de fita adesiva reflectora. Com ajuda de iluminação direccionada sobre os pontos anatómicos e reflectida na direcção da câmara de vídeo, é possível transformar a actividade filmada em um conjunto de pontos brancos, sobre um fundo escuro, focando os pontos de interesse. Estes pontos podem ser conectados por linhas que facilitam a visualização da posição do segmento, ver figura 3.2 [ABRANTES, 2008].

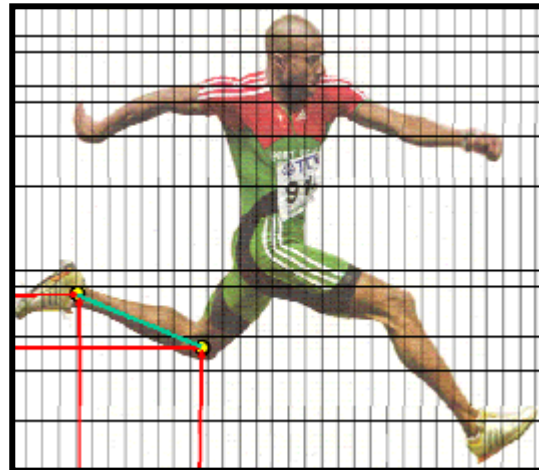


Figura 3.2 – União de dois pontos anatómicos.

Entretanto é de salientar que as coordenadas espaciais de cada ponto não estarão em unidades reais de distância, e sim em unidades a dimensionais da tela do monitor (pixels). É necessária a conversão de unidades de tela para o padrão métrico. O procedimento usualmente utilizado é a filmagem de dois pontos separados por uma distância conhecida (padrão de calibração). Sabendo-se a distância métrica entre os dois pontos e a quantidade de pixels entre eles, através de uma relação linear, é possível converter as coordenadas de cada ponto, que estão inicialmente em pixels, para um valor em metros.

As variáveis cinéticas medidas durante os eventos analisados são as forças de contacto com o solo. A medição das forças foi feita a partir de uma plataforma de força AMTI, modelo OR6 [AMTI]. A plataforma AMTI, utiliza extensómetros, e possibilita a medição das forças e momentos em três eixos. Esta plataforma está ligada a um condicionador de sinais com opções de ganho de 1000 e 4000 vezes, alimentação simétrica de ± 10 volts, e conversor A/D 12 bits, fornecidos pelo fabricante. A taxa de aquisição utilizada foi de 125 Hz por canal, sendo que o sistema utiliza 8 câmaras de vídeo.



Figura 3.3 – Equipamentos utilizados para captação dados

3.2.2. COSMOS Motion

O COSMOS Motion é uma ferramenta do programa SolidWorks, que permite realizar análises dinâmicas e cinemáticas de mecanismos tridimensionais. Na simulação de movimento um mecanismo é um dispositivo mecânico com a finalidade de transferir mobilidade e ou força de uma fonte para uma saída. A simulação de movimento é simplesmente o estudo desses sistemas ou mecanismos de movimentação. O movimento de qualquer sistema é determinado pelo seguinte:

- Posições de ligação dos componentes;
- As propriedades de massa e inércia dos componentes;
- As forças aplicadas ao sistema (Dinâmica),
- Movimentos impostos (motores ou actuadores),
- Tempo.

No COSMOS Motion, os sistemas ou mecanismos são compostos de peças rígidas conectadas por constrangimentos. O movimento do sistema é determinado pela topologia do mecanismo, as propriedades de massa dos componentes, as cargas



aplicadas, os movimentos accionadores e tempo. Há dois tipos de mecanismos que podem ser analisados no COSMOS Motion:

Sistema cinemático: o movimento dos componentes ocorre devido a um movimento forçado ou restrito. O movimento é totalmente controlado e só haverá um movimento resultante possível independentemente da massa dos componentes ou das forças aplicadas. Este mecanismo não têm graus de liberdade, ou seja, só existe uma solução para esse sistema.

Sistema dinâmico: o movimento dos componentes depende da massa dos componentes e das forças aplicadas. Se a massa ou as forças aplicadas forem alteradas, o comportamento de movimento será diferente.

Resumindo, a principal diferença entre o sistema cinemático e dinâmico é que movimento do sistema cinemático não é influenciado pela massa ou cargas aplicadas, ao passo que um movimento no sistema dinâmico é facilmente influenciado pela alteração de massa e das cargas aplicadas.

3.2.2.1. Fundamentos do COSMOS Motion

- **Massa e Inércia:**

Actualmente, a definição mais comum do conceito de inércia é dada com o uso da primeira lei do movimento de Newton, a qual determina que:

“Todo corpo permanece em seu estado de repouso ou de movimento uniforme em linha recta, a menos que seja obrigado a mudar seu estado por forças impressas a ele”

Massa e inércia exercem um papel muito importante na simulação de sistemas dinâmicos, assim como de sistemas cinemáticos. Os valores realísticos de massa e inércia são necessários em praticamente todas as simulações.



- **Graus de liberdade:**

Um corpo rígido livre no espaço tem seis graus de liberdade: três de translação e três de rotação. Para um sistema cartesiano, um corpo pode mover-se longo dos eixos, X , Y e Z e girar sobre os eixos X , Y e Z .

- **Constrangimento de graus de liberdade:**

Constrangimentos são limitações colocadas ao movimento dos componentes, em graus de liberdade específicos. Os constrangimentos são ligações que restringem o movimento de um componente em relação a outro.

- **Análise de movimento**

As equações que governam o movimento de um corpo rígido são conhecidos como equações de Euler.

A primeira equação é a segunda lei de movimento de Newton, que determina que a soma das forças aplicadas externamente a um corpo deve ser igual à massa vezes a aceleração do corpo.

$$\sum_{i=0}^n F = m \cdot a \quad (3.1)$$

A segunda equação é baseada na soma dos movimentos em relação ao centro de massa de um corpo rígido por meio de forças externas e os binários devem ser iguais à taxa de variação do momento angular do corpo.

$$\sum_{i=0}^n M = \frac{\partial H}{\partial t} \quad (3.3)$$

Para resolver as equações do movimento de sistemas constrangidos é utilizado método iterativo de Newton – Raphson.

Utilizando intervalos de tempo muito pequenos, o software pode calcular a posição dos componentes em cada etapa temporal com base nas condições iniciais ou na etapa temporal anterior.



- **Corpo rígido:**

No COSMOS Motion, todas as peças são tratadas como rígidas. Isto significa que não há deformação interna de uma peça, e as peças não se deformam durante a simulação. Um corpo rígido pode ser uma única peça do SolidWorks ou uma sub-montagem.

Há dois estados de sub-montagem no SolidWorks: rígido ou flexível. Uma sub-montagem rígida significa que os componentes individuais que compõem a sub-montagem são supostamente ligados de forma rígida (soldados) entre si como se fosse uma peça única.

Se o estado de uma sub-montagem for definido como flexível no SolidWorks, isso não significa que as peças da sub-montagem se tornarão flexíveis. Esta configuração significa que as peças de nível de raiz da sub-montagem serão tratadas de forma independente entre si pelo COSMOS Motion. Os constrangimentos (do Solidworks no nível da sub-montagem) entre os componentes são automaticamente mapeadas no COSMOS Motion como constrangimentos cinemáticos.

- **Peças fixas:**

Um corpo rígido pode ser tratado como uma peça fixa ou flutuante (móvel). Peças fixas estão, por definição, em repouso absoluto. Cada corpo rígido fixo tem zero graus de liberdade. Uma peça fixa serve como estrutura de referência para os corpos restantes que estão em movimento.

No SolidWorks, qualquer componente que está fixado na montagem é automaticamente tratado como uma peça fixa quando se começa um novo mecanismo e mapeia os constrangimentos da montagem.

- **Peças flutuantes:**

Os componentes que se movem no mecanismo são considerados peças móveis. Cada peça móvel tem seis graus de liberdade.



No SolidWorks, qualquer componente flutuante na montagem é automaticamente tratado como uma peça móvel quando se começa um novo mecanismo e mapeia os constrangimentos da montagem.

- **Constrangimentos:**

Os constrangimentos do SolidWorks definem totalmente como os corpos rígidos são ligados e como estes se movimentam entre si. Os constrangimentos removem graus de liberdade dos componentes aos quais estão associados.

Ao adicionar um constrangimento, como o constrangimento concêntrico, entre dois corpos rígidos, está-se a remover graus de liberdade, fazendo com que os dois corpos permaneçam constrangidos um em relação ao outro, independentemente de qualquer movimento ou força no mecanismo.

- **Motores:**

Motores podem ser definidos para controlar o movimento de um componente por um período de tempo. Um motor dita o deslocamento, a velocidade ou a aceleração de um componente como uma função de tempo.

- **Gravidade:**

A gravidade é uma quantidade importante quando o peso de uma peça tem influência no movimento simulado, como um corpo em queda livre. No COSMOS Motion, a gravidade consiste em dois componentes:

- Direcção do vector gravitacional;
- Magnitude da aceleração gravitacional.

A caixa de diálogo **Propriedades de gravidade** permite especificar a direcção e a magnitude gravitacional. É possível especificar o vector gravitacional inserindo valores de x , y e z na caixa de texto adequada, ou especificando um plano de referência.



A magnitude deve ser inserida separadamente. O valor padrão para o vector gravitacional é $(0, -1, 0)$, e a magnitude é de $9,81 \text{ m/s}^2$.

- **Forças:**

Ao definir vários objectos de força no COSMOS Motion, um local e/ou uma direcção têm de ser especificados. Essas direcções e esses locais são derivados de entidades seleccionadas do SolidWorks. As entidades podem ser pontos, vértices, arestas ou superfície de esboço.

3.2.3. Projecto Mecânico

O projecto mecânico da prótese transfemural PCJ09 procurou manter características antropométricas humanas. O modelo desenvolvido e testado, assemelha-se a um sistema massa - mola, pois devido ao movimento oscilatório que surge no acto de caminhar e das forças de reacção que tendem a mover ou manter o sistema em determinado estado ou posição. A prótese desenvolvida baseou o movimento cinemático para a rotação do joelho de acordo com a prótese GRJ03 [SCHMIEDMAYER, 2008].

A prótese foi desenvolvida a partir das dimensões da perna de um indivíduo de 1.75 m de altura. O desenvolvimento do modelo iniciou-se com o dimensionamento do joelho; encaixe, tubo de conexão e do pé dinâmico em SolidWorks 2008. Obtendo-se um modelo em três dimensões e que foi a base dos estudos. Com a modelação da prótese e com a modelação de um modelo humano 3D com dimensões fisiológicas próximas do modelo humano, procedeu-se então as simulações dinâmicas no CosmosMotion.

Foram modelado todos os segmentos de um humano, mas apenas os membros inferiores foram considerados na simulação dinâmica ou seja a anca, coxa, perna e o pé. Todos estes segmentos foram assumidos como segmentos rígidos articulados por juntas



esféricas e o movimento foi somente analisado no plano sagital, o principal plano de movimento. Isto é, foi feita uma análise bidimensional do movimento.

É importante identificar algumas fontes de incerteza que o autor encontrou no decorrer das análises experimentais, considerando-se as restrições ambientais por tratar-se de uma avaliação em laboratório:

- Dificuldade de determinação externa do ponto anatómico que representa o eixo articular. Limitação quanto ao modelo bidimensional na reconstrução do movimento para a determinação de variáveis cinemáticas. Admissão de que os corpos analisados eram não deformáveis, o que não ocorre na realidade, porém essa deformação não é significativa neste estudo.
- Devido aos dados usados neste estudo terem sido captados utilizando apenas uma plataforma de forças, o estudo investigou apenas uma perna (apoio), sendo que é incerto o comportamento cinético dos outros membros de apoio, limitando assim as discussões dos movimentos analisados. O modelo computacional 3D para o cálculo das forças; ângulos e deslocamentos restringe-se ao estudo no plano sagital, o que não retracts fielmente o movimento analisado, porém não afectando de modo significativo a análise desse movimento já que o mesmo se dá na sua maioria no plano sagital.
- Em relação ao modelo biomecânico 3D para a simulação dinâmica no CosmosMotion a utilização de apenas o tronco e membros inferiores para a simulação prende-se com a facto que o movimento é imposto, sendo que ao considerar apenas o membros antes referenciados em nada altera o comportamento do movimento e os cálculos, uma vez que as massas estão distribuídas pelos membros inferiores e o resto é distribuída no tronco, sendo esta uma forma encontrada pelo autor para otimizar a simulação.



3.2.3.1. Componentes do Modelo de Simulação Dinâmica

Nesta secção é apresentado o desenvolvimento das várias peças mecânicas que compõe a prótese; a determinação dos parâmetros inércias e os eventos analisados.

Foram criados dois modelos, um em que se assumiu um modelo humano CAD 3D para a realização da simulação de um humano normal com dados reais provenientes do laboratório de biomecânica MovLab da Universidade Lusófona. O segundo foi um modelo CAD 3D com uma Prótese Transfemural, ver Figura 3.4, com intuito de simular dinamicamente o sistema a fim de obter resultados (Força de reacção do solo; deslocamento e ângulos), e comparação com os valores medidos em laboratório.

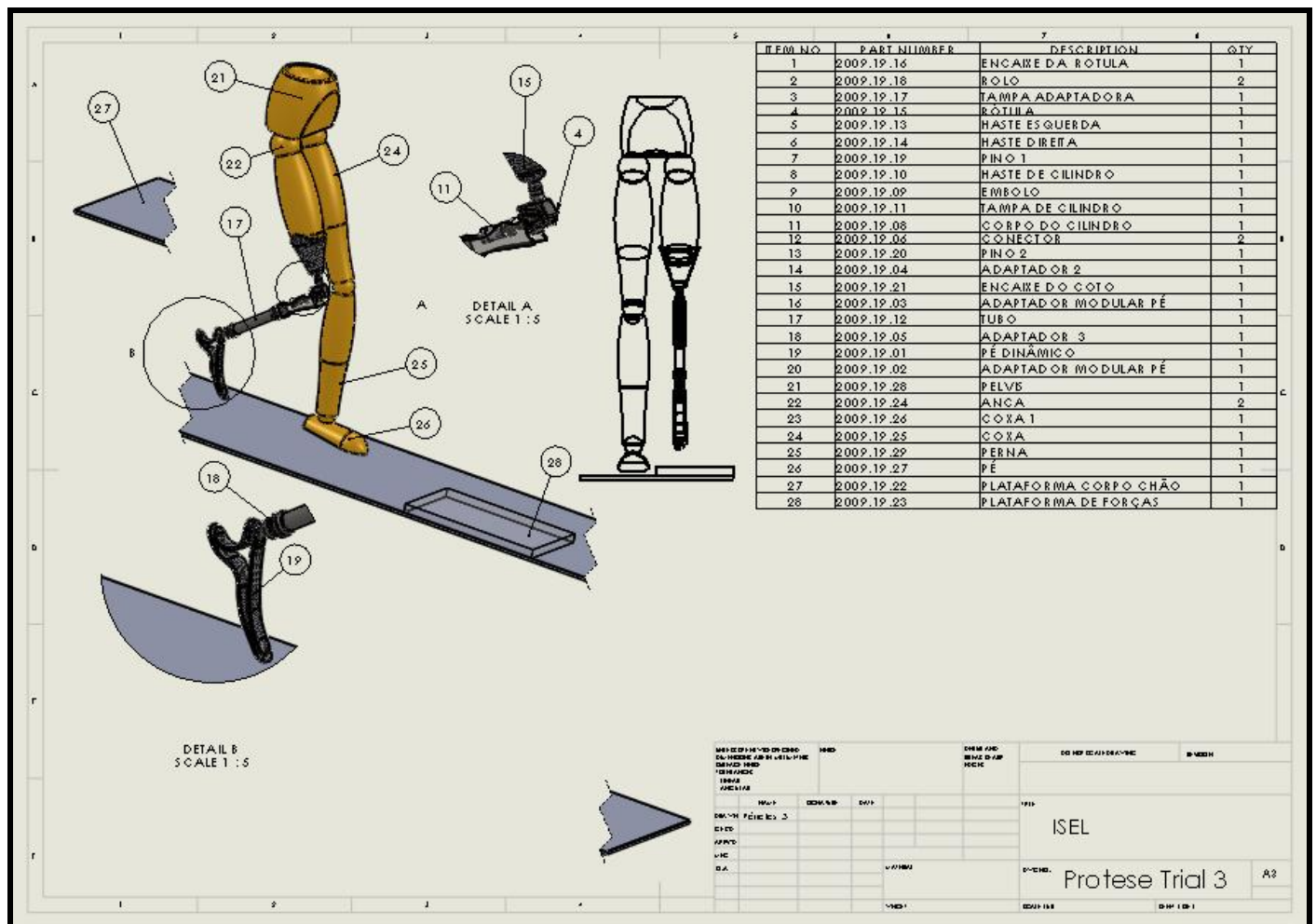


Figura 3.4 – Desenho de conjunto do modelo da prótese transfemural desenvolvida.



- **Modelo da Prótese Transfemural PCJ09**

O modelo desenvolvido é constituído por vários componentes, ver Figura 3.5, com as características apresentadas na Tabela 3.1:

1. Encaixe do coto
2. Adaptadores
3. Joelho hidráulico
4. Tubo conector
5. Pé Dinâmico



Figura 3.5 – Prótese Transfemural desenvolvida



Tabela 3.1 – Características Físicas

Características Físicas	
Limite de peso	100 kg / 220lbs
Flexão do joelho	130°
Material de Estrutura	Titânio
Peso Liquido	1859,1 Gramas

O encaixe foi modelado em Fibra de carbono (resina epoxy), tal como o pé dinâmico, ver Figura 3.6. A escolha deste material compósito deve-se à versatilidade das suas propriedades que combinam boa resistência mecânica, baixo peso (leveza) e facilidade de conformação. O compósito (fibra de carbono) usado na modelação do pé dinâmico apresenta camadas de tecidos bidireccionais onde a orientação das fibras nas camadas constituintes do laminado é variada, garantindo assim a capacidade de suporte de carga nas principais direcções do elemento estrutural.



Figura 3.6 – Pé Dinâmico a base fibra de carbono.

O pé dinâmico foi concebido com formas geométricas e material semelhantes ao pé Trias da Otto Bock [OTTOBOCK], na medida que este tipo de pé é o mais indicado para pacientes activos. Este tipo de pé possui uma grande capacidade de



deformação elástica, gerando maior amortecimento no choque do calcanhar com o chão, e apresenta uma melhor passagem dinâmica entre a fase de balanço e fase de apoio. Apresenta também uma melhor compensação e absorção nos terrenos irregulares e adaptação a várias alturas do salto dos calçados.

O joelho hidráulico, ver Figura 3.7, foi todo ele modelado em titânio, mais concretamente por uma liga “Ti - 8Al – 1Mo – 1V”, o titânio, possui uma densidade 4.5 g/cm^3 e ponto de fusão de 1.668°C . A escolha deve-se por apresentar excelente resistência a corrosão, sendo o único metal realmente imune à acção da corrosão o que o torna indicado para aplicações industriais nomeadamente na área biomédica. Para além de manter uma excelente resistência mecânica e boa resistência a oxidação.



Figura 3.7 – Joelho Hidráulico.

A articulação do joelho PCJ09 foi projectada exclusivamente para amputados de membros inferiores, esta articulação distingue-se de outras articulações de joelho hidráulico através do amortecedor hidráulico para dar segurança à fase de apoio e para controlo da fase de balanço.

Através da carga exercida sobre a prótese é activado o amortecedor na fase de apoio. O amortecimento possibilita um apoio seguro do calcanhar e uma flexão regulável do joelho sob carga.



O movimento durante a caminhada coincide com movimento natural do joelho humano evitando assim dores na coluna e dores de cabeça. Tudo é possível de evitar devido ao próprio movimento da prótese ser um movimento idêntico ao fisiológico humano. O ângulo de flexão alcançado é de aproximadamente 130°.

- **Montagem da Prótese**

Em primeiro lugar faz-se uma montagem básica do equipamento, depois efectua-se a optimização estática da montagem.

Para uma montagem básica deve-se levar em conta [OTTOBOCK]:

- Colocar o centro do pé 30 mm à frente da linha de montagem.
- Ajustar a altura efectiva do salto e somar 5 mm. Regular a posição externa do pé.
- Encaixar a articulação do joelho. Na montagem básica a linha de montagem corre através do eixo de rotação da articulação do joelho (ponto de referência de montagem). Medida - joelho - chão e joelho - posição externa (aproximadamente 5°) posicionamento recomendado do ponto de referência de montagem: 20 mm acima do joelho.
- Unir o pé com a articulação modular do joelho através do adaptador tubular fornecido.
- Marcar lateralmente o centro de do encaixe através de um ponto central, proximal e um ponto central, distal. Unir os dois pontos numa linha de rebordo do encaixe até o final do mesmo.
- Posicionar o encaixe de tal forma, que o ponto central proximal do encaixe coincida com a linha de montagem. Regular em 3 – 5°.
- Unir o encaixe e articulação modular do joelho através do adaptador correspondente.



3.2.3.2. Parâmetros de Simulação Dinâmica da Prótese

A simulação dinâmica dividiu-se em duas partes. Na primeira realizou-se a simulação de um modelo de humano não amputado, e na segunda o modelo com a prótese transfemural desenvolvida. Toda a simulação utiliza valores reais (forças, momentos, deslocamentos), fornecidos pelo laboratório de biomecânica MovLab da Universidade Lusófona.

- **Parâmetros inércias**

A partir dos trabalhos de Dempster [DEMPSTER, 1995] começou a ser possível determinar a posição do centro de gravidade de um segmento anatómico se, se considerar que o dito segmento é um corpo rígido. A tabela 3.2 abaixo apresentada indica as massas e localização dos vários segmentos [ABRANTES, 2008].

Tabela 3.2 – Massas relativas e localização dos centros de gravidade de cada segmento [João Abrantes, 2008].

Segmento	Massas relativas	Localização dos centros de gravidade de cada segmento
Cabeça + P.	0.081	0.500 Vértex - 7 ^a cervical
Tronco	0.497	0.500 C.glenohumeral – g.art. trocanter
Braço	0.028	0.436 C.glenohumeral – g.art. cotovelo
Antebraço	0.016	0.430 C.art.cotovelo – c.art.pulso
Mão	0.006	0.506 C.art.pulso – c.art. 2 ^a flange
Coxa	0.100	0.433 G. trocanter – cond. Femural
Perna	0.047	0.433 Cond. Femural – maléolo
Pé	0.014	0.500 Maléolo – metarsico – fal.



As massas relativas, calculadas com base num indivíduo do sexo masculino com 1.75m e com 78.3 kg, são apresentadas na Tabela 3.3.

Tabela3. 3 – Massas relativas dos segmentos.

Segmento	Massas relativas (kg)
Cabeça + P.	6.3423
Tronco	3.8367
Braço	2.1924
Antebraço	1.2528
Mão	0.4698
Coxa	7.83
Perna	3.6801
Pé	1.0962

- **Parâmetros de contacto 3D dos eventos analisados**

Os parâmetros de contacto 3D foram definidos para o contacto entre o pé e a plataforma de forças a fim de medir as forças de contacto. Estes parâmetros foram sendo ajustados conforme o movimento fornecido pelas curvas (ângulos e posições) obtidas no laboratório da MovLab da Universidade Lusófona. De salientar que o método seguido para o cálculo das forças de contacto entre a plataforma e o pé supõe uma situação bidimensional. Portanto o critério para se considerar que a actividade ocorre em apenas um plano (sagital) foi obtido pela plataforma de força.

De entre as actividades possíveis de se enquadrar neste quadro optou-se por analisar os movimentos de: Andar normal, Corrida e Salto. Para cada simulação foram determinados os parâmetros de contacto, ver Figuras 3.8, 3.9 e 3.10.



Parâmetros relativo a um humano normal

Andar normal

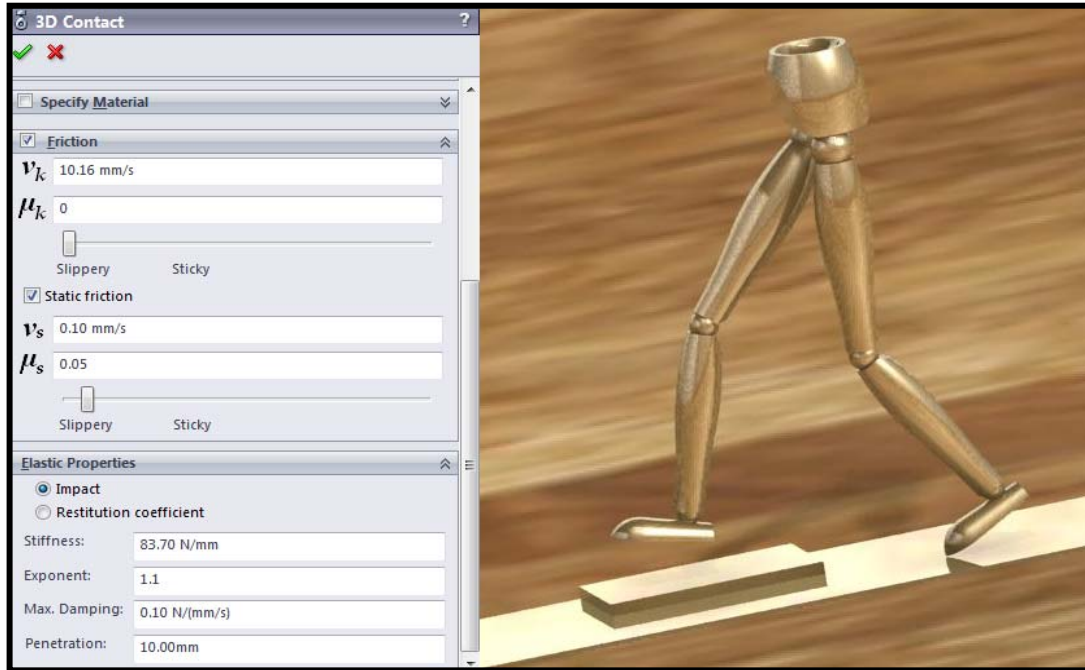


Figura 3.8 – Parâmetros de contacto 3D de simulação de um humano a caminhar.

Corrida

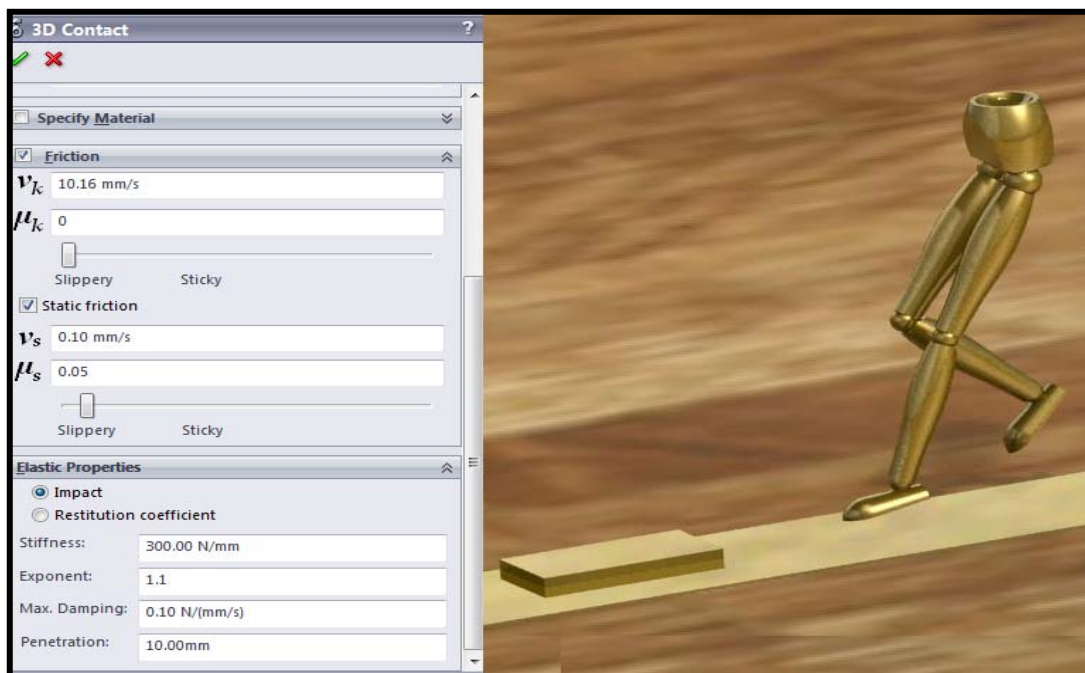


Figura 3.9 – Parâmetros de contacto 3D de simulação de um humano a correr.



Salto

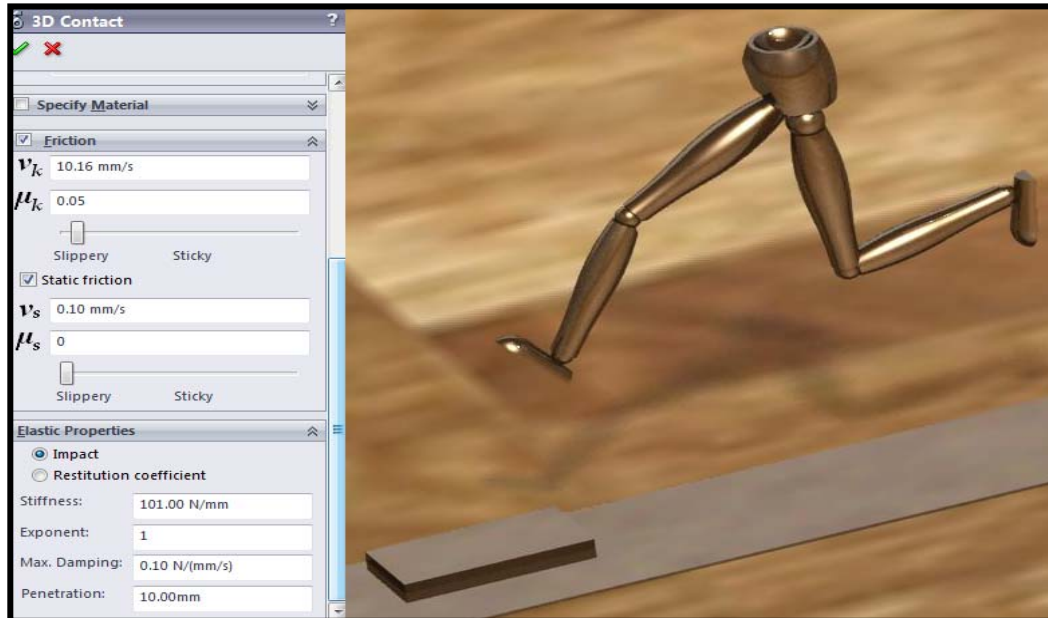


Figura 3.10 – Parâmetros de contacto 3D de simulação de um humano a saltar.

Parâmetros relativos a humano com a Prótese

Andar normal

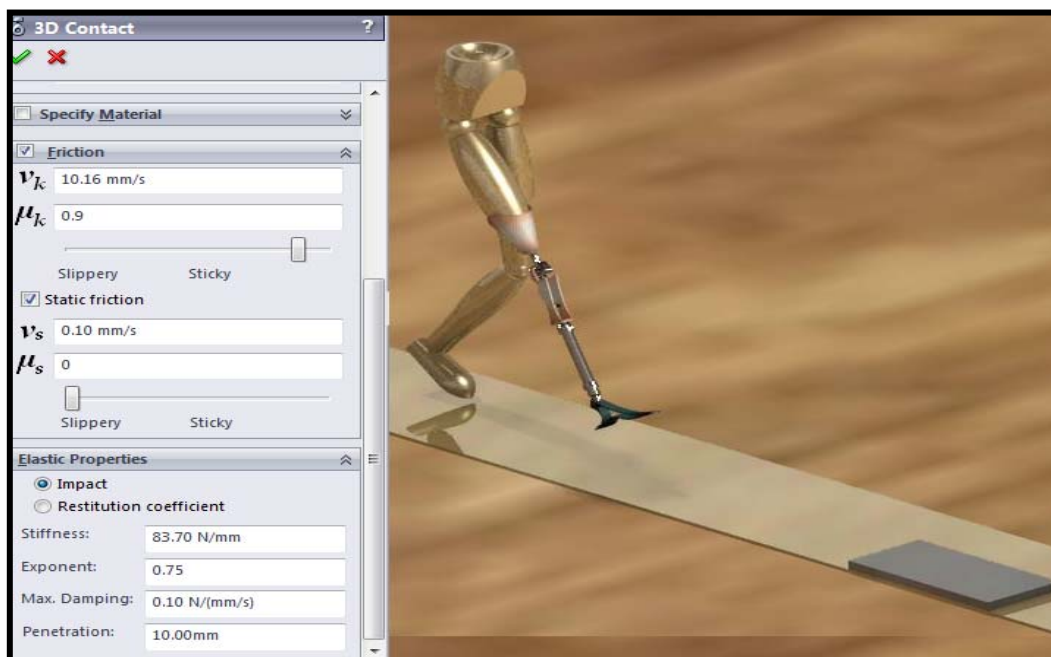


Figura 3.11 – Parâmetros de contacto 3D de simulação de um humano com prótese a caminhar.



Corrida

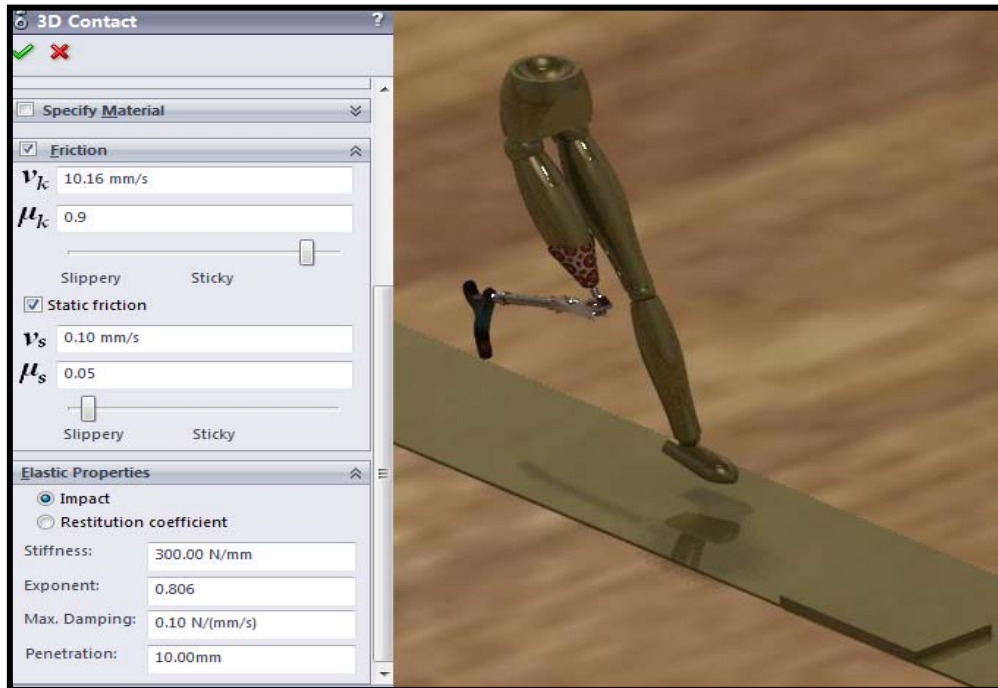


Figura 3.12 – Parâmetros de contacto 3D de simulação de um humano com prótese a correr.

Salto

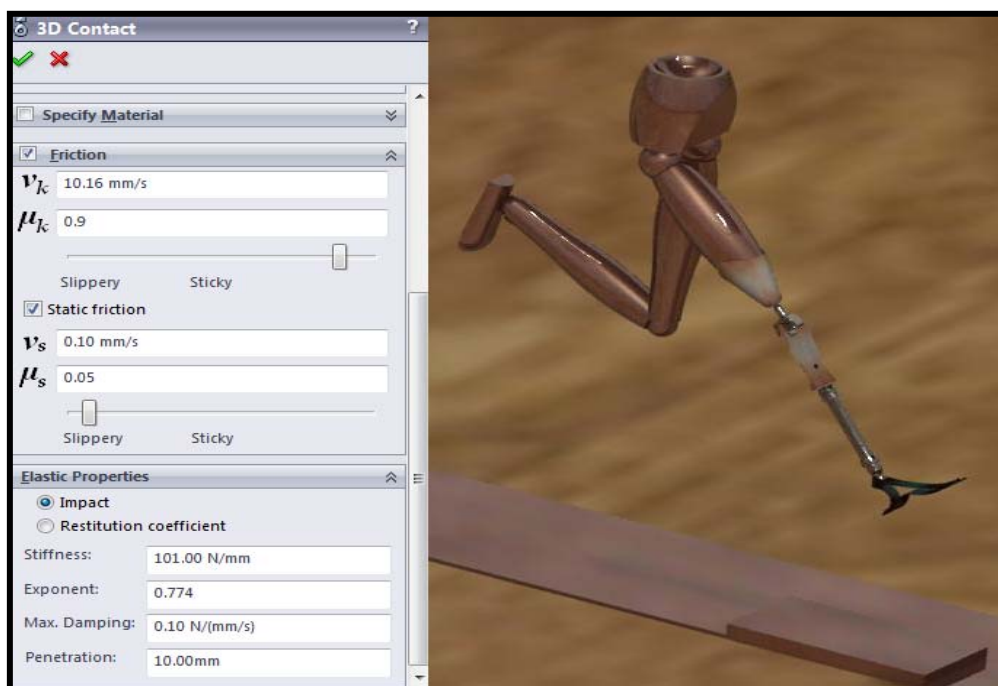


Figura 3.12 – Parâmetros de contacto 3D de simulação de um humano com prótese a saltar.



Como foi referido no parágrafo anterior os parâmetros foram sendo ajustados consoante as curvas dos movimentos obtidos no laboratório, sendo que é possível notar alguma diferença nos coeficientes de fricção (dinâmica) utilizados na simulação de um humano normal e de um humano com a prótese. Essa diferença deve-se aos materiais utilizados na modelação para o contacto 3D entre o pé dinâmico e plataforma de forças.

Simulando com os mesmos coeficientes de fricção quer para um humano e quer para humano com a prótese observava-se que o pé dinâmico tinha tendência para escorregar sobre a plataforma de forças. Estes coeficientes foram ajustado, para que tal fenómeno não acontece, e de modo a haver um contacto sem escorregamento.



4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos foram divididos em dois grupos. Um primeiro grupo relativo às variáveis cinético (Força de reacção do solo) e num segundo grupo relativo às variáveis cinemáticas investigadas (Ângulos, Deslocamentos e Velocidade). De salientar que para os resultados da variável cinética (Força de reacção do solo) serão apresentados os valores obtidos nos diversos eventos analisados no SolidWorks Motion quer para um humano normal quer para humano com a prótese. Estes valores são posteriormente comparados com os valores dos ensaios realizados sobre os mesmos eventos no laboratório da biomecânica “MovLab” da Universidade Lusófona.

4.1. Forças da Plataforma dos Eventos Analisados

Como as forças foram analisados em apenas uma plataforma de forças serão então aqui apresentados os resultados relativos à perna de apoio (direita). O modelo computacional 3D para o cálculo das forças; ângulos e deslocamentos restringe-se ao estudo no plano sagital, o que supõe um critério de bidimensionalidade do movimento.

As figuras 4.1, 4.2 e 4.3 apresentam os resultados obtidos para a força de reacção do solo (Plataforma de forças) a partir da simulação dinâmica no SolidWorks Motion 2008 para um humano e humano com Prótese. São também apresentados os resultados medidos no laboratório, nomeadamente para os eventos analisados, andar normal; corrida e salto.

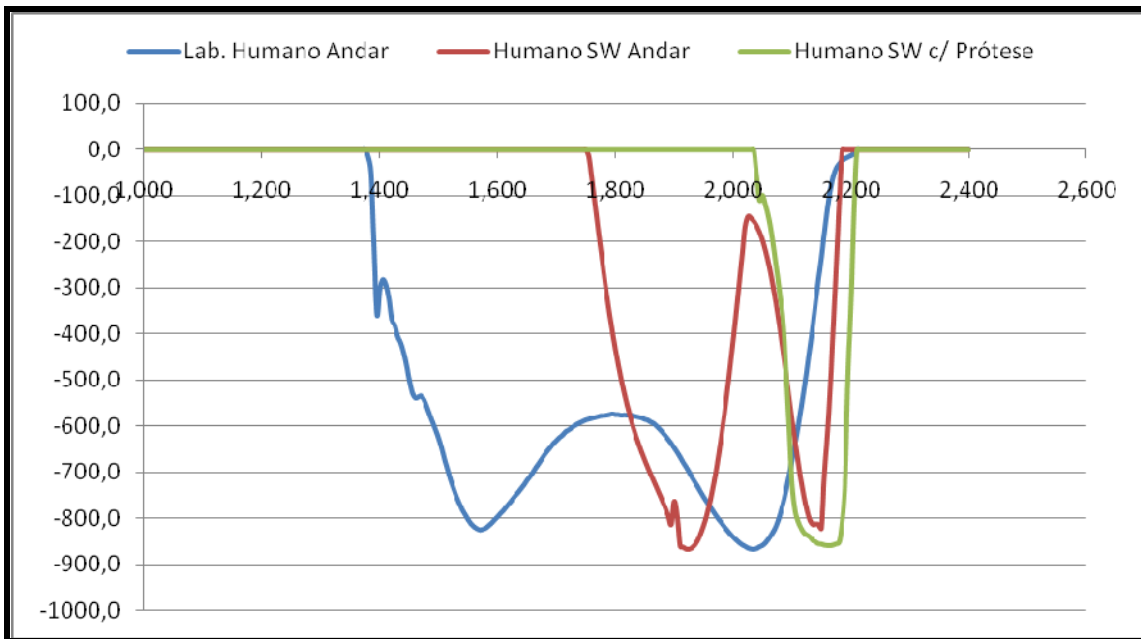


Figura 4.1 – Gráfico comparativo de forças simuladas quer para um humano normal e humano com Prótese em SolidWorks Motion com os valores medidos em laboratório da MovLab da Universidade Lusófona para o Andar normal.

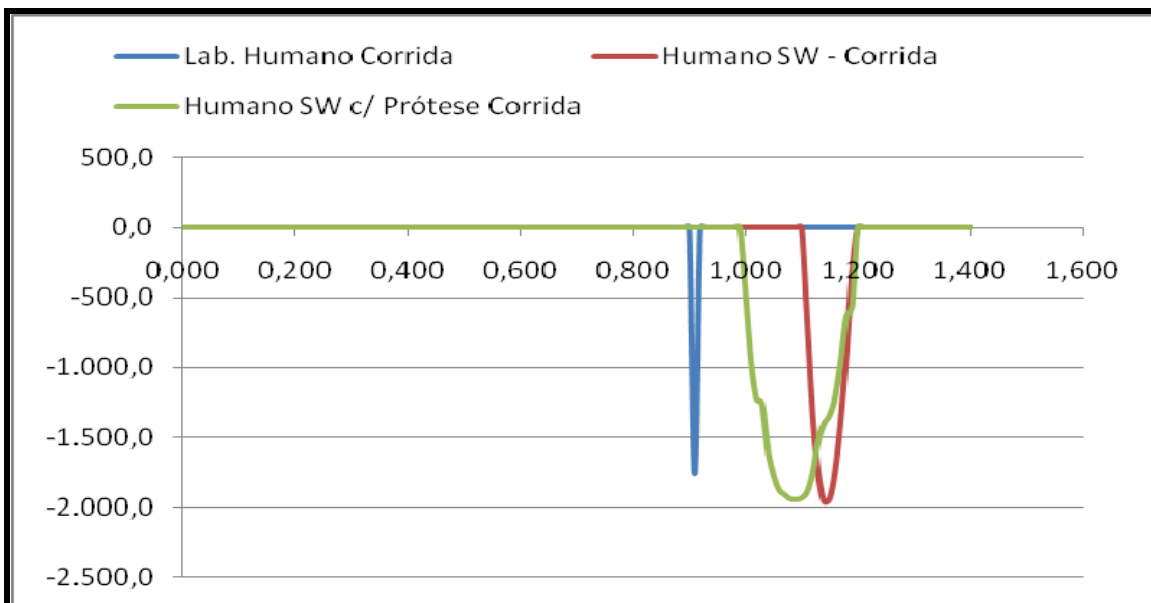


Figura 4.2 – Gráfico comparativo de forças simuladas quer para um humano normal e humano com Prótese em SolidWorks Motion com os valores medidos em laboratório da MovLab da Universidade Lusófona para o Corrida.

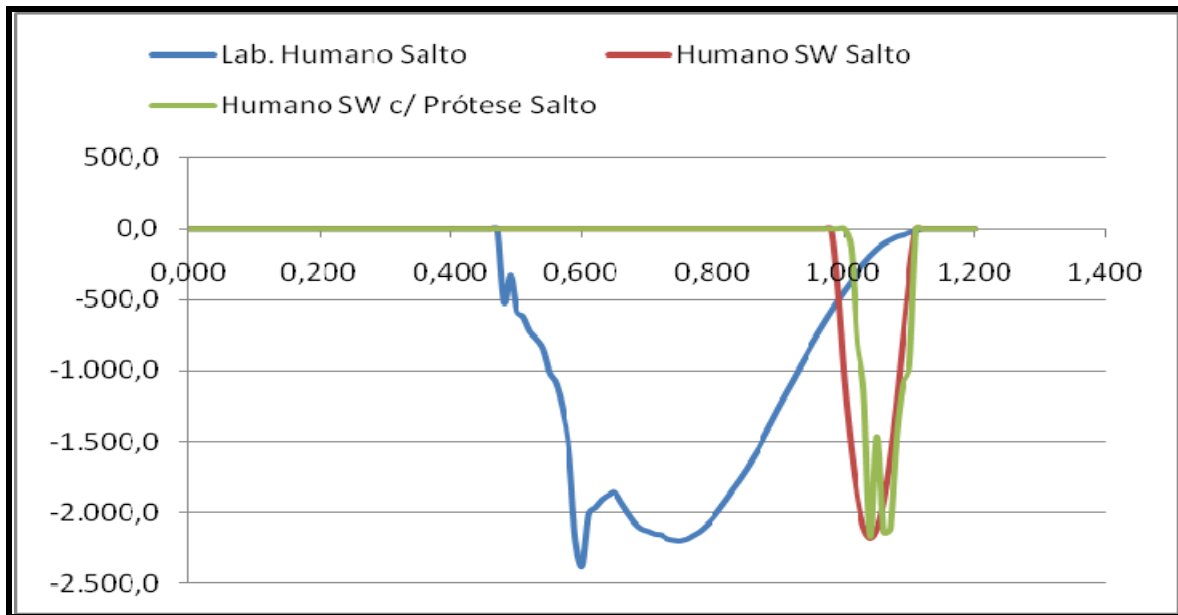


Figura 4.3 – Gráfico comparativo de forças simuladas quer para um humano normal e humano com Prótese em SolidWorks Motion com os valores medidos em laboratório da MovLab da Universidade Lusófona para o Salto.

Os valores obtidos para a força de reacção da plataforma são de certa forma semelhantes durante a etapa de maior intensidade de força em todos os eventos analisados. A curva azul representa os valores da força de reacção medidas no laboratório enquanto o vermelho representa os valores da força obtidas através da simulação dinâmica em SolidWorks 2008, para um humano normal, a linha verde por sua vez representa os valores de um humano com a prótese, obtidos por simulação no software SolidWorks 2008.

Para a figura 4.1 que representa a marcha (andar), a curva azul é a marcha de um humano medido em laboratório, que apresenta um pico máximo de 868 N. Para um humano normal simulado em SolidWokrs, curva vermelha, apresenta um pico máximo de 868 N, devido aos ajustes dos parâmetros de contacto. Em relação ao humano com a prótese desenvolvida apresenta um pico máximo de 860 N.

Para a figura 4.2 que representa a corrida, a curva azul é os valores medidos em laboratório, e apresenta um pico máximo de 1912 N. A curva vermelha é para um humano normal simulado em SolidWorks, e apresenta um pico máximo de força na casa



dos 1957 N. A curva verde é para o humano com a prótese, e apresenta um pico máximo de força na casa dos 1947 N.

Para a figura 4.3 que representa o salto, a curva azul é valor medido para um humano normal em laboratório, e apresenta um pico de força máxima na casa dos 2372N. A curva vermelha é para um humano simulado em SolidWorks, e apresenta um pico máximo 2177 N. A curva verde representa os valores de um humano com a prótese também simulado em SolidWorks, e apresenta 2169 N de valor máximo.

Passando a uma análise mais concreta dos eventos analisados, na figura 4.1 pode-se observar que a componente da força de reacção da marcha (andar) da simulação de um humano normal em SolidWorks apresenta um padrão típico da marcha humana (curva dupla). Ou seja, é uma forma parecida com a curva obtida no laboratório embora haja algumas diferenças, essas diferenças ocorrem fora dos momentos de maior intensidade. Uma questão que chama atenção é no momento da transição do apoio do calcanhar para o apoio dos dedos, nota-se aqui um pico bastante acentuado o que leva a deduzir que o modelo em SolidWorks, em que entre a perna e o pé é definido um constrangimento coincidente. Isto de certa forma limita os ângulos definidos pelo tornozelo o que faz com que este movimento não esteja próximo do movimento realizado pelo pé no laboratório, pois quando este assenta sobre a plataforma de forças, o pé tem um movimento oscilatório sobre a plataforma. Em geral o movimento da marcha (andar normal) simulada no SolidWorks segue um padrão idêntico ao do movimento realizado no laboratório.

Em relação a curva apresentada pelo humano com a prótese é possível constatar que o pico de força máxima apresentada é semelhante ao do laboratório e ao simulado para um humano normal em SolidWorks. É possível constatar que o padrão da dupla curva típica de uma passada humana não se verifica faltando a primeira curva denominada de força passiva. Isto acontece por causa da aceleração ascendente do centro de massa do corpo, o calcanhar não chega a tocar completamente na plataforma de forças porque o movimento da prótese simplesmente é controlada pelo coto (parte da perna amputada). Como a prótese está sobre o efeito da gravidade isto por si só explica



o facto da curva não ter um padrão de dupla curva. Em resumo, a passada analisada em função do tempo para a curva obtida no laboratório para um humano normal anda na casa dos 0,8s ao passo que a passada realizada na simulação no SolidWorks motion é de 0,4s o que dá um acréscimo do tempo na ordem dos 100%. O mesmo sucedendo em relação ao tempo de passada comparando para o humano normal e o humano com prótese.

Relativamente a figura 4.2 pode-se observar que o componente da força de reacção do solo durante a corrida para a simulação de um humano em SolidWorks Motion aproxima-se da curva medida para o evento da corrida em laboratório. Embora com uma ligeira diferença, a curva do laboratório apresenta um pico mais afunilado o que permite concluir que a corrida é ligeiramente mais rápida do que a simulação para a corrida realizada no SolidWorks. Assim, é possível adiantar que o padrão obtido para a curva do humano simulado em SolidWorks tem um comportamento típico de um corredor de ante – pé [Baumann 1995]. O padrão apresenta uma curva sem um pico de força inicial, o mesmo não se passa com a curva simulada em SolidWorks para o humano com a prótese, pois pode-se observar que existe um ligeiro pico da força inicial para além do padrão típica ser de uma corrida mais lenta quando comparado com a curva obtida em laboratório. Isto explica-se pelo facto da prótese ser simplesmente controlada pelo coto e pela força de gravidade que actua na própria prótese, e pelo facto de ter amortecimento, o que de certa forma controla a fase de flexão e extensão do joelho hidráulico.

Para a figura 4.3 pode-se observar-se que a curva obtida para a simulação do humano em SolidWorks apresenta um padrão distinto da curva obtida no laboratório. Pois para além de apresentar um padrão afunilado, não apresenta também um pico de força inicial, isto é, no momento em que se dá a aterragem na plataforma a perna encontra-se flectida o que condiciona o movimento do pé. Os constrangimentos entre a perna e o pé condicionam a posição do pé quando este assenta na plataforma, em vez de se assentar totalmente na plataforma o contacto só se verifica pela parte da frente do pé, sendo que a parte plantar do calcanhar não chega a tocar na plataforma. Em relação à curva obtida para o humano com a prótese é de realçar que apresenta pico de força



máxima semelhante às curvas do humano normal simulado no SolidWorks. Para a curva obtida no laboratório para humano a saltar, o padrão da curva para o humano com a prótese assemelha-se com o padrão encontrado para o humano normal simulado em SolidWorks. Existe um ligeiro pico que pode ser explicado pelos mesmos factos anteriores do contacto entre o pé e a plataforma, e também pelo facto de apresentar materiais, usadas na modelação do pé dinâmico e da plataforma com coeficientes de atrito diferentes, existindo escorregamento.

A tabela 4.1 apresenta um resumo comparativo das forças da plataforma medidas e calculadas entre os diversos eventos analisados.

Tabela 4.1 – Valores máximos das forças de plataforma expressos em percentual do peso corporal do indivíduo de 1.75 m e com 78.4 kg.

	Eventos Analisados		
Tipo de Simulação	Andar normal	Corrida	Salto
Lab. Humano	108.7	239.5	297.6
SW Humano	108.7	245.2	272.8
SW Humano Prótese	107.7	243.9	271.7

Através da média dos valores de força máxima, obtida para cada evento, é possível classificar, por ordem crescente, os eventos analisados, em que o peso percentual corporal é representado por um gráfico de barras que dá as forças máximas para a plataforma de forças em termos de peso percentual, ver Figura 4.4.

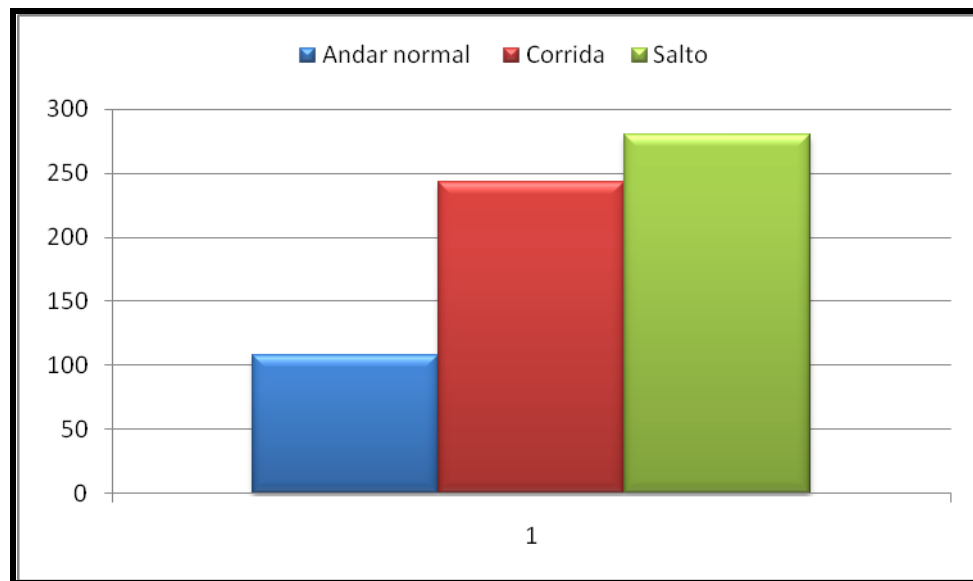


Figura 4.4 – Valores médios das forças de plataformas das actividades realizadas. Andar normal, Corrida e Salto.

Não houve necessidade de representar o desvio padrão porque não são significativos, uma vez que para o andar normal o desvio padrão ronda os 0,6 o que nos leva a concluir que em relação ao andar normal os picos máximas de forças foram quase idênticas daquelas que eram esperadas quando comparado com o valor obtido no laboratório. Em relação à corrida também apresenta um desvio padrão de 2,9 pelo que as forças também são bastantes idênticas. Em relação ao salto apresenta o desvio padrão de 14,6, também estando as forças próximas. Pode-se afirmar que no geral as forças obtidas pela simulação dinâmicas no SolidWorks Motion 2008, apresentam picos de forças bastantes próximas das obtidas no laboratório.

4.2. Variáveis Cinemáticas (Ângulos, Deslocamentos e Velocidade)

Nesta secção será apresentada em primeira instância as variáveis correspondentes ao deslocamento e em seguida será apresentada as variáveis angulares, assim sendo para definir o movimento linear (deslocar para frente) ao modelo 3D humano no SolidWorks Motion, considerou-se a curva do movimento do centro de massa do indivíduo obtida no laboratório Movlab, ver as figura 4.5 e 4.6

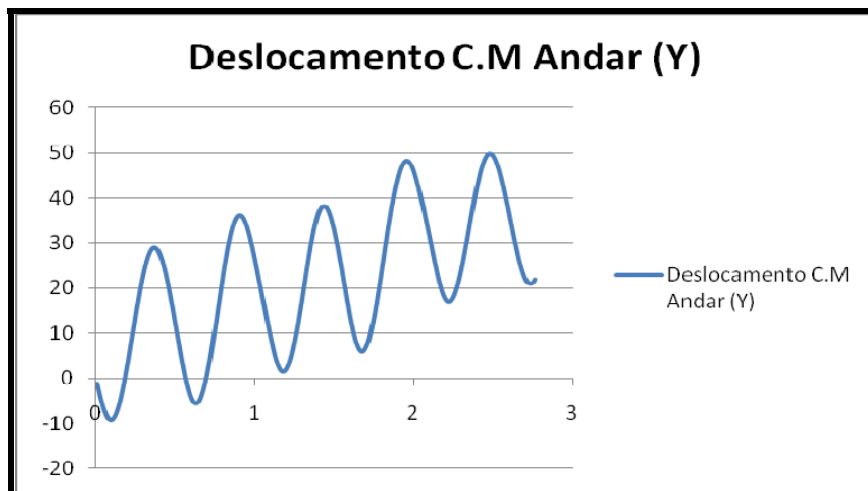


Figura 4.5 – Deslocamento do centro de massa (Y) relativo (Marcha normal) ao indivíduo no laboratório

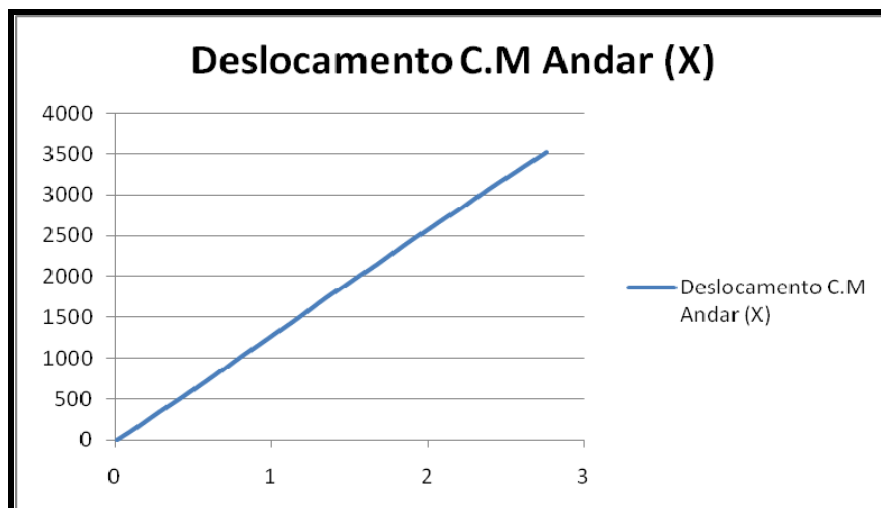


Figura 4.6 – Deslocamento do centro de massa (X) relativo (Marcha normal) ao indivíduo no laboratório

4.3. Deslocamentos dos Eventos Analisados

Como era de se esperar o movimento obtido na reconstrução em SolidWorks Motion para avaliação do modelo 3D humano foi o correcto uma vez que os gráficos correspondentes ao movimento do centro de massa correspondem ao padrão do laboratório (ver gráficos 4.7 e 4.8).

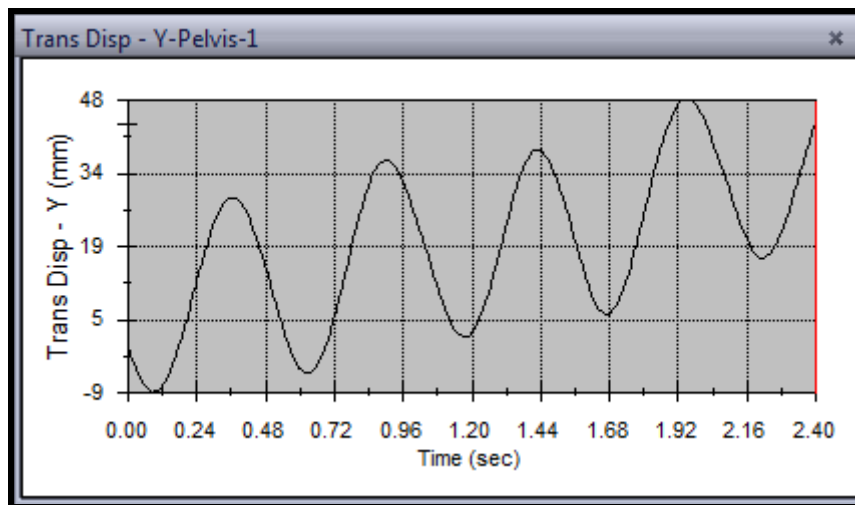


Figura 4.7 – Deslocamento do centro de massa (Y) relativo (Marcha normal) ao humano simulado no SolidWorks.

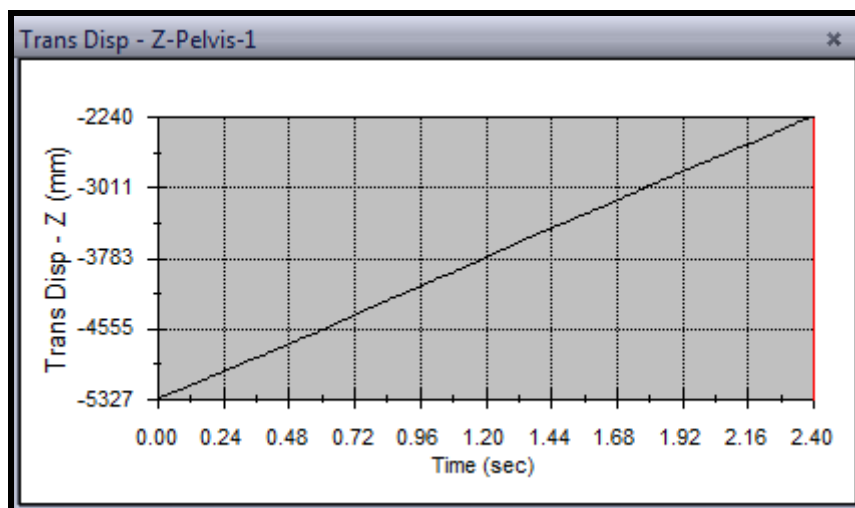


Figura 4.8 – Deslocamento do centro de massa (Z) relativo (Marcha normal) ao humano simulado no SolidWorks.

Em virtude da semelhança dos resultados entre os membros inferiores direitos e esquerdo uma vez que as massas estão distribuídas de igual forma pelos membros inferiores será aqui apresentado e discutido os resultados do membro direito, membro sobre o qual tem contacto com a plataforma, os resultados dos membros inferiores esquerdos não serão mencionados.

Deslocamentos do ensaio 1 (Andar normal)



Os deslocamentos obtidos para os pontos anatómicos previamente considerados no modelo (anca “Hip”; Joelho “Knee” e Tornozelo “Ankle”) estão na figura 4.9

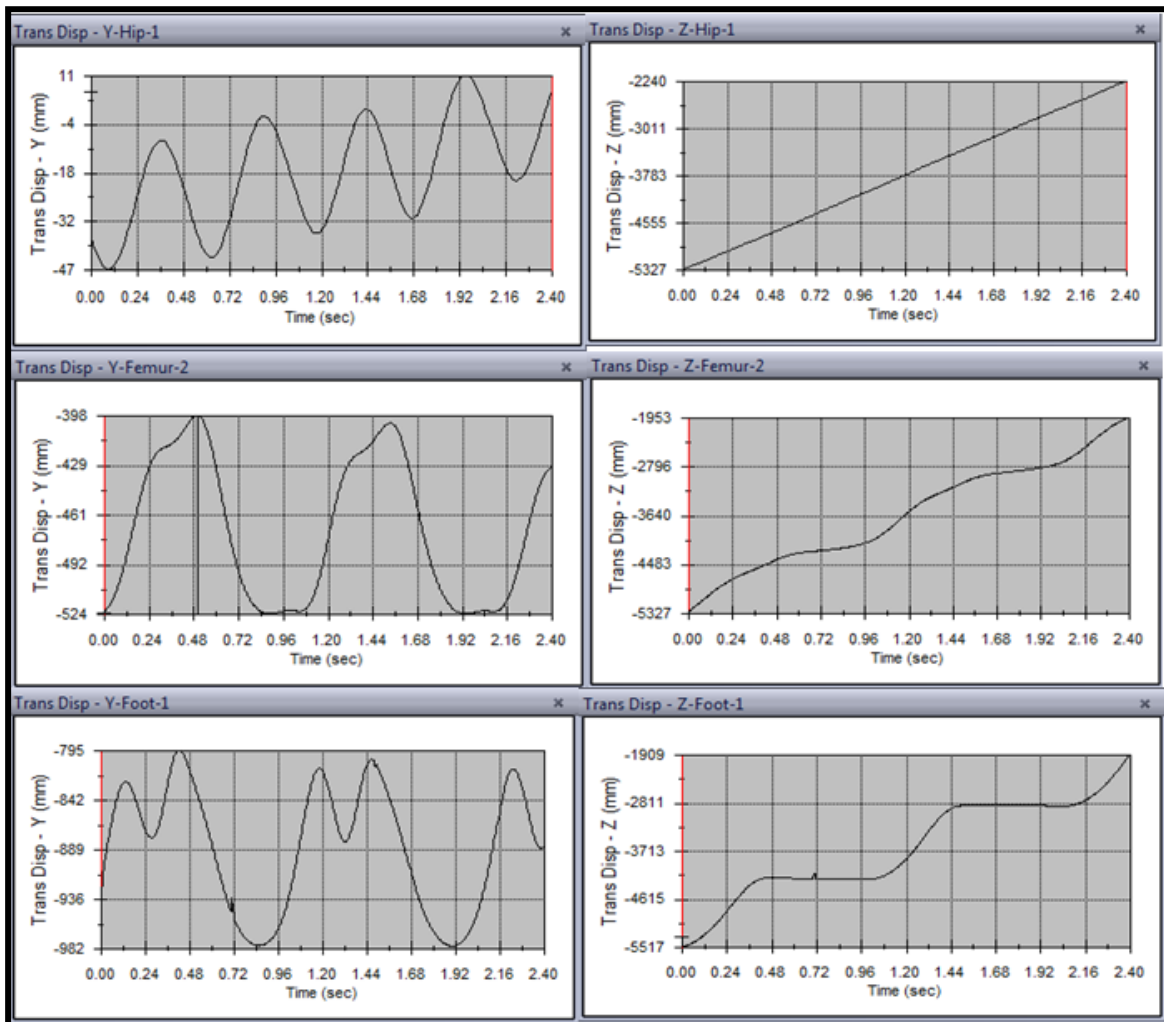


Figura 4.9 – Deslocamentos dos pontos anatómicos considerados para membros inferiores direito para o humano simulado em SolidWorks, Plano frontal (Y), Plano sagital (Z).

Estes deslocamentos foram obtidos por imposição no modelo físico em SolidWorks dos valores medidos em laboratório. É de salientar que os padrões obtidos para os deslocamentos querem no eixo longitudinal (neste caso Y) e quer no eixo antero - posterior (neste caso Z) aproximem do padrão dos deslocamentos obtidos em laboratório.

Em relação ao humano com a prótese se observamos o movimento do centro de massa do humano com a prótese calculada em SolidWorks na figura 4.10 e 4.11.

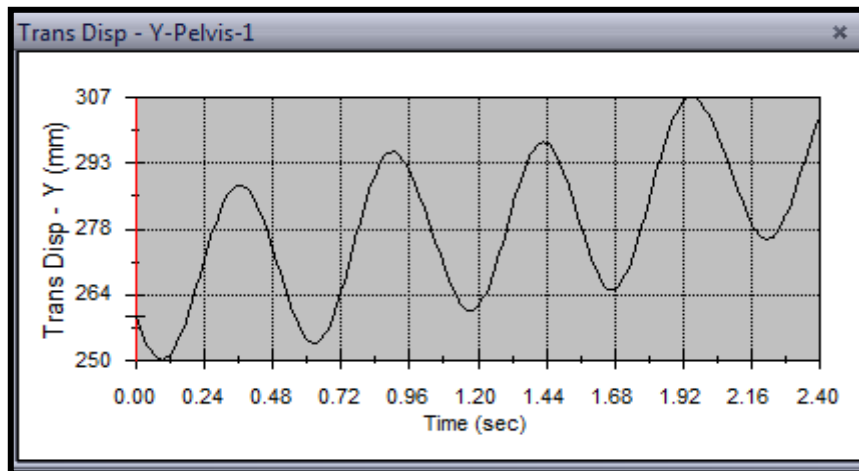


Figura 4.10 – Deslocamento do centro de massa (Y) relativo (Marcha normal) ao humano com a prótese simulado no SolidWorks.

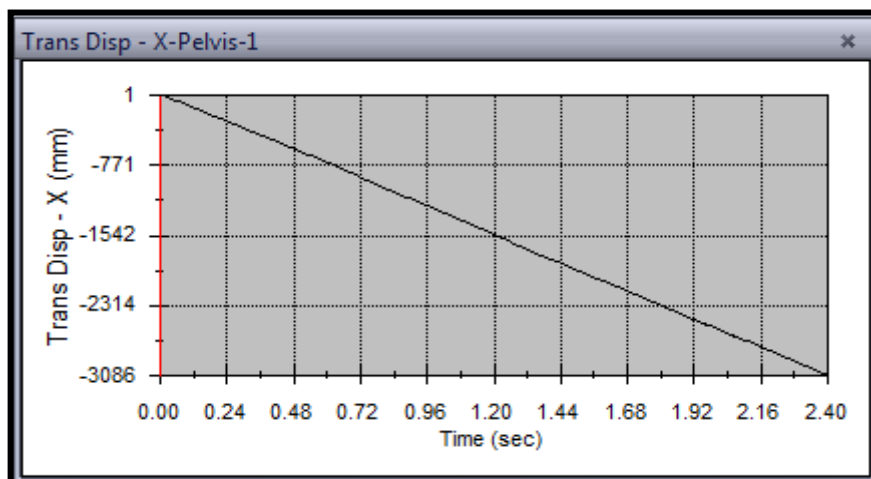


Figura 4.11 – Deslocamento do centro de massa (X) relativo (Marcha normal) ao humano com a prótese simulado no SolidWorks.

Observarmos que os padrões das curvas dos deslocamentos do centro de massa do humano normal simulado em SolidWorks e do humano com a prótese também simulado em SolidWorks chegamos a conclusão que eles têm uma variação de deslocamentos idêntica do centro de massa, quer no plano sagital (X) e quer no plano frontal (Y) Chegaremos a essa conclusão.



Tabela 4.2 – Variação dos centros de massas humano c/ e sem Prótese, [mm].

	Plano Sagital (X)	Plano Frontal (Y)
Humano SW	3087	57
Humano c/ Prótese SW	3087	57

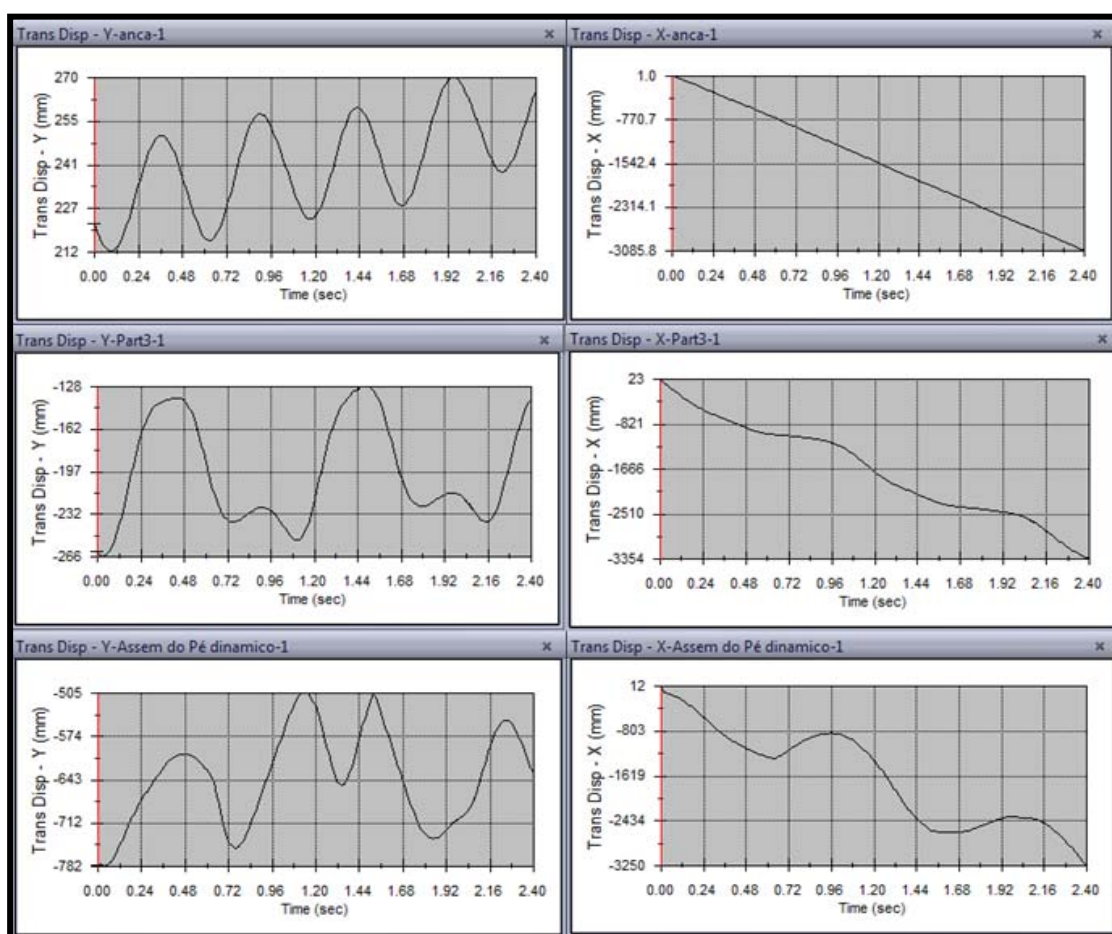


Figura 4.12 – Deslocamentos dos pontos anatómicos considerados para membros inferiores direito para o humano com prótese simulado em SolidWorks Plano frontal (Y), Plano sagital (X).

Para a marcha normal ao analisarmos os padrões de deslocamentos das articulações da anca, do joelho e do tornozelo, quer para o humano normal simulado em SolidWorks comparativamente com humano com a prótese simulado em SolidWorks também, observando a tabela 4.3 pode-se afirmar:



Tabela 4.3 – Valores da diferença entre o pico máximo e mínimo de deslocamento marcha normal (primeira coluna corresponde ao deslocamento no plano frontal, a segunda ao plano sagital); [mm].

	Anca “Hip”		Joelho “Knee”		Tornozelo “Ankle”	
Humano SW	58	3087	126	3374	187	3608
Humano SW - Prótese	58	3087	138	3377	277	3262
Diferença	0	0	12	3	90	- 346

Em relação à zona da anca e parte da coxa não existe diferenças de deslocamento, o movimento destes membros estão sempre sincronizados. Em relação à articulação do joelho se observarmos com atenção verificamos que no plano frontal a articulação do joelho da prótese está adiantada cerca de 12 mm em relação à articulação do joelho do humano normal.

No plano sagital a articulação do joelho da prótese também se encontra adiantada 3mm em relação à articulação do joelho do humano normal.

Em relação ao tornozelo no plano frontal o tornozelo da prótese está adiantado 90 mm em relação ao tornozelo do humano normal. No plano sagital verifica-se uma situação curiosa, se nas outras ocasiões havia ligeira diferença no deslocamento das articulações da prótese em relação as articulações do humano normal, agora verifica-se o contrário a articulação do tornozelo da prótese no plano sagital está atrasada em relação a articulação do tornozelo do humano normal. Esta situação do ligeiro adiantamento do tornozelo da prótese, no plano frontal, em relação à articulação do tornozelo do humano normal e do respectivo atraso da articulação do tornozelo da prótese em relação à articulação do tornozelo do humano normal faz com que, na simulação do humano normal no fim da simulação (final da caminhada) a posição do pé esteja em “Dorsi - Flexão”, ao passo que na simulação do humano com a prótese a posição do pé esteja em “Plantar – Flexão”. O ângulo do tornozelo do humano normal é menor que zero e o ângulo do tornozelo do humano com a prótese é maior que zero.



Esta situação explica-se pelo facto da prótese durante o movimento estar sob efeito da força de gravidade, pelo que o problema pode ser resolvido ajustando o coeficiente de amortecimento, do amortecedor do joelho hidráulico. De um modo geral o modelo do humano normal e o modelo do humano com a prótese têm um comportamento de movimento bastante idêntico durante o movimento todo. Apenas a articulação do tornozelo apresenta um ligeiro desfasamento na parte final do movimento.

Deslocamento do Ensaio 2 (Corrida)

Para o ensaio da corrida, o movimento linear relativo ao centro de massa do humano simulado em SolidWorks é dado pelos gráficos 4.13 e 4.14. O movimento do gráfico 4.13 ocorre no plano frontal e o movimento do gráfico 4.14 ocorre no plano sagital. Em virtude da semelhança dos resultados entre os membros inferiores direitos e esquerdo uma vez que as massas estão distribuídas de igual forma pelos membros inferiores será aqui apresentado e discutido os resultados do membro direito, os resultados dos membros inferiores esquerdo não serão referenciados.

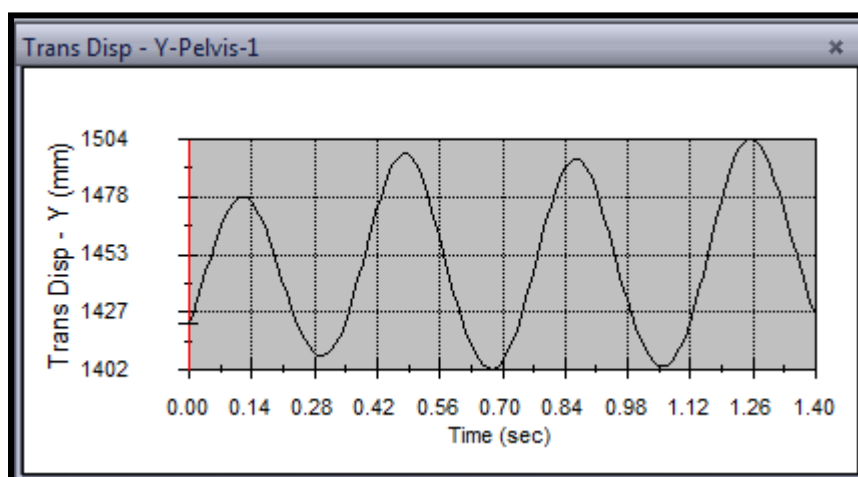


Figura 4.13 – Deslocamento do centro de massa (Y) relativo (Corrida) ao humano simulado no SolidWorks (Plano Frontal).

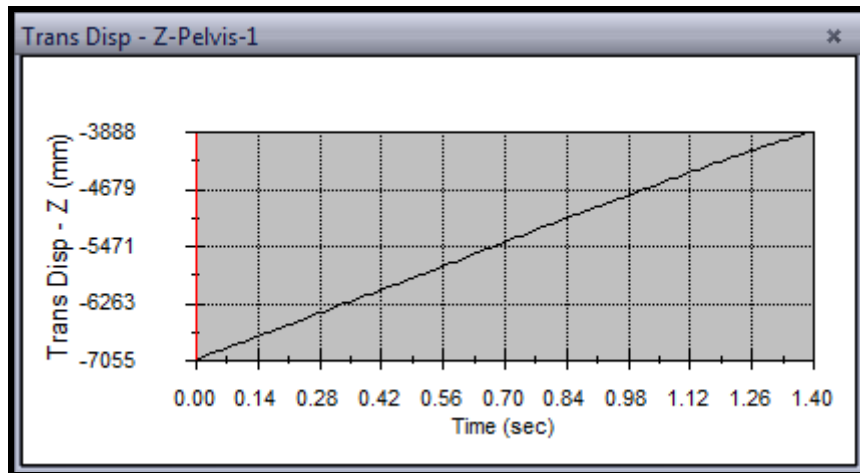


Figura 4.14 – Deslocamento do centro de massa (Z) relativo (Corrida) ao humano simulado no SolidWorks (Plano Sagital).

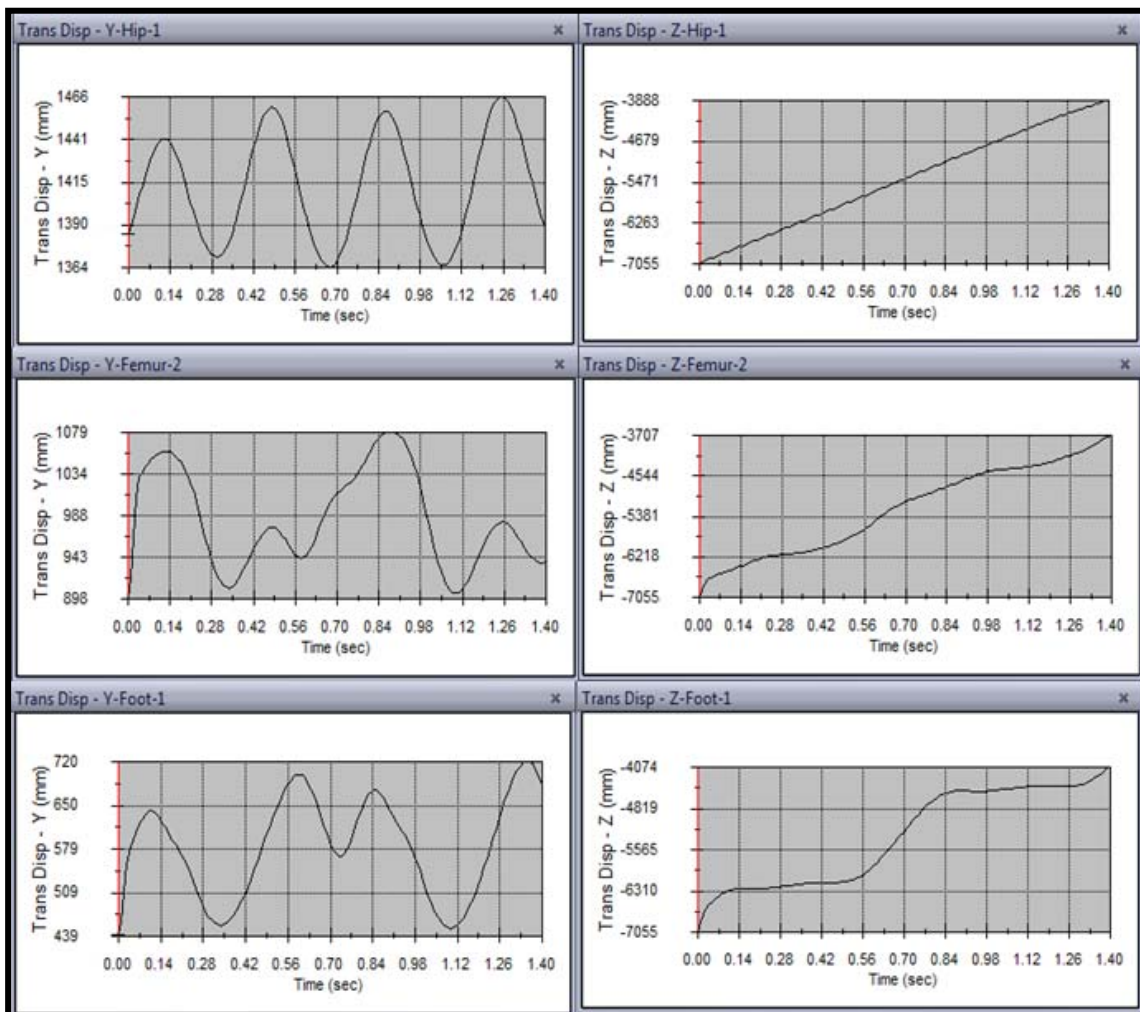


Figura 4.15 – Deslocamentos dos pontos anatómicos considerados para membros inferiores direito para o humano simulado em SolidWorks ocorrendo no plano frontal (Y) e plano sagital (Z).



De salientar que os deslocamentos foram obtidos por imposição no modelo físico em SolidWorks dos valores medidos em laboratório. De referir que os padrões obtidos para os deslocamentos querem no eixo longitudinal (neste caso Y) e quer no eixo antero - posterior (neste caso Z) aproximem do padrão dos deslocamentos obtidos em laboratório.

Em relação ao humano com a prótese o deslocamento do movimento do centro de massa é dado pelas curvas da figura 4.16 e 4.17

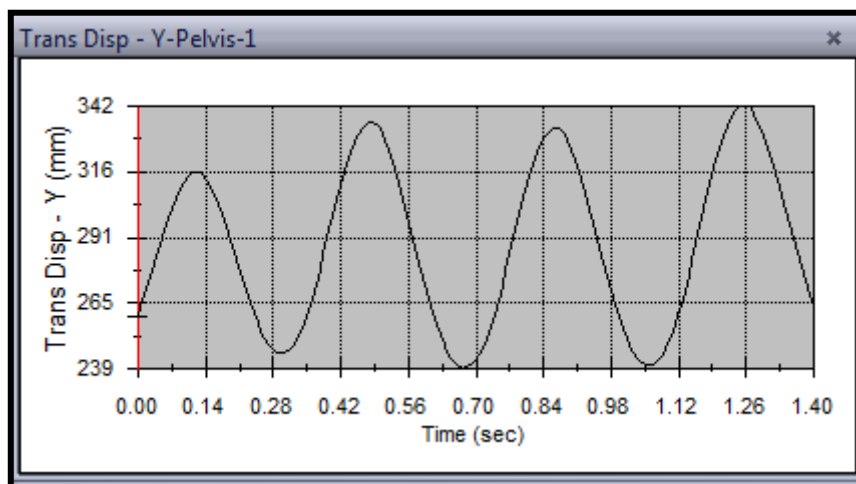


Figura 4.16 – Deslocamento do centro de massa (Y – Plano Frontal) relativo (Corrida) ao humano com a prótese simulado no SolidWorks.

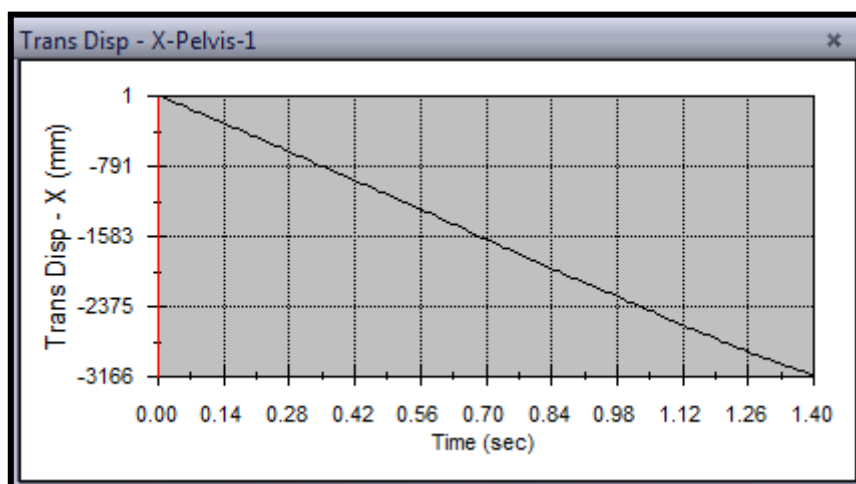


Figura 4.17 – Deslocamento do centro de massa (X – Plano Sagital) relativo (Corrida) ao humano com a prótese simulado no SolidWorks.



Observa-se que o padrão das curvas relativas ao movimento linear dos centros de massas quer do humano normal simulada em SolidWorks e quer do humano com a prótese também simulada em SolidWorks apresentam padrões de deslocamento de centro de massas idênticas quer no plano sagital, quer no plano frontal.

Tabela 4.4 – Variação dos centros de massas humano c/ e sem Prótese, [mm].

	Plano Sagital (X)	Plano Frontal (Y)
Humano SW	3167	102
Humano c/ Prótese SW	3167	103

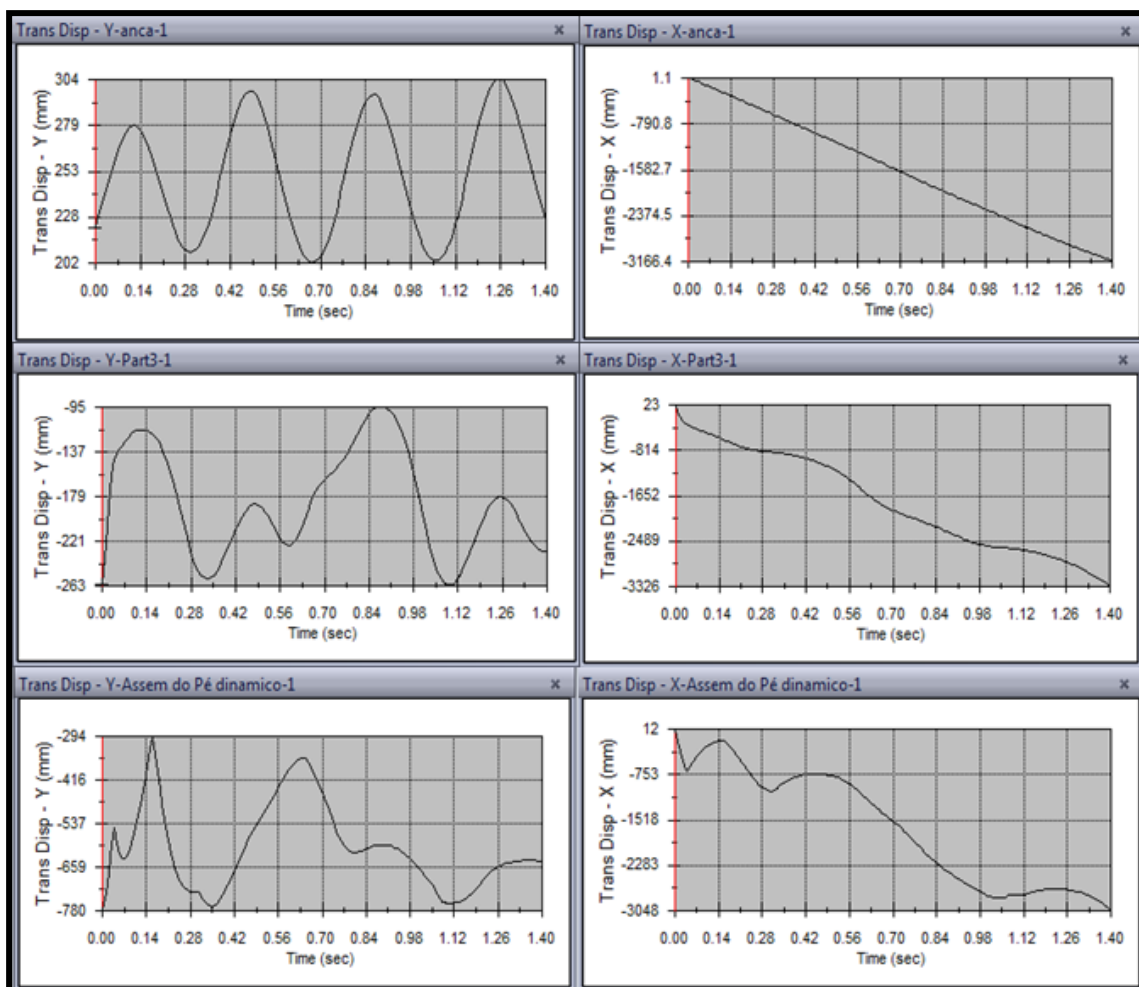


Figura 4.18 – Deslocamentos dos pontos anatómicos considerados para membros inferiores direito para o humano com prótese simulado em SolidWorks Plano frontal (Y), Plano sagital (X).



Para o evento da corrida podemos analisar os padrões de deslocamentos das articulações da anca, do joelho e do tornozelo, quer para o humano normal quer para o humano com a prótese, simulados em SolidWorks. Estes valores são apresentados na tabela 4.5.

Tabela 4.5 – Valores da diferença entre o pico máximo e mínimo de deslocamento marcha normal (primeira coluna corresponde ao deslocamento no plano frontal, a segunda ao plano sagital); [mm].

	Anca “Hip”		Joelho “Knee”		Tornozelo “Ankle”	
Humano SW	102	3167	181	3348	281	2981
Humano SW - Prótese	102	3167	168	3349	486	3060
Diferença	0	0	-13	1	205	79

Em relação à anca, quer a articulação da anca do humano normal modelado em SolidWorks e quer a articulação da anca do humano com prótese também modelado em SolidWorks estão sincronizadas durante o movimento da corrida quer no plano sagital quer no plano frontal.

Em relação a articulação do joelho, a articulação do joelho do humano com a prótese apresenta um atraso de 13 mm no plano frontal em relação à articulação do joelho do humano normal simulado em SolidWorks ao passo que no plano sagital a articulação do joelho do humano com a prótese esta praticamente sincronizado com a articulação do joelho do humano normal, apresentando um avanço mínimo de 1mm no plano sagital.

Em relação à articulação do tornozelo, a articulação do tornozelo do humano com a prótese apresenta um avanço de 205 mm em relação à articulação do tornozelo do humano normal no plano frontal, ao passo que no plano sagital também a articulação do



humano com prótese apresenta um avanço de 79 mm em relação à articulação do tornozelo do humano normal. No geral as articulações da prótese estão ligeiramente adiantados em relação às articulações do humano normal excepto no plano frontal a articulação do joelho da prótese está ligeiramente adiantado em relação a articulação do humano normal, no final da simulação a posição do pé de ambas as simulações estão em Plantar Flexão, o que nos indica que o ângulo da articulação do tornozelo é positivo, a questão relativa aos avanços das articulações da prótese em relação as articulações do humano normal foram explicadas no Ensaio 1 (andar normal).

Deslocamento do Ensaio 3 (Salto)

Para o ensaio do salto o movimento linear relativo ao centro de massa do humano simulado em SolidWorks é dado pelos gráficos 4.19 e 4.20, sendo que o movimento representado pelo gráfico 4.19 ocorre no plano frontal e o movimento representado pelo gráfico 4.20 ocorre no plano sagital. Em virtude da semelhança dos resultados entre os membros inferiores direitos e esquerdo uma vez que as massas estão distribuídas de igual forma pelos membros inferiores será aqui apresentado e discutido os resultados do membro direito, os resultados dos membros inferiores esquerdo ver em anexo.

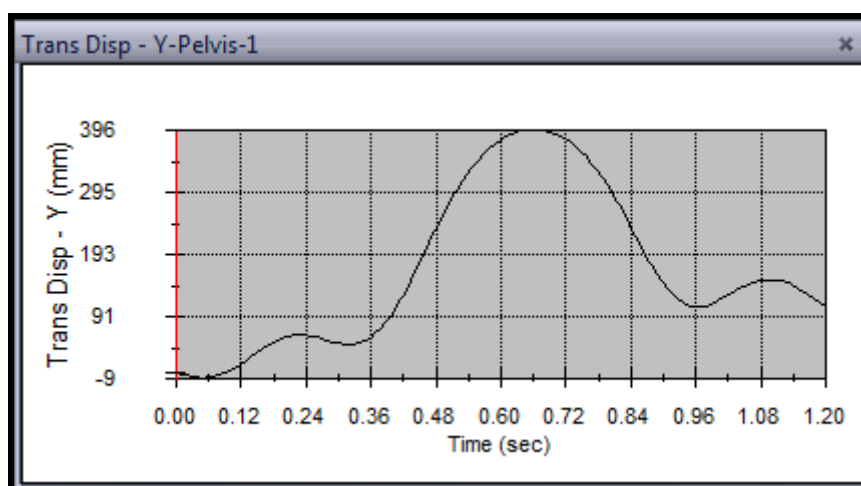


Figura 4.19 – Deslocamento do centro de massa (Y) relativo (Salto) ao humano simulado no SolidWorks (Plano Frontal).

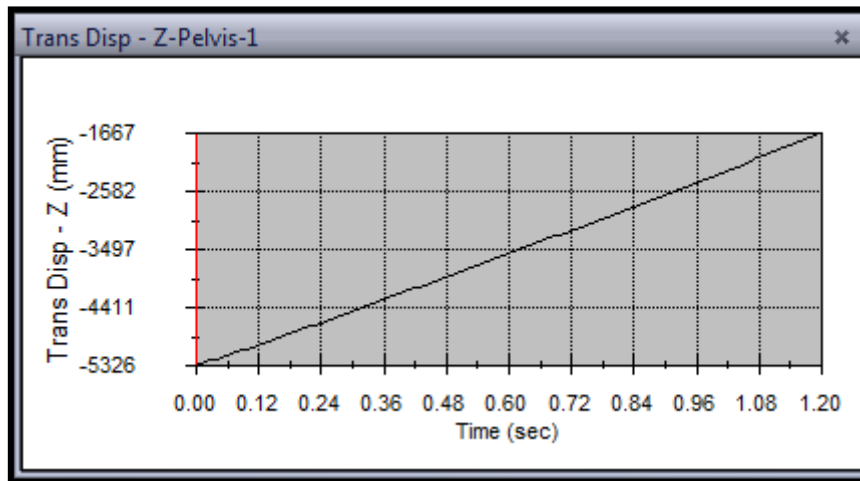


Figura 4.20 – Deslocamento do centro de massa (Z) relativo (Salto) ao humano simulado no SolidWorks (Plano Sagital).

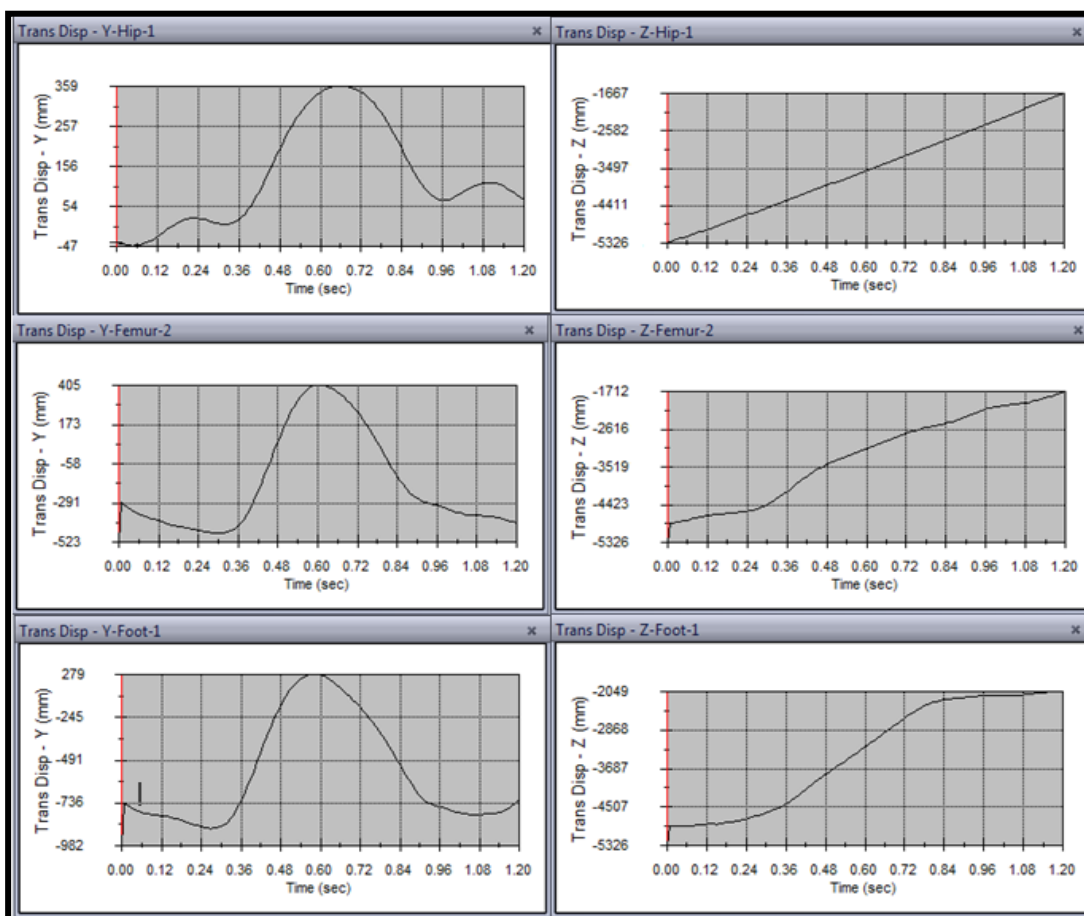


Figura 4.21 – Deslocamentos dos pontos anatómicos considerados para membros inferiores direito para o humano simulado em SolidWorks ocorrendo no plano frontal (Y) e plano sagital (Z).



De referir que os padrões obtidos para os deslocamentos querem no eixo longitudinal (neste caso Y) e quer no eixo antero - posterior (neste caso Z) aproximem do padrão dos deslocamentos obtidos em laboratório. A reconstrução do movimento através da imposição dos dados do laboratório no SolidWorks Motion no modelo 3D humano foi bem sucedido, o movimento executado é bastante idêntico.

Em relação ao humano com a prótese simulada em SolidWorks o deslocamento do movimento do centro de massa é dado pelas curvas das figuras 4.22 e 4.23.

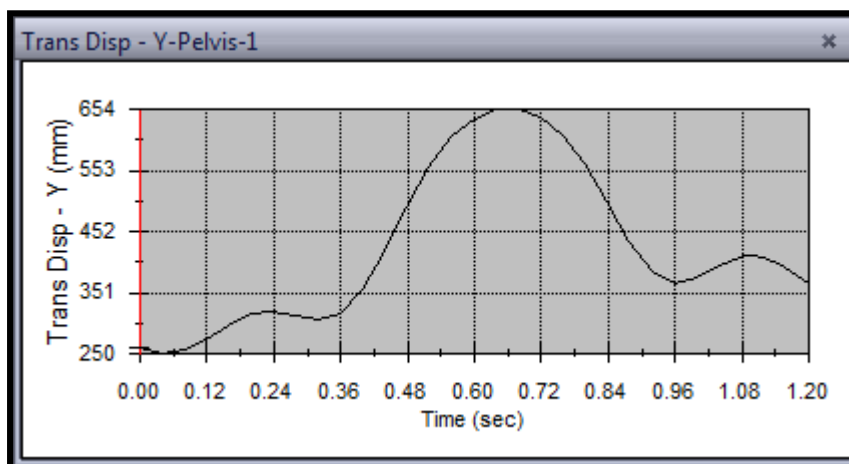


Figura 4.22 – Deslocamento do centro de massa (Y – Plano Frontal) relativo (Salto) ao humano com a prótese simulado no SolidWorks.

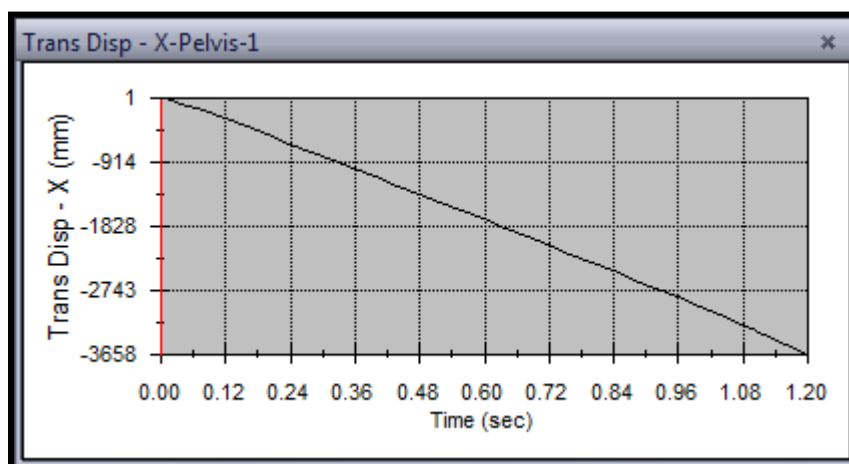


Figura 4.23 – Deslocamento do centro de massa (X – Plano Sagital) relativo (Salto) ao humano com a prótese simulado no SolidWorks.



Observa-se que o padrão das curvas relativas ao movimento linear dos centros de massas quer do humano normal simulada em SolidWorks e quer do humano com a prótese também simulada em SolidWorks apresentam padrões de deslocamento de centro de massas idênticas quer no plano sagital, quer no plano frontal.

Tabela 4.6 – Variação dos centros de massas humano c/ e sem Prótese, [mm].

	Plano Sagital (X)	Plano Frontal (Y)
Humano SW	3659	405
Humano c/ Prótese SW	3659	404

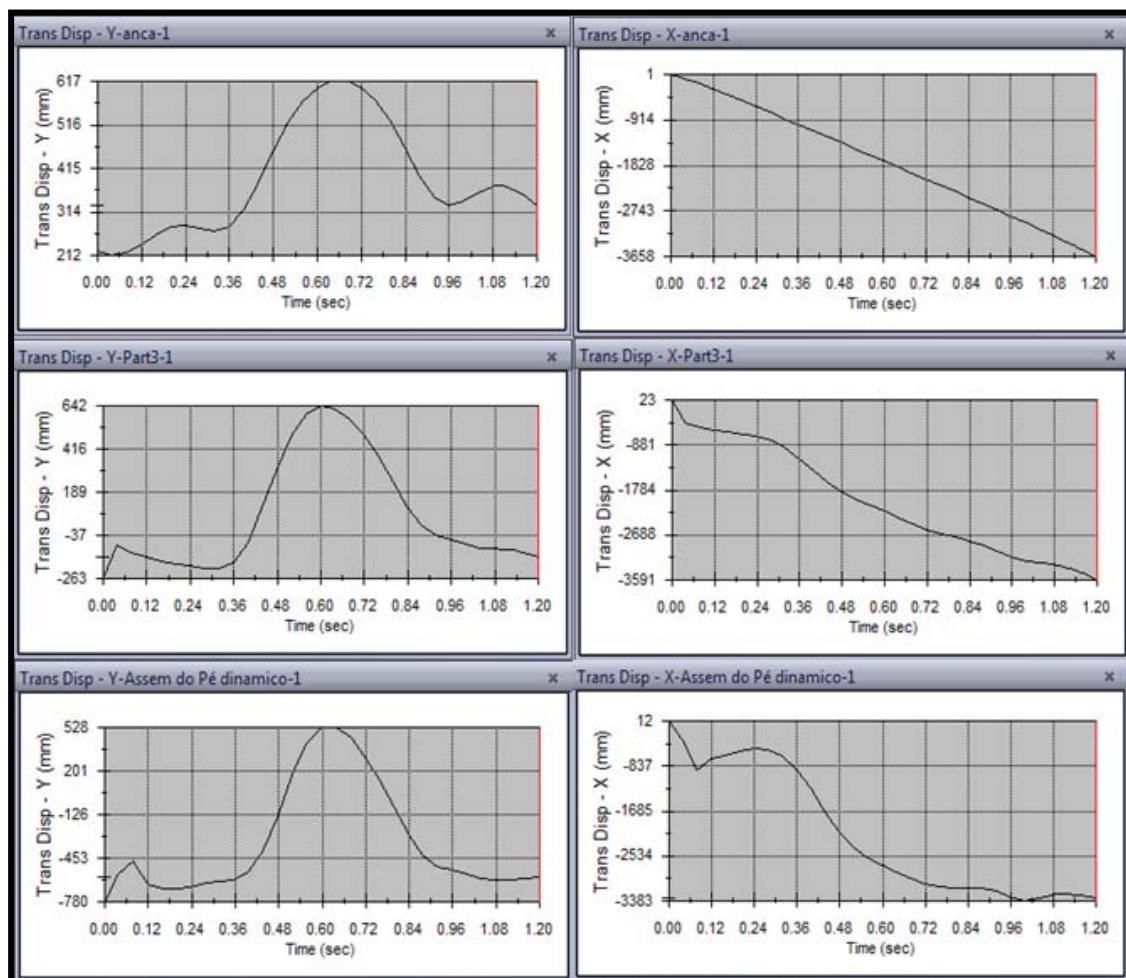


Figura 4.24 – Deslocamentos dos pontos anatómicos considerados para membros inferiores direito para o humano com prótese simulado em SolidWorks Plano frontal (Y), Plano sagital (X).



Para o evento do salto ao analisarmos os padrões de deslocamentos das articulações da anca, do joelho e do tornozelo, quer para o humano normal simulado em SolidWorks comparativamente com humano com a prótese simulado em SolidWorks também, observando a tabela 4.7:

Tabela 4.7 – Valores da diferença entre o pico máximo e mínimo de deslocamento marcha normal (primeira coluna corresponde ao deslocamento no plano frontal, a segunda ao plano sagital); [mm].

	Anca “Hip”		Joelho “Knee”		Tornozelo “Ankle”	
Humano SW	406	3659	928	3614	1261	3277
Humano SW - Prótese	405	3659	905	3614	1308	3395
Diferença	-1	0	-23	0	47	118

Uma rápida análise a tabela começando pela articulação da anca pode-se dizer que quer a articulação da anca do humano normal simulado em SolidWorks e quer a articulação do humano com a prótese também simulado no SolidWorks estão praticamente em sincronização durante o movimento quer no plano frontal e quer no plano sagital. Em relação a articulação do joelho pode-se notar que a articulação do joelho da prótese está atrasada em relação a articulação do joelho do humano no plano frontal embora já no plano sagital esteja os dois sincronizados. Em relação a articulação do tornozelo é de referir que a articulação do tornozelo do humano com a prótese encontra-se adiantada em relação a articulação do humano normal no plano frontal e no plano sagital. Estas questões de adiantamentos e atrasos nas articulações do humano com a prótese quando comparado com o humano normal esta intimamente ligados a questões inerentes ao programa de modelação certos posicionamentos as vezes usados podem restringir ângulos entre dois corpos, mas este também não é o único problema, uma vez que a prótese esta sobre efeito de gravidade e é unicamente controlado pelo



coto do individuo amputado é difícil de se conseguir um controlo óptimo do movimento do aparelho pelo que o coeficiente de amortecimento para o amortecedor usado para o cilindro hidráulico têm aqui um papel fundamental porque ampara os movimentos bruscos durante o movimento pelo que seria interessante realizar uma pesquisa mais avançada para coeficientes de amortecimento uma vez que para este trabalho foi encontrado empiricamente, uma vez que já se tinha as curvas do movimento e contando com o próprio peso da prótese era de se esperar que no salto tivesse um movimento semelhante ao realizado no laboratório e ao realizado para o humano normal em SolidWorks, o que se verificou foi que a prótese durante a fase área do salto parte da prótese não tem um flexão próxima do que era de se esperava.

Velocidades

Serão aqui apresentados as velocidades medidas em SolidWorks Motion para cada uma dos eventos analisados, essas velocidades foram medidas para o centro de massa no plano sagital um vez que a velocidade no plano frontal é muito pequena não tendo qualquer significado.

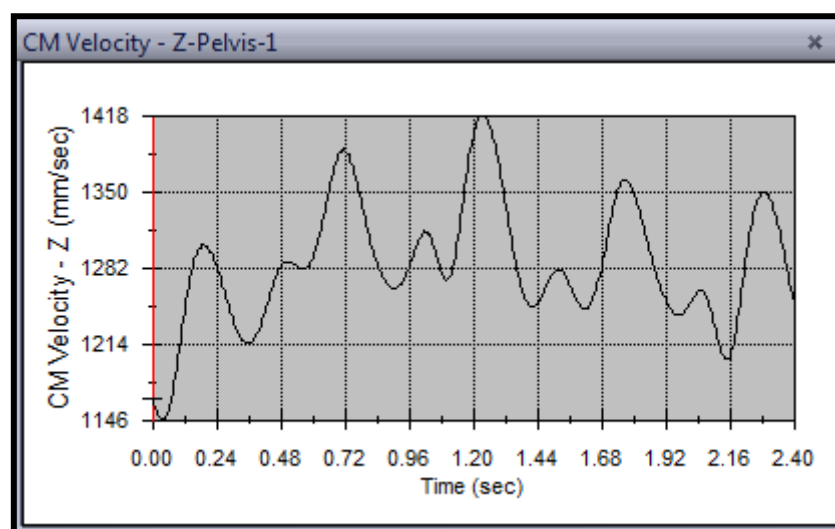


Figura 4.25 – Velocidade do centro de massa do humano simulado em SolidWorks (Marcha normal).



Pode-se verificar que o na simulação do humano este começa com uma velocidade 1,1 m/s, os picos mais altos corresponde sempre a mudança de apoio ou seja sempre que o individuo da uma passada tem um pico, o pico mais alto ocorre precisamente aos 1.20 s e tem uma magnitude de 1,4 m/s pelo que se pode concluir que este valor esta muito próxima dos valores apresentados pela literatura para a marcha humana.

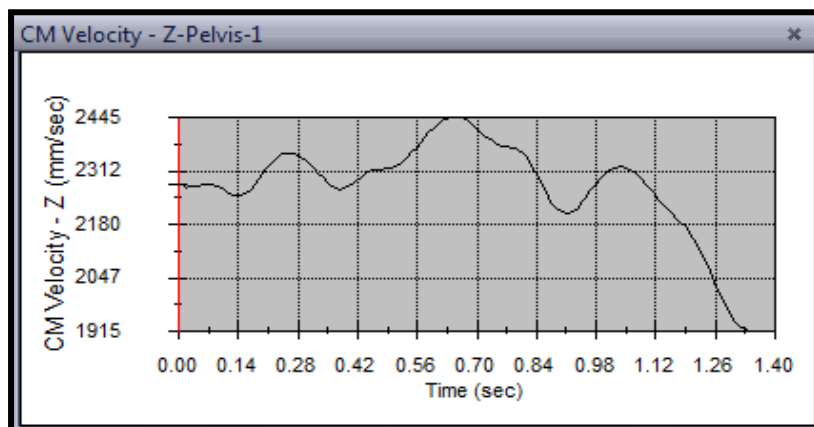


Figura 4.26 – Velocidade do centro de massa do humano simulado em SolidWorks (Corrida).

Em relação a corrida nota-se começa com uma velocidade na casa dos 2,3 m/s e atinge o seu máximo a 2,4 m/s e perto do final da corrida abranda para 1.9 m/s, se compararmos com valores referenciados na literatura chegamos a conclusão que 2,4 m/s é um valor dentro dos intervalos da literatura para os valores referenciados para a corrida.

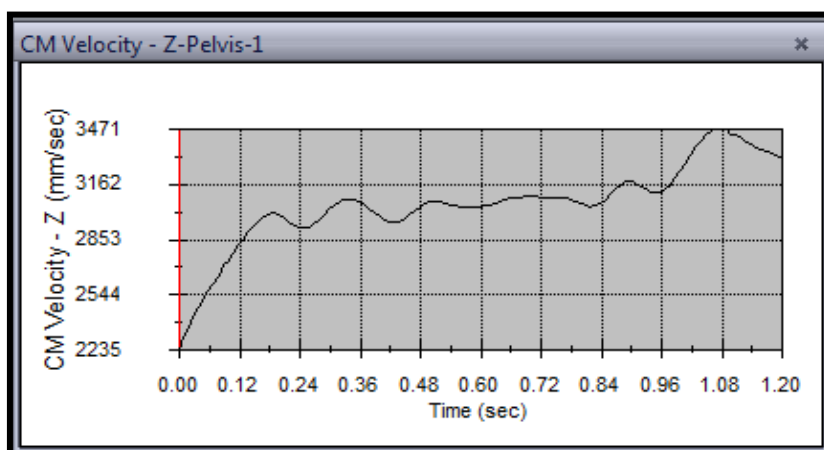


Figura 4.27 – Velocidade do centro de massa do humano simulado em SolidWorks (Corrida).



Para o salto começa com uma velocidade muito próxima da máxima utilizada na corrida depois atinge o seu máximo perto dos 1.08s com uma magnitude de 3.47 m/s, valor este que coincide com os valores apresentados pela literatura para os eventos do salto.

Ângulos

Em primeira instância será apresentado os valores referentes ao “Andar normal”, “Corrida” e por último “Salto”. Os gráficos representam os deslocamentos angulares das articulações do tornozelo e do joelho.

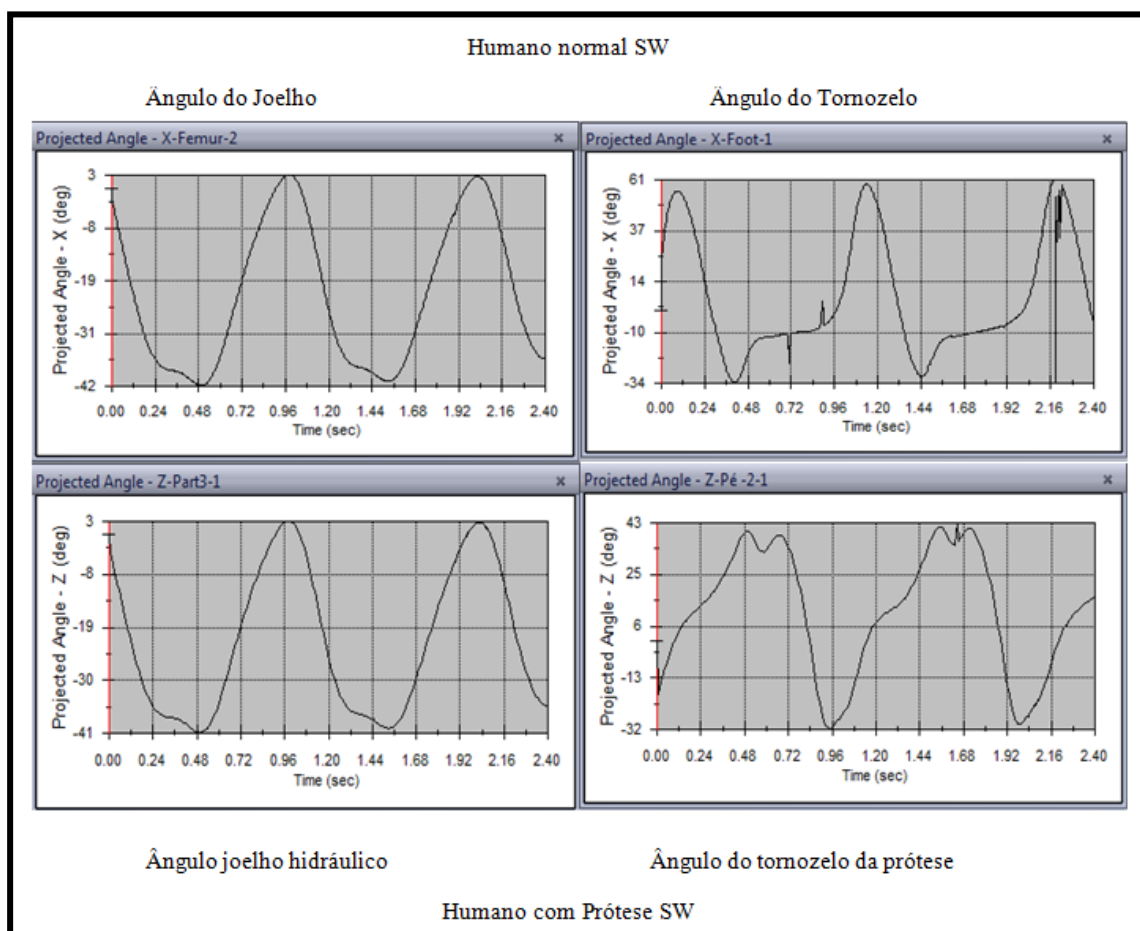


Figura 4.28 – Ângulos “Andar normal” para humano normal (gráficos superior) e humano com prótese (gráficos inferiores).



Nas curvas apresentadas nos gráficos da figura 4.28 o sentido positivo indica flexão plantar para o tornozelo e extensão para o joelho.

Observando o comportamento dos ângulos articulares em função do tempo, pode-se perceber um padrão semelhante no deslocamento angular das articulações do joelho para o humano normal e o humano com a prótese. O mesmo já não acontece para a articulação do tornozelo, os picos de dorsi-flexão e flexão plantar diferem em magnitude e no momento das suas ocorrências, o ângulo de flexão máxima é maior para a articulação do joelho. Além disso o padrão do deslocamento articular segue o padrão do ângulo da articulação do joelho medido em laboratório e na literatura revisada.

A flexão máxima do joelho para o humano normal ocorre aos (-42°) e para o humano com a prótese ocorre aos (-41°) pode-se afirmar que são de todos idênticos, a articulação do joelho hidráulico trabalha de forma idêntica a articulação do joelho humano.

Em relação à articulação do tornozelo o padrão difere do que foi obtido no laboratório uma das explicações para o sucedido esta relacionado com o próprio programa de simulação dinâmica do SolidWorks, pois entre o pé e perna existe um posicionamento coincidente no modelo 3D que afecta o deslocamento angular, também sendo que é difícil controlar a fase área da prótese uma vez que este é somente controlado pelo coto e está sobre a acção da força de gravidade.

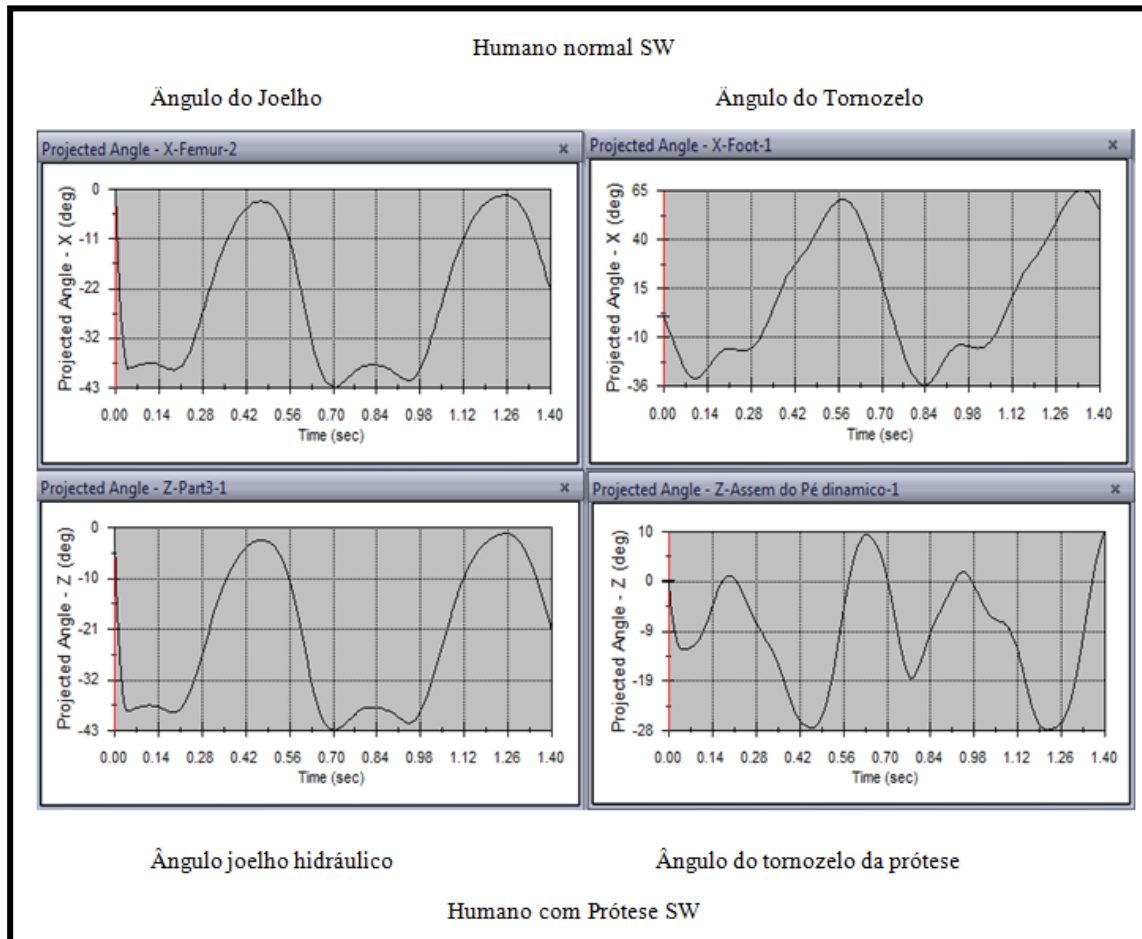


Figura 4.29 – Ângulos “Corrida” para humano normal (gráficos superior) e humano com prótese (gráficos inferiores).

De realçar que mais uma vez que observando o comportamento dos ângulos articulares em função do tempo, pode-se perceber um padrão semelhante no deslocamento angular das articulações do joelho do humano normal simulado em SolidWorks com o humano com a prótese também simulado em SolidWorks. Estes padrões obtidos para a articulação do joelho coincide também com o padrão obtido em laboratório e na literatura consultada, em relação a articulação do tornozelo se fizermos uma análise comparativa para o humano normal (membro direito) em relação ao humano com a prótese (membro direito), como se pode observar os picos de dorsi-



flexão e flexão plantar diferem em magnitude e no momento das suas ocorrências, o ângulo de flexão máxima é maior para a articulação do joelho, embora os padrões dos deslocamentos em relação a articulações em alguns instantes se aproxima de padrões encontrados na literatura e no laboratório.

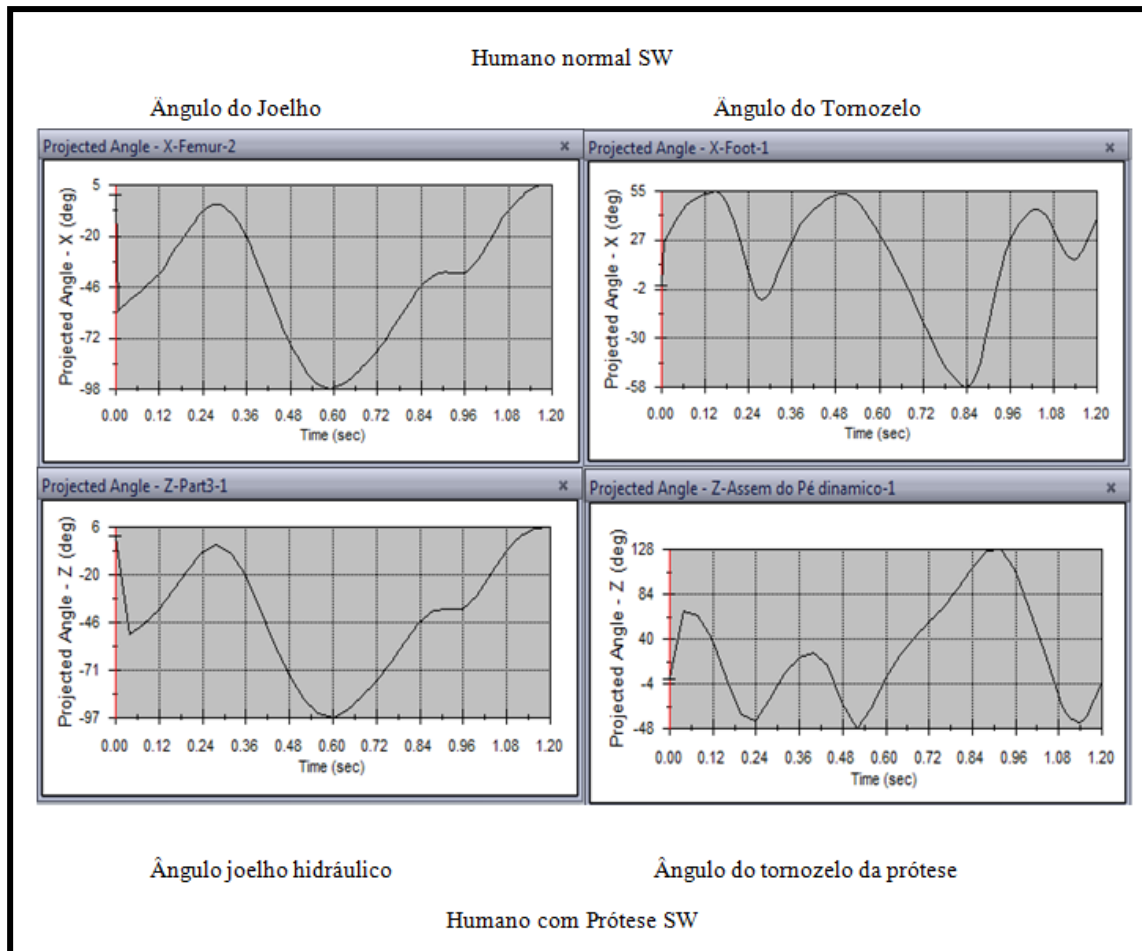


Figura 4.30 – Ângulos “Salto” para humano normal (gráficos superior) e humano com prótese (gráficos inferiores).

Em relação ao ensaio do “Salto”, pode-se observar o comportamento dos ângulos articulares em função do tempo, é de realçar que pode-se observar um padrão de deslocamento angular semelhante quer para o humano normal quer para o humano com a prótese, tal como já tinha acontecido nos eventos anteriores pode-se perceber que a articulação do joelho hidráulico trabalha de forma idêntica ao joelho humano não apresenta oscilações em relação ao trabalho realizado pelo joelho humano.



O mesmo já não acontece com a articulação do tornozelo, uma vez como se pode constatar pela figura 4.30 quer para articulação do tornozelo (direita) do humano normal e quer para a articulação do tornozelo (direita) do humano com a prótese, os picos de dorsi-flexão e flexão plantar diferem em magnitude e no momento das suas ocorrências. Como se pode verificar o ângulo máximo de flexão plantar para humano normal ocorre a 55° ao passo que para o humano com a prótese ela ocorre a 128° , a diferença é bem visível durante a simulação (ver figura 3.12, 3.15).

4.4. Conclusões e Sugestões de Novas Pesquisas

Tendo em conta que os membros inferiores apresentam estruturas bastantes complexas articuladas tridimensionalmente ao se considerar um modelo bidimensional é lógico que o mecanismo sofre limitações ao não contabilizarmos os efeitos produzidos pela rotação / abdução em planos transversais, embora a contribuição dos efeitos produzidos neste plano não serem importantes pois são pequenas parcelas, pois o movimento dá-se quase toda ela no plano sagital. Os modelos 3D aumentam fortemente o número de parâmetros necessários para a total caracterização do comportamento cinemático do modelo.

Os valores obtidos para a força de reacção da plataforma de forças são de certa forma semelhantes durante a etapa de maior intensidade de força em todos os eventos analisados. Embora algumas curvas típicas não tenham coincidido com as curvas obtidas no laboratório, este facto deve-se ao posicionamento (concêntrico) utilizado a quando da montagem do mecanismo do pé e da perna no SolidWorks, o que restringiu o movimento do pé em relação a perna, o que faz com que haja um movimento oscilatório do pé sobre a plataforma.

No geral o movimento dos eventos analisados no SolidWorks Motion apresentam um padrão de movimentos idênticos à dos movimentos dos eventos realizados no laboratório da MovLab, da Universidade Lusófona.



O comportamento dos ângulos articulares da anca e do joelho apresentam padrões próximos dos do laboratório e da literatura revisada ao passo que para a articulação do tornozelo difere no padrão, isto muito pelo posicionamento entre os dois corpos pé e perna, pelo que o posicionamento entre os membros do pé e da perna devera ser trabalhada e explorada no futuro.

Os estudos futuros devem verificar o comportamento das forças e dos ângulos articulares em relação ao tornozelo.

Verificar o comportamento cinético e cinemático para as actividades de subir e descer escadas; subir e descer rampas.

Para tornar a simulação ainda mais dinâmica e precisa com os valores oriundos do laboratório, deve-se procurar otimizar os coeficientes dos parâmetros 3D de contacto feito pelo pé e pela plataforma.

Sendo que as forças internas podem ser reduzidas fortemente em função da variação da velocidade seria interessante fazer variar a velocidade dos eventos aqui analisados nestes estudos para ver o comportamento da prótese.

Implementar o modelo de cálculo para o modelo a 3D dimensões, ou seja implementar ao modelo os movimentos de rotação / abdução no plano transversal.



5. CONCLUSÃO

Com base nos objectivos propostos e nos resultados alcançados no presente estudo pode-se concluir que:

As principais diferenças detectadas entre o modelo do humano sem prótese e o modelo com a prótese, simulados no SolidWorks, quando comparado com os resultados experimentais do laboratório, são em instantes chave da marcha. No contacto inicial (quando o pé toca a superfície de contacto) e na fase de balanço inicial (quando o pé perde o contacto com a superfície), pois algumas das curvas diferem das curvas típicas para alguns dos eventos realizados no laboratório.

Os cálculos efectuados através do software SolidWorks Motion 2008, utilizando o método da dinâmica inversa, apresentaram uma boa concordância, uma vez que os valores encontrados quer para modelo com ou sem a prótese foram comparados com os valores dos ensaios efectuados no laboratório de biomecânico MovLab da Universidade Lusófona.

Verificou-se que para as diferentes simulações, no plano frontal a articulação do joelho humano com prótese estava adiantado alguns milímetros em relação a articulação do joelho do humano normal. No plano sagital a articulação do joelho humano com a prótese também se encontra adiantado poucos milímetros relação à articulação do joelho do humano normal.

As velocidades calculadas mostram resultados próximas das velocidades humanas típicas dos três eventos realizados, andar normal, 1.4 m/s; corrida 2.4 m/s e salto 3.47 m/s.

Em relação aos ângulos pode-se afirmar que para a articulação do joelho em todos os eventos realizados obteve-se curvas típicas para ângulos do joelho o que confere um movimento fisiológico natural do joelho projectado. Em relação ao tornozelo, as curvas já não foram tão uniforme, pois parte desta situação deve-se ao



posicionamento utilizados entre os corpos rígidos pé e perna, pois esse posicionamento restringe os ângulos do tornozelo quando é imposto o movimento na simulação do humano no SolidWorks Motion.

Uma apreciação dos resultados finais indica que a prótese desenvolvida nesta dissertação, pode ajudar a que um humano amputado possa manter a estabilidade do joelho em diferentes actividades, reduzindo assim o risco de quedas, aumentando a segurança e a confiança do paciente e ainda reduzindo o esforço e a tensão.

Com o desenvolvimento deste trabalho o autor espera ter dado um contributo decisivo para que novas pesquisas direccionadas para este tipo de trabalhos em Portugal se expanda, uma vez que se constata que é uma área ainda em fase de exploração.

Num futuro próximo as etapas deste trabalho devem incluir:

- Introduzir no modelo os movimentos de rotação / abdução no plano transversal ou seja a ampliação do modelo para análise tridimensionais no SolidWorks Motion
- Análise para novos materiais para a estrutura da prótese (proposta: alumínio, aço inoxidável) para confrontar os resultados com os já alcançados.
- A partir dos dados do movimento dinâmico no Motion, fazer análises estáticas; de fadiga e frequência, no SolidWorks Simulation para verificar o comportamento das peças em relação as tensões e vibrações.
- Simulação em Softwares diferentes a fim de verificar a fiabilidade dos resultados obtidos no SolidWorks (Proposta: Visual Nastran; Matlab; Catia V5)
- Desenvolvimento das características do amortecedor hidráulico, com possível sistema não linear.



REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

PAVON, S. J., Implantes metálicos en traumatologia y ortopedia, Buenos Aires, Ed. Médica Panamericana, 1975.

BAUMANN W. Procedimento para determinar as forças internas na biomecânica do ser humano – aspectos da carga e sobrecarga nas extremidades inferiores. VI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1995.

WINTER, D.A., Biomechanics of human movement. New York, John Wiley & Sons, 1979.

ORTHOGEN TÉCNICA ORTOPÉDICA LTDA, São Paulo, Brasil

OTTOBOCK - Otto Bock HealthCare GmbH, Alemanha

ÖSSUR: Rheo Knee - Technical Manual. Reykjavik: Össur Head Office; 2006

WATKINS, JAMES; Structure and Function of the Musculoskeletal System, Human Kinetics, Inglaterra, 1999.

TORZEREN, AYDIN, Human Body Dynamics: Classical Mechanics and Human Movement. Springer, 2000.

KREIGHBAUM, E; BARTHEL, K. M. Biomechanics: A Qualitative Approach for Studying Human Movement, Pearson Education Canada, 1996.

VAUGHAN, C. L; DAVIS, B. L; O'CONNOR, J. C, Dynamics of human gait – second edition; Kiboho Publishers, South Africa, 1999.

ABRANTES, M.C.S, JOÃO. Fundamentos e Elementos de Análise em Biomecânica do Movimento Humano. Reedição do autor. MovLab – Universidade Lusófona. Lisboa, 2008.

MOVLAB - Universidade Lusófona, Portugal

SCHMIEDMAYE, HEINZ – BODO. Technical Aspects of the Prosthetic Knee – Joint GRJ03, Vienna University of Technology. Áustria, Setembro 2008

DEMPSTER, W.T. The anthropometry of the body in action. NY Acad. Sci., 63:559-85, 1955

AMTI. Instruction Manual - Model OR6-5 Biomechanics platform. Massachusetts, 1991.



HRUBEC TOMAS, Biblioteca do Solidworks, 2005.

ANEXO 1 (Glossário)

Articulação	Zona de união entre dois ossos
Articulação anca	Articulação compreendida pelos ossos da pelve e fémur, ver anexo 2
Articulação do tornozelo	Articulação compreendida pelos ossos tibia, fíbula e tálus, ver anexo 2
Articulação paletó - femoral	Articulação compreendida pelos ossos fémur e patela, ver anexo 2
Articulação tibia - femoral	Articulação compreendida pelos ossos fémur e tibia, ver anexo 2
Biceps femoral	Músculo da região posterior da coxa que cruza duas articulações: pélvis e joelho; principais funções: flexionar o joelho e estender o pélvis, ver anexo 2
Cápsula articular	Estrutura fibrosa que mantém juntas as superfícies articulares
Cartilagem articular	Revestimento das superfícies articulares com composição parecida ao osso, porém mais hidratada e mais elástica; principal função: proteger o osso subjacente
Côndilo femoral	Extremidade distal do fémur, parecidos com os suportes de uma cadeira de balanço
Crista ilíaca antero superior	Ponto anatómico específico do osso ilíaco, ver anexo 2
Disco articular	Igual ao menisco, ver anexo 2
Extremidade distal	Posição do segmento situado o mais distante da linha média do corpo, ver anexo 2
Extremidade proximal	Posição do segmento situado o mais próximo da linha média do corpo, ver anexo 2



Fáscia muscular	Material que recobre as fibras muscular
Fémur	Ossos que compõem a coxa, ver anexo 2
Flexores plantares	Músculos que compõem o triceps sural
Gastrocnémio	Músculo da parte posterior da perna que cruza as articulações do joelho e do tornozelo; divide-se em uma porção lateral e outra medial; principais funções: flexionar o joelho e o tornozelo, ver anexo 2
Glúteo máximo	Músculo componente das nádegas, principal função: estender o quadril; ver o anexo 2
Iliopsoas	Músculo interno que vai da coluna até a coxa; principal função: flexionar a pélvis; ver anexo 2
Inserção	Uma das extremidades onde está fixado o músculo, a outra chama-se origem
Isquiotibiais	Grupo muscular compreendido pelo bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso
Ligamento	Banda de tecido fibroso que une dois ossos adjacentes
Ligamento colateral lateral	Ver anexo 2
Ligamento colateral medial	Ver anexo 2
Ligamento colateral anterior	Ver anexo 2
Ligamento cruzado posterior	Ver anexo 2
Meniscos	Estrutura intra – articular que fornece protecção suplementar e melhora a congruência articular
Musculatura agonista	Grupo de músculos que quando activados realizam a função desejada
Musculatura antagonista	Grupo de músculos que se opõem a função desejada
Origem	Uma das extremidades onde está fixa o músculo; a outra chama-se inserção



Patela	Osso de menor componente do joelho ver anexo 2
Pelve	Conhecida popularmente como bacia é formada pelos ossos isquio, ilíaco e púbis
Plano frontal	Plano vertical que passando ao nível do promontório (ângulo formado pelo 5ª lombar com o sacro), divide o corpo em duas metades, uma anterior (tudo o que se situa adiante) e uma outra posterior (tudo o que se situa atrás) ver anexo 2
Plano sagital	Plano vertical que passa pelo meio da coluna vertebral, e que divide o corpo em duas porções, o lado direito e o lado esquerdo; por outro lado ainda nos pode dar a informação de interno e externo conforme a sua proximidade ou não em relação ao dito plano ver anexo2
Plano transversal	Plano horizontal que passando ao nível da base do sacro, divide o corpo em duas metades, uma superior (tudo o que se situa acima) e uma outra inferior (tudo o que se situa abaixo) ver anexo 2
Platô tibial	Extremidade proximal da tibia onde se apoia o femur
Quadriceps	Grupo muscular compreendido pelo recto femoral, vasto medial, vasto intermédio e vasto lateral
Recto femoral	Músculo da região anterior da coxa, cruzando duas articulações: anca e joelho: principais funções: flexionar o joelho e estender a pélvis ver anexo 2
Sacro	Osso situado entre os dois ilíacos, é formado pela fusão das cinco últimas vértebras.
Semimembranoso	Músculo da região posterior da coxa, cruzando duas articulações: anca e joelho; principais funções: flexionar o joelho e estender a pélvis ver anexo 2
Semitendinoso	Músculo da região posterior da coxa, cruzando duas articulações: anca e joelho; principais funções: flexionar o joelho e estender a pélvis ver anexo 2

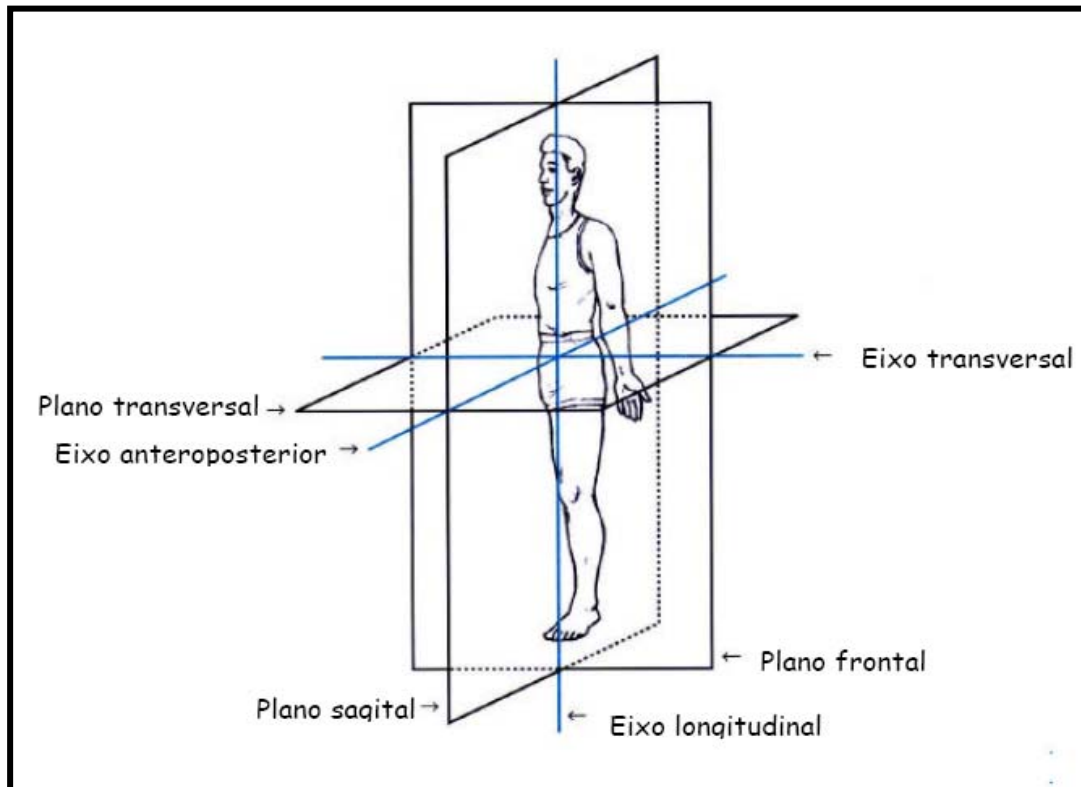


Sóleo	Músculo da parte posterior da perna: principal função: flexionar o tornozelo; ver anexo2
Tecido adiposo	Conjunto de células especializadas em armazenar gordura
Tecido conjuntivo	Tecido mais abundante do corpo, une, sustenta e reforça outros tecidos do corpo, protege e isola órgãos internos e complementa estruturas tais como músculos
Tendão	Conjunto de fibras presente nas duas extremidades do músculo; possuem característica elástica porém com alta rigidez
Tendão patelar	Continuação do grupo muscular quadriceps; conecta a patela a tibia; ver anexo 2
Tibia	Osso que se situa entre o joelho e tornozelo; ver anexo 2
Tibial anterior	Músculo da parte anterior da perna; principal função: flexionar o tornozelo, ver anexo2
Tornozelo	Ver articulação do tornozelo
Triceps sural	Grupo muscular compreendido pelo sóleo e gastrocnêmio
Vasto intermédio	Músculo da região anterior da coxa; principal função: estender o joelho; ver Anexo 2
Vasto lateral	Músculo da região anterior da coxa; principal função: estender o joelho; ver Anexo 2
Vasto medial	Músculo da região anterior da coxa; principal função: estender o joelho; ver Anexo 2

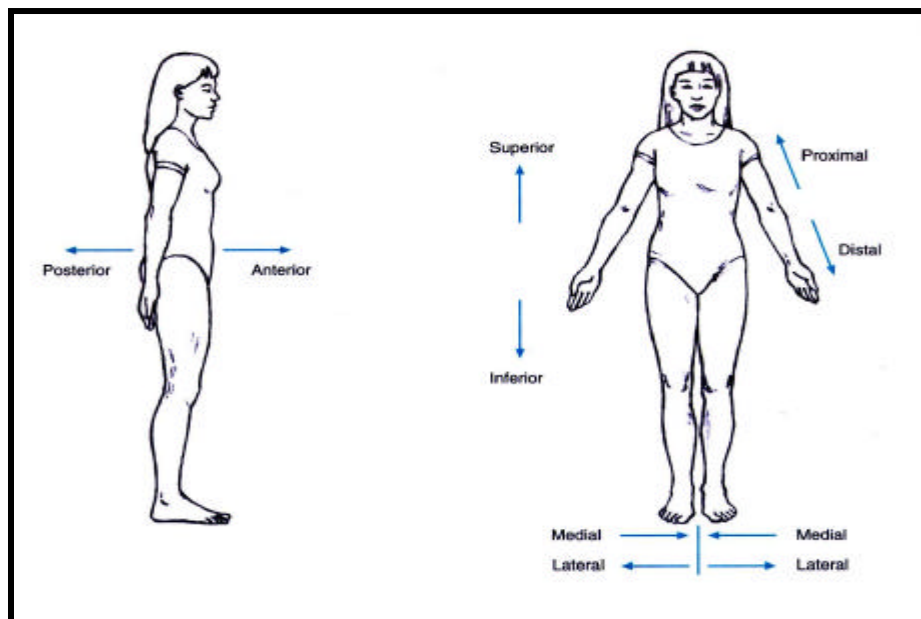


ANEXO 2

A – Planos e eixos anatómicos



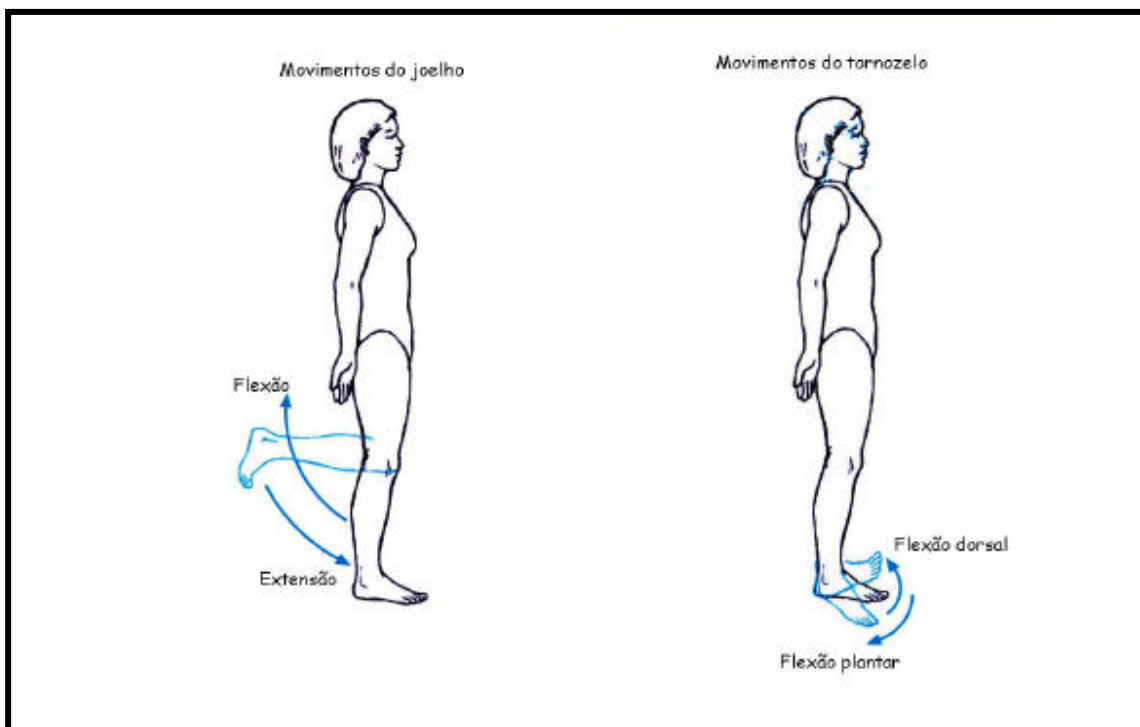
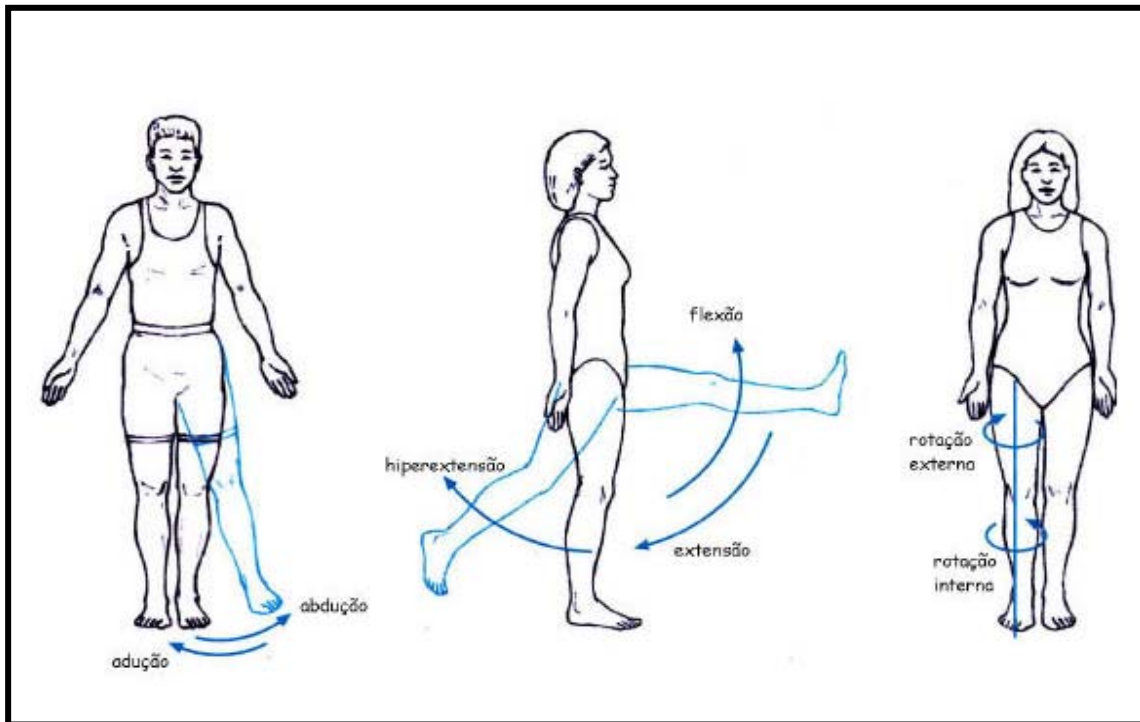
B – Posições anatómicas relativas





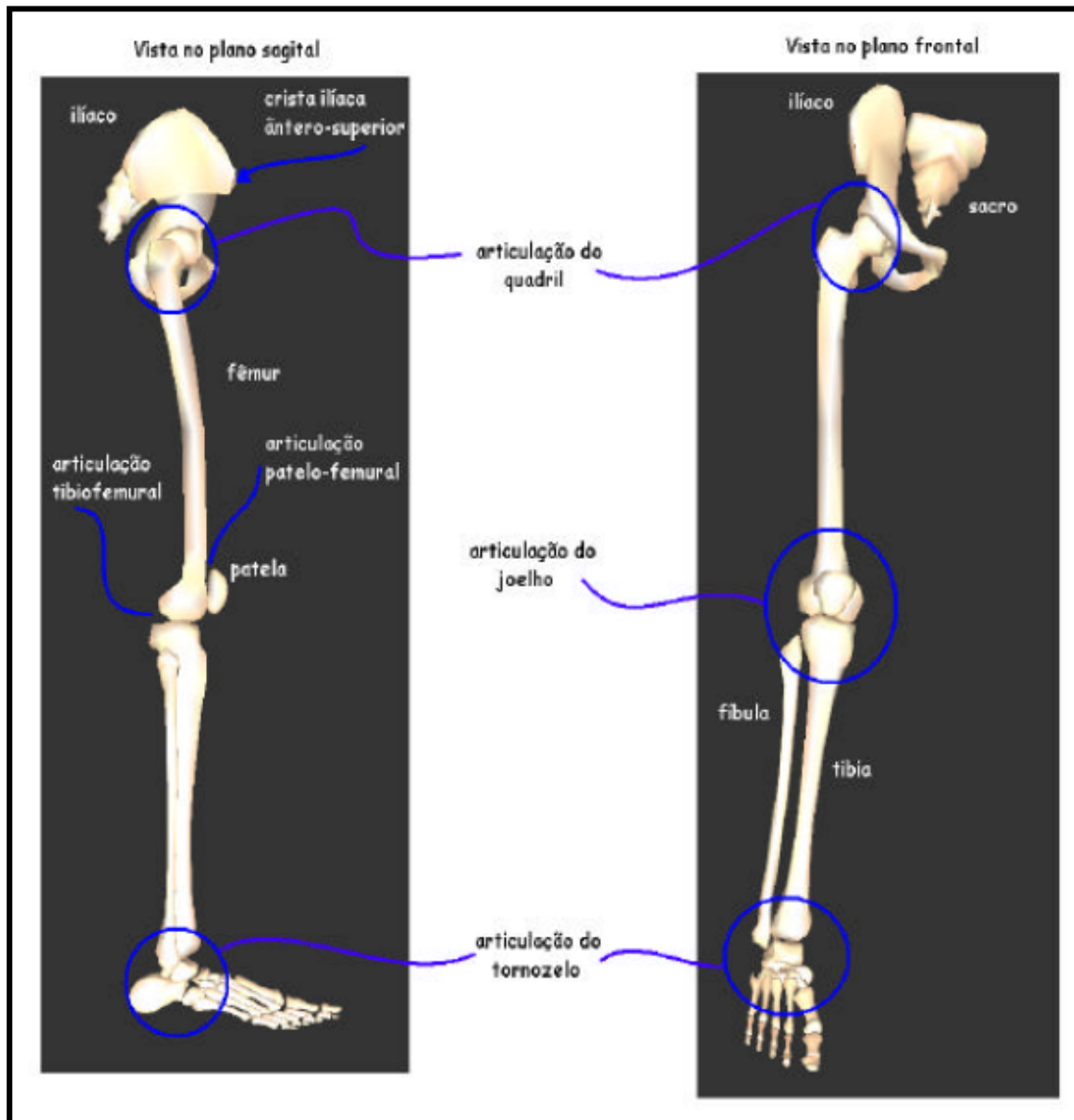
C – Nomenclatura dos movimentos do membro inferior

Movimentos da anca (quadril)





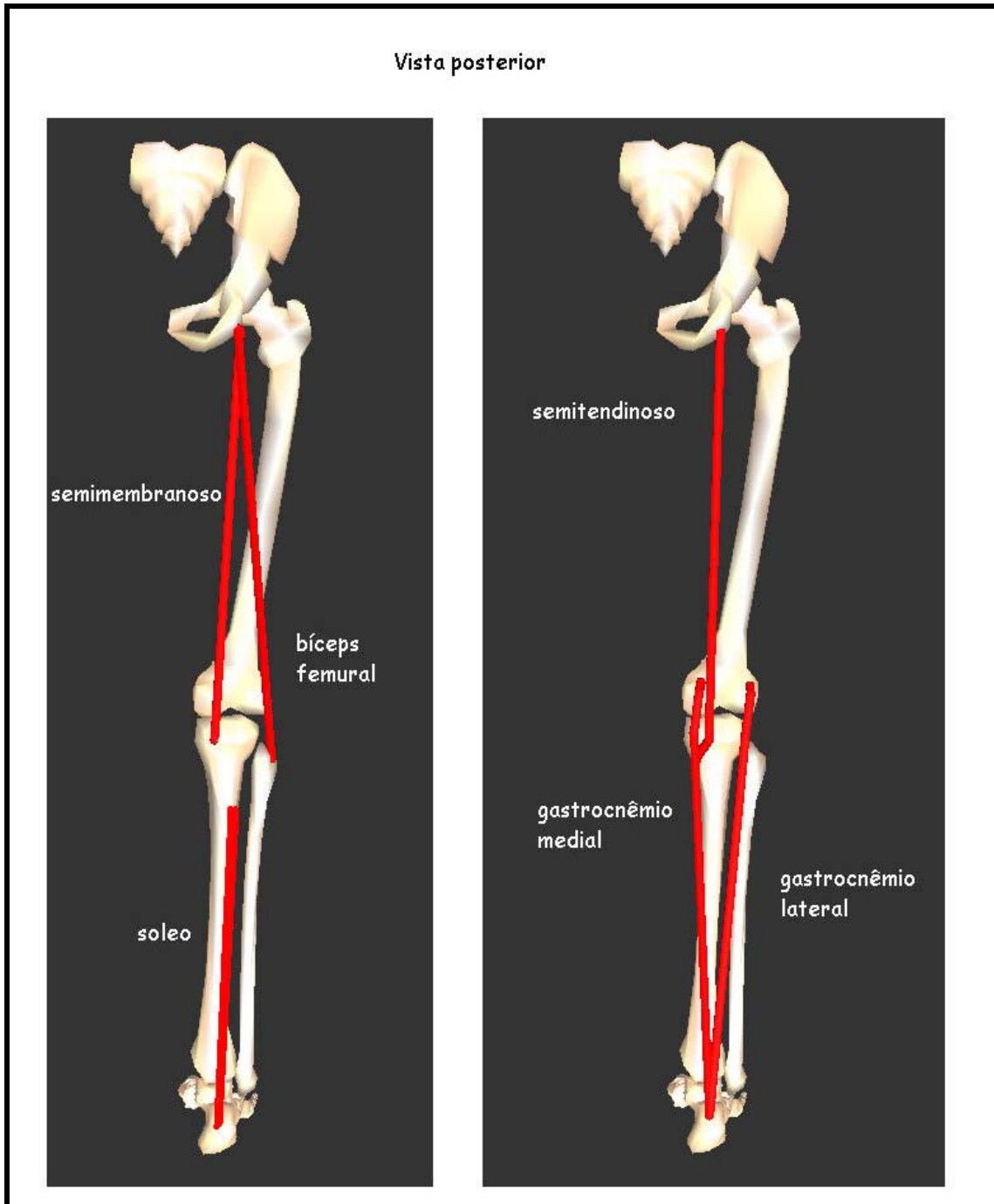
D – Articulações do membro inferior

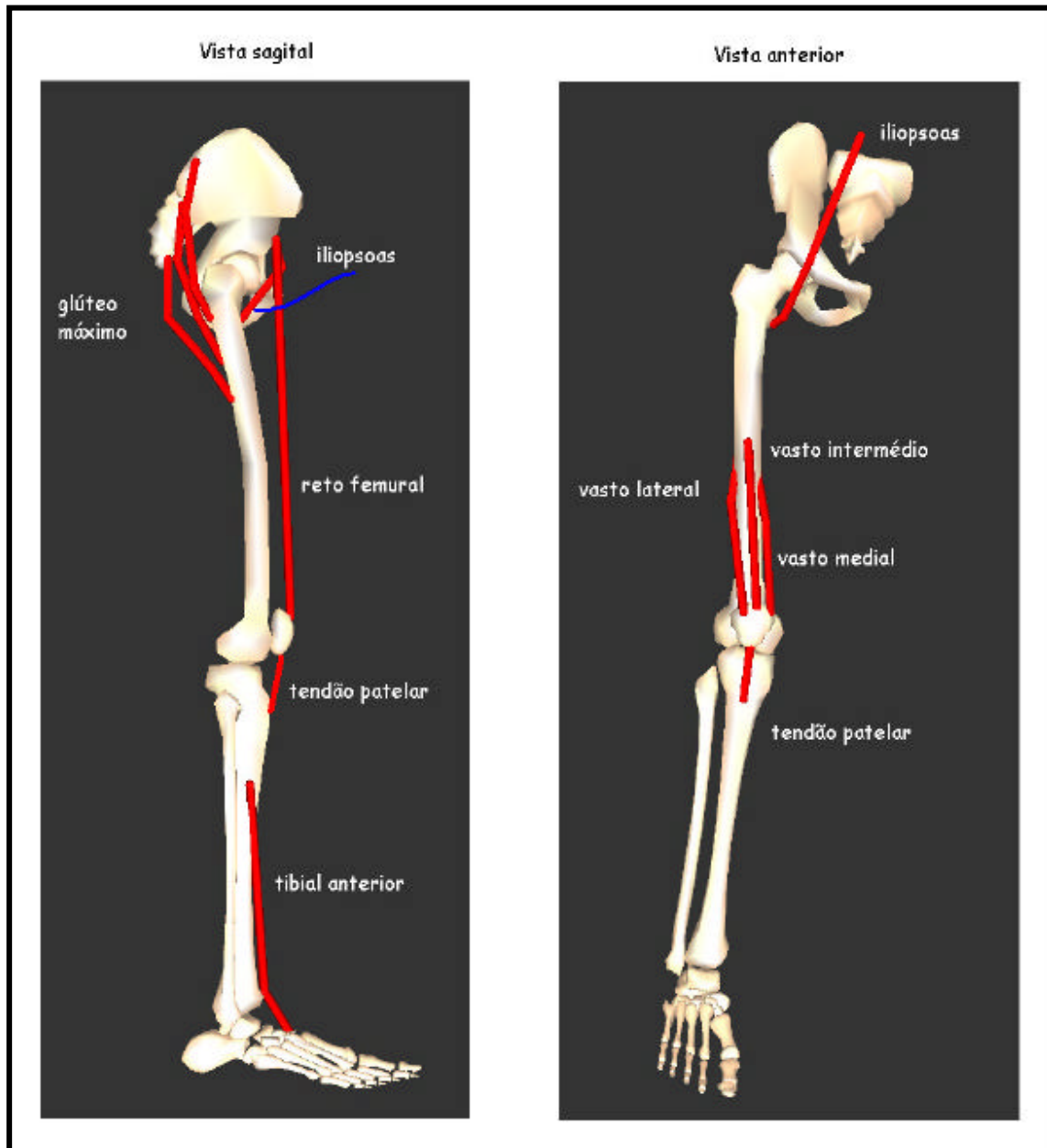




ANEXO 3

A – Linha de acção das forças musculares

















ANEXO 4

Simulação Dinâmica com CosmosMotion

Barra de Ferramentas de Simulação	<p>Os comandos da simulação dinâmica estão localizados na barra de ferramentas simulation.</p> 
Onde encontrar	<p>Clique em Simulation Toolbar  na barra de ferramentas Assembly ou clique em View, Toolbars e seleccione Simulation</p>
Opções da Barra de Ferramentas	<p>Há varias opções para a criação da simulação:</p> <ul style="list-style-type: none"> Stop Record or Playback Calculate Simulation Reset Components Replay Simulation



Elementos de Simulação

Elementos de Simulação	Descrição
 Linear Motor	Linear Motors move componentes ao longo de um caminho de linha recta.
 Rotary Motor	Rotary Motors move os componentes sobre um eixo seleccionado, mas não são forças. A força do motor não varia baseado no tamanho do componente ou massa. Por exemplo, um componente pequeno se move à mesma velocidade que um componente grande se Velocity estiver definido para um valor igual. Não deve-se adicionar mais do que um motor do mesmo tipo ao mesmo componente.
 Linear Spring	<p>As molas [spring] aplicam uma força a um componente. Uma mola com uma constante de mola maior moverá um componente mais rápido do que uma mola com uma constante de mola menor. Também, um componente com uma massa menor mover-se-á mais rapidamente do que um componente com uma massa maior se operado por molas de igual intensidade.</p> <p>O movimento devido a uma mola pára quando a mola atinge o seu comprimento livre.</p> <p>O movimento devido aos motores prevalece sobre o movimento devido às molas. Se tiver um motor movendo um componente para a esquerda e uma mola estiver puxando um componente para a direita, o componente se move para a esquerda.</p>
 Gravity	<p>Apenas um elemento de simulação de gravidade pode ser definido por montagem.</p> <p>Todos os componentes se movem na mesma velocidade sobo efeito de gravidade independentemente de sua massa. O movimento devido aos motores prevalece sobre o movimento devido à gravidade.</p>



ANEXO 5

A – Marcas utilizadas pela MovLab “Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias.

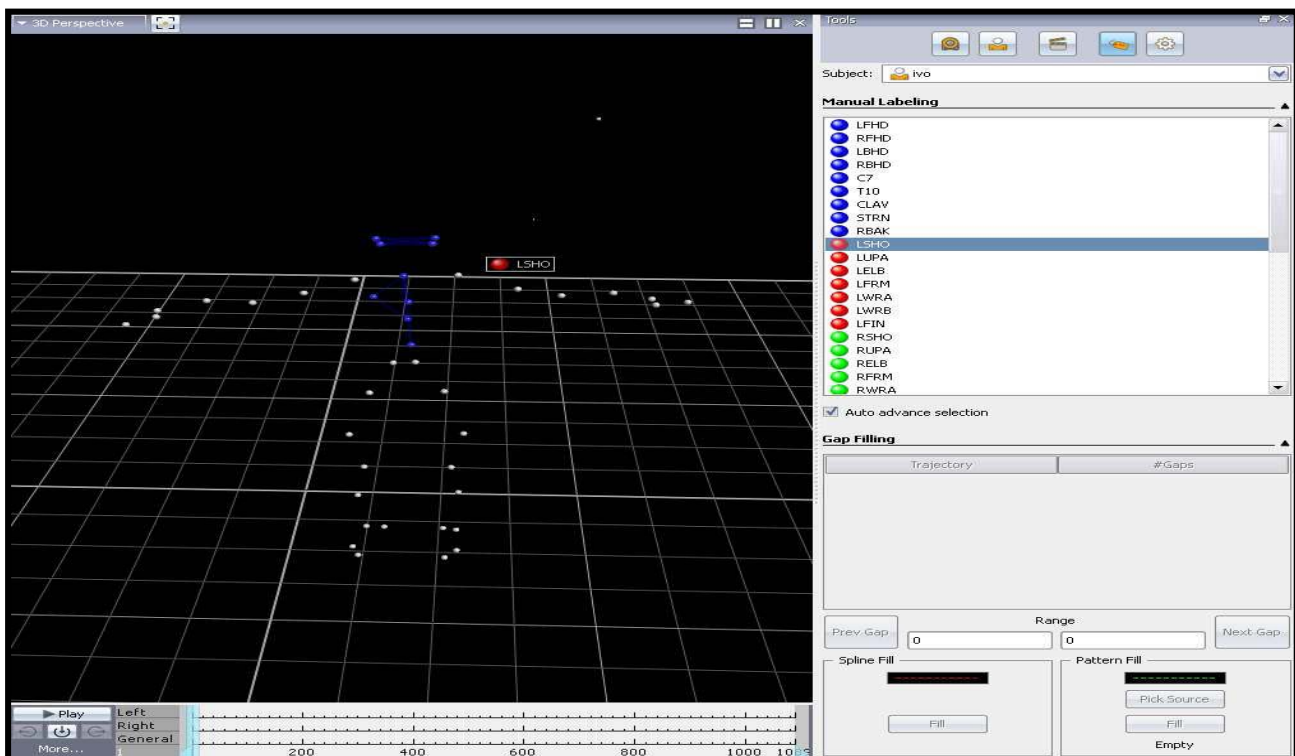
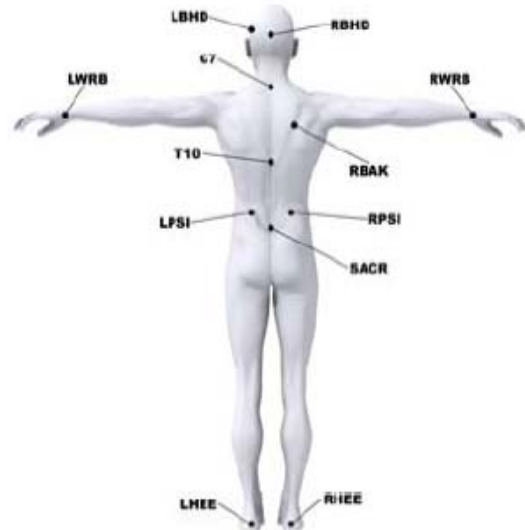
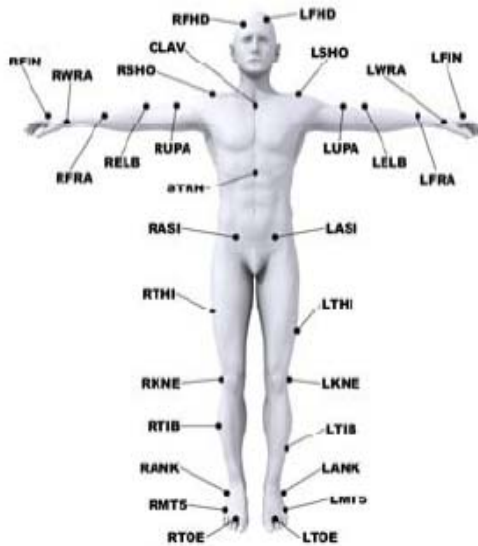
Nº	Ponto	Localização do Marcador
1	LFHD	Cabeça – À frente do lado esquerdo
2	RFHD	Cabeça – À frente do lado direito
3	LBHD	Cabeça – Atrás do lado esquerdo
4	RBJD	Cabeça – Atrás do lado direito
5	C7	Cervical 7 – Vértebra saliente na flexão do pescoço
6	T10	Torácica 10 – Vértebra logo acima da linha inferior das omoplatas
7	CLAV	União das Clavículas – Articulação Esterno Clavicular
8	STRN	Terminação inferior do Esterno
9	RBAK	Aleatória na parte posterior do tronco - lado direito
10	LSHO	No final da clavícula junto à articulação gleno-umeral – lado esquerdo
11	LUPA	Na meia distância entre o ponto LSHO e o ponto LELB – lado esquerdo
12	LELB	C.A. do cotovelo – lado esquerdo
13	LFRM	Na meia distância entre o ponto LELB e dos pontos LWRA e LWRB – lado esquerdo
14	LWRA	C.A. da mão – junto apófise estilóide do rádio – lado esquerdo
15	LWRB	C.A. da mão – junto apófise estilóide do cúbito – lado esquerdo
16	LFIN	Sobre a articulação da falange do indicador - esquerdo
17	RSHO	No final da clavícula junto à articulação gleno-umeral – lado direito
18	RUPA	Na meia distância entre o ponto RSHO e o ponto RELB – lado direito
19	RELB	C.A. do cotovelo – lado direito



20	RFRM	Na meia distância entre o ponto RELB e dos pontos RWRA e RWRB – lado direito
21	RWRA	C.A. da mão – junto apófise estilóide do rádio – lado direito
22	RWRB	C.A. da mão – junto apófise estilóide do cúbito – lado direito
23	RFIN	Sobre a articulação da falange do indicador – lado direito
24	LASI	Sobre Crista ilíaca Antero-Superior – lado esquerdo
25	RASI	Sobre Crista ilíaca Antero-Superior – lado direito
26	LPSI	Sobre Crista ilíaca Postero-Superior – lado esquerdo
27	RPSI	Sobre Crista ilíaca Postero-Superior – lado direito
28	LTHI	No alinhamento do trocanter e do ponto do joelho a meio da coxa – lado esquerdo
29	LKNE	C.A. do joelho – ponto de maior diâmetro do joelho – lado esquerdo
30	LTIB	No alinhamento do ponto do joelho e do tornozelo a meio da perna – lado esquerdo
31	LANK	Sobre o maléolo interno – lado esquerdo
32	LHEEL	Calcanhar – lado esquerdo
33	LMT5	Sobre o 5º Metatarso – lado esquerdo
34	LTOE	Sobre a articulação do dedo mais pequeno – lado esquerdo
35	RTHI	No alinhamento do trocanter e do ponto do joelho a meio da coxa – lado direito
36	RKNE	C.A. do joelho – ponto de maior diâmetro do joelho – lado direito
37	RTIB	No alinhamento do ponto do joelho e do tornozelo a meio da perna – lado direito
38	RANK	Sobre o maléolo interno – lado direito
39	RHEEL	Calcanhar – lado direito
40	RMT5	Sobre o 5º Metatarso – lado direito
41	RTOE	Sobre a articulação do dedo mais pequeno – lado direito



B – Nomenclatura de Markers no mocap. (Universidade Lusófona).





C – Ficheiro de colectas de dados do executante

Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias – MovLab

Referências MovLab / Executante

Data de Captura: _____

Referências MovLab: _____ Referências executante: _____
 Identificação _____ Identificação _____
 Localização do ficheiro _____ Data de Nascimento _____

Medidas do Executante

Nº	Descrição	Valor	CheckBox
1	Peso (Kg)		
2	Altura (mm)		
3	Distância InterAsis (mm) ¹⁴		
4	HeadOffset		
Lado Esquerdo			
5	Comprimento Perna Esquerda (mm)		
6	Diâmetro Joelho Esquerdo (mm)		
7	Diâmetro Tornozelo Esquerdo (mm)		
8	Shoulder Offset Esquerdo (mm)		
9	Diâmetro Cotovelo Esquerdo (mm)		
10	Diâmetro Pulso Esquerdo (mm)		
11	Hand Thickness Esquerdo (mm)		
Lado Direito			
12	Comprimento Perna Direita (mm)		
13	Diâmetro Joelho Direito (mm)		
14	Diâmetro Tornozelo Direito (mm)		
15	Shoulder Offset Direito ¹⁵ (mm)		
16	Diâmetro Cotovelo Direito (mm)		
17	Diâmetro Pulso Direito (mm)		
18	Hand Thickness Direito (mm)		

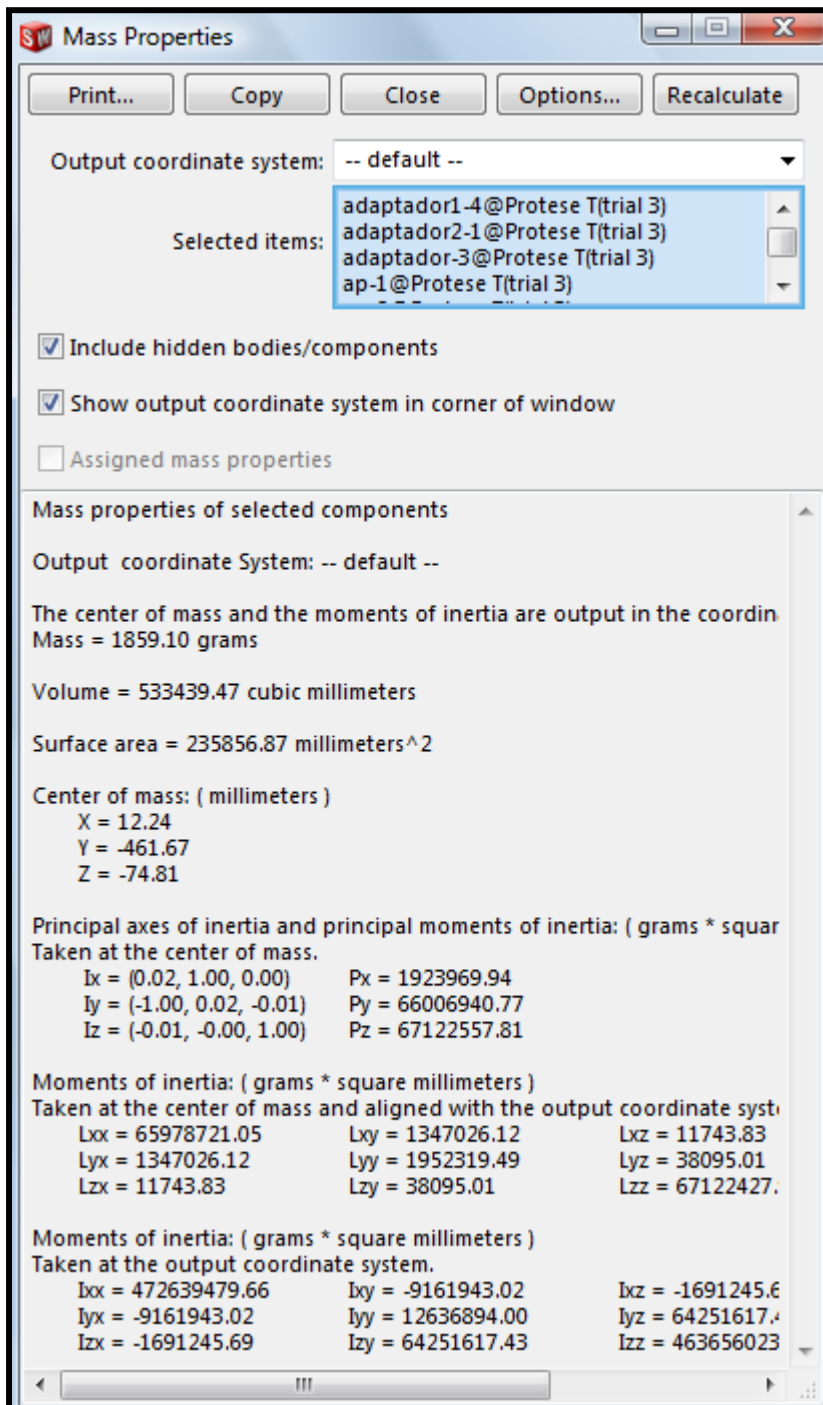
¹⁴ Este valor é calculado automaticamente caso as marcas se encontrem sobre as cristas ilíacas (LASI;RASI). Quando tal não acontece o valor tem que ser medido manualmente.

¹⁵ Esta medida corresponde à distância entre o acrómio e a articulação gleno umeral (união da cabeça do úmero e debrum glenoideu)



ANEXO 6 – Ficheiros relativos ao Desenvolvimento da Prótese

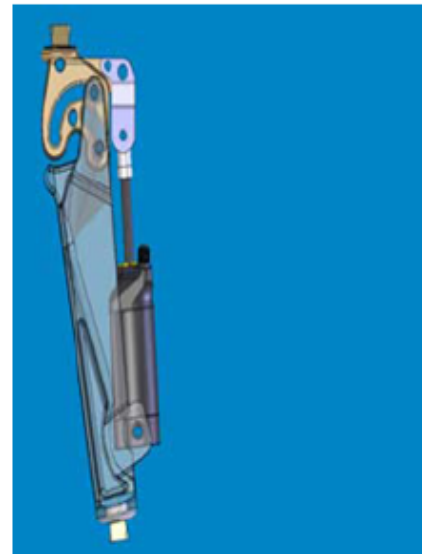
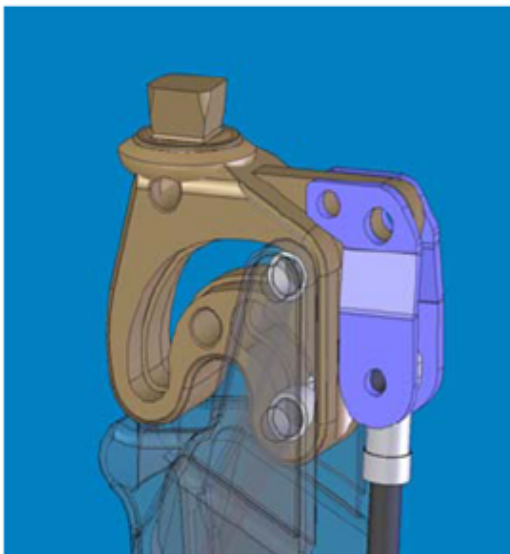
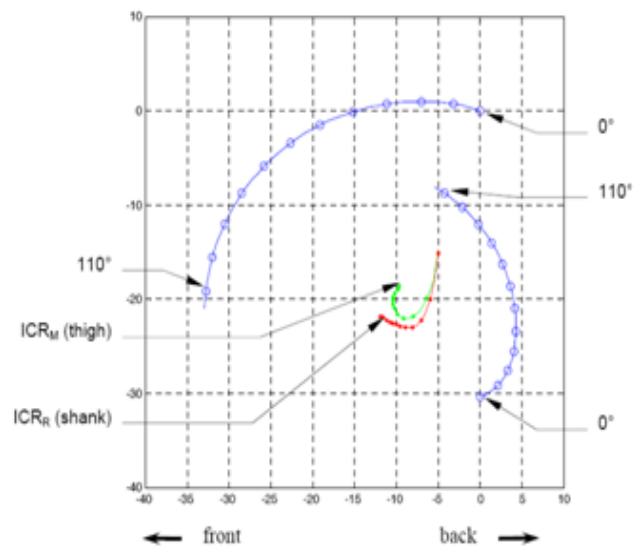
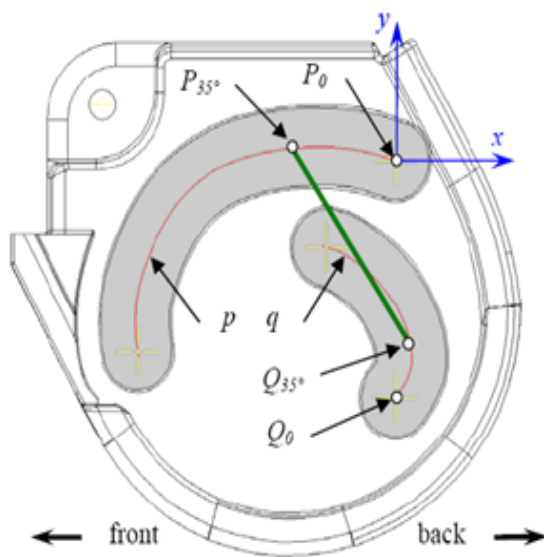
A – Massa e Inércia.





**ANEXO 7 – Cinemática do Joelho Hidráulico GRJ03 – Vienna University
Technology**

CINEMÁTICA DO JOELHO GRJ03





ANEXO 8 – Lista Part Number

PART NUMBER	DESIGNAÇÃO
2009.19.01	Pé Dinâmico
2009.19.02	Adaptador modular pé
2009.19.03	Adaptador 1
2009.19.04	Adaptador 2
2009.19.05	Adaptador 3
2009.19.06	Conector
2009.19.07	Esponja
2009.19.08	Corpo do cilindro
2009.19.09	Embolo
2009.19.10	Haste do cilindro
2009.19.11	Tampa do cilindro
2009.19.12	Tubo
2009.19.13	Haste esquerda
2009.19.14	Haste direita
2009.19.15	Rótula
2009.19.16	Encaixe da rótula
2009.19.17	Tampa adaptadora
2009.19.18	Rolo
2009.19.19	Pino 1
2009.19.20	Pino 2
2009.19.21	Encaixe do coto
2009.19.22	Plataforma corpo chão
2009.19.23	Plataforma de forças
2009.19.24	Anca
2009.19.25	Coxa
2009.19.26	Coxa -1
2009.19.27	Pé -2
2009.19.28	Pélvis
2009.19.29	Perna