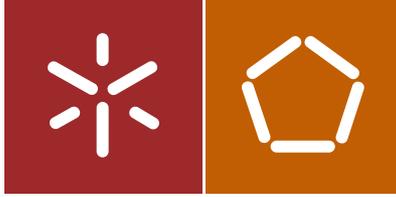




Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Vanessa Cunha de Sousa

Modelação multicompo simplificada
para análise de solicitações dinâmicas
da coluna lombar humana



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Vanessa Cunha de Sousa

Modelação multicorpo simplificada
para análise de solicitações dinâmicas
da coluna lombar humana

Dissertação de Mestrado
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao
Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob a orientação do
Professor Doutor José Carlos Pimenta Claro

DECLARAÇÃO

Nome: Vanessa Cunha de souza

Endereço eletrónico: a55503@alunos.uminho.pt Telefone: 933784116

Número do Bilhete de Identidade: 13589998

Título dissertação: Modelação multicorpo simplificada para análise de solicitações dinâmicas da coluna lombar humana

Ano de conclusão: 2014

Orientador: Professor Doutor José Carlos Pimenta Claro

Designação do Mestrado: Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Área de Especialização: Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica

Escola: de Engenharia

Departamento: de Engenharia Mecânica

DE ACORDO COM A LEGISLAÇÃO EM VIGOR, NÃO É PERMITIDA A REPRODUÇÃO DE QUALQUER PARTE DESTA TESE/TRABALHO

Universidade do Minho, ___/___/_____

Assinatura _____

Agradecimentos

Inicialmente, gostaria de agradecer ao meu orientador José Carlos Pimenta Claro, pela motivação, orientação, apoio e disponibilidade ao longo deste trabalho.

Agradeço a atribuição da Bolsa de Mestre EU246351/CT2M-MSc12 e a colaboração de todos os investigadores do projeto *NP Mimetic – Biomimetic Nano-Fiber Based Nucleus Pulposus Regeneration for the Treatment of Degenerative Disc Disease*, financiado pela Comissão Europeia.

Ao Ângelo Araújo, à Sara Cortez e ao Tiago Malaquias quero agradecer a disponibilidade e a troca de ideias que contribuíram significativamente para o êxito deste trabalho. Agradeço ainda a todos os colaboradores do CT2M – *Centre of Mechanical and Materials Technologies*, pelo apoio e amizade ao longo deste percurso.

Finalmente, um agradecimento muito especial a toda a minha família e amigos, em particular quero agradecer aos meus pais, irmã, cunhado e sobrinhos pelo incentivo, paciência e confiança.

Abstract

Simplified multibody model for dynamic loading analysis of the lumbar human spine

In this work, a simplified three-dimensional multibody model of the human esqueletic structure was developed with the aim of analyze the forces and moments acting on the lumbar spine, in dynamic situations.

The model is composed by 17 rigid bodies, which represent the main anatomic segments of the human body, interlinked by elements that simulate the articulations (actives and/or passives). This model was implemented with the commercial software Working Model and comprises the main masses and the corresponding location, according to the antropometric data considered as standard for human body.

The experimental results published by the OrthoLoad team, Julius Wolff Institute, Universitätsmedizin Berlin, measured *in vivo* with the device “vertebral body replacement”, were used to validate the whole system. From the available videos, two cases of simple motion – frontal and lateral flexion – were selected and relevant points were referenced, and so the angles from the main articulations were determined as function of time. Consequently, the motion equations were formulated and inserted on the respective joints of the model. Finally, the forces and torques generated on the connection between the thoracic and lumbar zone (corresponding to the *motion segment* T12-L1) were registered during the applied motion.

As general conclusion, the obtained results showed that the model is capable of reproducing the motion as well as of quantifying the forces and torques acting on vertebral column.

Keywords: Biomechanics simulation, multibody systems, human lumbar spine

Resumo

Modelação multicorpo simplificada para análise de solicitações dinâmicas da coluna lombar humana

No presente trabalho foi desenvolvido um modelo multicorpo tridimensional simplificado da estrutura esquelética humana, com o objetivo de analisar as forças e binários a que a zona lombar da coluna vertebral está sujeita em situações dinâmicas.

O modelo é constituído por 17 corpos rígidos, representando os principais segmentos anatómicos do corpo humano, interligados por elementos que simulam as articulações (ativas e/ou passivas). Este modelo inclui as principais massas e respetiva localização, de acordo com os dados antropométricos considerados *standard* para o corpo humano, tendo sido implementado num *software* comercial, o Working Model.

Para validação do modelo, foram utilizados resultados experimentais publicados pela equipa OrthoLoad, Julius Wolff Institute, Universitätsmedizin Berlin, medidos *in vivo* com o dispositivo *vertebral body replacement*. Para tal, foram selecionados dois movimentos simples - flexão frontal e flexão lateral - e a partir dos vídeos disponibilizados, foram referenciados pontos relevantes através dos quais se determinaram os ângulos em função do tempo para as principais articulações em causa. Posteriormente, foram formuladas as equações de movimento, tendo sido inseridas nas respetivas juntas do modelo. Uma vez conseguida a mobilidade do modelo procedeu-se ao registo das forças e binários gerados na ligação entre as zonas torácica e lombar, durante os movimentos reproduzidos.

De uma forma geral, os resultados obtidos mostram que o modelo denota potencialidades na reprodução dos movimentos e na quantificação das forças e binários na coluna vertebral.

Palavras-chave: Simulação biomecânica, sistemas multicorpo, coluna lombar humana.

Índice

Agradecimentos	iii
Abstract.....	v
Resumo.....	vii
Lista de Abreviaturas e Acrónimos	xiii
Lista de Figuras.....	xv
Lista de Tabelas	xxi
Capítulo 1 – Introdução	1
1.1 Motivação	1
1.2 Revisão de literatura.....	2
1.3 Objetivos.....	6
1.4 Estrutura de tese	6
Capítulo 2 – Anatomia e articulações.....	7
2.1 Terminologia básica do movimento humano	7
2.2 Estrutura anatómica.....	8
2.2.1 Cabeça.....	9
2.2.2 Coluna vertebral.....	9
2.2.3 Caixa torácica	11
2.2.4 Cintura escapular	12
2.2.5 Úmero.....	12
2.2.6 Cúbito	12
2.2.7 Rádio	13
2.2.8 Ossos da mão.....	13
2.2.9 Cintura pélvica	13

2.2.10	Fémur	14
2.2.11	Rótula	14
2.2.12	Tíbia.....	15
2.2.13	Perónio.....	15
2.2.14	Ossos do pé.....	15
2.3	Articulações e principais movimentos	16
2.3.1	Articulação do ombro.....	17
2.3.2	Articulação do cotovelo.....	17
2.3.3	Articulação do pulso	18
2.3.4	Articulação do quadril	18
2.3.5	Articulação do joelho	19
2.3.6	Articulação do tornozelo.....	20
2.4	Movimentos da coluna vertebral.....	21
Capítulo 3	– Modelo antropométrico.....	25
3.1	Descrição do modelo humano	25
3.2	Dimensões dos segmentos	26
3.3	Massa dos segmentos.....	26
3.4	Articulações.....	27
3.4.1	Sistema de coordenadas global	28
3.4.2	Articulação atlanto-axial	28
3.4.3	Articulação C7-T1, T12-L1 e L5-S1	29
3.4.4	Articulação do ombro.....	31
3.4.5	Articulação do cotovelo.....	31
3.4.6	Articulação do pulso	32
3.4.7	Articulação do quadril	33

3.4.8	Articulação do joelho	33
3.4.9	Articulação do tornozelo.....	34
3.4.10	Coordenadas tridimensionais do modelo	35
3.5	Centros de massa	36
Capítulo 4	– Modelação do Sistema Multicorpo	41
4.1	Conceito de sistema multicorpo e aplicações	41
4.2	Tipos de coordenadas	43
4.3	Equações de movimento de sistemas com constrangimentos.....	47
4.4	Descrição do <i>software</i> Working Model.....	49
4.5	Implementação e descrição do modelo multicorpo	50
4.5.1	Modelo do pé	52
4.5.2	Graus de liberdade e amplitude de movimento das articulações.....	55
Capítulo 5	– Validação do Modelo.....	57
5.1	OrthoLoad	57
5.2	Medição dos esforços no VBR	58
5.3	Flexão lateral.....	60
5.3.1	Simulação da flexão lateral e quantificação dos esforços	60
5.3.2	Resultados e discussão.....	66
5.4	Flexão frontal.....	74
5.4.1	Simulação da flexão frontal e quantificação dos esforços.....	74
5.4.2	Resultados e discussão.....	78
Capítulo 6	– Conclusão e trabalho futuro	85
6.1	Conclusão	85
6.2	Trabalho futuro	87
Referências.....		89

Anexo A	- Amplitude do movimento da coluna vertebral	93
Anexo B	- Parâmetros antropométricos.....	95
B.1.	Laananen et al. (1983)	95
B.2.	Haley (1988).....	95
B.3.	Winter (1990).....	96
B.4.	Dumas et al. (2007)	97
B.5.	Vette et al. (2011)	98
B.6.	Parâmetros antropométricos do modelo humano desenvolvido	99
Anexo C	- Dimensionamento do esqueleto humano.....	102
Anexo D	- Representação gráfica das articulações de Dumas et al. (2007).....	104
Anexo E	- Representação gráfica das coordenadas do centro de massa de Dumas et al. (2007) e Chandler et al. (1975)	105
Anexo F	- Revestimento do esqueleto	110

Lista de Abreviaturas e Acrónimos

2D: Bidimensional

3D: Tridimensional

CM: Centro de massa

MBS: Sistema multicorpo (*Multibody system*)

MS: Vértebra-disco-vértebra (*Motion segment*)

OrthoLoad: *Loading of Orthopaedic Implants*

VBR: Substituição do corpo vertebral (*Vertebral body replacement*)

WM: MSC visualNastran Desktop (*Working Model*)

GDL: Graus de liberdade

Lista de Figuras

Figura 2-1 Posição anatômica, com três planos de referência e seis direções fundamentais {adaptado de Whittle (2007)}.	7
Figura 2-2 Esqueleto humano: (a) Vista anterior; (b) Vista posterior {adaptado de Sobotta (2000)}.	8
Figura 2-3 Coluna vertebral.	10
Figura 2-4 (a) Vértebra cervical; (b) Articulação do atlas com o eixo; (c) Vértebra torácica; (d) Vértebra lombar {adaptado de Graaff (2001)}.	11
Figura 2-5 Movimento da articulação do ombro: (a) Plano sagital; (b) Plano Frontal; (C) Plano transversal {adaptado de Sobotta (2000)}.	17
Figura 2-6 Movimentos da articulação do cotovelo: (a) Plano sagital; (b) Plano frontal {adaptado de Sobotta (2000)}.	18
Figura 2-7 Movimentos da articulação do pulso: (a) Plano sagital; (b) Plano frontal {adaptado de Sobotta (2000)}.	18
Figura 2-8 Movimento da articulação do quadril: (a) Plano sagital; (b) Plano frontal; (c) Plano transversal {adaptado de Sobotta (2000)}.	19
Figura 2-9 Articulações do joelho: (a) Tibiofemoral; (b) Femoropatelar; (c) Tibiofibular {adaptado de Knutzen (1999)}.	19
Figura 2-10 Movimentos da articulação do joelho (a) Vista frontal; (b) Vista lateral {adaptado de Whittle (2007)}.	20
Figura 2-11 Movimentos da articulação do tornozelo: (a) Vista lateral; (b) Vista superior {adaptado de Whittle (2007)}.	20
Figura 2-12 Movimentos da coluna vertebral {adaptado de White and Panjabi (1990)}.	21
Figura 2-13 Representação gráfica da rotação média total no plano sagital (flexão/extensão) de todos os níveis torácicos, com e sem elementos posteriores (EP) {adaptado de White and Panjabi (1990)}.	23
Figura 2-14 (a) Posição neutra; (b) Flexão da zona lombar; (c) Flexão da zona lombar e pélvis {adaptado de White & Panjabi (1990)}.	24
Figura 3-1 Sistema referencial adotado.	28
Figura 3-2 Determinação da coordenada segundo o eixo x da articulação atlanto-axial, recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD (vista superior do atlas).	29

Figura 3-3 Determinação da coordenada segundo o eixo x do disco intervertebral, recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD (vista superior).	30
Figura 3-4 Determinação da coordenada do disco intervertebral segundo o eixo z recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD.....	30
Figura 3-5 Determinação das coordenadas 3D da articulação do ombro, recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD: (a) Vista frontal; (b) Vista numa perspetiva lateral.....	31
Figura 3-6 Determinação das coordenadas 3D da articulação do cotovelo, recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD (vista frontal).	32
Figura 3-7 Determinação das coordenadas da articulação radiocarpal, recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD: (a) Vista lateral; (b) Vista frontal.	32
Figura 3-8 Determinação das coordenadas 3D da articulação do quadril, recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD (vista frontal).....	33
Figura 3-9 Determinação das coordenadas 3D da articulação do joelho: (a) Vista frontal; (b) Vista lateral, no <i>software</i> AutoCAD.	34
Figura 3-10 Determinação das coordenadas 3D da articulação do tornozelo, recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD: (a) Tibia, perónio e ossos tarsais; (b) Tálus.	34
Figura 3-11 Representação gráfica da localização das articulações do modelo desenvolvido no esqueleto, através do <i>software</i> AutoCAD: (a) Vista da frente; (b) Vista numa posição lateral.	35
Figura 3-12 Exemplo de cálculo da coordenada segundo eixo do x do tórax usando o <i>software</i> AutoCAD.	38
Figura 3-13 Representação gráfica dos CM através do <i>software</i> AutoCAD: (a) Esqueleto humano e modelo humano 3D; (b) Esqueleto humano; (c) Tronco e pélvis; (d) Cabeça e pescoço; (e) Pé-tornozelo.	39
Figura 4-1 Representação esquemática do sistema multicorpo {adaptado de Flores and Seabra (2011)}.	42
Figura 4-2 Localização do ponto Pi relativamente ao sistema de coordenada local e global {adaptado de Nikravesh (1988)}.	45
Figura 4-3 Representação esquemática de um corpo rígido no espaço 3D {adaptado de Machado (2012)}.	46
Figura 4-4 Representação dos parâmetros de Euler {adaptado de Flores and Nikravesh (2012)}.	47

Figura 4-5 Modelo multicorpo 3D simplificado da estrutura esquelética, no WM (vista frontal). As coordenadas rosa correspondem as coordenadas 3D das articulações, as coordenadas azuis correspondem as coordenadas 3D do CM de cada segmento anatómico enquanto as esferas laranja correspondem aos corpos usados para representar a massa de cada segmento.	50
Figura 4-6 Modelo apresentado por Millard et al. (2008)	52
Figura 4-7 Modelo apresentado por Moreira et al. (2009).	53
Figura 4-8 Modelo desenvolvido por Pàmies-vilà et al. (2012).	53
Figura 4-9 Modelo apresentado por Millard and Kecskeméthy (2015).	53
Figura 4-10 Modelo do pé.	54
Figura 5-1 Substituição do corpo vertebral do OrthoLoad: (a) Sistema de coordenadas; (b) Implante instrumentado {adaptado de Bergmann (2008)}.	58
Figura 5-2 Dispositivo de fixação interna da coluna vertebral {adaptado de Bergmann (2008)}.	58
Figura 5-3 Aquisição dos sinais e dos esforços medidos no VBR com transmissor de telemetria {adaptado de Bergmann (2008)}.	59
Figura 5-4 Janela do <i>software</i> PhysMo, do movimento de flexão lateral: (a) Sistema de coordenadas; (b) Paciente onde serão colocados os pontos relevantes que correspondem as articulações; (c) Coordenadas das articulações em função do tempo.	60
Figura 5-5 Posição das articulações no paciente e no esqueleto humano para a posição inicial, recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD.	61
Figura 5-6 Posição das articulações em função do tempo: (a) Flexão lateral; (b) Retorno à posição neutra, recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD.	62
Figura 5-7 Exemplo do <i>input</i> da junta para a articulação sacroilíaca.	62
Figura 5-8 Representação gráfica do ângulo das articulações: C7-T1, T12-L1, L5-S1, quadril e tornozelo em função do tempo.	64
Figura 5-9 Exemplo do <i>input</i> do motor para a articulação sacroilíaca.	65
Figura 5-10 Simulação da flexão lateral no WM, vista frontal: (a) Posição neutra; (b) Flexão lateral máxima.	66
Figura 5-11 Comparação da força no plano sagital do modelo com a força medida <i>in vivo</i> pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.	67

Figura 5-12 Comparação da força no plano frontal do modelo com a força medida <i>in vivo</i> pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.	69
Figura 5-13 Comparação da força no plano transversal do modelo com a força medida <i>in vivo</i> pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.	70
Figura 5-14 Comparação do binário no plano sagital do modelo com a força medida <i>in vivo</i> pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.	71
Figura 5-15 Comparação do binário no plano frontal do modelo com a força medida <i>in vivo</i> pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.	72
Figura 5-16 Comparação do binário no plano transversal do modelo com a força medida <i>in vivo</i> pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.	73
Figura 5-17 Posição das articulações no paciente e no esqueleto para o instante de tempo inicial, recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD.....	75
Figura 5-18 Posição das articulações no paciente e no esqueleto para o instante de tempo no qual a flexão é máxima, recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD.	75
Figura 5-19 Posição das articulações em função do tempo durante: (a) Flexão frontal; (b) Retorno à posição neutra.	76
Figura 5-20 Exemplo do <i>input</i> da junta para a articulação sacroiliaca.	76
Figura 5-21 Representação gráfica do ângulo das articulações: C7-T1, T12-L1 e L5-S1 em função do tempo.....	77
Figura 5-22 Vista lateral da simulação do movimento de flexão frontal no WM, em diferentes condições: (a) Posição neutra; (b) Flexão máxima.....	78
Figura 5-23 Comparação da força no plano sagital do modelo com a força medida <i>in vivo</i> pela equipa OrthoLoad, durante a flexão frontal.	79
Figura 5-24 Comparação da força no plano frontal do modelo com a força medida <i>in vivo</i> pela equipa OrthoLoad, durante a flexão frontal.	80
Figura 5-25 Comparação da força no plano transversal do modelo com a força medida <i>in vivo</i> pela equipa OrthoLoad, durante a flexão frontal.	81
Figura 5-26 Comparação do binário no plano sagital do modelo com o binário medido <i>in vivo</i> pela equipa OrthoLoad, durante a flexão frontal.	82
Figura 5-27 Comparação do binário no plano frontal do modelo com o binário medido <i>in vivo</i> pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.	83

Figura 5-28 Comparação do binário no plano transversal do modelo com o binário medido <i>in vivo</i> pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.....	84
Figura B-1 Referencial da coluna vertebral usando a notação padrão, ai, que representa as distâncias verticais entre os centros dos discos intervertebrais. O referencial {F39} corresponde ao referencial usado para designar o vértice da cabeça, enquanto {F0} designa a articulação L5-PV, localizada acima da pélvis (PV) {adaptado de Vette et al. (2011)}.....	98
Figura D-1 Representação gráfica da articulação sacroilíaca, quadril e dos ombros no esqueleto, recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD.....	104
Figura E-1 Representação gráfica das coordenadas 3D das articulações e dos CM de Dumas et al. (2007) e Chandler et al. (1975) representadas por circunferências pretas, azuis e vermelhas, respetivamente, recorrendo ao <i>software</i> AutoCAD.....	108
Figura F-1 Modelo humano 3D no <i>software</i> AutoCAD (vista da frente).....	110
Figura F-2 Modelo humano 3D com rotação dos braços e pernas (a) Vista da frente; (b) Vista da frente em 2D <i>wireframe</i> , no <i>software</i> AutoCAD.....	111
Figura F-3 Representação do esqueleto e do modelo humano 3D (a) Vista da frente; (b) Vista lateral, no <i>software</i> AutoCAD.....	111

Lista de Tabelas

Tabela 1-1 Síntese dos estudos antropométricos.....	3
Tabela 3-1 Segmentação do corpo humano.....	25
Tabela 3-2 Comprimento dos segmentos do modelo.	26
Tabela 3-3 Massa dos segmentos do modelo.....	27
Tabela 3-4 Coordenadas 3D das articulações do modelo.	35
Tabela 3-5 Coordenadas do CM do pescoço, tórax e abdómen segundo o eixo x	37
Tabela 3-6 Coordenadas 3D do CM do modelo.	38
Tabela 4-1 Posição, ângulo, comprimento dos corpos rígidos representados no WM.	51
Tabela 4-2 Posição, ângulo e dimensões dos corpos rígidos do pé do modelo.	54
Tabela 4-3 Parâmetros das esferas de contato do modelo.	54
Tabela 4-4 Amplitude das articulações do modelo (Faller and Schuenke, 2004; White and Panjabi, 1990).....	56
Tabela 5-1 Equações das juntas usadas na simulação do movimento de flexão lateral.	65
Tabela A-1 Resumo dos limites e amplitude de movimento.....	93
Tabela B-1 Parâmetros antropométricos {adaptado de Laananen et al. (1983)}.	95
Tabela B-2 Parâmetros antropométricos {adaptado de Haley (1988)}.	96
Tabela B-3 Coeficientes de Winter e parâmetros antropométricos.....	97
Tabela B-4 Comprimento, massa e CM dos segmentos {adaptado Dumas et al. (2007)}.	97
Tabela B-5 Coordenadas locais e globais das articulações {adaptado Dumas et al. (2007)}.	98
Tabela B-6 Dimensões das vértebras da coluna vertebral (Vette et al., 2010, 2011).	99
Tabela B-7 Comprimentos dos segmentos do modelo.	100
Tabela B-8 Massa dos segmentos do modelo.	101
Tabela C-1 Coordenadas segundo o eixo z do esqueleto inicial e final.	103
Tabela C-2 Coordenadas segundo o eixo z do esqueleto sem ajuste (inicial) e com ajuste (final) da caixa torácica.....	103
Tabela E-1 Coordenadas locais e globais dos CM dos vários estudos mencionados na literatura.	106
Tabela E-2 Coordenadas locais e globais do CM dos segmentos do modelo.	109

Capítulo 1 – Introdução

Este capítulo introdutório apresenta a motivação do autor e descreve, de uma forma sucinta, os estudos realizados ao longo dos anos e as suas principais contribuições para determinar os parâmetros antropométricos. Também são descritos os objetivos e a estrutura deste trabalho.

1.1 Motivação

A Biomecânica é a área científico-técnica onde se estuda a resposta dos sistemas biológicos aplicando os conhecimentos das ciências físicas e de engenharia com as ciências biológicas e comportamentais (Silva, 2004). Esta desempenha um papel fundamental, tanto no estudo e conceção de dispositivos médicos (próteses, dispositivos de reabilitação, *software* médico), como na caracterização de qualquer modelo biomecânico. O conhecimento deste campo científico permite melhorar a qualidade de vida de inúmeras pessoas que sofrem de diversos tipos de patologias.

O estudo em biomecânica inclui a modelação, simulação computacional e a validação experimental dos resultados (Whittle, 2007). Assim, o poder computacional atual, bem como os instrumentos de aquisição e os métodos analíticos permitem a simulação de sistemas estruturais complexos, sem a necessidade de recorrer a procedimentos invasivos.

O presente trabalho recorre a ferramentas computacionais, apresentando um modelo multicorpo tridimensional (3D) simplificado da estrutura esquelética, capaz de simular movimentos simples e consequentemente, quantificar os esforços a que a zona lombar da coluna vertebral está sujeita durante esses mesmos movimentos.

A necessidade de quantificar os esforços exercidos na coluna lombar tem vindo a aumentar ao longo dos anos, uma vez que a dor lombar é um dos problemas músculo-esqueléticos mais comuns a nível mundial, levando à diminuição da qualidade de vida de muitas pessoas. A dor lombar afeta 70% a 80% da população mundial. A prevalência em crianças e adolescentes varia entre 11% e 50% e em adultos entre 60% e 80%. Existem diversas causas para a dor lombar, normalmente relacionadas com alguma forma de dano ou degeneração do disco intervertebral, que muitas vezes decorre de

esforços elevados a que um indivíduo está sujeito durante as atividades diárias (Clarke et al., 2010; Urban and Roberts, 2003).

Assim, é necessário quantificar os esforços a que é submetida a coluna lombar. No entanto, a determinação das cargas da coluna *in vivo* é um processo invasivo devido à dificuldade de acesso à coluna lombar, às limitadas tecnologias disponíveis e dos riscos inerentes a este tipo de medições. Nos últimos anos, têm sido igualmente desenvolvidos estudos usando análise de elementos finitos e modelos biomecânicos para avaliar as cargas da coluna (Wang et al., 2013).

O interesse atual no desenvolvimento de modelos biomecânicos para estudar os esforços da coluna, principalmente no que diz respeito durante a execução de atividades simples, motivaram a realização deste trabalho.

1.2 Revisão de literatura

No sentido de se desenvolver um modelo multicorpo da estrutura esquelética humana, que represente de forma realista e simplificada o corpo humano, é necessário que os parâmetros do modelo tenham por base medidas humanas reais. Como tal, a antropometria assume-se como sendo a base de qualquer modelo computacional humano.

Os estudos antropométricos do corpo humano têm sido descritos durante séculos e surgiram no antigo Egito (300 a.C.) (Drillis and Contini, 1966). O interesse pelos estudos antropométricos humanos continuou durante anos, tendo registado um crescimento considerável durante os períodos de guerra, devido ao fácil acesso aos dados militares.

Dentro dos vários estudos referidos na literatura, serão abordados neste trabalho os estudos que consideraram os parâmetros antropométricos, nomeadamente o comprimento, o volume, a massa, o momento de inércia e o centro de massa (CM) dos segmentos (McConville et al., 1980; Winter, 1990) e os estudos que consideraram o movimento das articulações (Garner and Pandy, 1999).

Os estudos antropométricos mencionados na literatura raramente consideram a mesma segmentação do corpo humano. Embora a divisão dos segmentos do corpo humano e as informações obtidas possam variar de autor para autor, o objetivo é comum a todos, a compreensão da biomecânica do corpo humano.

Existem dois tipos de estudos que podem ser usados para determinar os parâmetros antropométricos: os que envolvem medições diretas em indivíduos e/ou cadáveres e os que usam

métodos computacionais. Os métodos computacionais utilizados para estimar estes parâmetros foram introduzidos por Harless (Drillis and Contini, 1966), sendo ainda usados atualmente.

Na Tabela 1-1 é apresentada uma breve descrição dos estudos antropométricos referidos na literatura, contendo informação sobre o tipo de estudo, o número da amostra, o número de segmentos em que o corpo humano foi dividido em cada estudo, os métodos usados e os parâmetros estimados.

Tabela 1-1 Síntese dos estudos antropométricos.

Estudo	Tipo	Amostra	Segmentos	Método	Parâmetros estimados
*Braune and Fischer (1889)	Cadáveres masculinos	3	Todos os segmentos	-	Massa, volume e CM
*Dempster (1955)	Cadáveres masculinos	8	16 segmentos	Prato de pesagem, pesagem hidrostática e período de oscilação	Massa, volume, densidade, CM e momentos de inércia
*Gardner et al. (1960)	**	-	8 segmentos	Geometria simples do corpo humano	Massa e momentos de inércia
*Whitsett (1962)	**	-	14 segmentos	Modelo matemático	Massa, CM e momentos de inércia
*Santschi et al. (1963)	Indivíduos masculinos	66	1 segmento	Modelo matemático e medições diretas	Massa, CM e momentos de inércia
*Gray (1963)	**	-	1 segmento	Modelo matemático	Massa, CM e momentos de inércia
Hanavan (1964)	**	-	15 segmentos	Modelo matemático	CM, massa e momentos de inércia
*Bouisset and Pertuzon (1968)	Indivíduos	11	Conjunto braço e mão	-	Momentos de inércia
Clauser et al. (1969)	Cadáveres masculinos	13	14 segmentos	Prato de pesagem, pesagem hidrostática e imersão	Massa, volume e CM
Chandler et al. (1975)	Cadáveres masculinos	6	14 segmentos	Pesagem hidrostática e período de oscilação	Volume, massa, CM e os principais momentos de inércia
Haley (1988)	**Estudo militar	-	17 segmentos	**	Comprimentos, massas e localização proximal CM
Yoganandan et al. (2009)	**Cadáveres	-	Cabeça	**	Massa, centro de gravidade e momento de inércia

* Estudos citados por Chandler et al.(1975) e Clauser et al.(1969).

** Correspondem a síntese de vários estudos realizados ao longo dos anos.

A determinação dos parâmetros antropométricos do corpo humano foi evoluindo ao longo do tempo, desde os métodos utilizados para determinar os parâmetros como a segmentação do corpo. A evolução dos estudos antropométricos realizados baseia-se nos estudos realizados anteriormente, nomeadamente, o estudo desenvolvido por Clauser et al. (1969), que utilizou métodos semelhantes aos usados por Fischer e Dempster para determinar os parâmetros antropométricos. Os métodos utilizados consistiam na medição do comprimento e da largura dos segmentos e, a partir de uma série de equações de regressão, eram estimados os parâmetros antropométricos. A partir destes estudos, concluiu-se que as equações de regressão podem ser utilizadas para estimar a massa e o CM dos segmentos, assumindo que todos os indivíduos têm as mesmas porções corporais. No entanto, isto pode levar a erros nas estimativas para indivíduos ou grupos de indivíduos, que diferem significativamente da média da amostra a partir da qual as equações de regressão são derivadas.

Posteriormente, Chandler et al. (1975) utilizou métodos e procedimentos que se assemelham aos utilizados por Clauser et al. (1969) para estimar a massa, o volume e o CM de cada um dos cadáveres.

Para além dos estudos referidos anteriormente, é feita referência a outros estudos, que foram importantes para a determinação dos parâmetros do modelo desenvolvido no presente trabalho.

Laananen et al. (1983) desenvolveram um modelo matemático 3D do corpo humano, constituído por 12 segmentos, e um assento de uma aeronave para avaliar os elementos estruturais do assento e a resposta dinâmica do ocupante durante um acidente.

Dumas et al. (2007) realizaram um estudo computacional para determinar o comprimento, a massa, o CM e os momentos de inércia de cada segmento, com base na amostra do estudo de McConvile et al. (1980) e Young et al. (1983). O primeiro estudo era constituído por 31 homens com uma idade média de 27,5 anos, peso médio de 80,5 kg e uma estatura média de 1,77 m; o segundo por 46 mulheres com uma idade média 31,2 anos, peso médio de 63,9 kg e uma estatura média de 1,61 m. Ambas as amostras usadas tiveram a mesma segmentação (17 segmentos) e foi usada a mesma técnica de medição - *stereo-photogrammetry* -, que permite determinar o volume dos segmentos através da reconstrução 3D dos pontos da superfície. Os parâmetros foram estimados a partir de equações que utilizam regressões lineares ou não lineares. No entanto, estas equações não devem ser extrapoladas para situações gerais pois dependem da técnica de medição e da amostra.

O modelo biomecânico proposto neste trabalho será utilizado para determinar os esforços exercidos na zona lombar da coluna vertebral durante a realização de movimentos simples. Para simular movimentos humanos é fulcral o conhecimento do movimento das articulações humanas e

dos graus de liberdade permitidos por cada articulação. A geometria do movimento das articulações humanas é extremamente complexa, devido ao grande número de ossos, ligamentos, tendões e músculos. Assim, neste trabalho são descritos alguns modelos biomecânicos que consideram os movimentos das articulações. No entanto, é difícil combinar um modelo que descreva todos os movimentos do corpo humano. Por conseguinte, são abaixo referidos três exemplos considerados referências para o trabalho em causa.

Garner and Pandy (1999) desenvolveram um modelo da extremidade superior que inclui 7 articulações e 30 graus de liberdade para descrever os movimentos dos ossos da extremidade superior.

Ambrósio et al. (2011) desenvolveram um modelo músculo-esquelético da extremidade superior constituído por 7 corpos rígidos. As articulações esternoclaviculares, acromioclavicular e glenoumeral têm 3 graus de liberdade; as articulações umeroulnar e radioulnar têm 1 grau de liberdade e a articulação escapulotorácica foi representada por um constrangimento holonómico.

Vette et al. (2011) desenvolveram um modelo do membro superior constituído por 13 corpos rígidos, que representam os 5 segmentos lombares (L1 a L5), o tórax, os 6 segmentos cervicais (C2 a C7) e a cabeça. As vértebras lombares e cervicais são responsáveis pela maior parte dos movimentos da coluna vertebral e da cabeça. As vértebras torácicas, por outro lado, representam menos movimento relativo durante o movimento do corpo, pelo que foram representadas como uma região rígida.

Assim, a análise biomecânica dos movimentos durante a execução de uma atividade, tem-se relevado um grande desafio ao longo dos anos. Problemas como a medição *in vivo* da cinemática do movimento humano e as abordagens invasivas utilizadas durante essas medições assumem-se como as principais barreiras na análise do movimento humano. Um dos métodos utilizados para avaliar a cinemática das articulações humanas tem por base a utilização de marcadores colocados na pele (Deschamps et al., 2011).

1.3 Objetivos

O primeiro objetivo do presente trabalho consiste em determinar os parâmetros antropométricos dos segmentos do modelo. O segundo objetivo consiste em criar um modelo multicorpo 3D simplificado da estrutura esquelética humana. O modelo deve incluir as principais massas, e respetiva localização de acordo com os dados antropométricos referidos na literatura. O terceiro objetivo consiste em quantificar os esforços provocados por movimentos simples na zona lombar da coluna vertebral. Este trabalho foi realizado no âmbito do projeto Europeu “**NP Mimetic – Biomimetic Nano Fibre-Based Nucleus Pulposus Regeneration for the treatment of Degenerative Disc Disease**”.

1.4 Estrutura de tese

A tese está dividida em seis capítulos:

Capítulo I - Apresentação da motivação do autor em relação ao tema, objetivos do trabalho e breve revisão da literatura sobre a antropometria.

Capítulo II - Descrição dos principais aspetos anatómicos e biomecânicos do corpo humano. Apresentação de uma breve descrição dos ossos e das principais articulações humanas. Descrição da mobilidade da coluna vertebral.

Capítulo III - Sumário dos parâmetros antropométricos relatados na literatura. Determinação dos parâmetros antropométricos do modelo desenvolvido.

Capítulo IV - Breve descrição da formulação multicorpo com coordenadas cartesianas e do *software* utilizado na construção e simulação do modelo. Descrição do modelo multicorpo.

Capítulo V - Validação do modelo multicorpo desenvolvido. Descrição do *software* de análise de vídeo utilizado na aquisição dos dados cinemáticos. Abordagem às etapas utilizadas para simular e quantificar os esforços a que a zona lombar do modelo está sujeita durante a flexão lateral e frontal. Comparação entre as forças e binários medidos no modelo e dos valores obtidos experimentalmente, *in vivo*, pela equipa OrthoLoad.

Capítulo VI - Conclusões sobre o trabalho e possíveis desenvolvimentos futuros.

Capítulo 2 – Anatomia e articulações

O presente capítulo inclui uma visão geral dos conceitos e termos utilizados para descrever as relações espaciais entre as diferentes partes do corpo, bem como uma descrição da anatomia do corpo humano. Também são descritos os principais movimentos das articulações em estudo. Os músculos são tecidos moles, que maioritariamente estão ligados aos ossos e são responsáveis pelo movimento relativo nas articulações. No entanto, apesar de os músculos serem responsáveis pelo movimento, não serão descritos, assim como os ligamentos pois estão fora do âmbito deste trabalho.

2.1 Terminologia básica do movimento humano

A terminologia utilizada para descrever as relações espaciais entre as diferentes partes do corpo baseia-se na posição anatómica, em que uma pessoa se encontra na posição vertical, de pés juntos e braços descidos ao longo do corpo, com as palmas da mão voltadas para a frente. A Figura 2-1 ilustra esta configuração bem como os três planos primários e os termos que descrevem as relações entre as diferentes partes do corpo.

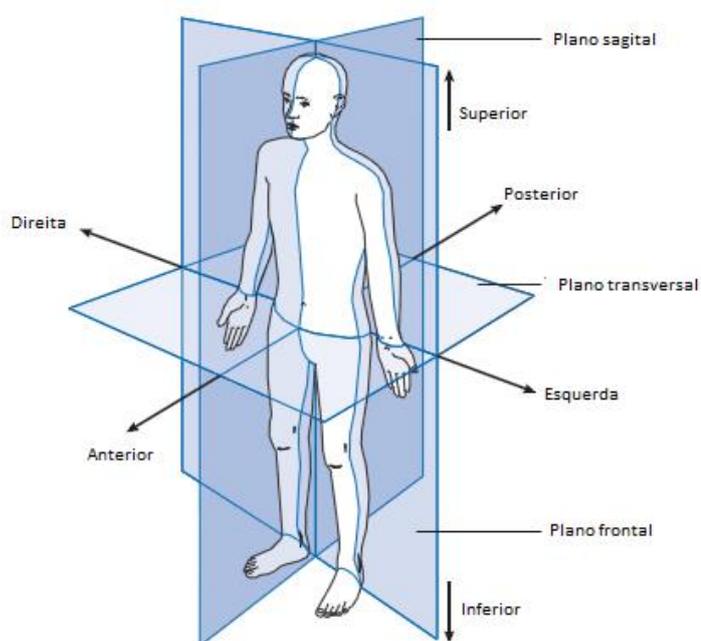


Figura 2-1 Posição anatómica, com três planos de referência e seis direções fundamentais (adaptado de Whittle (2007)).

O plano sagital divide o corpo humano em lado direito e esquerdo; o plano frontal ou coronal divide o corpo humano em parte anterior e posterior; o plano transversal divide o corpo humano em parte superior e inferior (Whittle, 2007).

2.2 Estrutura anatômica

O esqueleto adulto é constituído por 206 ossos, mas o número efetivo varia com a idade à medida que vários ossos vão ficando fundidos - Figura 2-2 (Seeley et al., 2001).

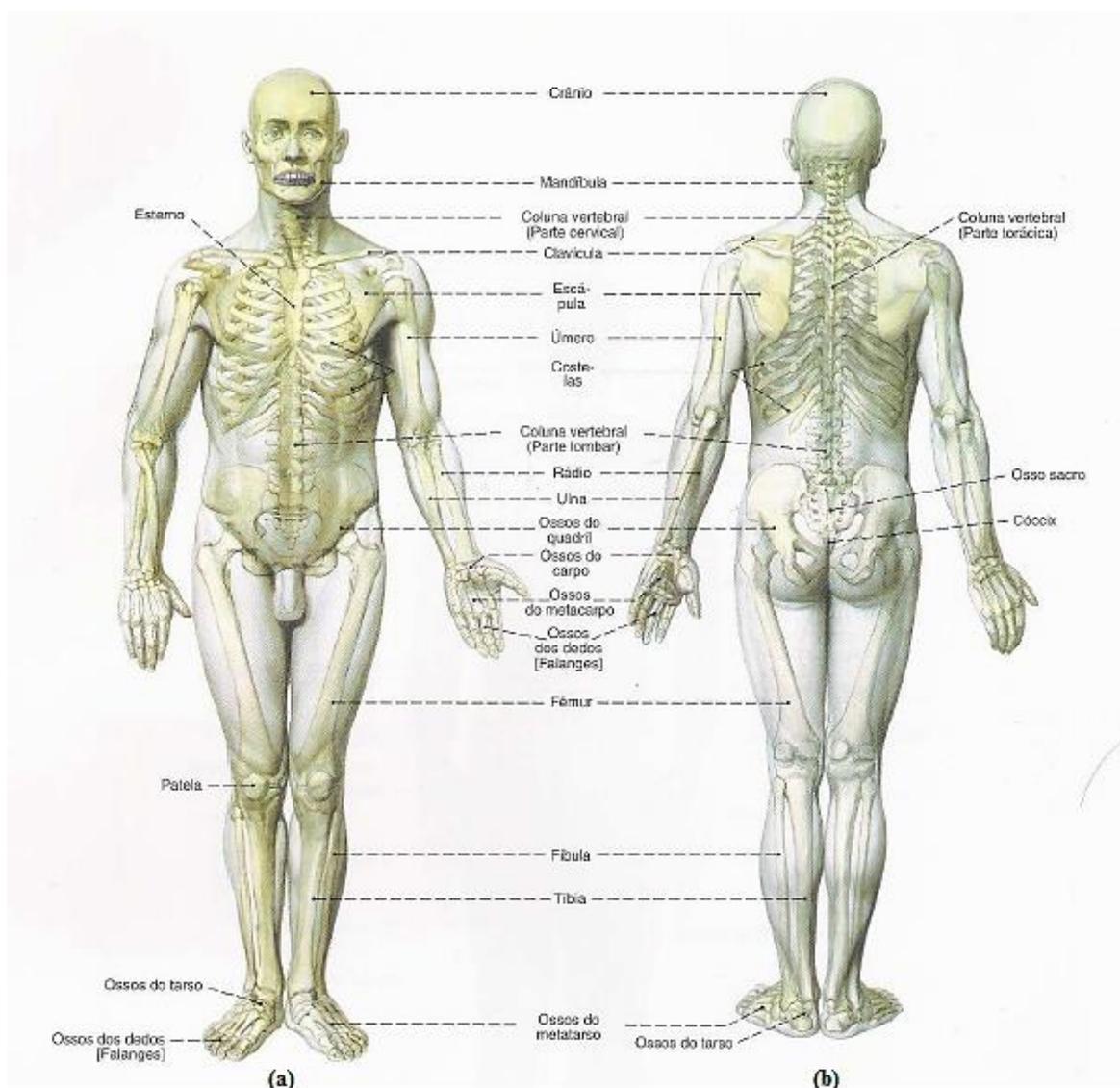


Figura 2-2 Esqueleto humano: (a) Vista anterior; (b) Vista posterior {adaptado de Sobotta (2000)}.

Cada membro superior é constituído por 30 ossos: o úmero localiza-se no braço, o rádio e o cúbito localizam-se no antebraço, os 8 ossos do carpo localizam-se no carpo (punho), os 5 ossos do metacarpo localizam-se no metacarpo (palma) e as 14 falanges (ossos dos dedos) localizam-se na mão (Tortora and Berrickson, 2009).

O membro inferior, de uma forma geral, é semelhante ao membro superior. No entanto, a cintura pélvica liga-se ao corpo de uma forma mais firme conferindo assim maior estabilidade do que a cintura escapular e os ossos do membro inferior geralmente são mais grossos e compridos.

2.2.1 Cabeça

A cabeça é constituída por 28 ossos: 6 ossos ossículos auditivos, 14 ossos faciais e 8 ossos do crânio (Graaff, 2001; Seeley et al., 2001).

Os 6 ossículos auditivos, 2 conjuntos de martelo, bigorna e estribo localizam-se em conjunto em cada osso temporal. Os ossos do crânio tem como função protegerem o encéfalo. Estes consistem num frontal, dois parietais, dois temporais, um occipital, um esfenóide e um etmóide. O osso occipital é constituído por uma grande cavidade denominada *foramen magno*, através do qual se articula com a primeira vértebra da coluna vertebral (Seeley et al., 2001).

Os ossos que não estão em contato com o cérebro são denominados de ossos faciais. Os ossos faciais variam no tamanho, forma e densidade, e juntamente com alguns ossos do crânio, nomeadamente o osso frontal e porções do osso temporal e etmóide dão a forma e individualidade do rosto. Estes ossos também são responsáveis pela proteção dos principais órgãos sensoriais neles contidos, pelo suporte dos dentes e proporcionam ligações com vários músculos envolvidos na mastigação e expressões faciais. Os ossos faciais são os seguintes: dois maxilares, dois lacrimais, dois zigomáticos, dois palatinos, dois nasais, dois lacrimais, dois cornetos, uma mandíbula e um vómer (Graaff, 2001; Seeley et al., 2001).

2.2.2 Coluna vertebral

A coluna vertebral é constituída por 26 ossos, que se dividem em 5 regiões: 7 vértebras cervicais, 12 vértebras torácicas, 5 vértebras lombares, o osso do sacro e o osso coccígeo - Figura 2-3 (Graaff, 2001; Seeley et al., 2001).

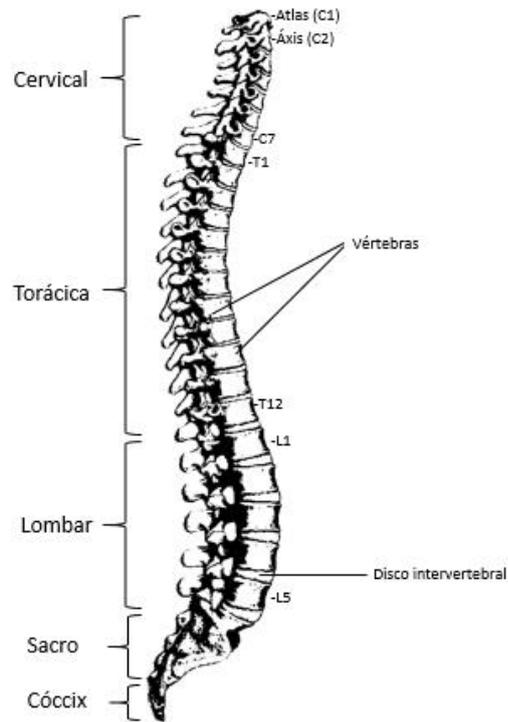


Figura 2-3 Coluna vertebral.

As vértebras têm uma estrutura geral semelhante, mas possuem características específicas de acordo com a região da coluna onde se localizam - Figura 2-4. Estas encontram-se separadas umas das outras por discos intervertebrais. Os discos intervertebrais conferem estabilidade à coluna vertebral e amortecem os choques verticais (Seeley et al., 2001).

As vértebras cervicais têm corpos muito pequenos, apófises espinhosas parcialmente bifidas. Distinguem-se das restantes porque em cada apófise transversa existe uma cavidade denominada buraco transversário (*foramen magno*) pelo qual as artérias vertebrais se dirigem para a cabeça (Seeley et al., 2001).

A primeira vértebra cervical denomina-se atlas: não possui corpo nem apófise espinhosa, mas umas facetas articulares superiores que se articulam com o osso occipital, formando a articulação atlanto-occipital. A segunda vértebra cervical denomina-se áxis: tem um corpo pequeno e na parte superior uma apófise odontóide. Esta articula-se com o atlas formando a articulação atlanto-axial (Graaff, 2001; Seeley et al., 2001).

As vértebras torácicas são maiores que as vértebras cervicais e têm apófises espinhosas longas e finas que se dirigem para baixo e apófises transversas relativamente compridas. As primeiras dez

vértebras torácicas têm apófises transversas e facetas articulares que se articulam com as tuberosidades das costelas (Graaff, 2001; Seeley et al., 2001).

As vértebras lombares são as vértebras maiores da coluna vertebral e têm corpos largos e espessos. As apófises articulares superiores estão internamente viradas uma para a outra e as apófises articulares inferiores viram-se externamente (Graaff, 2001; Seeley et al., 2001).

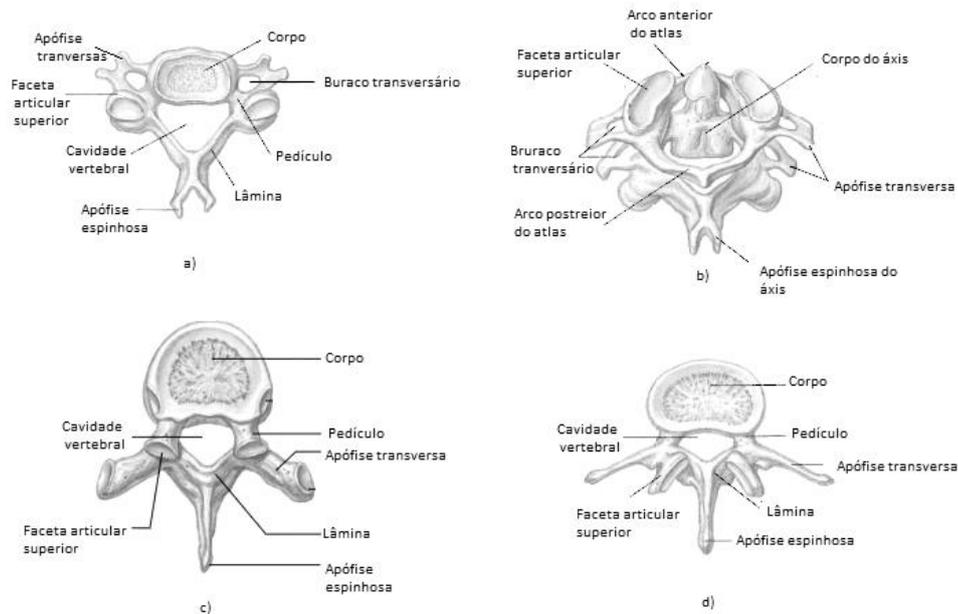


Figura 2-4 (a) Vértebra cervical; (b) Articulação do atlas com o eixo; (c) Vértebra torácica; (d) Vértebra lombar (adaptado de Graaff (2001)).

O sacro é constituído por 4 ou 5 vértebras sagradas, que se fundem aos 26 anos. O sacro possui uma superfície articular extensa em cada face lateral, que juntamente com o ílio fornece mobilidade a articulação sacroilíaca (Graaff, 2001).

O cóccix é um osso com uma forma triangular e consiste em 3, 4 ou 5 vértebras coccígeas mais ou menos fundidas. As vértebras coccígeas têm um tamanho muito reduzido e não têm buracos vertebrais nem apófises bem desenvolvidas (Graaff, 2001; Seeley et al., 2001).

2.2.3 Caixa torácica

A caixa torácica consiste nas vértebras torácicas, costelas e no esterno. Tem como função proteger os órgãos vitais alojados no tórax e evitar o colapso dos pulmões durante a respiração (Graaff, 2001; Seeley et al., 2001).

Os 7 pares de costelas superiores articulam-se com as vértebras torácicas e com o esterno, enquanto os 5 pares inferiores articulam-se apenas com as vértebras torácicas (Seeley et al., 2001).

O esterno é um osso alongado e achatado e divide-se em 3 partes: manúbrio superior, corpo e apêndice xifóide (Graaff, 2001; Seeley et al., 2001).

2.2.4 Cintura escapular

A cintura escapular é constituída por 2 ossos: a clavícula e a escápula ou omoplata. A clavícula é um osso longo com uma ligeira curva sigmoidea (forma de “s”) e localiza-se na parte anterior do tórax acima da primeira costela. A extremidade interna articula-se com o esterno formando a articulação esternoclavicular e a extremidade externa articula-se com o acrómio da escápula formando a articulação acromioclavicular (Tortora and Berrickson, 2009).

A escápula é um osso achatado, de forma triangular e localiza-se na parte posterior do tórax entre a segunda e sétima costela. No bordo superior localiza-se uma grande apófise denominada de acrómio e lateralmente há uma pequena depressão, designada de cavidade glenoidal (Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

2.2.5 Úmero

O úmero é o maior osso do membro superior. A cabeça do úmero articula-se com a cavidade glenoidal da escápula e a extremidade distal articula-se com o rádio e o cúbito. Distal à cabeça do úmero, é visível um suco, denominado colo anatómico. No meio do corpo, localizam-se duas tuberosidades, troquiter e troquino, que são zonas de inserção muscular (Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

2.2.6 Cúbito

A extremidade proximal do cúbito é constituída por uma incisura troclear que se liga a tróclea do úmero, formando a articulação úmero-cubital e ao rádio formando a articulação rádio-cubital. A extremidade distal do cúbito tem uma cabeça pequena que se articula com o rádio e com os ossos do punho (Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

2.2.7 Rádio

Na extremidade proximal do rádio localiza-se a cabeça e inferiormente o colo do rádio. A cabeça do rádio liga-se ao côndilo do úmero formando a articulação umerorrádial. A extremidade distal do rádio é mais alargada e tem uma apófise estilóide onde se inserem os ligamentos do punho (Seeley et al., 2001).

2.2.8 Ossos da mão

A mão é constituída por 27 ossos: 8 ossos cárpicos, 5 ossos metacárpicos e 14 falanges (Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

O carpo é a região proximal da mão e é constituída por 8 ossos pequenos: escafoide, semilunar, piramidal, pisiforme, trapézio, trapezóide, capitato e hamato. O capitato é o osso maior do carpo. As articulações entre os ossos do carpo são denominadas articulações intercarpais (Tortora and Berrickson, 2009).

O metacarpo é a zona intermédia da mão e é constituída por 5 ossos, que são numerados de I a V começando no polegar. Os ossos do metacarpo são constituídos por uma base proximal, um eixo intermediário e uma cabeça distal. As bases articulam-se com os ossos do carpo para formar as articulações carpometacarpais e as cabeças articulam-se com as falanges para formar as articulações metacarpofalângicas (Tortora and Berrickson, 2009).

A parte distal da mão é constituída por 14 falanges, em que cada dedo possui 3 falanges (proximal, média e distal), exceto o polegar que tem 2 falanges (proximal e distal). As falanges proximais articulam-se com os ossos do metacarpo para formar as articulações metacarpofalângicas. As falanges proximais também se articulam com as falanges médias para formar as articulações interfalângicas proximais da mão. As articulações entre as falanges são denominadas de articulações interfalângicas (Tortora and Berrickson, 2009).

2.2.9 Cintura pélvica

A cintura pélvica é um anel ósseo formado pelo sacro e por um par de ossos denominados ilíacos. Na superfície lateral de cada ilíaco localiza-se uma fossa denominada acetábulo que encaixa com a

cabeça do fêmur, permitindo a ligação com os membros inferiores (Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

Cada íliaco é constituído por 3 ossos: ílio, púbis e ísquio. O ílio é o osso maior e a sua parte superior denomina-se crista ilíaca. Esta termina anteriormente na espinha ilíaca ântero-superior e posteriormente na espinha ilíaca postero-superior (Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

O ísquio é a parte posterior e inferior do osso do quadril. É constituído pelo corpo do ísquio (parte superior), pela tuberosidade isquiática (cartilagineo) e pelo ramo ísquio (parte inferior), que é a parte do ílio que se liga inferiormente ao púbis. O ísquio possui uma tuberosidade isquiática grande, onde se inserem os músculos posteriores da coxa (Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

O púbis ou osso púbico é a parte anterior e inferior do osso do quadril. É constituído pelo corpo da púbis, pelo ramo superior da púbis e pelo ramo inferior da púbis (Tortora and Berrickson, 2009).

2.2.10 Fémur

O fémur é o osso mais longo do corpo humano. A extremidade proximal é constituída por uma cabeça arredondada que se articula com o acetábulo para formar a articulação do quadril. O trocânter maior e o trocânter menor do fémur são projeções, que servem como pontos de inserção de músculos que se ligam à anca. A extremidade distal do fémur inclui o côndilo medial (ou interno) e o côndilo lateral (ou externo), superfícies lisas e arredondadas que se articulam com a tibia (Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

2.2.11 Rótula

A rótula, também designada de patela, é um osso pequeno que está sustentado superiormente pelo tendão do quadricípite e inferiormente pelo ligamento rotuliano (Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

2.2.12 Tíbia

A tíbia é o osso de sustentação do peso da perna, suportando a maior parte do peso da perna. A extremidade proximal da tíbia é constituída pelas cavidades glenóides que se articulam com os côndilos do fêmur. A extremidade distal tem uma projeção denominada maléolo medial (Seeley et al., 2001).

2.2.13 Perónio

O perónio ou fíbula não se articula com o fêmur mas é constituído por uma cabeça pequena que se articula com a superfície inferior do côndilo lateral da tíbia. A extremidade distal do perónio tem uma projeção denominada de maléolo lateral que se articula com o tálus do tornozelo (Tortora and Berrickson, 2009).

2.2.14 Ossos do pé

O pé é constituído por 26 ossos: 7 ossos társicos, 5 ossos metatarsos e 14 falanges. O tarso, ou tornozelo, localiza-se na zona proximal do pé e é constituído pelo tálus, calcâneo, navicular, cubóide e 3 ossos cuneiformes, denominados de acordo com a sua localização: lateral, intermédia e medial. O tálus é o único osso do pé que se articula com a tíbia e perónio. As articulações entre os ossos do tarso são denominadas articulações intermetatarsais (Tortora and Berrickson, 2009).

Os ossos metatarsos são formados por uma base, uma haste e uma cabeça distal. Os ossos metatarsos articulam-se com os ossos cuneiformes e o osso cubóide para formar as articulações tarsometatarsais (Tortora and Berrickson, 2009).

A parte distal do pé é constituída por 14 falanges, em que cada dedo possui 3 falanges (proximal, média e distal), exceto o hálux (dedo grande do pé) que tem apenas 2 falanges (proximal e distal). A base proximal das falanges articula-se com os ossos metatársicos para formar as articulações metatarsofalângicas. As articulações entre as falanges do pé são denominadas interfalângicas (Tortora and Berrickson, 2009).

2.3 Articulações e principais movimentos

Uma articulação é o local onde dois ou mais ossos se juntam e permitem o movimento de uns ossos em relação aos outros. Sem articulações, os movimentos seriam muito restritos. Geralmente, as articulações são móveis, mas muitas só permitem movimentos limitados (Seeley et al., 2001).

A classificação das articulações baseia-se na presença ou ausência de espaço entre a articulação e os ossos, que se denomina cavidade sinovial. As articulações geralmente são classificadas em dois grandes grupos: articulações sinoviais e assinoviais.

As articulações sinoviais têm uma cápsula articular que contém um líquido sinovial, permitindo um movimento considerável entre os ossos. A cápsula articular consiste numa membrana sinovial interna e numa membrana fibrosa externa (Drake et al., 2010; Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

As articulações sinoviais podem ser classificadas de acordo com a forma das suas superfícies articulares ou de acordo com o tipo de movimento. Do primeiro modo, as articulações são classificadas em planas ou artródias, em sela ou epifartroses, em roldana ou troclearroses, cilíndricas ou trocartroses, esféricas ou enartroses e elípticas ou condilartroses. Do segundo modo, as articulações são classificadas em monoaxial (movimento em um plano ou direção), biaxial (movimento em dois planos ou duas direções) e multiaxial (movimento em três planos ou três direções) (Drake et al., 2010; Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

As articulações assinoviais não possuem cavidade sinovial e os ossos são mantidos juntos através de um tecido conjuntivo fibroso ou cartilágneo. As articulações assinoviais podem ser classificadas em articulações assinoviais fibrosas ou em articulações assinoviais cartilaginosas, de acordo com o tecido que mantém a ligação dos ossos. Os movimentos destas articulações são mais restritos do que os movimentos das articulações sinoviais. As articulações assinoviais fibrosas são classificadas de acordo com a sua estrutura, em suturas, sindesmoses, gonfoses e as articulações assinoviais cartilaginosas são classificadas em sincondroses e sínfises (Drake et al., 2010; Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

2.3.1 Articulação do ombro

A articulação do ombro ou glenoumeral é uma articulação sinovial esférica, formada pela cabeça do úmero e pela cavidade glenoidal da escápula. É uma articulação com reduzida estabilidade e grande mobilidade. A estabilidade é mantida pelos ligamentos e músculos circundantes. A grande mobilidade da articulação deve-se à pouca profundidade da cavidade glenoidal comparativamente com o tamanho da cabeça do úmero. Na Figura 2-5 estão representados os movimentos permitidos pela articulação: flexão (150-170 °), extensão (40 °), abdução (150-170 °), adução (20-40 °), rotação interna (70 °) e rotação externa (60 °) (Faller and Schuenke, 2004; Tortora and Berrickson, 2009).

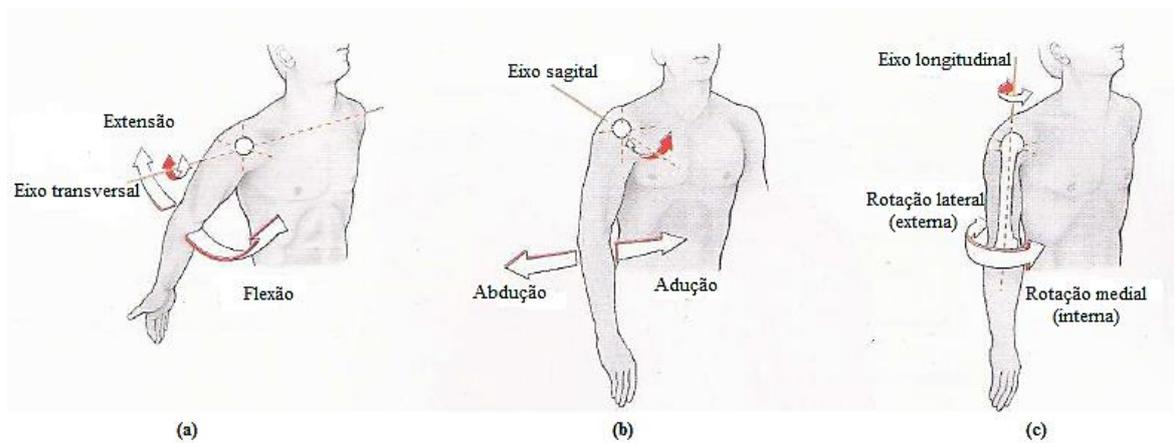


Figura 2-5 Movimento da articulação do ombro: (a) Plano sagital; (b) Plano Frontal; (C) Plano transversal {adaptado de Sobotta (2000)}.

2.3.2 Articulação do cotovelo

A articulação do cotovelo é formada pela articulação úmero-cubital, pela articulação umerorrádial e pela articulação rádio-cubital. A articulação úmero-cubital e umerorrádial são responsáveis pelo movimento de flexão e extensão (0 e 160 °) enquanto a articulação rádio-cubital é responsável pelos movimentos pronação (80-90 °) e supinação (80-90 °) (Faller and Schuenke, 2004; Tortora and Berrickson, 2009). Estes movimentos estão representados na Figura 2-6.



Figura 2-6 Movimentos da articulação do cotovelo: (a) Plano sagital; (b) Plano frontal {adaptado de Sobotta (2000)}.

2.3.3 Articulação do pulso

A articulação do pulso ou radiocarpal é constituída pela parte distal do rádio e do cúbito que se articulam com o osso escafoide, semilunar e piramidal. Os movimentos da articulação do pulso estão ilustrados na Figura 2-7. Esta articulação é principalmente responsável pelos movimentos de flexão (15 °) e extensão (30 °) (Sobotta, 2000; Tortora and Berrickson, 2009).

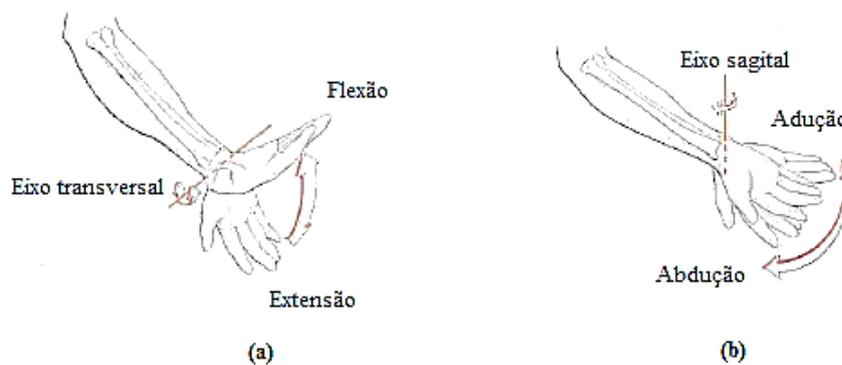


Figura 2-7 Movimentos da articulação do pulso: (a) Plano sagital; (b) Plano frontal {adaptado de Sobotta (2000)}.

2.3.4 Articulação do quadril

A articulação do quadril é uma articulação sinovial formada pela cabeça do fémur e pelo acetábulo. Esta articulação é estável devido à forma como o fémur encaixa no acetábulo, pela presença de uma cápsula articular reforçada por diversos ligamentos, nomeadamente o ligamento iliofemoral (Gray, 2000; Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

A articulação do quadril permite os movimentos de flexão ou anteversão (130-140 °), extensão ou retroversão (15 °), adução (20-30 °), abdução (30-45 °), rotação medial (30-45 °), rotação lateral (40-

50 °), representados na Figura 2-8 (Faller and Schuenke, 2004; Seeley et al., 2001; Tortora and Berrickson, 2009).

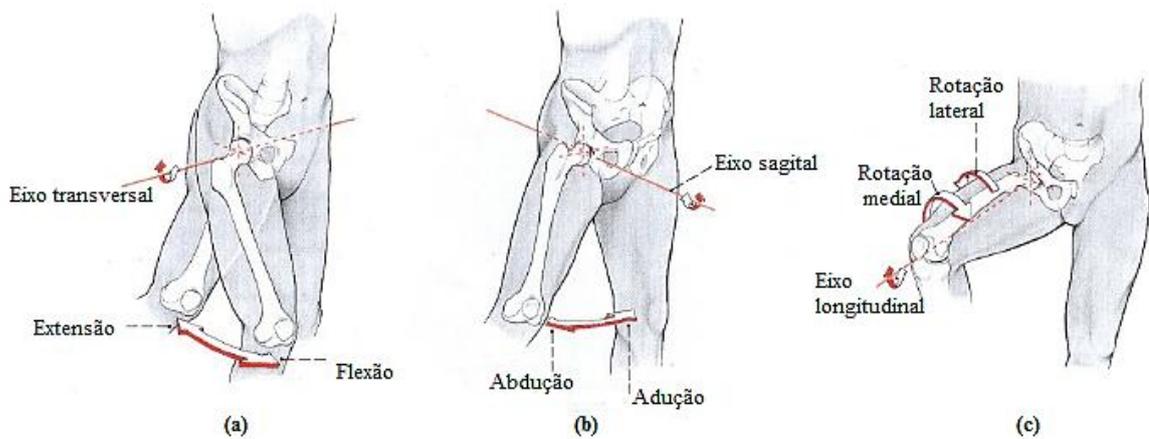


Figura 2-8 Movimento da articulação do quadril: (a) Plano sagital; (b) Plano frontal; (c) Plano transversal {adaptado de Sobotta (2000)}.

2.3.5 Articulação do joelho

A articulação do joelho é a maior articulação trocóide ou gínglimo e consiste em três articulações em uma única cavidade sinovial, representadas na Figura 2-9. Entre o côndilo lateral do fêmur, o menisco lateral e o côndilo lateral da tibia forma-se a articulação tibiofemoral ou tibio-peronial. Entre a patela e a superfície patelar do fêmur forma-se a articulação femoropatelar. Por último, entre o côndilo medial do fêmur, menisco medial e o côndilo medial da tibia forma-se a articulação tibiofemoral (Drake et al., 2010; Tortora and Berrickson, 2009).

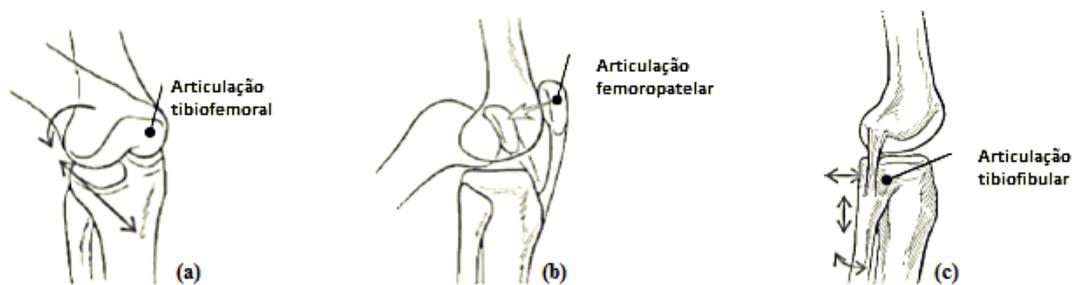


Figura 2-9 Articulações do joelho: (a) Tibiofemoral; (b) Femoropatelar; (c) Tibiofemoral {adaptado de Knutzen (1999)}.

Na Figura 2-10 estão representados os movimentos da articulação do joelho. Esta articulação é basicamente responsável pelos movimentos de flexão e extensão (160 °). Durante a flexão, os meniscos são empurrados para trás sobre as bordas dos côndilos da tibia (os côndilos femorais

localizam-se na periferia). Durante a extensão, a tíbia está fixa e os côndilos femorais deslizam e rodam para a frente e para trás na superfície do côndilo tibial. O movimento no côndilo lateral termina antes de a extensão terminar, enquanto o movimento no côndilo médio continua, uma vez que a superfície articular lateral do côndilo lateral é menor que o medial (Gray, 2000; Tortora and Berrickson, 2009).

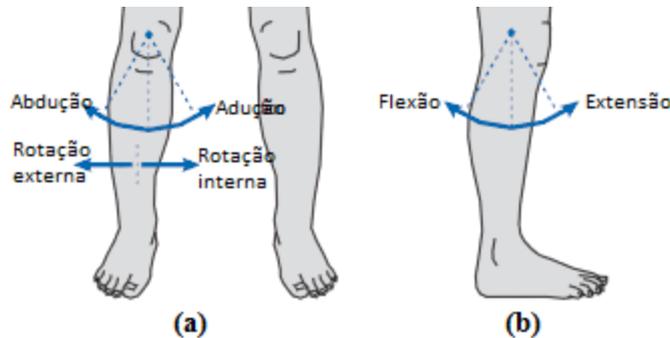


Figura 2-10 Movimentos da articulação do joelho (a) Vista frontal; (b) Vista lateral {adaptado de Whittle (2007)}.

2.3.6 Articulação do tornozelo

A articulação do tornozelo ou talocrural é uma articulação gínglimo e é formada pela parte inferior da tíbia e perónio e pelo tálus. Os ossos são ligados pela cápsula articular e pelos seguintes ligamentos: ligamento talo-peronial posterior, ligamento talo-peronial anterior e ligamento calcâneo-peronial. A articulação do tornozelo é principalmente responsável pela dorsiflexão (20-30 °) e flexão plantar (40-50 °) (Tortora and Berrickson, 2009; Whittle, 2007).

O conjunto do tornozelo-pé também pode executar movimentos combinados, de modo a proporcionar maior flexibilidade e estabilidade, como a pronação também denominado de eversão ou abdução (30 °) e supinação também denominado de inversão ou adução (60 °). Estes movimentos ocorrem na articulação subtalar (Faller and Schuenke, 2004; Tortora and Berrickson, 2009; Whittle, 2007). Na Figura 2-11 estão representados estes movimentos.



Figura 2-11 Movimentos da articulação do tornozelo: (a) Vista lateral; (b) Vista superior {adaptado de Whittle (2007)}.

2.4 Movimentos da coluna vertebral

A mobilidade da coluna vertebral resulta da soma dos movimentos individuais de todos os níveis da coluna vertebral. Esta apresenta 3 movimentos principais: flexão/extensão, flexão lateral e rotação axial, ilustrados na Figura 2-12. Os movimentos de flexão e extensão envolvem a compressão dos discos intervertebrais de um lado e estiramento do lado oposto. Na flexão, os bordos anteriores das vértebras aproximam-se e os posteriores afastam-se, enquanto na extensão os bordos posteriores aproximam-se e os anteriores afastam-se (Palastanga, 2000).

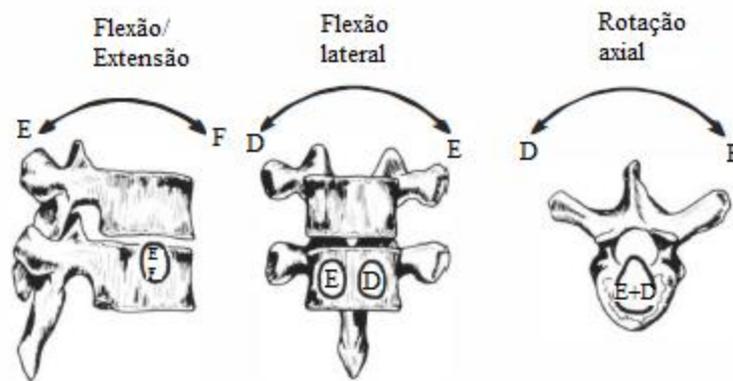


Figura 2-12 Movimentos da coluna vertebral (adaptado de White and Panjabi (1990)).

A amplitude do movimento depende da extensibilidade dos músculos e ligamentos e da anatomia das vértebras. Os movimentos individuais de todos os pares de vértebras resultam da flexibilidade dos discos intervertebrais. Para cada região da coluna é permitido um determinado tipo de movimento que depende da forma e orientação das facetas articulares (Palastanga, 2000).

A amplitude do movimento da coluna tem sido estudada de várias formas recorrendo a diversas técnicas, desde cadáveres e indivíduos, através de medições a partir de radiografias ou medições clínicas. As medições feitas em cadáveres não devem ser comparadas com medições realizadas em indivíduos, porque são feitas alterações para manter as amostras viáveis até serem realizadas as medições, geralmente os músculos das costas são removidos. Por outro lado, as medições em cadáveres podem ser feitas com precisão. A medição clínica tem a vantagem de determinar *in vivo* a amplitude, mas estas medições apresentam limitações (Bogduk, 2005).

Cada vértebra tem 6 graus de liberdade: 3 em translação (um em cada plano: sagital, frontal e transversal) e 3 em rotação (um em cada plano: sagital, frontal e transversal). A Tabela A-1 resume

os limites e a amplitude de movimento de cada nível da coluna vertebral para os três movimentos de rotação, encontrados na literatura.

Na zona cervical e lombar os discos intervertebrais são espessos relativamente aos corpos intervertebrais, assim, a amplitude do movimento é aumentada. Embora o movimento entre as vértebras sucessivas seja limitado, quando somado ao longo de toda a coluna vertebral, a amplitude total de movimento é considerável (Palastanga, 2000).

O movimento de flexão lateral e rotação ocorrem como movimentos interligados, tanto na região cervical como torácica. Assim, quando ocorre flexão para um lado é sempre acompanhado por uma ligeira rotação para o mesmo lado. Na rotação, as facetas inferiores no lado oposto da vértebra movem-se contra as facetas superiores da vértebra inferior, logo a rotação não pode ocorrer sem que exista alguma flexão lateral associada para o mesmo lado (Palastanga, 2000).

Na região suboccipital, nomeadamente a articulação C1-C2 é responsável aproximadamente por metade do movimento de rotação axial da coluna cervical (White and Panjabi, 1990). Na região suboccipital (C0-C1-C2) o movimento de flexão lateral apresenta pouca amplitude (Palastanga, 2000; White and Panjabi, 1990).

A espessura dos discos intervertebrais da região torácica é menor do que a espessura dos discos da região cervical e lombar. A presença das costelas e do esterno na região torácica também contribuem para a diminuição do movimento nesta região. A décima segunda vértebra torácica tem uma mobilidade semelhante à zona lombar porque os processos inferiores são semelhantes e não está condicionada pela presença das costelas e esterno. O movimento de extensão é mais limitado que o movimento de flexão. A extensão é limitada pelo impacto dos processos articulares e espinhosos entre as vértebras adjacentes e pela tensão no ligamento longitudinal anterior. A flexão é mais livre na região torácica inferior, uma vez que as costelas inferiores tendem a ser mais longas e flexíveis em virtude das suas cartilagens costais mais longas. A flexão é limitada pela presença da caixa torácica e pela tensão desenvolvida nos ligamentos supra-espinhosos e interespinhosos, nos ligamentos amarelos e no ligamento longitudinal posterior (Palastanga, 2000).

White and Panjabi (1990) estudaram o comportamento do movimento individual dos pares de vértebras torácicas, em diferentes níveis da zona torácica, com e sem remoção dos elementos posteriores, ilustrado graficamente na Figura 2-13.

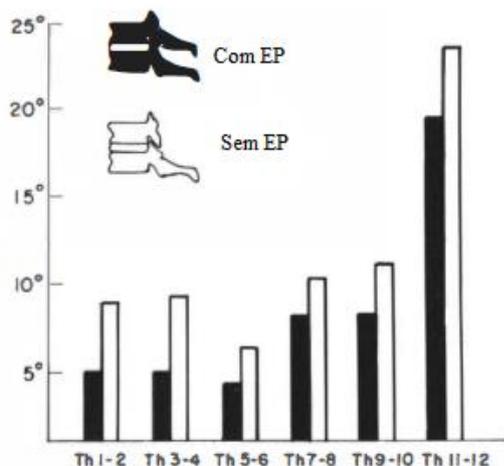


Figura 2-13 Representação gráfica da rotação média total no plano sagital (flexão/extensão) de todos os níveis torácicos, com e sem elementos posteriores (EP) (adaptado de White and Panjabi (1990)).

Depois da remoção dos elementos posteriores houve um aumento significativo do movimento de extensão/flexão. Isto é devido ao facto de as articulações intervertebrais e os processos espinhosos limitarem a quantidade de extensão que ocorre nesta região. O movimento de rotação axial também aumenta com a remoção dos elementos posteriores. Os ligamentos posteriores, principalmente os ligamentos amarelos e as facetas das cápsulas articulares, são as principais estruturas que resistem ao movimento axial. Depois de os elementos posteriores serem removidos, o movimento é restringido apenas pelo anel fibroso e músculos (White and Panjabi, 1990).

Na região lombar os discos intervertebrais são relativamente espessos em relação aos corpos intervertebrais, o que induz movimentos relativamente grandes entre as vértebras adjacentes, mas a orientação dos processos articulares confere um certo grau de estabilidade, restringindo principalmente o movimento de rotação.

O movimento de flexão e extensão das vértebras lombares é acompanhado pela inclinação anterior e posterior da pélvis, respetivamente. A relação entre os movimentos da pélvis e do tronco denomina-se ritmo lombopélvico. O movimento de flexão das vértebras lombares é relativamente livre, com amplitude entre os 50 e 60°. No entanto, à medida que as vértebras lombares concluem a sua contribuição de flexão do tronco, o movimento continua como resultado da contribuição da inclinação anterior da pélvis, tal como representado na Figura 2-14. Os músculos posteriores do quadril, os isquiotibiais e glúteo máximo, trabalham excentricamente para controlar essa inclinação anterior da pélvis. No movimento de extensão, a inclinação posterior da pélvis domina os primeiros estágios de extensão e a atividade lombar reverte-se, dominando os estágios finais da extensão do tronco. As

relações de movimento entre a pélvis e o tronco durante a rotação de tronco ou flexão lateral não são tão bem delineadas como as que existem na flexão e extensão, devido às restrições de movimentos introduzidas pelos membros inferiores (Knutzen, 1999; White and Panjabi, 1990).

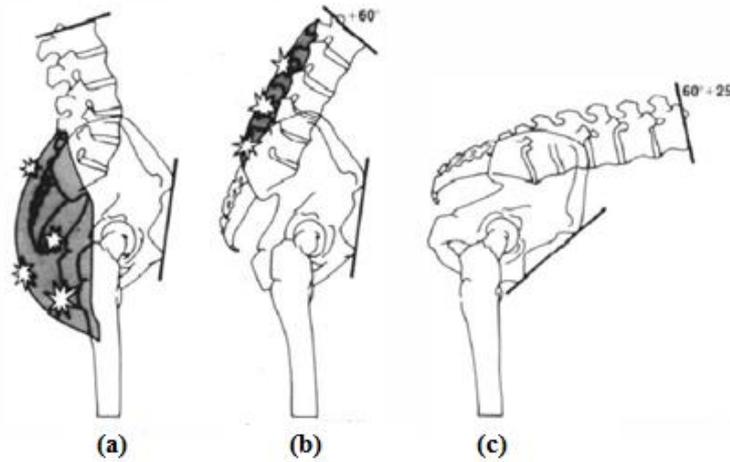


Figura 2-14 (a) Posição neutra; (b) Flexão da zona lombar; (c) Flexão da zona lombar e pélvis {adaptado de White & Panjabi (1990)}.

A amplitude do movimento de flexão lateral da coluna lombar varia com o indivíduo e com a idade. Em média na idade adulta oscila entre o 20 e 30 °. Devido à pouca mobilidade da flexão lateral, há pouca rotação associada às vértebras, uma vez que estes movimentos estão associados (Bogduk, 2005; Palastanga, 2000; White and Panjabi, 1990).

Capítulo 3 – Modelo antropométrico

O estudo de movimentos humanos requer a análise cinética e cinemática que por sua vez envolve o uso de medidas antropométricas, tais como: dimensões dos segmentos, massas, localização do CM e localização do centro de rotação das articulações (Winter, 1990).

A fim de construir um modelo humano é fundamental o estudo dos parâmetros antropométricos destes segmentos corporais.

3.1 Descrição do modelo humano

O modelo humano desenvolvido divide o corpo humano em 17 segmentos principais: cabeça, pescoço, tórax, abdómen, bacia, braço, antebraço, mão, coxa, perna e pé. Os segmentos estão ligados uns aos outros através de juntas. No total o modelo tem 16 articulações: um conjunto de duas articulações no ombro, cotovelo, pulso, quadril, joelho e tornozelo, uma articulação sacroilíaca (L5-S1), uma articulação atlanto-axial (C1-C2), uma articulação cervical-torácica (C7-T1) e uma articulação torácica-lombar (T2-L1). A escolha dos 17 segmentos surgiu com base nos estudos antropométricos referidos na Tabela 3-1 (Dumas et al., 2007; Haley, 1988; Laananen et al., 1983; Winter, 1990).

Tabela 3-1 Segmentação do corpo humano.

Laananen et al. (1983)	Haley (1988)	Winter (1990)	Dumas et al. (2007)
Tronco superior	Tórax	Tórax	Torso
Tronco inferior	Abdómen	Abdómen	
	Bacia	Bacia	Bacia
Mão e antebraço	Mão	Mão	Mão
	Antebraço	Antebraço	Antebraço
Perna e pé	Perna	Perna	Perna
	Pé	Pé	Pé
Cabeça	Cabeça	Cabeça	Cabeça e pescoço
Pescoço	Pescoço	Pescoço	
Coxa	Coxa	Coxa	Coxa
Braço	Braço	Braço	Braço

3.2 Dimensões dos segmentos

No Capítulo 1 foram citados alguns dos estudos antropométricos realizados ao longo dos anos. Neste trabalho, os parâmetros antropométricos foram determinados a partir das dimensões médias tidas por razoável representação dos diferentes segmentos humanos.

Assim, os comprimentos dos segmentos do modelo correspondem a um valor médio das medições em indivíduos (Dumas et al., 2007), em cadáveres (Haley, 1988) e de medidas indiretas, ou seja, determinadas a partir de coeficientes que relacionam o comprimento dos segmentos com a altura (Winter, 1990). Os parâmetros antropométricos dos estudos estão sumarizados no Anexo B.

Na Tabela 3-2 estão representados os comprimentos dos segmentos do modelo, em que para cada segmento são referidos os estudos antropométricos que permitiram a sua determinação.

Tabela 3-2 Comprimento dos segmentos do modelo.

Estudo (s)	Segmento	Modelo (m)
Vette et al. (2011)	Vértice cabeça/C1-C2	0.1727
Vette et al. (2011)	C1-C2/C2-C7	0.1106
Vette et al. (2011)	Tórax (C7-T1/T12-L1)	0.2958
Vette et al. (2011)	Abdómen (T12-L1/L4-L5)	0.1493
Dumas et al. (2007); Winter (1990)	Bacia	0.0875
Dumas et al. (2007); Laananen et al. (1983); Haley (1988); Winter (1990)	Braço	0.3081
Dumas et al. (2007); Haley (1988) ; Winter (1990)	Antebraço	0.2723
Dumas et al. (2007); Haley (1988) ; Winter (1990)	Mão	0.1918
Dumas et al. (2007); Laananen et al. (1983); Haley (1988); Winter (1990)	Coxa	0.4371
Dumas et al. (2007); Haley (1988) ; Winter (1990)	Pé	0.0751
Dumas et al. (2007); Haley (1988) ; Winter (1990)	Perna	0.4386
Vette et al. (2011)	Tórax, abdómen e bacia	0.5325
Vette et al. (2011)	Cabeça e pescoço	0.2833
Vette et al. (2011)	Tórax e abdómen	0.4450
	Altura	1.7665

3.3 Massa dos segmentos

A massa dos segmentos do modelo corresponde à média das massas dos estudos antropométricos. Na Tabela 3-3 estão representadas as massas dos segmentos do modelo, em que para cada segmento são referidos os estudos que permitiram a sua determinação. As massas dos segmentos dos estudos antropométricos e do modelo estão resumidos no Anexo B.

Tabela 3-3 Massa dos segmentos do modelo.

Estudo (s)	Segmento	Modelo (kg)
Dumas et al. (2007); Laananen et al. (1983); Haley (1988); Winter (1990); Yoganandan et al. (2009)	Cabeça	4.203
Dumas et al. (2007); Laananen et al. (1983); Haley (1988); Winter (1990)	Braço	2.051
Dumas et al. (2007); Laananen et al. (1983); Haley (1988)	Coxa	9.848
Dumas et al. (2007); Laananen et al. (1983); Haley (1988)	Pescoço e cabeça	5.332
Dumas et al. (2007); Haley (1988); Winter (1990)	Mão	0.491
Dumas et al. (2007); Haley (1988); Winter (1990)	Antebraço	1.358
Dumas et al. (2007); Haley (1988)	Pé	0.983
Dumas et al. (2007); Haley (1988); Winter (1990)	Perna	3.818
Laananen et al. (1983); Haley (1988)	Pescoço	1.081
Winter (1990)	Abdómen	11.329
Winter (1990)	Tórax	17.604
Dumas et al. (2007); Haley (1988); Winter (1990)	Bacia	11.601
Dumas et al. (2007); Laananen et al. (1983); Haley (1988); Winter (1990)	Tórax e abdómen	26.997
Dumas et al. (2007); Laananen et al. (1983); Haley (1988); Winter (1990)	Tórax, abdómen e bacia	39.247
	Peso corporal	81.834

3.4 Articulações

Na literatura, os estudos que incluem as coordenadas 3D das articulações humanas são escassos e, quando existentes, correspondem geralmente a pontos exteriores do corpo humano, de fácil acesso. Assim, neste estudo, as coordenadas 3D das articulações do modelo foram determinadas a partir de uma modelação virtual do esqueleto humano com 1,7706 m de altura (Anexo C), no *software* AutoCAD. Neste estudo, não se pretende que as coordenadas 3D da articulação correspondam as coordenadas da extremidade do osso responsável pelo movimento. Pois, o movimento de uns ossos em relação a outros ocorre em torno de um ponto médio que se situa no interior dos ossos e não na sua extremidade. Assim, para cada uma das articulações em estudo é necessário identificar o osso responsável pela execução dos movimentos. Para todas as articulações que vão ser descritas de seguida, foi considerado que o centro dos ossos corresponde ao ponto de rotação da articulação, embora na realidade os ossos não sejam simétricos.

A título de exemplo, Dumas et al. (2007) determinou as coordenadas 3D da articulação do ombro, da articulação sacroiliaca e da articulação do quadril - Tabela B-5. Estas coordenadas foram inseridas

no modelo virtual do esqueleto humano (Anexo D) e concluiu-se que estão localizadas em pontos exteriores de fácil acesso, pelo que não foram usadas neste trabalho.

3.4.1 Sistema de coordenadas global

O sistema de coordenadas global 3D usado neste trabalho está representado na Figura 3-1. As coordenadas 3D das articulações deste trabalho foram determinadas a partir do esqueleto ilustrado.

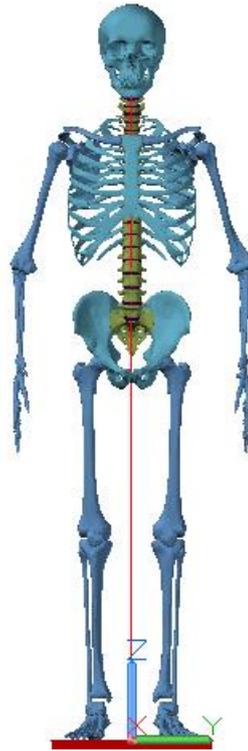


Figura 3-1 Sistema referencial adotado.

3.4.2 Articulação atlanto-axial

A articulação atlanto-axial é formada pela primeira vértebra cervical, denominada atlas e pela segunda vértebra cervical denominada áxis.

Na Figura 3-2 está ilustrada uma representação do atlas no plano transversal, em que a coordenada segundo o eixo x corresponde ao ponto médio das facetas articulares do atlas. Para determinar esta coordenada, primeiro foi necessário delimitar as facetas do atlas. Seguidamente, traçaram-se duas linhas e a sua interseção corresponde a coordenada segundo o eixo x . A coordenada da articulação segundo o eixo y é nula uma vez que se encontra no plano sagital. A

coordenada segundo o eixo z corresponde ao ponto em que o áxis se articula com o atlas. Assim, as coordenadas 3D da articulação atlantoccipital são $[-0,0411;0;1,6126]$, expresso em m.

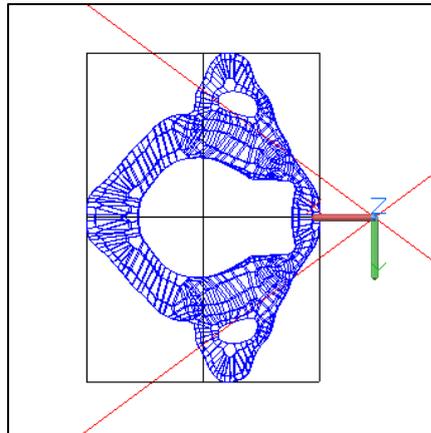


Figura 3-2 Determinação da coordenada segundo o eixo x da articulação atlanto-axial, recorrendo ao *software* AutoCAD (vista superior do atlas).

3.4.3 Articulação C7-T1, T12-L1 e L5-S1

As principais articulações entre as vértebras são as articulações entre os corpos vertebrais e as articulações sinoviais entre as apófises articulares (Drake et al., 2010).

Os discos intervertebrais são responsáveis pelas articulações que se estabelecem entre os corpos vertebrais da coluna vertebral (Drake et al., 2010; Urban and Roberts, 2003). Estes localizam-se entre os corpos vertebrais, ocupando um terço da altura da coluna. A principal função mecânica do disco consiste na transmissão de cargas ao longo da coluna, que decorrem do peso corporal e da atividade muscular, fornecendo a flexibilidade necessária para permitir os movimentos de flexão/extensão, flexão lateral e rotação (Urban and Roberts, 2003).

Assim, as coordenadas 3D das articulações estabelecidas entre as vértebras, nomeadamente entre a sétima cervical e a primeira torácica, entre a décima segunda torácica e a primeira lombar e entre a quinta lombar e o sacro correspondem as coordenadas do centro geométrico do respetivo disco intervertebral.

Na Figura 3-3 está ilustrada uma representação do disco intervertebral no plano transversal, em que a coordenada segundo o eixo x corresponde ao ponto médio do disco. Para determinar esta coordenada, primeiro foi necessário delimitar o disco. Seguidamente, desenharam-se duas circunferências tangentes às linhas limites e duas retas que passam pelo ponto médio das linhas que delimitam o disco, sendo que a coordenada segundo o eixo x corresponde ao ponto de interseção.

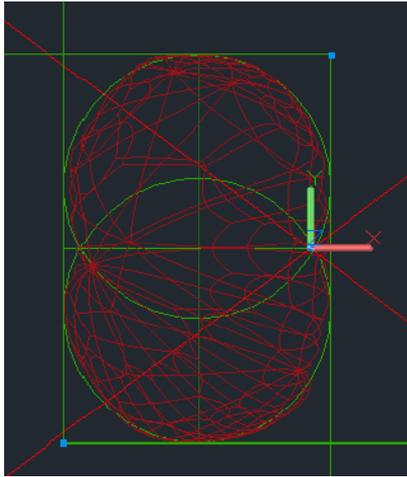


Figura 3-3 Determinação da coordenada segundo o eixo x do disco intervertebral, recorrendo ao *software* AutoCAD (vista superior).

A coordenada segundo o eixo y é nula uma vez que o disco se encontra no plano sagital. A coordenada segundo o eixo z corresponde a metade da altura do disco intervertebral. Para determinar a coordenada segundo o eixo do z cortou-se o disco intervertebral, tal como ilustrado na Figura 3-4, pelo plano zx no ponto $(x,0,0)$, em que x corresponde ao valor determinado anteriormente. Seguidamente a partir dos limites definidos anteriormente, traçou-se uma reta oblíqua que passou pelo centro do disco (linha amarela) e uma linha vertical (azul). A interseção das duas linhas corresponde a coordenada segundo o eixo z .

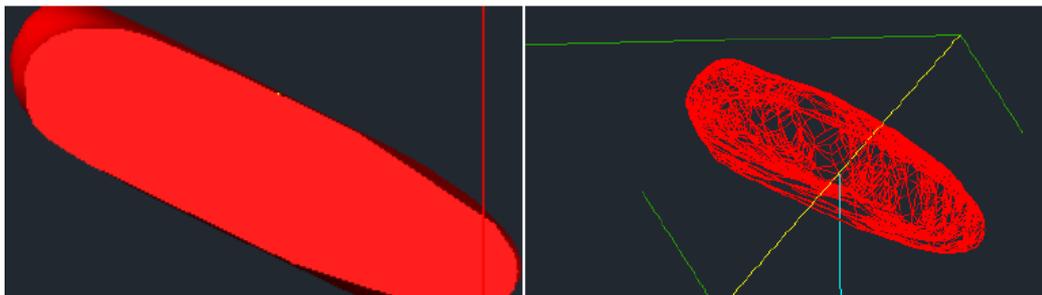


Figura 3-4 Determinação da coordenada do disco intervertebral segundo o eixo z recorrendo ao *software* AutoCAD.

Assim, as coordenadas 3D do centro geométrico do disco intervertebral entre a sétima vértebra cervical e a primeira torácica, entre a décima segunda torácica e a primeira lombar e entre a quinta lombar e o sacro são $[-0,0425;0;1,4874]$, $[-0,045;0;1,1916]$ e $[-0,0109;0;1,003]$, expresso em m, respetivamente.

3.4.4 Articulação do ombro

A articulação do ombro é constituída pela cabeça do úmero e pela cavidade glenoidal (Tortora and Berrickson, 2009).

O ponto de rotação segundo o qual ocorrem os movimentos localiza-se no centro da cabeça do úmero. Esta foi circunscrita anteriormente e posteriormente por duas circunferências de raio igual. Posteriormente, traçou-se uma linha que passa pelo centro das duas circunferências, sendo que o ponto médio desta linha corresponde ao ponto de rotação desta articulação - Figura 3-5. Assim, as coordenadas 3D da articulação do ombro direito e esquerdo são $[-0,0298;0,1726;1,4164]$ e $[-0,0298;0,1726;1,4164]$, expresso em m, respetivamente.

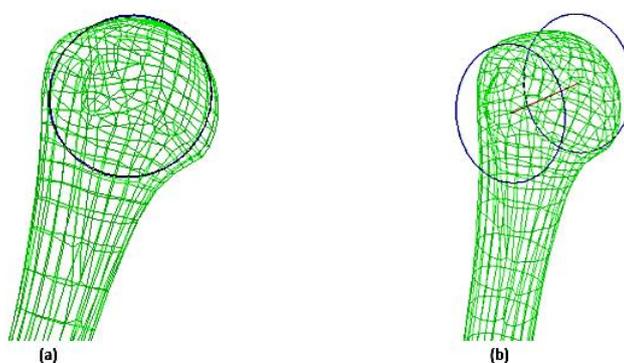


Figura 3-5 Determinação das coordenadas 3D da articulação do ombro, recorrendo ao *software* AutoCAD: (a) Vista frontal; (b) Vista numa perspetiva lateral.

3.4.5 Articulação do cotovelo

A articulação do cotovelo é constituída pela articulação úmero-cubital, pela articulação umerorradial e pela articulação rádio-cubital. A articulação úmero-cubital e a articulação umerorradial são responsáveis pelos movimentos de flexão e extensão, que são os movimentos que se pretendem estudar no modelo (Tortora and Berrickson, 2009).

O ponto de rotação segundo o qual ocorrem os movimentos localiza-se na extremidade distal do úmero. Este foi delimitado anteriormente e posteriormente por duas circunferências de raio igual, que foram unidas por uma linha que passa pelo centro de ambas, representado na Figura 3-6. O ponto médio dessa linha corresponde as coordenadas 3D do centro da articulação do cotovelo esquerdo e direito. Os valores destas coordenadas são $[-0,0559;0,2528;1,1507]$ e $[-0,0559;-0,2528;1,1507]$, expresso em m, respetivamente.

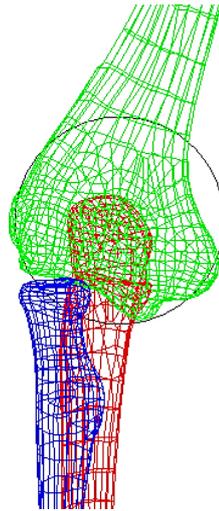


Figura 3-6 Determinação das coordenadas 3D da articulação do cotovelo, recorrendo ao *software* AutoCAD (vista frontal).

3.4.6 Articulação do pulso

A articulação do pulso localiza-se na extremidade distal do rádio e do cúbito que se articulam com o osso escafóide, semilunar e piramidal (Tortora and Berrickson, 2009).

O movimento relativo dos ossos do carpo e do cúbito ocorrem à volta de um ponto médio que se situa no rádio. Este foi delimitado anteriormente e posteriormente por duas circunferências de raio igual, que foram unidas por uma linha que passa pelo centro de ambas - Figura 3-7. O ponto médio desta linha corresponde as coordenadas 3D da articulação do pulso esquerdo e direito. Os valores destas coordenadas são $[0,0028;0,2612;0,9124]$ e $[-0,0028;-0,2612;0,9124]$, expresso em m, respetivamente.

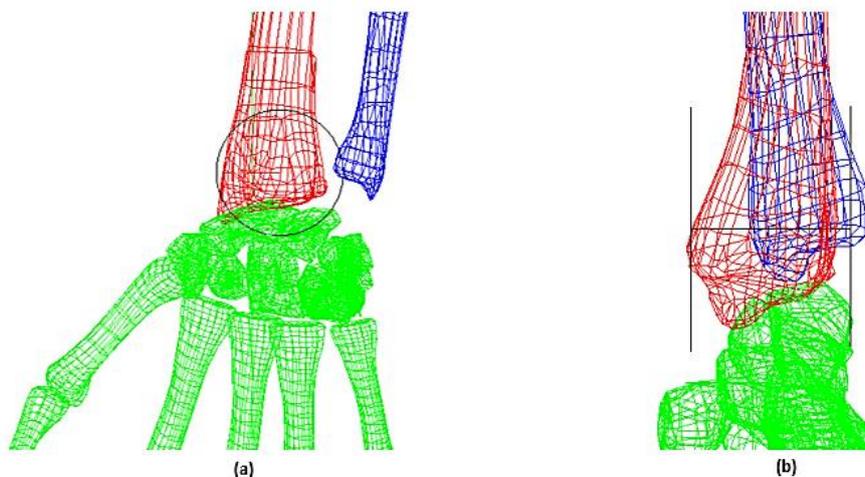


Figura 3-7 Determinação das coordenadas da articulação radiocarpal, recorrendo ao *software* AutoCAD: (a) Vista lateral; (b) Vista frontal.

3.4.7 Articulação do quadril

A articulação do quadril é formada pela cabeça do fêmur e pelo acetábulo do osso do quadril. O movimento relativo entre os ossos do quadril e os ossos do membro inferior ocorre à volta da cabeça do fêmur. Esta foi delimitada anteriormente e posteriormente por duas circunferências de raio igual - Figura 3-8. As coordenadas do centro da cabeça do fêmur correspondem as coordenadas da articulação do quadril esquerda e direita $[-0,0244;0,075;0,89449]$ e $[-0,0244;-0,0758;0,8944]$, expresso em m, respetivamente.

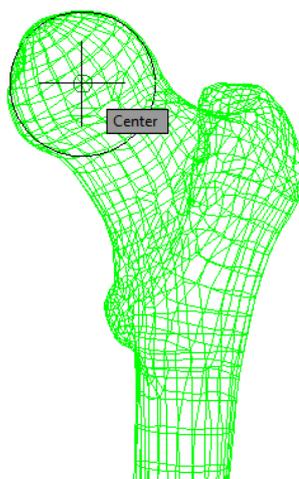


Figura 3-8 Determinação das coordenadas 3D da articulação do quadril, recorrendo ao *software* AutoCAD (vista frontal).

3.4.8 Articulação do joelho

A articulação do joelho é constituída pela articulação tibiofibular, pela articulação tibiofemoral e pela articulação femoropatelar, numa única cavidade sinovial (Tortora and Berrickson, 2009).

Na extremidade distal do fêmur localiza-se o eixo biomecânico segundo o qual ocorrem os movimentos da articulação. A parte anterior e a parte posterior da extremidade distal do fêmur foram delimitadas por duas circunferências de raio igual, representadas na Figura 3-9, em que o ponto médio da linha que une o centro das circunferências corresponde as coordenadas 3D do centro da articulação. As coordenadas da articulação do joelho direito e esquerdo são $[-0,0733;-0,0888;0,5049]$ e $[-0,0733;-0,0888;0,5049]$, expresso em m, respetivamente.

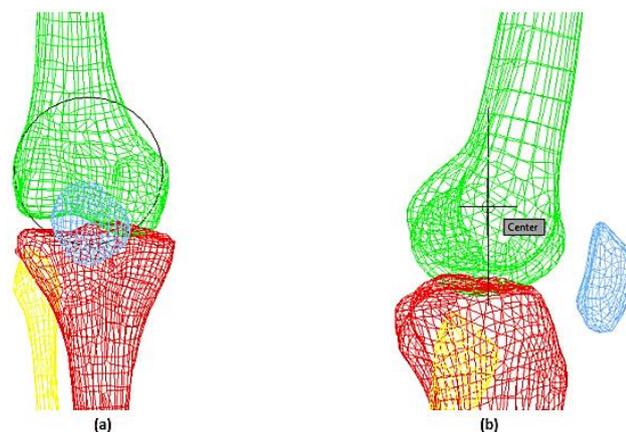


Figura 3-9 Determinação das coordenadas 3D da articulação do joelho: (a) Vista frontal; (b) Vista lateral, no *software* AutoCAD.

3.4.9 Articulação do tornozelo

A articulação talocrural ou do tornozelo é constituída pela parte distal da tibia e seus maléolos, pelo perônio e tálus (Whittle, 2007).

O eixo de rotação dos movimentos da articulação localiza-se na parte superior do tálus. A superfície superior do tálus é circunscrita por uma superfície quase esférica, segundo o plano sagital. Deste modo, foram desenhadas duas circunferências de raio igual, convencionadas como sendo a melhor aproximação à forma do tálus, representado na Figura 3-10. Posteriormente, o centro das duas circunferências foi unido por uma linha, em que coordenadas do ponto médio correspondem às coordenadas do centro de rotação da articulação. As coordenadas 3D da articulação do tornozelo direito e esquerdo são $[-0,0922;-0,0817;0,0737]$ e $[-0,0922;0,0817;0,0737]$, expresso em m, respetivamente.

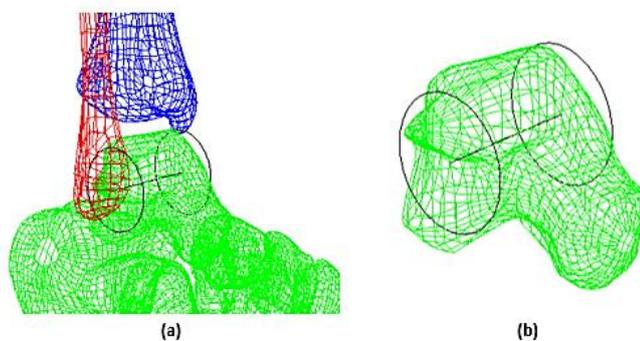


Figura 3-10 Determinação das coordenadas 3D da articulação do tornozelo, recorrendo ao *software* AutoCAD: (a) Tibia, perônio e ossos tarsais; (b) Tálus.

3.4.10 Coordenadas tridimensionais do modelo

Na Tabela 3-4 e na Figura 3-11 estão representadas as coordenadas 3D das articulações do modelo humano desenvolvido.

Tabela 3-4 Coordenadas 3D das articulações do modelo.

Articulação	Coordenadas globais		
	X (m)	Y (m)	Z (m)
Atlanto-axial	-0.0411	0.0000	1.6126
C7-T1	-0.0425	0.0000	1.4874
T12-L1	-0.0450	0.0000	1.1916
Sacroilíaca	-0.0109	0.0000	1.0033
Quadril esquerdo	-0.0244	0.0758	0.8944
Quadril direito	-0.0244	-0.0758	0.8944
Ombro esquerdo	-0.0298	0.1726	1.4164
Ombro direito	-0.0298	-0.1726	1.4164
Joelho direito	-0.0733	-0.0888	0.5049
Joelho esquerdo	-0.0733	0.0888	0.5049
Tornozelo direito	-0.0922	-0.0817	0.0737
Tornozelo esquerdo	-0.0922	0.0817	0.0737
Cotovelo esquerdo	-0.0559	0.2528	1.1507
Cotovelo direito	-0.0559	-0.2528	1.1507
Pulso direito	-0.0028	-0.2612	0.9124
Pulso esquerdo	-0.0028	0.2612	0.9124

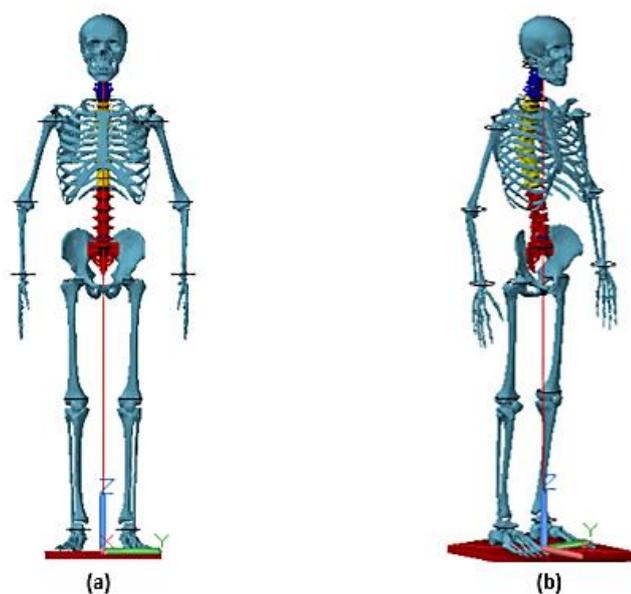


Figura 3-11 Representação gráfica da localização das articulações do modelo desenvolvido no esqueleto, através do *software* AutoCAD: (a) Vista da frente; (b) Vista numa posição lateral.

3.5 Centros de massa

As coordenadas do CM do modelo desenvolvido correspondem as coordenadas 3D do estudo de Chandler et al. (1975) e Dumas et al. (2007) pois são os únicos estudos que fornecem coordenadas 3D. Os restantes estudos (Haley, 1988; Laananen et al., 1983; Winter, 1990) foram usados apenas como meio de comparação. Para cada segmento utilizaram-se as coordenadas mais adequadas (Anexo E). Contudo, as coordenadas 3D do CM do pescoço, do tórax e do abdómen não são facultadas por Chandler et al. (1975) e Dumas et al. (2007), uma vez que devido ao tipo de segmentação do corpo humano utilizado por estes estudos, estes segmentos não se encontram individualizados. No entanto, no modelo desenvolvido foram considerados individualmente, logo foi necessário determinar as coordenadas 3D destes segmentos.

Em primeiro lugar, determinaram-se as coordenadas do CM segundo o eixo z. Segundo Winter (1990), o CM é calculado a partir do produto do comprimento do segmento do modelo (Tabela 3-2) pelo respetivo coeficiente de Winter (Tabela B-3). As Equações (3-1) e (3-2) ilustram o cálculo do CM do abdómen e do conjunto tórax e abdómen, respetivamente.

$$CM_{\text{abdómen}} = 0.1493 \times 0.44 = 0.066 \text{ m} \quad (3-1)$$

$$CM_{\text{tórax e abdómen}} = 0.4450 \times 0.62 = 0.280 \text{ m} \quad (3-2)$$

A partir dos CMs determinados anteriormente e da equação (3-3), determinou-se o CM do tórax (Pratap and Ruina, 2001),

$$x_3 = \frac{m_1 x_1 \times m_2 x_2}{m_1 + m_2} \quad (3-3)$$

em que x_1 corresponde à distância do CM do tórax à extremidade proximal, x_2 corresponde à distância do CM do abdómen à extremidade proximal do tórax ($0.2958+0.06592=0.36172$) e x_3 corresponde à distância da extremidade proximal do tórax ao CM do conjunto. As massas dos segmentos e distâncias correspondem aos valores determinados anteriormente para o modelo. Assim, a distância entre a extremidade proximal do tórax e o CM é dada pela Equação (3-4),

$$0.28035 = \frac{17.604 \times x_1 + 11.329 \times 0.36172}{17.604 + 11.329} \leftrightarrow x_1 = 0.228 \text{ m} \quad (3-4)$$

Para determinar o CM do pescoço utilizou-se a equação (3-3), em que x_1 corresponde à distância do CM da cabeça ao vértice da cabeça (Chandler et al., 1975 - Tabela E-1), x_2 corresponde à distância do CM do conjunto (cabeça e pescoço) ao vértice da cabeça (Dumas et al., 2007 - Tabela E-1). Os valores das massas correspondem as massas do modelo (Tabela 3-3). Assim, o CM do pescoço é dado por,

$$0.136 = \frac{1.081 \times x_2 + 0.106 \times 4.203}{1.081 + 4.203} \leftrightarrow x_2 = 0.253 \text{ m} \quad (3-5)$$

Verificou-se que este valor não está de acordo com o esperado, pois localiza-se na zona distal do pescoço. Isto deve-se ao fato dos parâmetros destes estudos não terem nomeadamente o mesmo comprimento que o modelo e conseqüentemente a localização do CM pode ser razoavelmente diferente. Assim, considerou-se que o CM do pescoço corresponde à metade comprimento do pescoço do esqueleto humano,

$$\frac{0.1252}{2} = 0.0626 \text{ m} \quad (3-6)$$

Verificou-se que este valor é semelhante ao valor determinado por Haley (1988). Seguidamente, determinaram-se as coordenadas do CM destes segmentos segundo o eixo x e y . As coordenadas do CM segundo o eixo y são nulas, uma vez que se encontra no plano sagital. Para determinar as coordenadas segundo o eixo x é necessário o conhecimento do volume dos segmentos. Assim sendo, procedeu-se ao revestimento do esqueleto (Anexo F).

As coordenadas do CM segundo o eixo x correspondem aproximadamente a metade do volume dos segmentos. Na Tabela 3-5 estão representadas as coordenadas do CM segundo o eixo x . A título de exemplo, a Figura 3-12 exemplifica o cálculo da coordenada segundo x do tórax.

Tabela 3-5 Coordenadas do CM do pescoço, tórax e abdómen segundo o eixo x .

Segmento	Profundidade (m)	Coordenadas globais do CM (m)
Pescoço	0.151	0
Tórax	0.256	-0.019
Abdómen	0.023	-0.006
Tórax e abdómen	0.249	-0.016

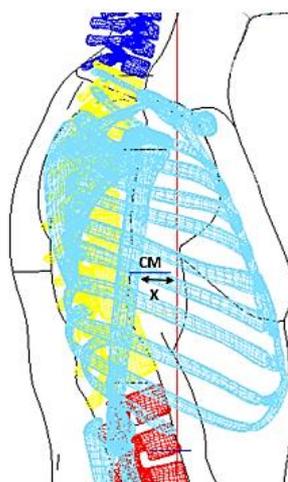


Figura 3-12 Exemplo de cálculo da coordenada segundo eixo do x do tórax usando o *software* AutoCAD.

As coordenadas 3D globais do CM dos vários segmentos estão representadas Tabela 3-6 e graficamente na Figura 3-13.

Tabela 3-6 Coordenadas 3D do CM do modelo.

Estudo (s)	Segmento	Coordenadas do referencial global		
		X (m)	Y (m)	Z (m)
Dumas et al. (2007)	Braço direito	-0.025	-0.212	1.298
Dumas et al. (2007)	Braço esquerdo.	-0.025	0.212	1.298
Dumas et al. (2007)	Antebraço esquerdo	-0.053	0.257	1.033
Dumas et al. (2007)	Antebraço direito	-0.053	-0.257	1.033
Dumas et al. (2007)	Mão esquerda	0.004	0.267	0.844
Dumas et al. (2007)	Mão direita	0.004	-0.267	0.844
*	Tórax	-0.019	0.000	1.259
*	Abdómen	-0.006	0.000	1.126
Dumas et al. (2007)	Bacia	-0.008	0.000	0.977
Dumas et al. (2007)	Coxa direita	-0.042	-0.090	0.709
Dumas et al. (2007)	Coxa esquerda	-0.042	0.090	0.709
Dumas et al. (2007)	Perna direita	-0.094	-0.092	0.327
Dumas et al. (2007)	Perna esquerda	-0.094	0.092	0.327
Dumas et al. (2007)	Pé esquerdo	-0.047	0.088	0.038
Dumas et al. (2007)	Pé direito	-0.047	-0.088	0.038
Chandler et al. (1975)	Cabeça	-0.004	0.003	1.665
*	Pescoço	0.000	0.000	1.550
*	Tronco e abdómen	-0.016	0.000	1.207

*Correspondem aos valores determinados.

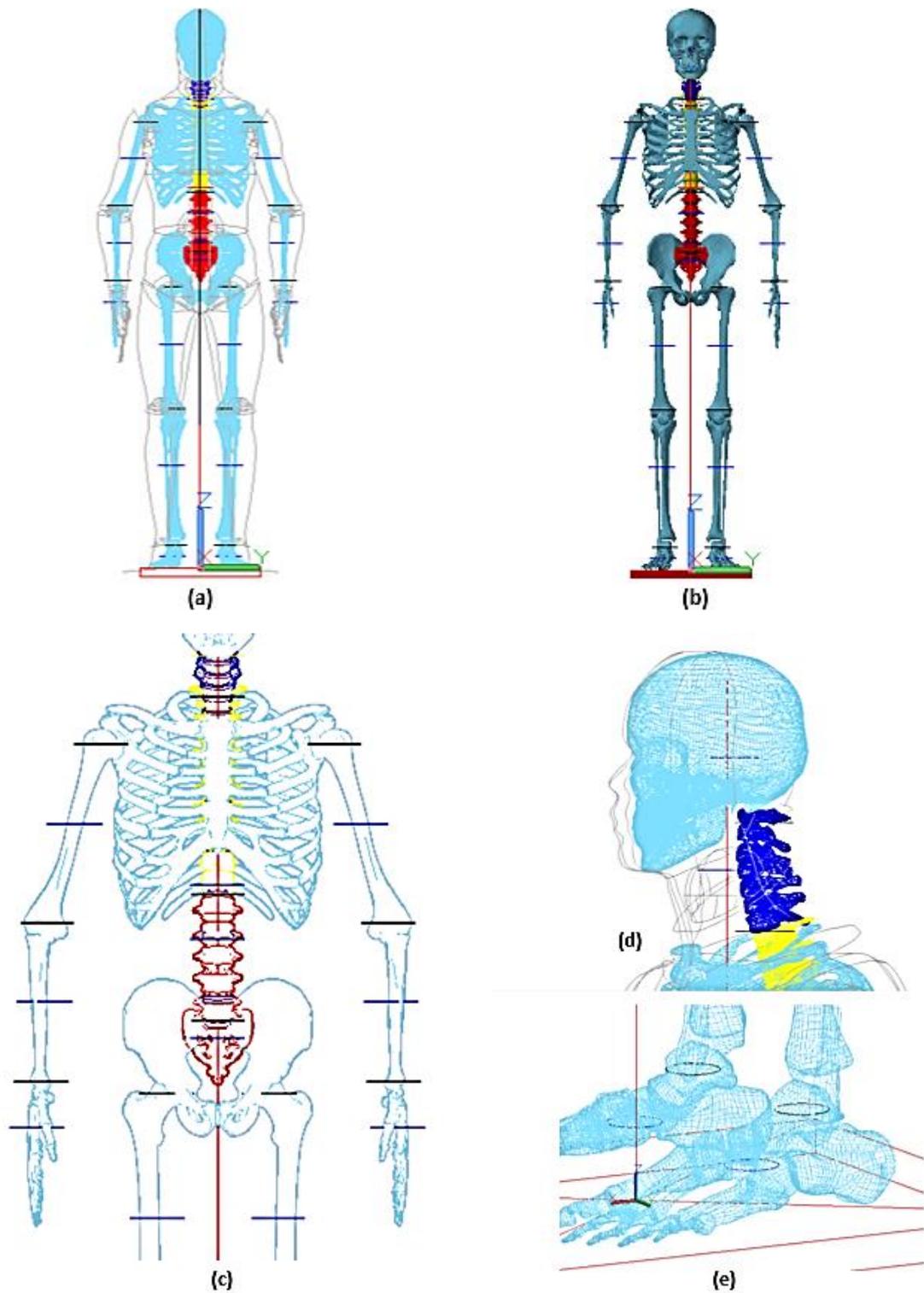


Figura 3-13 Representação gráfica dos CM através do *software* AutoCAD: (a) Esqueleto humano e modelo humano 3D; (b) Esqueleto humano; (c) Tronco e pélvis; (d) Cabeça e pescoço; (e) Pé-tornozelo.

Capítulo 4 – Modelação do Sistema Multicorpo

Este capítulo começa por apresentar os conceitos básicos da formulação de um sistema multicorpo. Seguidamente, é descrito o *software* utilizado na construção e simulação do modelo desenvolvido. No modelo é dado particular destaque à geometria do pé. Para tal, é feita uma pequena referência aos modelos do pé referidos na literatura, a fim de contextualizar a geometria do pé desenvolvida.

4.1 Conceito de sistema multicorpo e aplicações

De uma forma simples, um sistema multicorpo - *Multibody System* - (MBS) pode ser definido como um conjunto de corpos rígidos e/ou flexíveis interligados por juntas cinemáticas e possivelmente atuado por alguns elementos força (Flores and Seabra, 2011). A representação genérica de um MBS é ilustrada na Figura 4-1.

As juntas cinemáticas limitam o movimento relativo entre os corpos, enquanto os elementos força representam as forças internas que são produzidas pelo sistema. No que diz respeito às juntas cinemáticas, as mais frequentemente usadas nos MBS são as juntas de rotação e translação. No que concerne às forças aplicadas nos componentes do sistema, estas podem ser forças externas, molas, amortecedores e atuadores. As forças externas podem ser responsáveis pela interação entre os componentes do sistema e entre o meio envolvente (Flores and Seabra, 2011).

Os corpos que pertencem a um MBS podem ser considerados rígidos ou flexíveis. Um corpo é designado rígido quando a distância entre dois pontos quaisquer pertencentes ao corpo permanecem inalterados, independentemente do movimento descrito. Na prática, o pressuposto de rigidez é aceite quando as deformações são tão pequenas que não afetam o movimento global produzido pelo corpo. A expressão sistema multicorpo flexível refere-se a um sistema que representa corpos deformáveis com dinâmica interna. Na verdade, os corpos rígidos são uma representação da realidade porque os corpos não são absolutamente rígidos na natureza. No entanto, na maioria das aplicações a sua flexibilidade pode ser desprezada (Flores and Seabra, 2011). No presente trabalho, apenas são considerados os corpos rígidos.

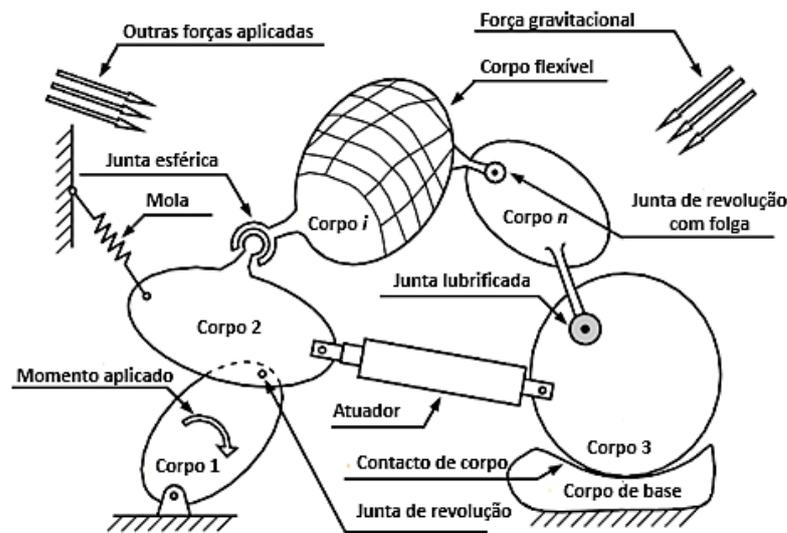


Figura 4-1 Representação esquemática do sistema multicorpo (adaptado de Flores and Seabra (2011)).

De uma forma simples, as metodologias MBS incluem duas fases: desenvolvimento de modelos matemáticos dos sistemas com grandes movimentos; implementação de procedimentos computacionais para executar a simulação, análise e otimização do movimento global produzido (Flores and Seabra, 2011).

As equações de movimento de um sistema multicorpo podem ser resolvidas usando métodos diretos ou inversos, dependendo do objetivo da análise dinâmica. A análise direta tem como objetivo prever a resposta dinâmica do sistema quando sujeito a forças externas, enquanto a análise inversa tem como finalidade estimar as forças internas e externas, no sentido de reproduzir o comportamento dinâmico observado (De Jalón and Bayo, 1994).

Do ponto de vista computacional, a abordagem por dinâmica inversa é mais eficiente que a abordagem de dinâmica direta. Este procedimento é mais comumente utilizado na solução de problemas biomecânicos nas quais o movimento descrito e as forças externas responsáveis por tal movimento são conhecidas. O movimento do modelo biomecânico é geralmente adquirido por análise de vídeo (Quental et al., 2012). Assim, as simulações de dinâmica inversa são particularmente eficazes, pois permitem a identificação das relações entre os *inputs* de controlo neural, músculos, forças e o desempenho da tarefa em estudo (Quental et al., 2015).

As metodologias multicorpo permitem o estudo da cinemática e dinâmica de um grande número de aplicações, nomeadamente na área da biomecânica. Estas metodologias são muito utilizadas na análise do movimento do corpo humano, bem como no estudo da interação das suas estruturas com

o ambiente, durante as atividades físicas. Os estudos biomecânicos com formulação multicorpo são realizados com uma variedade de finalidades, nomeadamente para: a) identificar e quantificar as cargas que atuam sobre os tecidos biológicos que envolvem as articulações humanas, com o intuito de compreender os distúrbios da articulação associados com as patologias (Machado et al., 2011); b) investigar como as estruturas músculo-esqueléticas trabalham em conjunto para gerar movimento, a fim de ajudar no diagnóstico e tratamentos clínicos (Pandy, 2001); c) melhorar a conceção e análise de dispositivos médicos e ortopédicos (Moreira et al., 2009; Silva et al., 2010).

Deste modo, as metodologias multicorpo assumem-se como uma abordagem muito útil na análise de inúmeros estudos.

4.2 Tipos de coordenadas

Antes de estabelecer as equações de movimento que governam o comportamento dinâmico do sistema, é necessário primeiro selecionar a forma como descreve-los. As variáveis de descrição, também denominadas de coordenadas generalizadas, devem descrever de forma inequívoca a posição dos componentes do sistema em qualquer instante de tempo durante a análise do MBS. A expressão de coordenadas generalizadas é utilizada tanto em coordenadas lineares como angulares (Flores and Seabra, 2011).

O número mínimo de variáveis necessárias para descrever completamente a configuração do sistema denomina-se graus de liberdade (GDL) do sistema ou simplesmente mobilidade. No espaço 3D, cada corpo tem seis GDL. O número de graus de liberdade de um sistema multicorpo pode ser calculado como a diferença entre as coordenadas do sistema e o número de constrangimentos independentes. A expressão matemática que sintetiza esta ideia é conhecida como critério de Grübler-Kutzback e pode ser escrito como (Flores and Nikravesh, 2012),

$$n_{GDL} = 6n_b - m \quad (4-1)$$

onde n_b representa o número de corpos que constituem o MBS e m o número de constrangimentos independentes.

A configuração de um corpo pode ser descrita por diversos conjuntos de coordenadas. De uma forma geral, as coordenadas podem ser divididas em coordenadas independentes e dependentes. As coordenadas independentes são livres para variar arbitrariamente, enquanto as coordenadas

dependentes devem satisfazer as equações de constrangimento. Adicionalmente, as coordenadas dependentes ainda podem ser divididas em coordenadas absolutas, relativas e naturais. As coordenadas naturais contrariamente as coordenadas absolutas e relativas não necessitam da utilização de variáveis angulares para definir a posição e orientação de cada corpo rígido. Outra forma possível de classificar as coordenadas é dividir em coordenadas Lagrange e Euler. De acordo com Nikravesh (1988), a distinção geral entre coordenadas Lagrange e Euler está relacionada com o facto de que primeiras permitem definir a posição do corpo relativamente a um sistema de coordenadas em movimento, ao passo que as segundas requerem normalmente que a posição de cada corpo seja definida relativamente a um sistema de coordenadas global fixo. Portanto, as coordenadas de Euler requerem um número elevado de coordenadas para definir a posição de cada corpo de um MBS (Flores and Seabra, 2011).

No caso em que o MBS é descrito com coordenadas independentes, o número de variáveis usadas para descrever a configuração do sistema é igual ao número de GDL. Por outro lado, quando se utilizam coordenadas dependentes para além das variáveis associadas com os graus de liberdade, também é necessário considerar outro conjunto de coordenadas e as equações de constrangimento que relacionam as coordenadas dependentes e independentes (Nikravesh, 1988).

A seleção de um tipo de coordenadas para descrever um MBS é uma tarefa relevante, pois o uso de qualquer tipo de coordenadas traz algumas limitações que restringem as aplicações ou exigem esforços adicionais de computação e/ou implementação. Assim, o tipo de coordenadas a ser utilizado deve focar o tipo de problema a ser analisado. No presente trabalho, devido à sua simplicidade e facilidade de implementação, foram utilizadas coordenadas dependentes e absolutas na formulação do MBS.

As coordenadas dependentes absolutas também denominadas coordenadas cartesianas definem a posição de cada corpo, tipicamente a localização do CM, e a orientação do corpo no sistema. No caso planar, são necessárias três variáveis, nomeadamente duas coordenadas cartesianas, x e y , e um ângulo (ϕ), todos definidos em relação ao sistema de coordenadas global (Nikravesh, 1988).

Assim, a posição e orientação de um corpo utilizando coordenadas cartesianas pode ser definida por um conjunto de coordenadas de translação e rotação. A Figura 4-2 mostra que o corpo i no espaço bidimensional (2D) pode ser localizado pela especificação das coordenadas de translação globais, $\mathbf{r}_i = [x \ y]^T$ da origem ao sistema de referência local $\xi_k \eta_k$ e pelo ângulo ϕ de rotação

deste sistema relativamente aos eixos globais xy . Este ângulo é considerado positivo quando é medido no sentido anti-horário (Nikravesh, 1988).

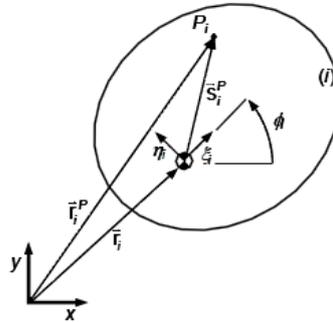


Figura 4-2 Localização do ponto P_i relativamente ao sistema de coordenada local e global {adaptado de Nikravesh (1988)}.

O vetor das coordenadas \mathbf{q}_i que descreve o corpo i no plano é denotado pelo vetor,

$$\mathbf{q}_i = [r^T, \phi]_i^T = [x, y, \phi]_i^T \quad (4-2)$$

O ponto P_i pode ser descrito pelo vetor posição \mathbf{S}_i^P e pela posição global do CM do corpo, \mathbf{r}_i , resultando em,

$$\mathbf{r}_i^P = \mathbf{r}_i + \mathbf{S}_i^P = \mathbf{r}_i + \mathbf{A}_i \mathbf{S}_i^P \quad (4-3)$$

onde \mathbf{A}_i representa a matriz de transformação do corpo, dada pela Equação (4-4),

$$\mathbf{A}_i = \begin{bmatrix} \cos \phi & -\sin \phi \\ \sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \quad (4-4)$$

e \mathbf{S}_i^P representa os componentes locais do ponto P_i . A localização do ponto P_i relativamente ao sistema de coordenadas local é dado por,

$$\mathbf{S}_i^P = \{\xi_i^P \ \eta_i^P\}^T \quad (4-5)$$

A Equação (4-3) também pode ser escrita na forma expandida como,

$$\begin{Bmatrix} x_i^P \\ y_i^P \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} x_i \\ y_i \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos \phi_i & -\sin \phi_i \\ \sin \phi_i & \cos \phi_i \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \xi_i^P \\ \eta_i^P \end{Bmatrix} \quad (4-6)$$

Depois de apresentar uma visão geral da formulação dos MBS usando coordenadas absolutas no espaço 2D, é referida a mesma formulação no espaço 3D. A principal diferença entre a formulação cinemática espacial e planar é o conjunto de coordenadas, uma vez que no caso 2D são necessárias

três coordenadas e no 3D são necessárias seis coordenadas para definir a configuração de um corpo (Flores and Nikravesh, 2012). A Figura 4-3 mostra que o corpo k no espaço 3D pode ser localizado pela especificação de três coordenadas de translação globais $\mathbf{r}_k = [x \ y \ z]_k^T$ que localizam a origem do sistema referencial local $\xi_k \eta_k \zeta_k$ relativamente aos eixos globais xyz , e três coordenadas de rotação ϕ_{1k} , ϕ_{2k} e ϕ_{3k} especificam a orientação global do corpo (Nikravesh, 1988).

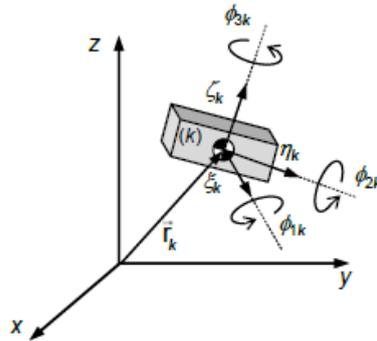


Figura 4-3 Representação esquemática de um corpo rígido no espaço 3D {adaptado de Machado (2012)}.

O procedimento analítico em cinemática espacial é o mesmo que no caso planar, contudo a análise no espaço 3D requer técnicas matemáticas mais poderosas, em particular na descrição da orientação angular de um corpo num sistema de coordenadas globais.

A orientação angular de um determinado sistema de coordenadas locais pode resultar de três rotações sucessivas. Dependendo da sequência das rotações usadas para definir a orientação final do sistema de coordenadas, os ângulos podem ser representados por doze convenções. Todas as convenções resultam das três rotações sucessivas sobre os três eixos. Os ângulos de Bryant e os ângulos de Euler são frequentemente utilizados em formulações MBS para descrever a orientação do corpo 3D, através de três coordenadas de rotação. Os ângulos de Euler usam a convenção $z x z$, enquanto os ângulos de Bryant estão associados com a convenção $x y z$ (Flores and Nikravesh, 2012).

Usando os ângulos de Euler, os elementos da matriz de transformação rotacional \mathbf{A} é dada por (Flores and Nikravesh, 2012),

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \cos(\psi + \sigma) & -\cos(\psi + \sigma) & 0 \\ \sin(\psi + \sigma) & -\sin(\psi + \sigma) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4-7)$$

Os três ângulos de rotação podem também ser expressos em termos de parâmetros de Euler, apresentando quatro coordenadas de rotação (e_0, e_1, e_2, e_3) . Na Figura 4-4 estão

representados os ângulos de Euler, em que uma rotação no espaço 3D pode sempre ser descrita por uma rotação ao longo de um determinado eixo e ângulo (Flores and Nikravesh, 2012).

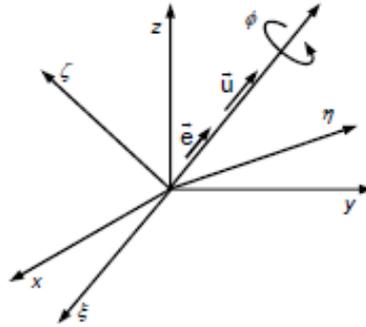


Figura 4-4 Representação dos parâmetros de Euler {adaptado de Flores and Nikravesh (2012)}.

Usando os parâmetros de Euler, os elementos da matriz de transformação rotacional \mathbf{A} do corpo k é dada por,

$$\mathbf{A}_k = \begin{bmatrix} e_0^2 + e_1^2 - \frac{1}{2} & e_1 e_2 - e_0 e_3 & e_1 e_3 + e_0 e_2 \\ e_1 e_2 + e_0 e_3 & e_0^2 + e_2^2 - \frac{1}{2} & e_2 e_3 - e_0 e_1 \\ e_1 e_3 - e_0 e_2 & e_2 e_3 + e_0 e_1 & e_0^2 + e_3^2 - \frac{1}{2} \end{bmatrix} \quad (4-8)$$

O vetor das coordenadas generalizadas \mathbf{q}_k , que descreve a posição do corpo 3D é dado por,

$$\mathbf{q}_k = [\mathbf{r}_k^T \mathbf{p}_k^T]^T \quad (4-9)$$

4.3 Equações de movimento de sistemas com constrangimentos

A configuração do MBS é descrita por n coordenadas cartesianas, e por conseguinte Φ , um conjunto de constrangimentos cinemáticos algébricos holonômicos independentes, pode ser escrita sob a forma compacta apresentada na Equação (4-10), tal como definido por Nikravesh (1988),

$$\Phi(\mathbf{q}, t) = \mathbf{0} \quad (4-10)$$

onde \mathbf{q} é o vetor de coordenadas generalizadas e t a variável tempo.

As velocidades e acelerações dos elementos do sistema são avaliadas usando as equações de constrangimentos da velocidade e aceleração, definidas pela Equação (4-11) e Equação (4-12), respetivamente, (Nikravesh, 1988),

$$\Phi_q \dot{\mathbf{q}} = \mathbf{v} \quad (4-11)$$

$$\Phi_q \ddot{\mathbf{q}} = \boldsymbol{\gamma} \quad (4-12)$$

onde $\Phi_q = \partial \Phi / \partial \mathbf{q}$ é a matriz jacobiana das equações dos constrangimentos, $\dot{\mathbf{q}}$ é o vetor das velocidades generalizadas, $\mathbf{v} = \partial \Phi / \partial t$ é o lado direito da equação das velocidades, $\ddot{\mathbf{q}}$ é o vetor da aceleração e $\boldsymbol{\gamma}$ é o lado direito da equação das acelerações, isto é, o vetor em termos de velocidade quadrática, que contém os termos que são exclusivamente função da velocidade, posição e tempo.

As equações de movimento utilizadas num sistema multicorpo constrangido de corpos rígidos são descritas de acordo com Nikravesh (1988),

$$\mathbf{M} \ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{g} + \mathbf{g}^{(c)} \quad (4-13)$$

em que \mathbf{M} é a matriz massa do sistema, $\ddot{\mathbf{q}}$ é o vetor que contém as acelerações do sistema, \mathbf{g} é o vetor força generalizado, que contém todas as forças externas e momentos, e $\mathbf{g}^{(c)}$ é o vetor das equações de reação de constrangimento.

As forças de reação nas juntas também podem ser expressas em termos da matriz jacobiana das equações de constrangimento e pelo vetor dos multiplicadores de Lagrange como descrito pelo Nikravesh (1988),

$$\mathbf{g}^{(c)} = -\Phi_q^T \boldsymbol{\lambda} \quad (4-14)$$

onde $\boldsymbol{\lambda}$ é o vetor que contém m multiplicadores de Lagrange desconhecidos associados com m constrangimentos holonómicos. Os multiplicadores de Lagrange estão fisicamente relacionados com as forças de reação e momentos gerados entre os corpos interconectados por juntas cinemáticas. Assim,

$$\mathbf{M} \ddot{\mathbf{q}} + \Phi_q^T \boldsymbol{\lambda} = \mathbf{g} \quad (4-15)$$

Numa análise dinâmica, uma solução única é obtida quando as equações de constrangimentos são consideradas simultaneamente com as equações diferenciais de movimento, para um conjunto adequado de condições iniciais. Assim, matematicamente a simulação de um sistema multicorpo constrangido requer a solução de um conjunto de n equações diferenciais juntamente com um conjunto de m equações algébricas. Este sistema de equações é solucionado por $\ddot{\mathbf{q}}$ e $\boldsymbol{\lambda}$, e é escrito como,

$$\begin{bmatrix} M & \Phi_q^T \\ \Phi_q & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{\mathbf{q}} \\ \lambda \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \mathbf{g} \\ \gamma \end{Bmatrix} \quad (4-16)$$

Em seguida, em cada etapa do tempo de integração, o vetor de aceleração, $\ddot{\mathbf{q}}$, juntamente com o vetor das velocidades, $\dot{\mathbf{q}}$, são integrados com a finalidade de obter as velocidades e posições para a próxima etapa de integração. Este procedimento é repetido até alcançar o tempo final da análise (Flores and Seabra, 2011).

4.4 Descrição do *software* Working Model

Para construir o MBS desenvolvido foi utilizado o *software* comercial, MSC visualNastran Desktop -Working Model- (WM).

O WM é uma ferramenta computacional que permite a construção e a simulação de sistemas complexos, fornecendo um conjunto de ferramentas de análise dinâmica e cinemática. Este permite definir um conjunto de corpos rígidos (pré-definidos no *software* ou outra geometria qualquer importada a partir de outro *software*, por exemplo, AutoCAD), interconectados por juntas cinemáticas que definem como o corpo se pode mover em relação aos corpos adjacentes. Este disponibiliza vários tipos de juntas: junta rígida, junta de revolução, junta esférica, mola, amortecedor, entre outras. Também é possível simular interações entre corpos, como colisões e aplicação de cargas externas como forças, motores e momentos (WorkingModel, 1997).

Cada corpo rígido criado tem propriedades físicas que podem ser definidas pelo utilizador, tais como a massa, coeficiente de restituição, coeficiente de atrito, velocidades e posições. As propriedades das forças externas e dos constrangimentos podem ser definidas a partir de expressões analíticas ou tabelas (WorkingModel, 1997).

Por outro lado, o utilizador pode quantificar os dados obtidos durante a simulação. Assim, é possível medir o tempo, a orientação, a velocidade angular, a aceleração angular, o deslocamento, as forças e os momentos (WorkingModel, 1997).

Para simular o movimento do MBS o utilizador pode escolher a técnica de integração de Euler ou de Kutta-Merson com um passo de integração fixo ou variável e também permite controlar os níveis de exatidão de cada etapa de integração (WorkingModel, 1997).

4.5 Implementação e descrição do modelo multicorpo

A primeira etapa da implementação do modelo no WM consistiu na criação de coordenadas, que correspondem as coordenadas 3D das articulações determinadas no Capítulo 3. Seguidamente, a partir dessas coordenadas, definiu-se o conjunto de corpos rígidos. No presente estudo não é necessário um resultado visual aproximado à realidade, mas sim uma aproximação simplificada da forma de cada segmento. Assim, a modelação do corpo humano foi feita usando cilindros.

O MBS representado na Figura 4-5 é constituído por 17 corpos rígidos, que representam os principais segmentos do corpo humano, interligados por elementos que simulam as articulações (ativas e/ou passivas). Estes compreendem as principais massas e a respetiva localização, de acordo com os parâmetros antropométricos descritos no Capítulo 3.

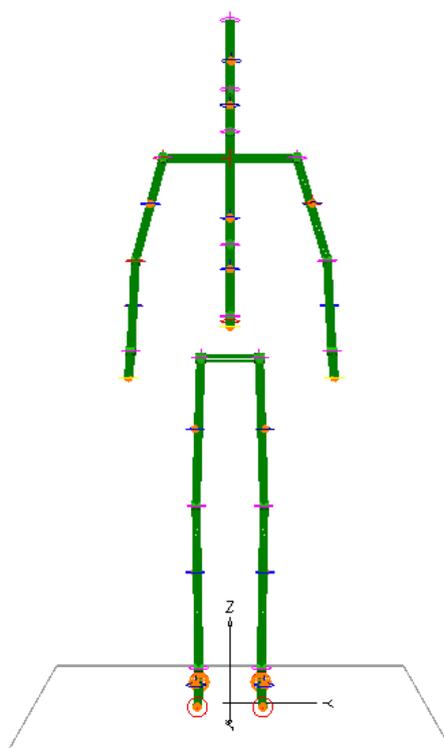


Figura 4-5 Modelo multicorpo 3D simplificado da estrutura esquelética, no WM (vista frontal). As coordenadas rosa correspondem as coordenadas 3D das articulações, as coordenadas azuis correspondem as coordenadas 3D do CM de cada segmento anatômico enquanto as esferas laranja correspondem aos corpos usados para representar a massa de cada segmento.

Cada membro inferior foi representado por três corpos rígidos (coxa, perna e pé) e, por um corpo rígido que permite a ligação entre os dois membros inferiores denominado cintura pélvica. O modelo do pé utilizado é descrito seguidamente. Cada braço foi representado por três corpos rígidos (braço, antebraço e mão), tendo sido criado um corpo adicional para representar a ligação física entre os dois membros superiores. Este corpo está ligado à coluna através de uma junta rígida. A coluna foi

representada por três corpos rígidos, nos quais: o primeiro corpo rígido corresponde ao conjunto de vértebras de C1-C2 até C7-T1; o segundo corpo rígido corresponde as vértebras torácicas (C7-T1/T12-L1); o último corpo rígido corresponde as vértebras lombares (T12-L1/L5-S1). Por último, a cabeça foi representada por um corpo rígido, que corresponde ao par de vértebras, C1-C2, até ao vértice da cabeça.

A massa destes corpos rígidos é desprezável (foi atribuída uma massa reduzida), uma vez que estes foram criados apenas para representar graficamente, de uma forma simples, a estrutura esquelética do corpo humano. Assim, para atribuir a massa dos segmentos foram criados corpos rígidos esféricos de tamanho reduzido, em que a massa e a posição correspondem aos dados determinados no Capítulo 3.

Os ângulos, a posição e o comprimento dos corpos rígidos são apresentados na Tabela 4-1.

Tabela 4-1 Posição, ângulo, comprimento dos corpos rígidos representados no WM.

	Posição (m)			Ângulo (°)			Comprimento (m)
	X	Y	Z	X	Y	Z	
Vértice da cabeça até C1-C2	-0.021	0	1.68	0	13.4	-90	0.177
C1-C2 até C7-T1	-0.042	0	1.54	0	0.725	-90	0.111
Torácica	-0.044	0	1.34	-180	-0.484	-90	0.296
Lombar	-0.028	0	1.1	-180	10.3	90	0.191
Braço direito	-0.050	-0.21	1.28	-15.6	8.16	-27	0.279
Braço esquerdo	-0.043	0.213	1.28	16.8	5.37	-163	0.279
Antebraço direito	-0.043	-0.251	1.03	-1.97	-12.6	81	0.244
Antebraço esquerdo	-0.030	0.257	1.03	2.02	-12.6	99.2	0.244
Mão direita	-0.013	-0.258	0.878	175	5.66	131	0.069
Mão esquerda	0.001	0.264	0.878	-175	5.66	49.3	0.069
Cintura escapular	-0.030	0	1.42	90	0.012	180	0.345
Cintura pélvica	-0.024	0	0.894	-90	0	0	0.152
Coxa direita	-0.049	-0.082	0.7	178	-7.15	-105	0.393
Coxa esquerda	-0.049	0.082	0.7	-178	-7.15	-75	0.393
Perna direita	-0.083	-0.085	0.289	-179	-2.51	-69.4	0.432
Perna esquerda	-0.083	0.085	0.289	179	-2.51	-111	0.432

4.5.1 Modelo do pé

Os primeiros estudos em biomecânica não consideravam um modelo realista do contacto do pé como o solo. No entanto, nos últimos anos o número de estudos nesta área tem vindo a aumentar, porque este contacto é um pré-requisito da simulação da marcha humana. Embora este trabalho não tenha como objetivo simular a marcha humana, é necessário representar as regiões do pé que estão em contacto com o solo, no sentido de simular os movimentos que serão descritos no capítulo seguinte. Assim, a geometria do pé do modelo desenvolvido baseou-se em MBS referidos na literatura.

Assim, estão descritos na literatura vários modelos 2D e 3D, com várias geometrias e propriedades de contato. Contudo, neste subcapítulo serão apresentados apenas alguns deles.

Peasgood et al. (2007) simulou a marcha humana usando um modelo antropométrico constituído por 7 segmentos e 9 graus de liberdade. O contato entre o pé e o solo é feito através de pontos de contato (Matthew et al., 2009).

Millard et al. (2008) propôs três modelos de contato simples com base no contacto esfera-plano. O primeiro modelo é constituído por um único corpo rígido, com duas esferas, uma no calcanhar e outra na articulação metacarpal. No segundo modelo adicionou um corpo na ponta do pé e no terceiro adicionou um corpo suplementar para melhorar o contato do pé com o solo - Figura 4-6 (Matthew et al., 2009).

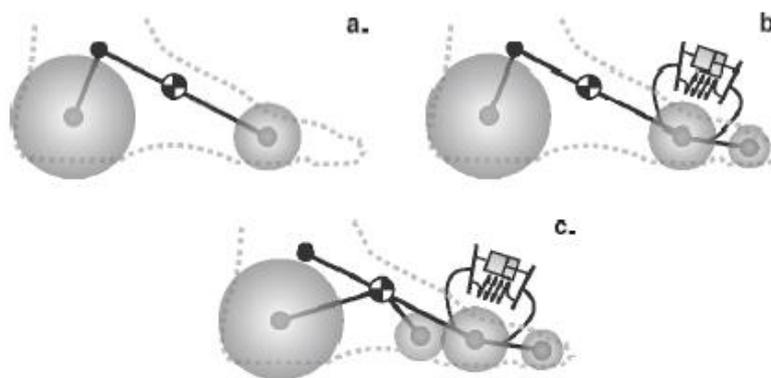


Figura 4-6 Modelo apresentado por Millard et al. (2008)

Moreira et al. (2009) apresentou um modelo 3D constituído por 9 esferas (6 na superfície plantar e 3 nos dedos), sendo que as articulações metatarsofalângicas foram representadas por uma única junta de revolução - Figura 4-7.

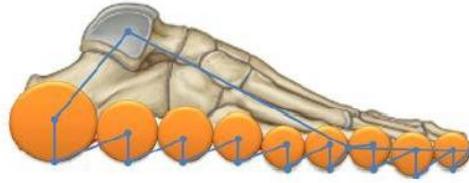


Figura 4-7 Modelo apresentado por Moreira et al. (2009).

Pàmies-vilà et al. (2012) desenvolveram um modelo 3D do pé, em que a planta do pé foi representada por quatro esferas. A rotação entre os metatarsos e as falanges proximais foi representada por uma junta esférica - Figura 4-8.

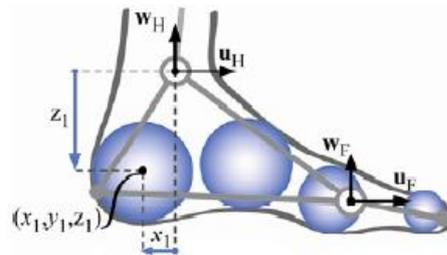


Figura 4-8 Modelo desenvolvido por Pàmies-vilà et al. (2012).

Millard and Kecskeméthy (2015) desenvolveram um modelo 3D constituído por dois discos de contato, que representam o calcanhar e o antepé. A articulação metatarsal foi representada por uma junta de revolução que permite que o disco do antepé rode em relação ao disco do calcanhar. A musculatura dos dedos dos pés foi representada por um elemento mola-amortecedor em paralelo com a junta de revolução - Figura 4-9.

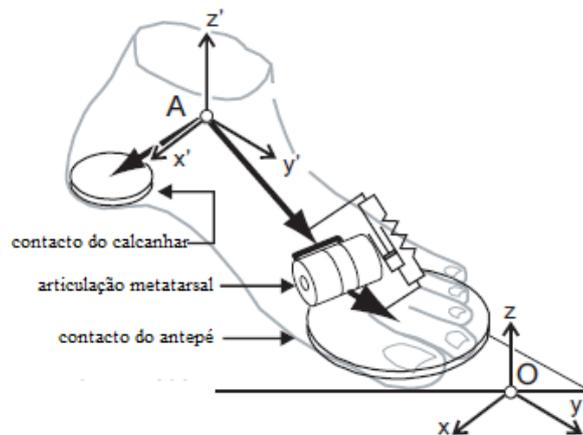


Figura 4-9 Modelo apresentado por Millard and Kecskeméthy (2015).

A partir dos modelos referidos anteriormente definiu-se o modelo do pé do presente estudo, representado na Figura 4-10. Este é constituído por duas esferas, uma no calcâneo e outra na falange do polegar, uma vez que é uma geometria simples e computacionalmente eficiente. Deste modo, foi criado um corpo adicional, de raio e massa desprezável, para permitir a ligação física entre as esferas, não adicionando mobilidade ao sistema. As esferas estabelecem o contato entre a parte dianteira e a parte traseira do pé, apresentando as dimensões dos ossos humanos - Tabela 4-2. A posição e o raio das esferas foram determinados a partir do esqueleto humano, no AutoCAD. Os restantes parâmetros, tais como o coeficiente de restituição e atrito das esferas, não são relevantes para o estudo em causa - Tabela 4-3.

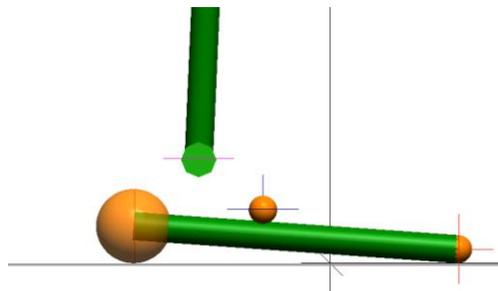


Figura 4-10 Modelo do pé.

Tabela 4-2 Posição, ângulo e dimensões dos corpos rígidos do pé do modelo.

Corpos rígidos	Posição (m)			Ângulo (°)			Comprimento ou raio (m)
	X	Y	Z	X	Y	Z	
Esfera do calcâneo direito	-0.138	-0.0817	0.0264	0	0	0	0.0264
Esfera do calcâneo esquerdo	-0.138	0.0817	0.0264	0	0	0	0.0264
Esfera do polegar direito	0.0901	-0.0817	0.01	0	0	0	0.01
Esfera do polegar esquerdo	0.0901	0.0817	0.01	0	0	0	0.01
Cilindro direito	-0.024	-0.0817	0.0182	180	85.9	90	0.229
Cilindro esquerdo	-0.024	0.0817	0.0182	180	85.9	90	0.229

Tabela 4-3 Parâmetros das esferas de contato do modelo.

Esfera	Coefficiente de restituição	Coefficiente de atrito	Raio da esfera (m)
Calcâneo	0	1	0.0264
Falange do dedo do polegar	0	1	0.01

4.5.2 Graus de liberdade e amplitude de movimento das articulações

As articulações humanas do modelo desenvolvido foram representadas no WM através de vários tipos de elementos: conjuntos mola-amortecedor de rotação, juntas rotóides e acionadores rotativos. A escolha do tipo de juntas usadas para representar as articulações humanas depende essencialmente dos movimentos que se pretendem simular neste trabalho e da amplitude permitida por cada uma das juntas.

Os graus de liberdade de cada junta também foram atribuídos de acordo com os movimentos que se pretendem simular. Por exemplo, a articulação do ombro tem 3 GDL mas no presente trabalho foram atribuídos 2 GDL porque o movimento de rotação é irrelevante para este estudo.

No total, o modelo tem 32 graus de liberdade:

- Número de corpos: 17
- Número de juntas:
 - 1 GDL- Flexão/Extensão da articulação do pulso
 - 1 GDL- Flexão/Extensão da articulação do cotovelo
 - 2 GDL- Abdução/adução, extensão/flexão da articulação do ombro
 - 2 GDL- Abdução/adução e extensão/flexão da articulação do quadril
 - 2 GDL- Dorsiflexão/flexão plantar e abdução/adução da articulação do tornozelo
 - 3 GDL- Flexão lateral, flexão/extensão e rotação axial da articulação C7-T1
 - 3 GDL- Flexão lateral, flexão/extensão e rotação axial da articulação T12-L1
 - 3 GDL- Flexão lateral, flexão/extensão e rotação axial da articulação L5-S1
 - 1 GDL- Rotação axial da articulação C1-C2
 - 1 GDL- Flexão/ extensão da articulação do joelho
 - 1 GDL- resulta do contato entre o pé e o solo

A Tabela 4-4 apresenta os limites destas articulações com base na literatura. É de referir que a posição dos braços do modelo não coincide com a posição descrita na literatura. Logo, foi necessário ajustar os limites referidos na literatura (Faller and Schuenke, 2004) para a posição do modelo.

Tabela 4-4 Amplitude das articulações do modelo (Faller and Schuenke, 2004; White and Panjabi, 1990).

Tipo de articulação	Eixo	Tipo de movimento	Limites (°)	
			Limite mínimo	Limite máximo
Ombro	X	Abdução/adução	-144.4	45.6
	Y	Extensão/flexão	-48.16	151.84
	Z	Rotação interna/ externa (direito)	-70	60
	Z	Rotação externa/interna (esquerdo)	-60	70
Cotovelo	Y	Extensão/Flexão	-20.8	129
Quadril	X	Adução/abdução (direita)	-25	35
	X	Abdução/adução (esquerda)	-35	25
	Y	Extensão/flexão	-15	140
	Z	Rotação interna/ externa (direita)	-35	45
	Z	Rotação externa/interna (esquerda)	-45	35
Tornozelo	X	Supinação/pronação (esquerdo)	-60	30
	X	Pronação / Supinação (direito)	-30	60
	Y	Flexão plantar /dorsiflexão	-45	25
Joelho	Y	Extensão/flexão	0	160
Pulso	Y	Extensão/flexão	-30	15
L5-S1	X	Flexão lateral	-29	29
	Y	Extensão/Flexão	-14	60
	Z	Rotação axial	-9	9
T12-L1	X	Flexão lateral	-76	76
	Y	Flexão/extensão	-38	38
	Z	Rotação axial	-71	-71
C7-T1	X	Flexão lateral	-61	61
	Y	Flexão/extensão	-68	68
	Z	Rotação axial	-32	32
C1-C2	Z	Rotação axial	-40	45

Capítulo 5 – Validação do Modelo

Este capítulo descreve as etapas para a validação do modelo. Para validação do sistema multicorpo, foram utilizados resultados experimentais publicados pela equipa *Loading of Orthopaedic Implants* (OrthoLoad), Julius Wolff Institute, Universitätsmedizin Berlin, medidos *in vivo*.

Para tal, selecionaram-se dois casos de movimentação simples, flexão frontal e flexão lateral, e, a partir dos vídeos disponibilizados, simularam-se estes movimentos no WM.

5.1 OrthoLoad

O OrthoLoad é uma base de dados, que contém informação sobre as cargas que atuam em implantes ortopédicos monitorizáveis. A informação sobre as forças e os binários é recolhida *in vivo*, utilizando implantes instrumentados com transmissão de dados por telemetria. Atualmente, a base de dados está disponível para implantes da articulação do quadril, ombro, joelho, substituição do corpo vertebral e fixador espinal interno (Bergmann, 2008).

A partir da base de dados é possível selecionar o implante a estudar, a atividade ou até mesmo um ou vários pacientes. Todos os ensaios são apresentados graficamente, contendo as forças e os binários dependentes do tempo, as imagens de vídeo dos pacientes e os dados numéricos. Os dados numéricos podem ser utilizados, por exemplo, em estudos de elementos finitos ou em simuladores de articulações (Bergmann, 2008).

As fraturas extensas de um corpo vertebral ou tumores na coluna vertebral por vezes requererem a substituição de um corpo vertebral através de implante, no sentido de manter as condições normais de transferência de cargas que ocorre na coluna vertebral (Bergmann, 2008).

Na Figura 5-1 está representado o dispositivo de substituição do corpo vertebral – *vertebral body replacement* (VBR) - que foi utilizado para a substituição dos corpos vertebrais. Para determinação das cargas, o implante de substituição de corpos vertebrais comercialmente disponível, SYNEX (Synthes GmbH, Oberdorf, Switzerland), foi modificado (Bergmann, 2008). O VBR permite a medição *in vivo* dos três componentes de forças e três binários que atuam sobre o implante. Para tal, dispõe

de um transmissor de telemetria com nove canais no interior do cilindro do implante, juntamente com seis sensores de carga e uma bobina para o fornecimento de energia indutiva (Rohlmann et al., 2008).

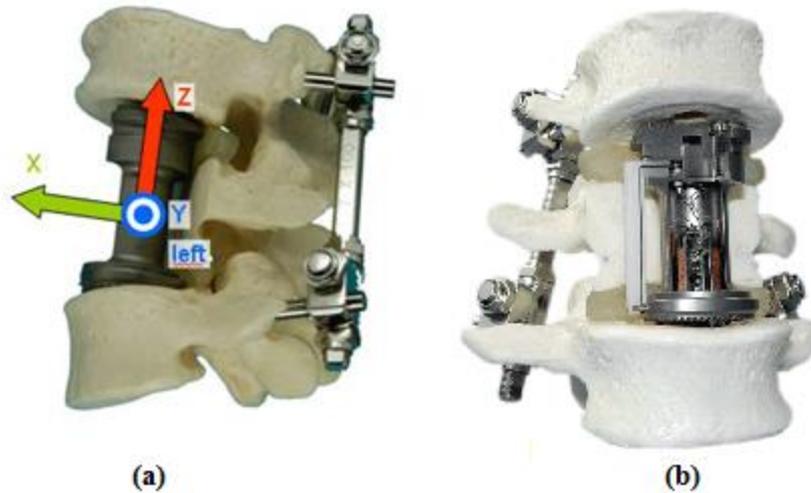


Figura 5-1 Substituição do corpo vertebral do OrthoLoad: (a) Sistema de coordenadas; (b) Implante instrumentado {adaptado de Bergmann (2008)}.

5.2 Medição dos esforços no VBR

O movimento flexão lateral descrito pela equipa OrthoLoad foi realizado por um paciente do sexo masculino, com 71 anos e 72 kg de massa e a flexão frontal foi realizada por um paciente do sexo masculino, 71 anos, 169 cm de altura e 74 kg de massa. Ambos os pacientes sofreram uma fratura na primeira vértebra lombar (L1) (Bergmann, 2008; Rohlmann et al., 2008).

Nestes casos, a coluna vertebral é imediatamente estabilizada por um dispositivo de fixação interna da coluna vertebral, implantado na parte posterior da coluna, representado na Figura 5-2 (Bergmann, 2008; Rohlmann et al., 2008).

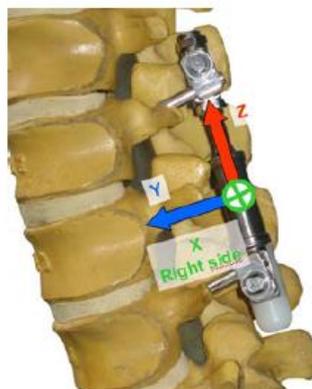


Figura 5-2 Dispositivo de fixação interna da coluna vertebral {adaptado de Bergmann (2008)}.

Assim, em primeiro lugar, foi implantado um dispositivo de fixação interna para estabilizar a coluna. Numa segunda operação, foram removidas as partes do corpo fraturado e os discos intervertebrais adjacentes, sendo inserido o VBR telemeterizado na cavidade criada. A posição do VBR na coluna vertebral foi apurada através de imagens raio-X. O dispositivo de fixação interna permaneceu no paciente após a inserção do VBR e foi adicionado material ósseo para melhorar a estabilidade do implante (Bergmann, 2008; Rohlmann et al., 2008).

Assim, nos pacientes em que foram determinadas as forças e binários, a carga foi partilhada pelo VBR, pelo dispositivo de fixação interna da coluna, pela restante parte da vértebra e pelo enxerto ósseo adicionado (Rohlmann et al., 2008).

A Figura 5-3 ilustra o procedimento utilizado pela equipa OrthoLoad para determinar as forças e os binários a que o paciente está sujeito durante as atividades diárias. Os sinais medidos no VBR foram transmitidos a um dispositivo externo de receção de sinal - *teleport*. As atividades dos pacientes foram gravadas em vídeo e os dados do implante também foram registados.

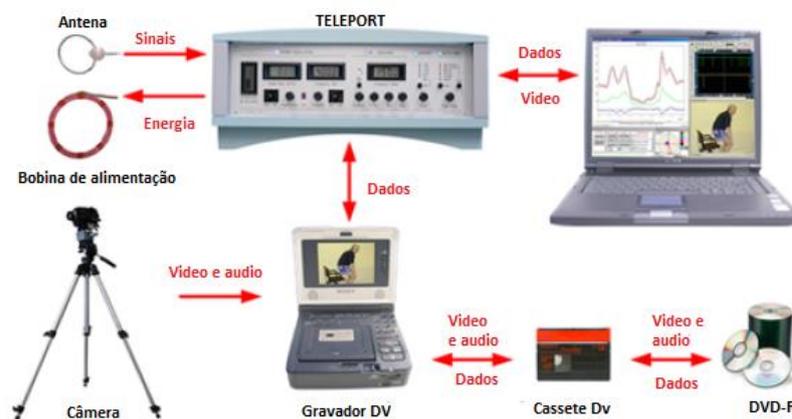


Figura 5-3 Aquisição dos sinais e dos esforços medidos no VBR com transmissor de telemetria {adaptado de Bergmann (2008)}.

A equipa OrthoLoad determinou uma curva média aritmética no sentido de obter resultados de força e binário em função do tempo normalizados, uma vez que as cargas medidas nas articulações variam fortemente de paciente para paciente, apresentando ainda um desfasamento temporal. Para calcular a curva média arimética utilizaram o *software* "averdtw.dll", que calcula um sinal médio de diversas variáveis, sinais dependentes do tempo, usando um algoritmo dinâmico de ajuste temporal, no sentido de corrigir esse desfasamento (Bergmann, 2008).

5.3 Flexão lateral

Neste subcapítulo são abordadas as etapas necessárias para simular o movimento de flexão lateral no WM. Conseguida a mobilidade do modelo e verificada a sua conformidade, quantificaram-se os esforços a que a zona lombar está sujeita durante a flexão lateral e compararam-se os resultados obtidos com os resultados experimentais publicados pela equipa OrthoLoad.

5.3.1 Simulação da flexão lateral e quantificação dos esforços

Para simular o movimento de flexão lateral a partir do vídeo disponibilizado pela equipa OrthoLoad, foi necessário referenciar os pontos relevantes, através dos quais se determinaram os ângulos em função do tempo das articulações responsáveis pela reprodução do movimento.

Assim sendo, a partir da análise do vídeo verificou-se que as principais articulações são: C7-T1, T12-L1 e L5-S1, quadril e tornozelo.

Após a identificação das articulações responsáveis pelo movimento, determinou-se a posição de cada uma destas em função do tempo, através da ferramenta PhysMo. Este *software* permite analisar *frame-to-frame* o movimento de um ponto ou vários pontos durante o vídeo.

Na Figura 5-4 está representada a primeira *frame* do movimento de flexão lateral. O primeiro passo consistiu em definir um sistema de coordenadas. Depois, percorreu-se o vídeo e foram registadas todas as *frames*. Para cada *frame* estudada, apurou-se a posição de cada uma das articulações em causa.

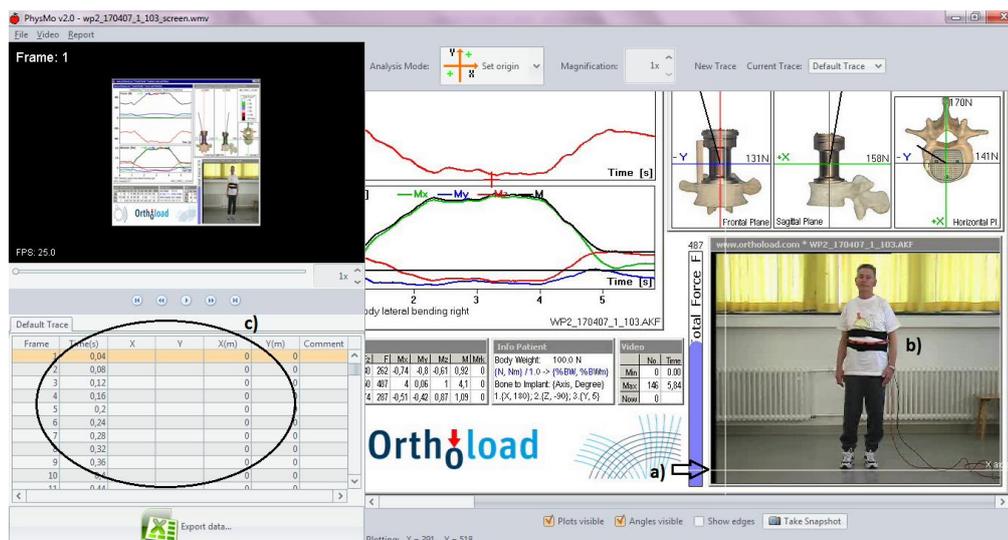


Figura 5-4 Janela do *software* PhysMo, do movimento de flexão lateral: (a) Sistema de coordenadas; (b) Paciente onde serão colocados os pontos relevantes que correspondem às articulações; (c) Coordenadas das articulações em função do tempo.

No entanto, não foi possível identificar com exatidão as articulações no paciente. Assim, para diminuir os erros que possam resultar da localização das articulações no paciente, utilizou-se o *software* AutoCAD. Selecionaram-se algumas das *frames* disponibilizadas pelo *software* PhysMo, nomeadamente a *frame* que corresponde a posição inicial (0 segundos), as *frames* que correspondem a posições intermédias (2,00 e 4,52 segundos), a *frame* que corresponde a flexão máxima (3,92 segundos) e a posição final (5,80 segundos). Estas foram inseridas individualmente no AutoCAD, bem como uma imagem do esqueleto humano que permite a identificação das articulações com exatidão.

Na Figura 5-5 está representada a localização das articulações no paciente e no esqueleto, para o instante de tempo que corresponde à posição inicial.

Em primeira instância, as articulações foram identificadas no esqueleto humano e, em seguida, no paciente. Para cada uma das *frames selecionadas* repetiu-se este procedimento, obtendo-se assim as coordenadas das articulações em função do tempo.

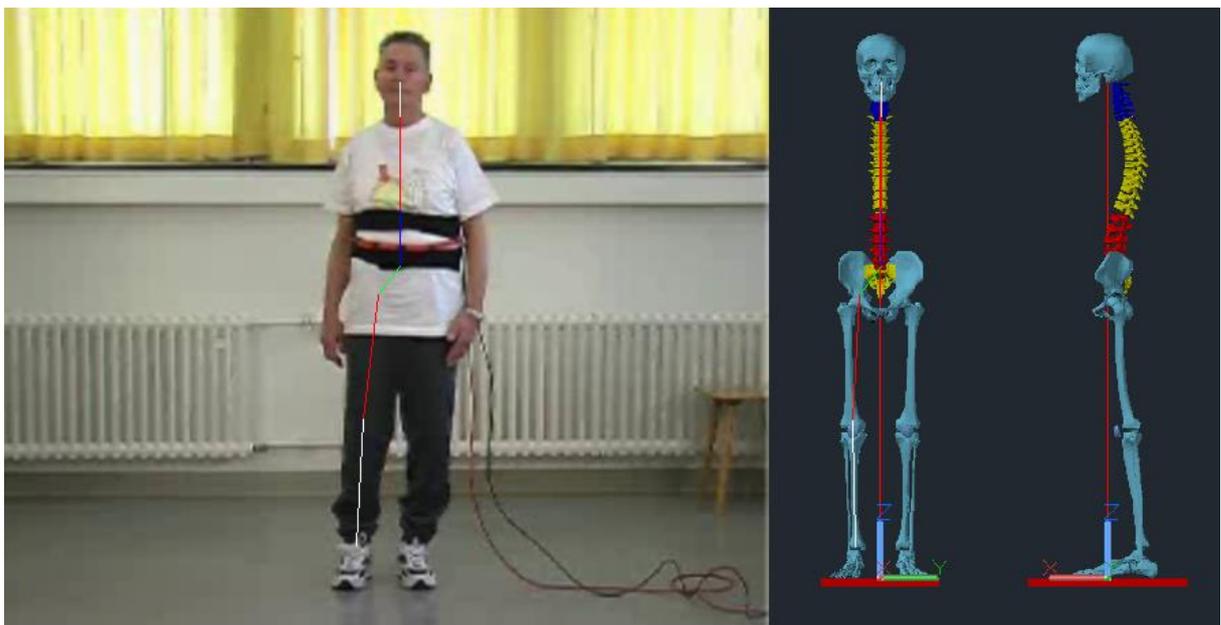


Figura 5-5 Posição das articulações no paciente e no esqueleto humano para a posição inicial, recorrendo ao *software* AutoCAD.

Na Figura 5-6 está representada a posição das articulações de acordo com os instantes de tempo indicados. Seguidamente, determinaram-se os ângulos entre segmentos, correspondentes às posições angulares das articulações em função do tempo, através do *software* AutoCAD.

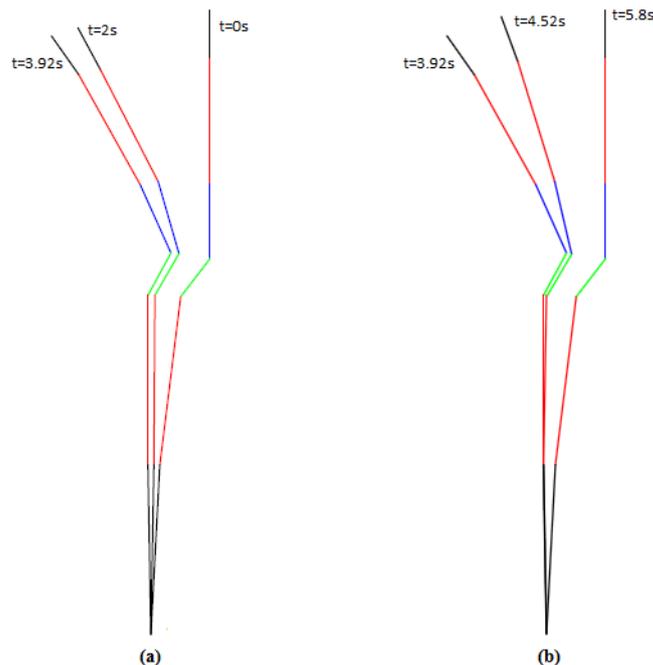


Figura 5-6 Posição das articulações em função do tempo: (a) Flexão lateral; (b) Retorno à posição neutra, recorrendo ao *software* AutoCAD.

Os ângulos em função do tempo foram introduzidos nas respetivas juntas, sob a forma de tabelas de controlo angular – exemplo na Figura 5-7.

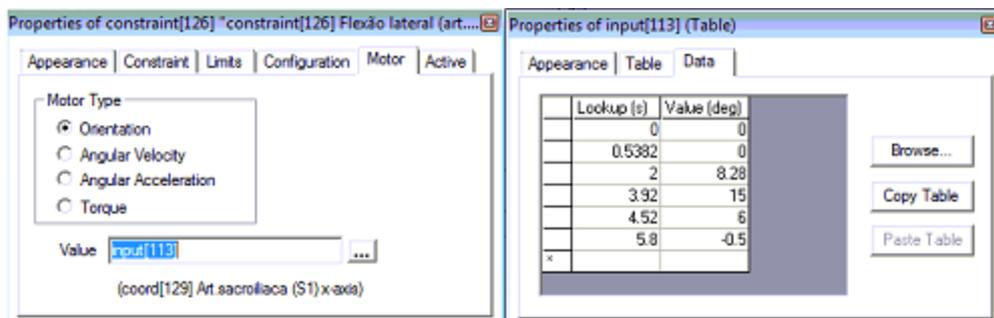


Figura 5-7 Exemplo do *input* da junta para a articulação sacroiliaca.

A partir do *input* (tabelas de controlo angular) das articulações referidas, simulou-se o movimento de flexão lateral no WM. Verificou-se que nos instantes iniciais e finais do retorno à posição neutra o modelo apresentava alguma instabilidade devido à vibração. Assim, iniciou-se a simulação com alguma antecedência, em relação ao início do movimento, de modo a estabilizar o modelo. Para além disso, o *input* das articulações não foi realizado com valores tabelados, mas sim a partir das expressões analíticas do ângulo em função do tempo, que permitem calcular as etapas de integração de uma forma contínua.

Na Figura 5-8 estão representados os ângulos das articulações em função do tempo, obtidos para a simulação da flexão lateral. Estes foram construídos recorrendo ao *software* SigmaPlot, juntamente com as equações com o melhor ajuste possível para cada uma das curvas. A equação da linha de regressão de cada situação é do tipo gaussiano, de três parâmetros, representada na Equação (5-1). O desvio médio quadrático, R^2 , corresponde a 0,9707; 0,9643; 0,9167; 0,9284; 0,8947, para as articulações C7-T1, T12-L1, L5-S1, quadril e tornozelo, respetivamente.

$$y = a * \exp(-0.5 * ((X - X_0) / b)^2) \quad (5-1)$$

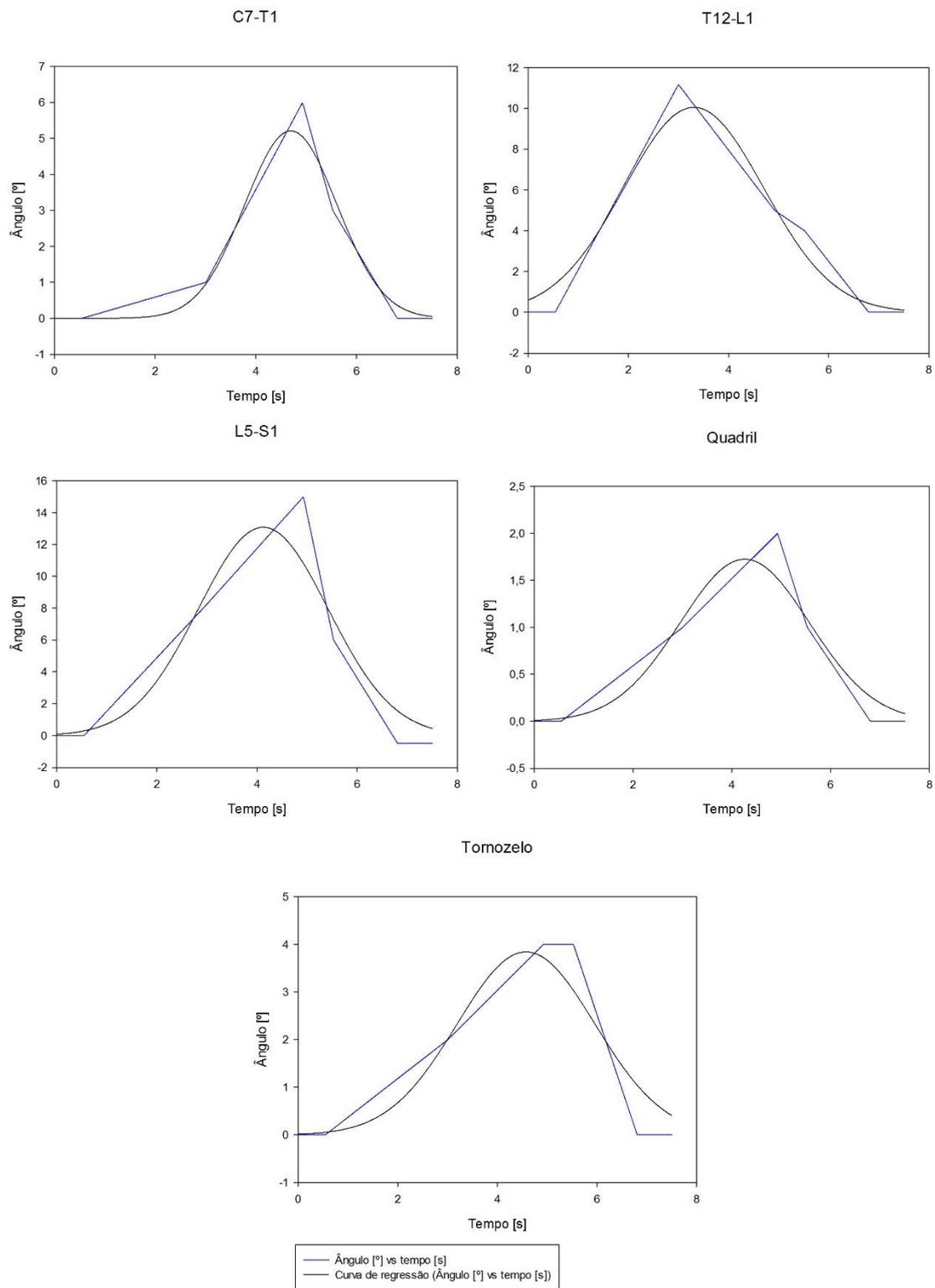


Figura 5-8 Representação gráfica do ângulo das articulações: C7-T1, T12-L1, L5-S1, quadril e tornozelo em função do tempo.

A Tabela 5-1 resume as equações de movimento de cada uma das articulações e na Figura 5-9 está representado um exemplo de uma equação inserida na junta.

Tabela 5-1 Equações das juntas usadas na simulação do movimento de flexão lateral.

Movimento	Coefficientes da equação
Articulação C7-T1	a=5.2087; b=0.9168; xo= 4.6963
Articulação T12-L1	a=10.0526; b= 1.3943; xo=3.3088
Articulação L5-S1	a=13.0789; b=1.2989; xo=4.1250
Articulação do quadril	a=1.7253; b=1.3122; xo=4.2645
Articulação do tornozelo	a=3.8416; b=1.3820; xo=4.5769

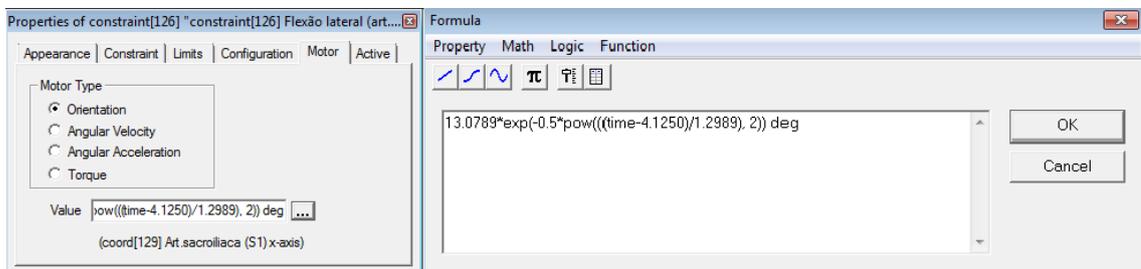


Figura 5-9 Exemplo do *input* do motor para a articulação sacroiliaca.

Deste modo, a flexão lateral descrita pelo modelo está de acordo com o movimento realizado pelo paciente. Na Figura 5-10 está representado o modelo na posição inicial e no instante em que a flexão é máxima. O modelo inicialmente encontrava-se numa posição relaxada e começou a inclinar-se para o lado direito segundo o plano sagital, até atingir o ângulo máximo de flexão, em aproximadamente 3,92 segundos. A partir do instante em que o modelo atingiu a flexão lateral máxima começou a recuperar da inclinação, até atingir a posição inicial.

Por último, procedeu-se à quantificação dos esforços na ligação entre a zona torácica e lombar do modelo, mais especificamente no *motion segment* T12-L1. O *motion segment* (MS) é a unidade funcional mais pequena da coluna vertebral que consiste em duas vértebras adjacentes e disco intervertebral (Adams et al., 2009) .

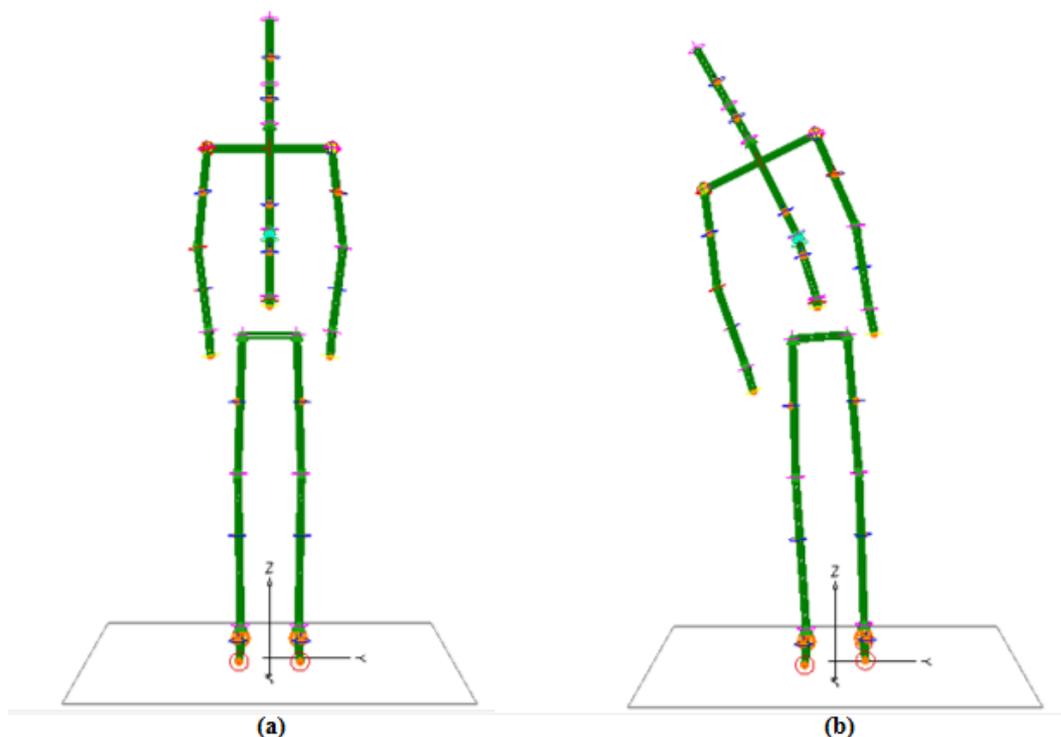


Figura 5-10 Simulação da flexão lateral no WM, vista frontal: (a) Posição neutra; (b) Flexão lateral máxima.

5.3.2 Resultados e discussão

Antes de proceder à análise e discussão de resultados é importante referir que as curvas determinadas no WM apresentam mais “ruído” do que as curvas publicadas pela equipa OrthoLoad porque não tiveram qualquer tipo de tratamento. Por outro lado, embora as cargas determinadas no VBR variem de um teste para o outro, os resultados dos vários testes realizados experimentalmente foram agrupados e tratados estatisticamente (Bergmann, 2008).

A comparação entre as forças determinadas pelo modelo e pela equipa OrthoLoad, durante o movimento de flexão lateral, serão apresentadas de seguida. Na Figura 5-11, são apresentadas as curvas da força no plano sagital, para o modelo e para a equipa OrthoLoad. Relativamente à curva obtida pelo modelo, à medida que a inclinação aumenta, a força no plano sagital diminui ligeiramente, até atingir um valor mínimo. Posteriormente, a força aumenta até atingir um valor máximo. Após este máximo, diminui novamente.

A curva publicada pela equipa OrthoLoad tem um comportamento semelhante, em termos de tendência, visto que com o aumento da inclinação, a força vai diminuindo, até atingir um valor mínimo

(4,06 N) aos 4,1 segundos, aproximadamente. No retorno à posição neutra, as forças aumentam, alcançando um valor sensivelmente idêntico ao inicial. Finalmente, e tal como na curva do modelo, a força diminui ligeiramente.

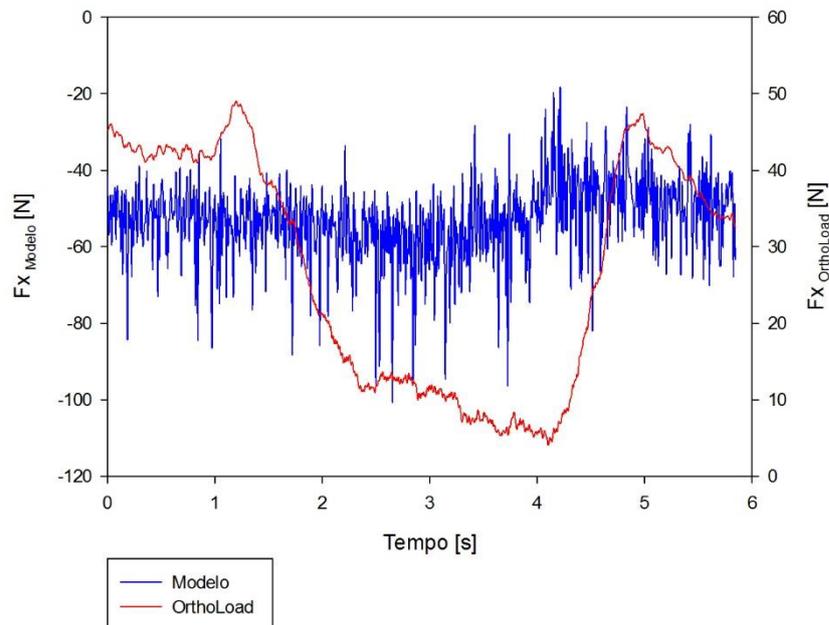


Figura 5-11 Comparação da força no plano sagital do modelo com a força medida *in vivo* pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.

Analisando estas duas curvas, é possível verificar que os valores de força obtidos em função do tempo no modelo são discrepantes em relação aos valores medidos no VBR. Para um intervalo de tempo de 5,8 segundos, os valores da força oscilam entre 4,1 e 49 N no VBR e os -100 e -18 N no modelo. De notar que as forças no modelo são negativas devido ao sentido arbitrado como positivo pelo WM ser contrário ao do VBR, no caso específico deste plano.

Esta discrepância de valores é expectável, dado que o modelo está dotado apenas da componente esquelética para descrever o movimento pretendido ao longo do tempo.

A estabilidade *in vivo* é garantida pelos músculos que rodeiam a coluna vertebral. Estes, juntamente com o peso da parte superior do corpo, representam as principais fontes de cargas que atuam na coluna vertebral. Uma função importante da coluna consiste em apoiar a parte superior do corpo, transmitindo forças e binários para a parte inferior do corpo durante as atividades diárias (Zhu and Rohlmann, 2014). Assim, as solicitações na coluna não dependem só das restrições biomecânicas impostas pela estrutura óssea, mas também pela estrutura muscular.

É de referir ainda que, nos pacientes a carga foi partilhada pelo VBR, dispositivo de fixação interna e pelo enxerto ósseo adicionado. Pelo que ainda não é muito claro, a parte da carga que foi adquirida pelo VBR (Rohlmann et al., 2008). Isto pode significar que os esforços a que a zona lombar está sujeita durante as atividades diárias podem ser ligeiramente superiores aos valores apresentados pela equipa OrthoLoad, uma vez que correspondem apenas aos esforços medidos no VBR. Isto também pode contribuir para a diferença de valores uma vez que no modelo os esforços medidos correspondem aos esforços totais a que a zona lombar está sujeita.

Para além disso, Rohlmann et al. (2008) mediu a força em três pacientes na posição vertical. Todos os pacientes sofreram uma fratura na primeira vértebra lombar, tinham mais de 60 anos, tinham quase a mesma altura e a massa variava entre 64 e 74 Kg. Verificou-se que a diferença na força resultante era cerca de 380, 250 e 180 N, o que levou a concluir que as forças medidas no VBR variam de paciente para paciente. O modelo não apresenta a mesma altura e massa que o paciente que realizou a flexão lateral, pelo que este fato pode também contribuir ligeiramente para a diferença de valores obtidos.

Concluiu-se que as cargas determinadas experimentalmente *in vivo* pela equipa OrthoLoad podem ser muito úteis para validar modelos biomecânicos. Contudo, os dados apresentados devem ser utilizados com prudência na validação de modelos, uma vez que eles não representam as cargas totais da coluna (Rohlmann et al., 2008).

Relativamente às curvas da força no plano frontal, representadas na Figura 5-12, é possível verificar que a força medida no modelo apresenta inicialmente valores negativos. À medida que a inclinação aumenta, a força tende para zero, sendo que aos 3,92 segundos a força inverte o seu sentido, tornando-se positiva, sendo que continua a aumentar até atingir um máximo de 700 N, sensivelmente.

No que concerne aos resultados obtidos pelo modelo, a força determinada no mesmo plano pela equipa OrthoLoad apresentou um comportamento diferente, ou seja, não inverteu o seu sentido e os valores da força aumentam até atingir um valor máximo, voltando a diminuir a carga até atingir um valor mínimo. Este comportamento repete-se ao longo de todo o movimento.

Verificou-se novamente uma grande dispersão dos valores obtidos pelo modelo e pela equipa OrthoLoad. Assim, as forças medidas experimentalmente oscilam entre os 55 e 86 N e as forças determinadas no modelo oscilam entre os -700 e 700 N. Tal como no plano sagital, as forças determinadas no WM são superiores devido a ausência da estrutura muscular. Neste caso, a diferença

é ainda mais evidente porque o movimento de flexão lateral ocorre essencialmente segundo este plano e conseqüentemente os esforços são maiores.

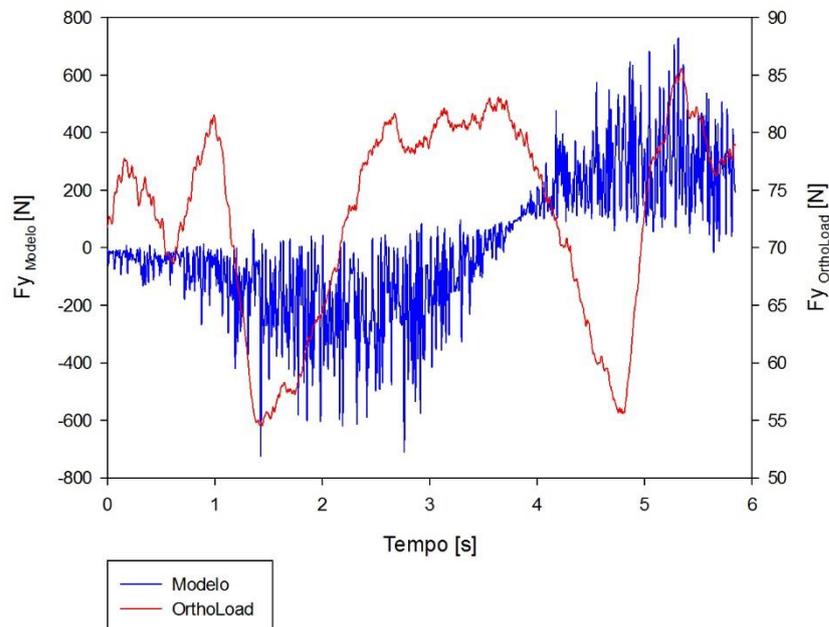


Figura 5-12 Comparação da força no plano frontal do modelo com a força medida *in vivo* pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.

As curvas da força no plano transversal, para o modelo e OrthoLoad, são apresentadas na Figura 5-13. Nos primeiros instantes a força medida no modelo apresenta um valor aproximadamente constante, sensivelmente próximo dos -300 N. Conseqüentemente, a força vai diminuindo até atingir um valor mínimo de -400 N. No retorno à posição neutra, as forças aumentam, diminuindo ligeiramente nos últimos instantes.

A curva da força publicada pela equipa OrthoLoad tem um comportamento semelhante. Nos primeiros instantes a força varia entre -290 e -250 N. Nos instantes seguintes, com o aumento da inclinação lateral, a força diminui atingindo aproximadamente -467 N e seguidamente oscila entre -443 e -479 N até atingir a flexão máxima. No retorno à posição neutra, as forças aumentam até atingir um valor aproximadamente constante e idêntico ao inicial. Nos últimos instantes há uma diminuição ligeira da força.

As forças determinadas no modelo oscilam entre -400 e -200 N, enquanto as forças determinadas experimentalmente pelo VBR oscilam entre -479 e -250 N. Verificou-se que os valores de força são relativamente próximos em ambos os casos. Este resultado está de acordo com o esperado, pois a

estrutura muscular tem uma influência mínima na medição das forças no plano transversal durante a flexão lateral.

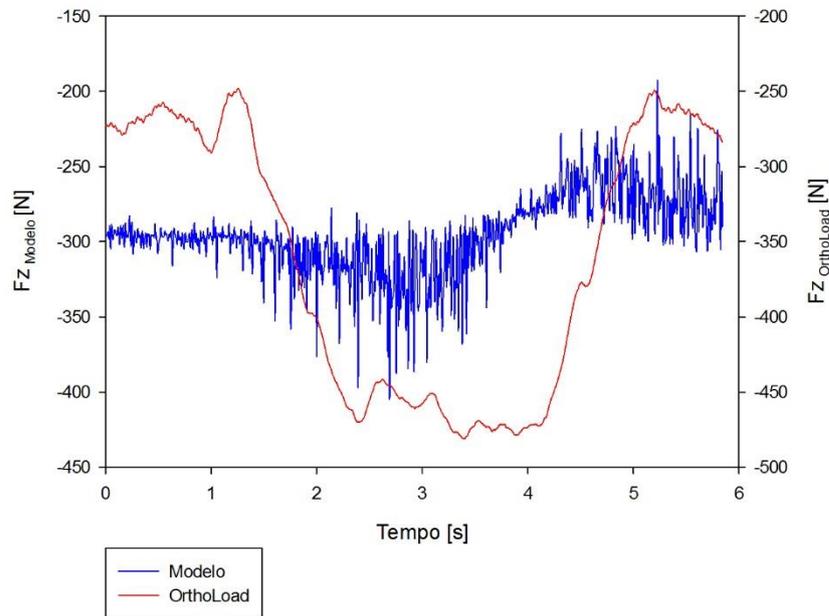


Figura 5-13 Comparação da força no plano transversal do modelo com a força medida *in vivo* pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.

Numa análise geral, as forças no plano transversal medidas no modelo e pela equipa OrthoLoad apresentam valores absolutos elevados. Estes valores são elevados até mesmo para a posição neutra, na qual não está a ser exercida nenhuma força provocada pela execução da atividade. Isto está de acordo com o esperado, uma vez que as forças exercidas na posição neutra correspondem essencialmente ao peso da parte superior do corpo. O peso da parte superior do corpo é aplicado no centro de gravidade deste corpo, na direção da componente transversal, no sentido do centro da terra. Assim, as forças neste plano são negativas dado que a força é aplicada no sentido contrário ao arbitrado como positivo no VBR e no WM.

Verificou-se ainda que as forças no plano sagital e transversal diminuem à medida que a inclinação lateral aumenta, até atingir o ângulo máximo de flexão. No retorno à posição neutra a inclinação diminui e as forças aumentam. Assim, à medida que há variações maiores da inclinação da parte superior do corpo, as forças que são exercidas na coluna diminuem, atingindo valores baixos para os instantes em que o ângulo de flexão é máximo. Deste modo, as cargas elevadas do VBR e modelo não estão necessariamente associadas com o aumento da inclinação.

É de referir ainda que as forças no plano frontal não estão de acordo com os dados publicados pela equipa OrthoLoad. A justificação mais plausível para este facto é, como já referido, a ausência da estrutura muscular. No entanto, pode concluir-se que o modelo é fiável na simulação do movimento de flexão lateral, uma vez que as restantes curvas da força apresentam o mesmo comportamento em termos de tendência que as curvas publicadas pela equipa OrthoLoad.

A comparação entre os binários obtidos no modelo e pela equipa OrthoLoad, durante o movimento de flexão lateral pode ser observada nas figuras seguintes. Relativamente às curvas do binário no plano sagital - Figura 5-14, à medida que a inclinação aumenta os binários medidos no modelo também aumentam, até atingirem um valor máximo. Após atingir o valor máximo, as forças diminuem e nos últimos instantes antes do retorno à posição neutra, o binário atinge valores negativos. O binário máximo medido no modelo corresponde aproximadamente a 38 Nm.

A curva publicada pela equipa OrthoLoad tem um comportamento semelhante, em termos de tendência, embora os binários sejam 10 vezes inferiores. No primeiro segundo, os binários medidos experimentalmente são negativos; de seguida aumentam, atingindo o valor máximo aos 4 Nm. No retorno à posição neutra verifica-se uma descida dos binários que estabilizam nos últimos instantes.

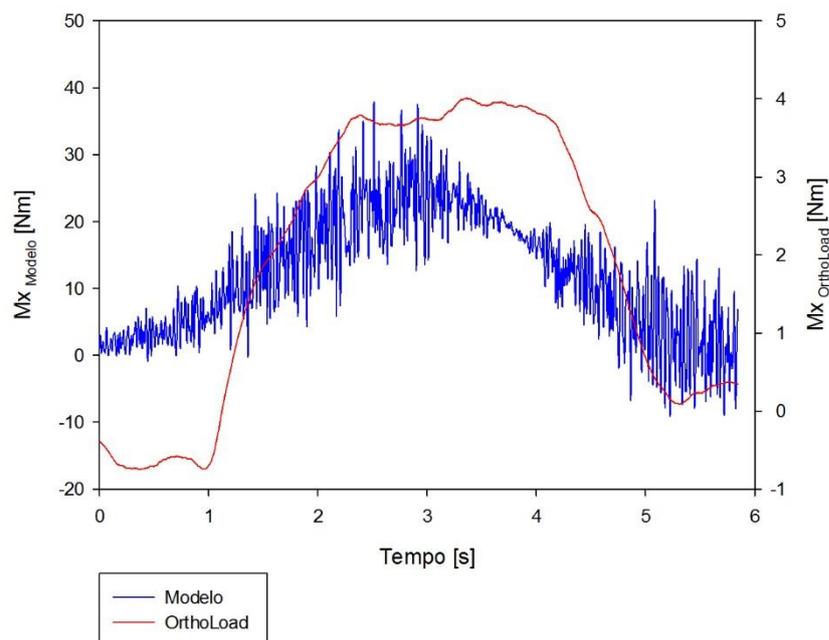


Figura 5-14 Comparação do binário no plano sagital do modelo com a força medida *in vivo* pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.

No que concerne às curvas do binário no plano frontal - Figura 5-15, o binário medido pelo modelo aumenta ligeiramente ao longo do movimento, apresentando um comportamento quase linear, com um valor médio de 7 Nm.

A curva do binário no mesmo plano publicada pela equipa OrthoLoad não apresenta o mesmo comportamento. Embora não corresponda ao resultado pretendido, esta curva está de acordo com o previsto, uma vez que as forças medidas no mesmo plano no modelo também apresentavam um comportamento diferente das forças medidas experimentalmente. Tal como referido para essa situação, esta divergência poderá resultar da inexistência da estrutura muscular. As forças musculares neste plano podem ser tão importantes, que a sua inexistência se pode ter traduzido não só em termos de valores, como também no comportamento da curva.

Nos primeiros instantes, os binários medidos no VBR variam entre -0,8 e -0,3 Nm, diminuindo à medida que a inclinação aumenta. No retomar à posição neutra, o binário apresenta uma subida abrupta atingindo os 0,08 Nm. Após este pico, os valores diminuem acentuadamente, até estabilizarem para o último instante. Verificou-se ainda que os binários medidos no modelo são 10 vezes superiores aos valores medidos experimentalmente.

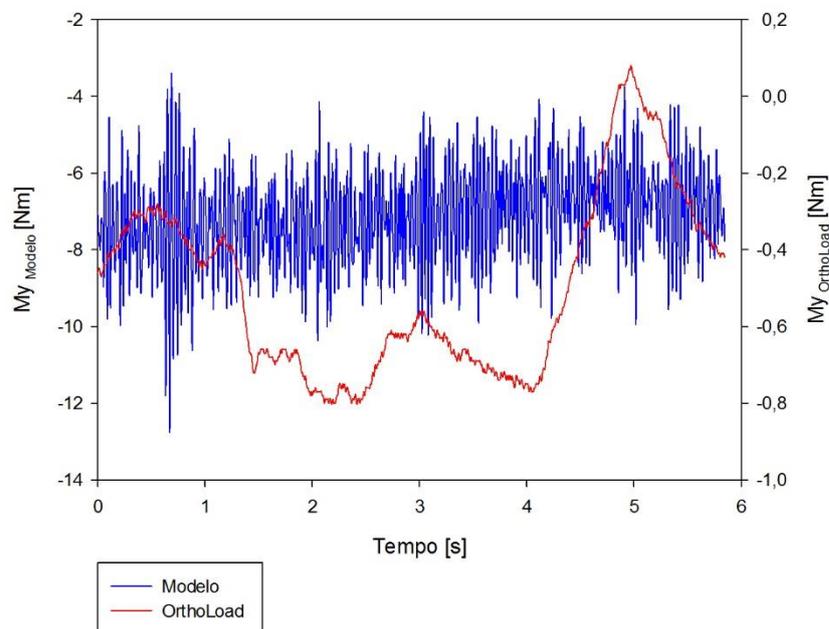


Figura 5-15 Comparação do binário no plano frontal do modelo com a força medida *in vivo* pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.

Nas curvas do binário no plano transversal - Figura 5-16, à medida que a inclinação aumenta, o binário medido no modelo diminui até atingir um valor mínimo, sensivelmente nos instantes em que

a flexão é máxima. No retorno à posição neutra, verifica-se um aumento do binário, que tende a estabilizar para os últimos instantes.

A curva do binário no mesmo plano publicada pela equipa OrthoLoad apresenta um comportamento semelhante: o binário diminui até atingir um valor mínimo que corresponde aproximadamente de -0,6 Nm, no instante em que a flexão é máxima; de seguida, o binário aumenta até atingir um valor máximo, voltando a diminuir ligeiramente até ao final do movimento. Nos primeiros e nos últimos instantes o valor do binário apresenta um valor máximo que é aproximadamente de 1,0 Nm em ambos os casos.

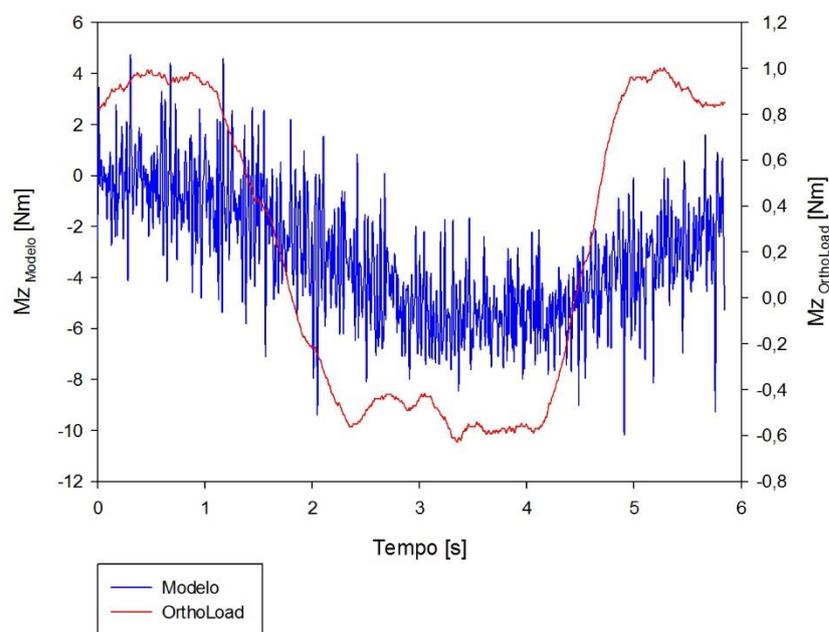


Figura 5-16 Comparação do binário no plano transversal do modelo com a força medida *in vivo* pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.

O plano sagital é o que apresenta valores mais elevados. Neste plano, o binário medido experimentalmente corresponde aproximadamente a 4 Nm, enquanto o binário medido no modelo corresponde aproximadamente a 38 Nm. Concluiu-se assim que o valor máximo ocorre segundo o mesmo plano, tal como esperado, embora seja 10 vezes superior. Esta divergência estará, mais uma vez, associada ao fato dos binários medidos no modelo serem maiores devido à inexistência da estrutura muscular, levando à redução das forças exercidas e consequentemente dos binários.

Em todos os casos, as cargas determinadas pelo VBR apresentam erros médios típicos inferiores a 2% para a força e 5% para os binários. No entanto, estes erros podem ser ligeiramente superiores, visto que os pontos de aplicação da carga nos pacientes podem ser diferentes dos utilizados durante

a calibração, sendo que estes erros são superiores para a componente do plano frontal. O motivo prende-se com o facto dos erros provenientes de todos os 6 sensores acumulados para esta componente serem compensados parcialmente por todos os outros (Rohlmann et al., 2007).

5.4 Flexão frontal

Neste subcapítulo são abordadas as etapas necessárias para simular o movimento de flexão frontal no WM. Posteriormente, quantificaram-se as forças e binários a que a zona lombar está sujeita e compararam-se os resultados obtidos com os resultados experimentais publicados pela equipa OrthoLoad.

5.4.1 Simulação da flexão frontal e quantificação dos esforços

Para simular o movimento de flexão frontal a partir do vídeo disponibilizado pela equipa OrthoLoad, foi necessário identificar as principais articulações responsáveis pela concretização do movimento. A partir da análise do vídeo verificou-se que as articulações C7-T1, T12-L1 e L5-S1 são responsáveis pelo movimento de flexão frontal.

Para determinar a localização das articulações no paciente recorreu-se novamente ao PhysMo e AutoCAD. Utilizou-se o mesmo procedimento descrito anteriormente para o movimento de flexão lateral. Na Figura 5-17 está representada a localização das articulações em causa no paciente e no esqueleto, para o instante de tempo inicial e na Figura 5-18 para o instante de tempo em que a flexão é máxima. Para os restantes instantes de tempo, a localização das articulações foi realizada da mesma forma.

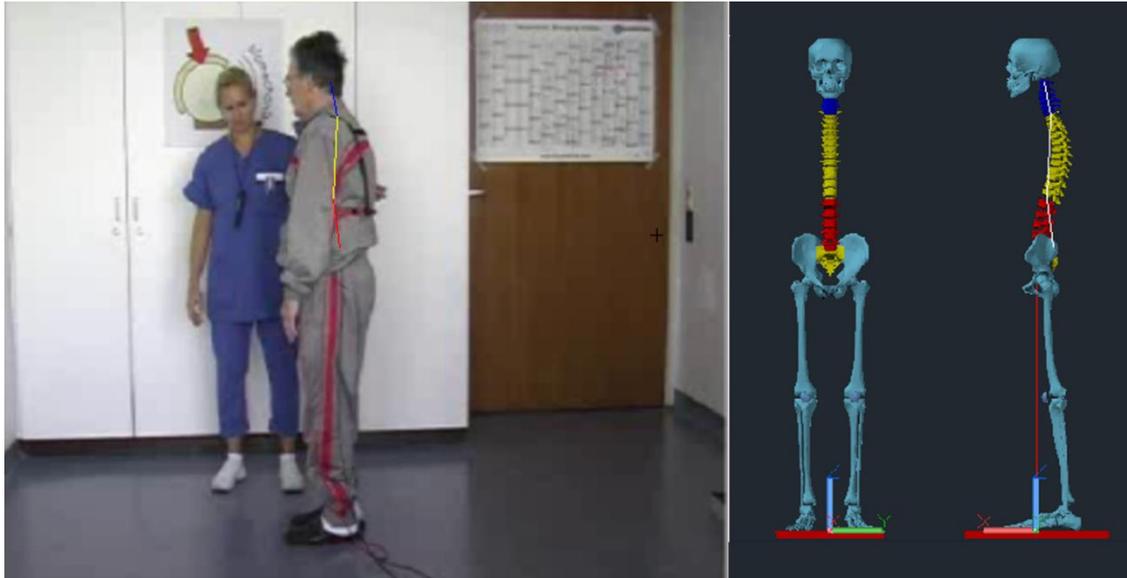


Figura 5-17 Posição das articulações no paciente e no esqueleto para o instante de tempo inicial, recorrendo ao *software* AutoCAD.

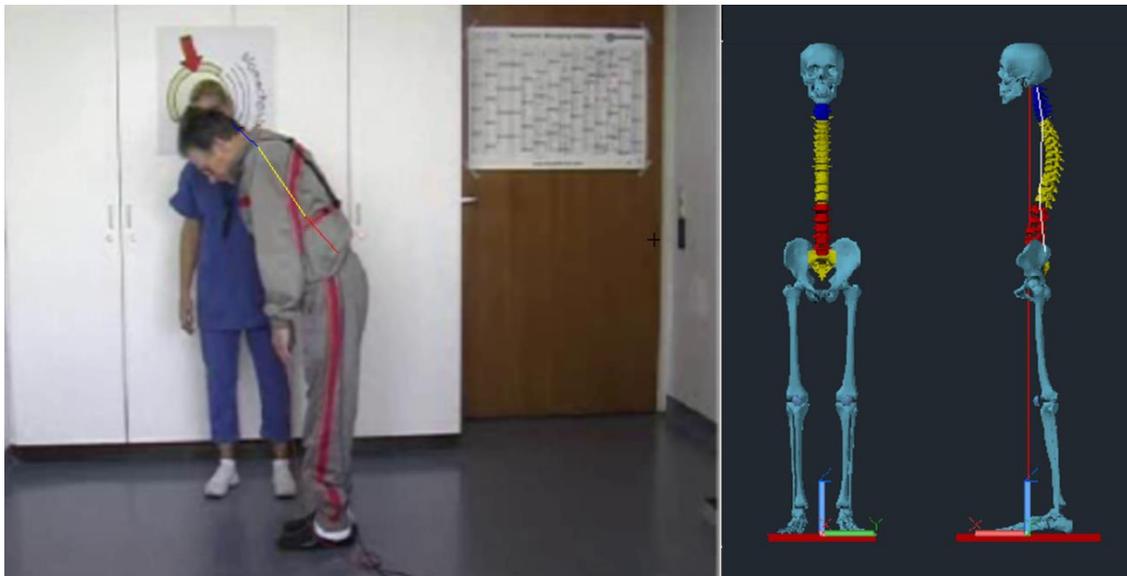


Figura 5-18 Posição das articulações no paciente e no esqueleto para o instante de tempo no qual a flexão é máxima, recorrendo ao *software* AutoCAD.

Na Figura 5-19 está representada a posição das articulações do paciente para os instantes de tempo seleccionados. Posteriormente, determinaram-se os ângulos em função do tempo das articulações no AutoCAD.

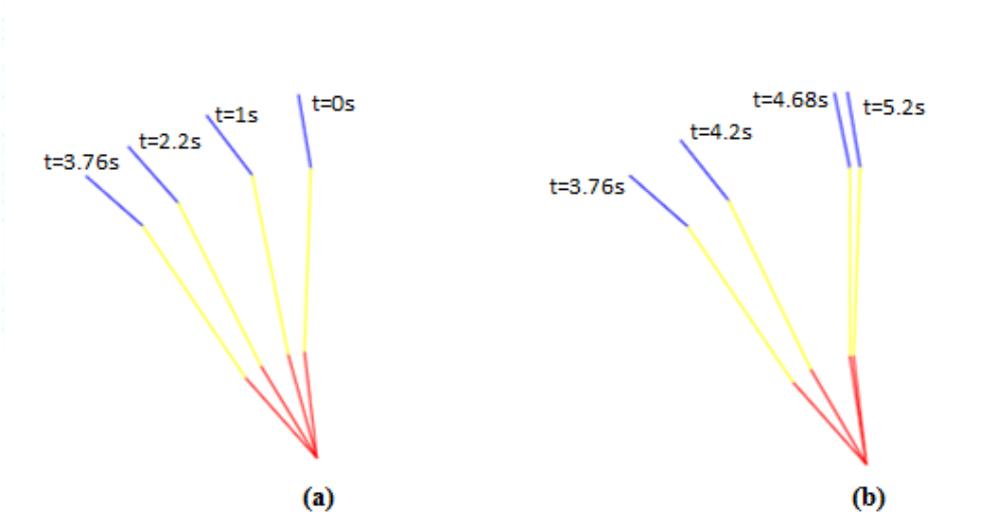


Figura 5-19 Posição das articulações em função do tempo durante: (a) Flexão frontal; (b) Retorno à posição neutra.

Os ângulos em função do tempo foram introduzidos nas respectivas juntas do modelo. Na Figura 5-20 está representado um exemplo de um *input* de uma junta.

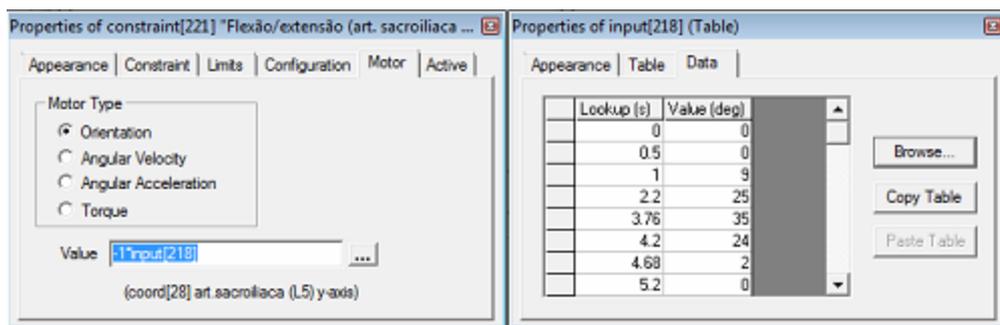


Figura 5-20 Exemplo do *input* da junta para a articulação sacroiliaca.

Por último, simulou-se o movimento de flexão frontal no WM e verificou-se que o movimento descrito pelo modelo está de acordo com o movimento realizado pelo paciente.

Na Figura 5-21 estão representados os ângulos em função do tempo das articulações C7-T1, T12-L1 e L5-S1 durante a simulação da flexão frontal no WM.

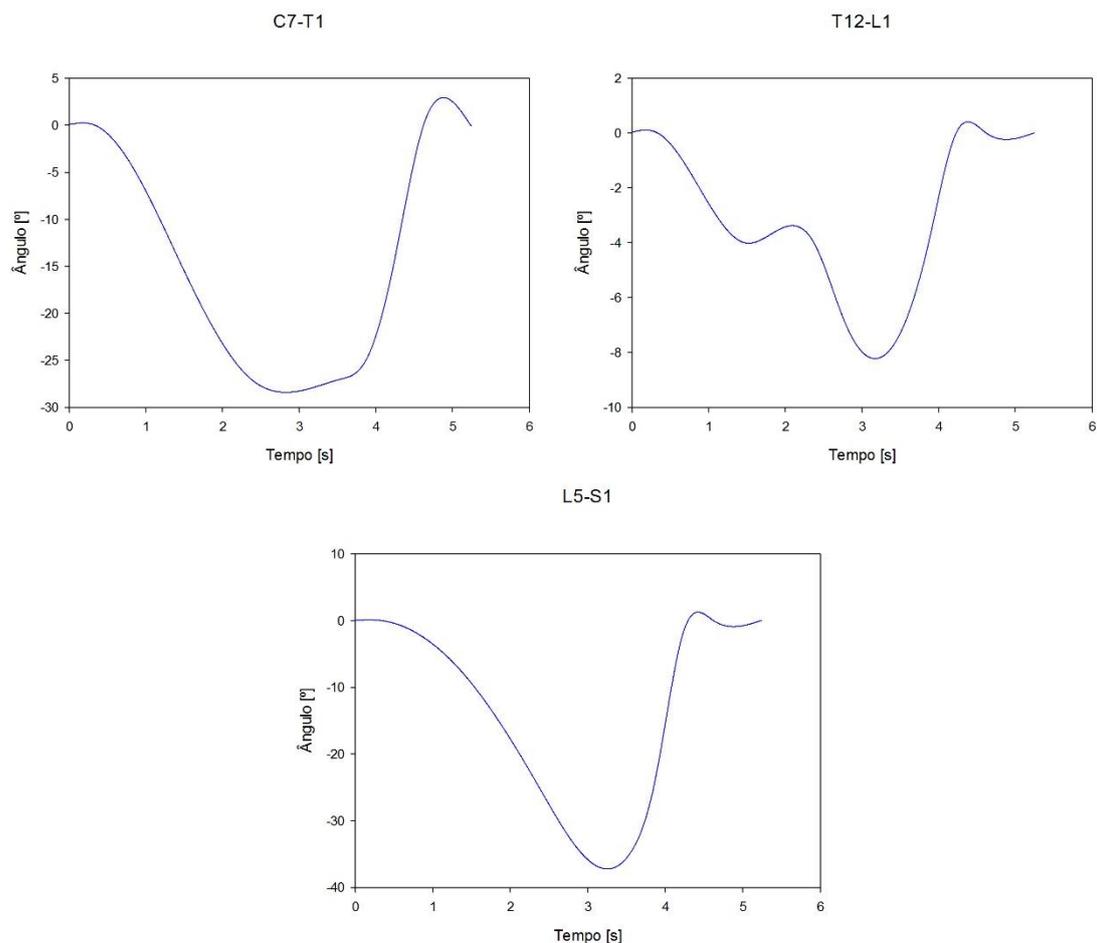


Figura 5-21 Representação gráfica do ângulo das articulações: C7-T1, T12-L1 e L5-S1 em função do tempo.

Na Figura 5-22 apresenta-se o modelo na posição inicial e no instante em que a flexão é máxima. No instante inicial o modelo encontrava-se numa posição relaxada, começando a mover a parte superior do corpo no sentido anterior (para a frente), até atingir o ângulo de flexão máxima por volta dos 3,3 segundos. Verificou-se que este instante de tempo não corresponde exatamente ao momento no qual o paciente atinge o ângulo máximo (3,7 segundos). No entanto, esta diferença é irrelevante, devendo-se a um desfasamento temporal na aquisição de dados.

A partir do instante em que a flexão é máxima, o modelo começou a mover a parte superior do corpo posteriormente (extensão) até atingir a posição inicial.

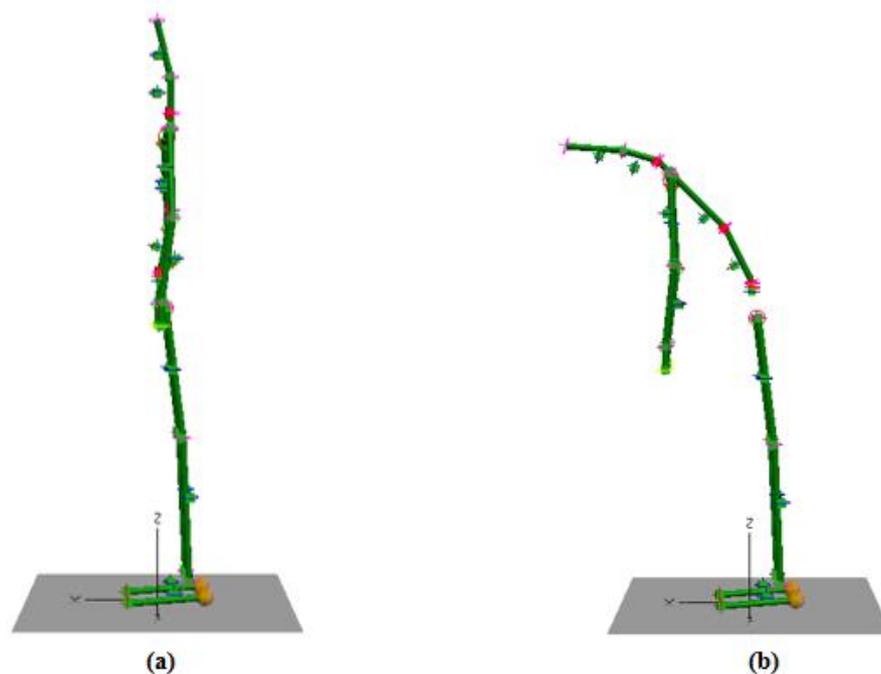


Figura 5-22 Vista lateral da simulação do movimento de flexão frontal no WM, em diferentes condições: (a) Posição neutra; (b) Flexão máxima.

5.4.2 Resultados e discussão

A comparação entre as forças e binários medidos no modelo e no paciente pelo dispositivo VBR, durante o movimento de flexão frontal, estão ilustrados nas figuras seguintes.

As curvas da força no plano sagital do modelo e da equipa OrthoLoad são apresentadas na Figura 5-23.

À medida que a inclinação aumenta, a força no plano sagital do modelo também aumenta de uma forma progressiva, atingindo o valor máximo (142 N) aos 3,3 segundos, aproximadamente. No retorno à posição neutra, as forças diminuem até atingir um valor mínimo (-95 N) aos 4,3 segundos, aproximadamente. A partir deste instante, a força volta a aumentar atingindo um valor aproximadamente constante.

Quanto à curva da força publicada pela equipa OrthoLoad no mesmo plano, esta apresenta um comportamento semelhante em termos de tendência. À medida que a inclinação aumenta, a força aumenta progressivamente, até atingir um valor máximo (-16,9 N) para a posição de flexão máxima (3,7 segundos). No retorno à posição neutra, as forças diminuem abruptamente, alcançando um valor

mínimo por volta dos 4,3 segundos. A partir daí, a força volta a aumentar até um valor perto do máximo.

Verificou-se ainda que a força atingiu o valor máximo no momento em que a flexão é máxima. No entanto, apesar de a diferença ser mínima, os instantes em que o modelo e o paciente atingiram o valor máximo não coincidem, o que se pode dever a um desfasamento temporal na aquisição de dados.

Analisando estas duas curvas, verifica-se uma grande dispersão de valores entre o modelo e a equipa OrthoLoad. As forças determinadas pelo VBR oscilam entre -50 e -17 N, enquanto as forças determinadas pelo modelo oscilam entre -95 e 142 N. É expectável que as forças determinadas no modelo sejam superiores às forças determinadas experimentalmente, uma vez que o modelo está dotado apenas da componente esquelética. Mais uma vez isto pode explicar-se pelo facto de as solicitações na coluna não dependerem apenas das restrições biomecânicas impostas pela estrutura óssea mas também pela estrutura muscular.

Durante a flexão frontal, as forças dos músculos eretores da coluna (grupo muscular das costas) são necessárias para equilibrar a parte superior do corpo, especialmente durante a aplicação de esforços elevados na coluna (Rohlmann et al., 2008). Como o modelo não tem qualquer componente muscular, as forças determinadas não são atenuadas pelos músculos.

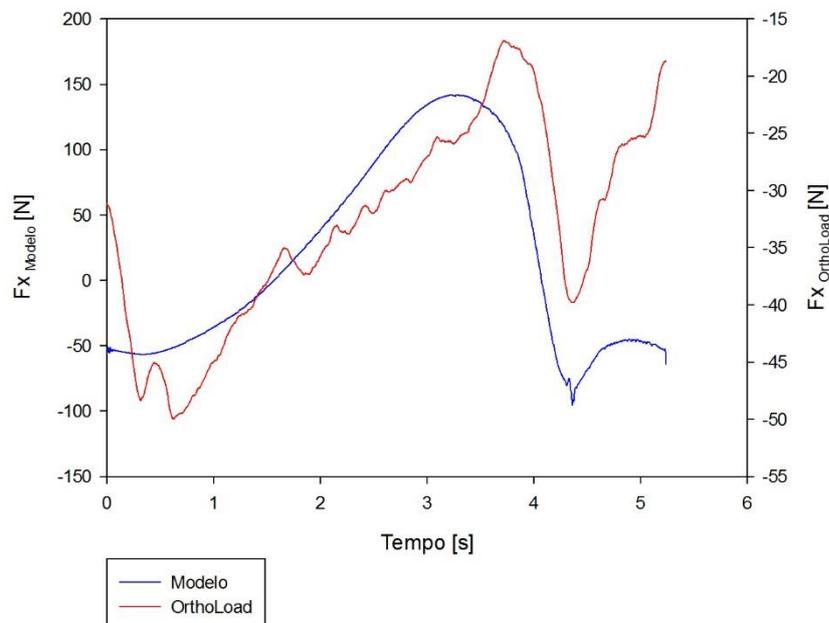


Figura 5-23 Comparação da força no plano sagital do modelo com a força medida *in vivo* pela equipa OrthoLoad, durante a flexão frontal.

As curvas da força no plano frontal, para o modelo e OrthoLoad, são apresentadas na Figura 5-24.

À medida que a inclinação aumenta, a força do modelo no plano frontal diminui, até atingir um valor mínimo (-0,96 N). Esta diminuição é pequena uma vez que a força varia entre valores próximos. No retorno à posição neutra, à medida que a inclinação diminui a força aumenta, até atingir um valor máximo (1,54 N). De seguida volta a diminuir.

A curva publicada pela equipa OrthoLoad, no mesmo plano, têm um comportamento semelhante. Nos primeiros instantes a força aumenta quase linearmente até atingir um valor máximo (109 N). A partir do primeiro segundo, a força diminui progressivamente até ao instante em que a flexão é máxima. No retorno à posição neutra, a força aumenta até atingir um pico, aproximadamente aos 4,3 segundos, voltando depois a diminuir drasticamente até um valor mínimo.

A força varia aproximadamente entre 72 e 109 N enquanto a força medida no modelo varia entre -0,94 e 1,54 N. Neste caso, os valores de força são inferiores aos valores medidos experimentalmente. As forças no MS determinadas pelo modelo no plano frontal são reduzidas, o que significa que praticamente não são exercidas forças segundo este plano, no movimento de flexão frontal. No entanto, estes resultados não estão de acordo com os resultados obtidos pela equipa OrthoLoad, onde as forças que atuam segundo este plano são bastante mais elevadas.

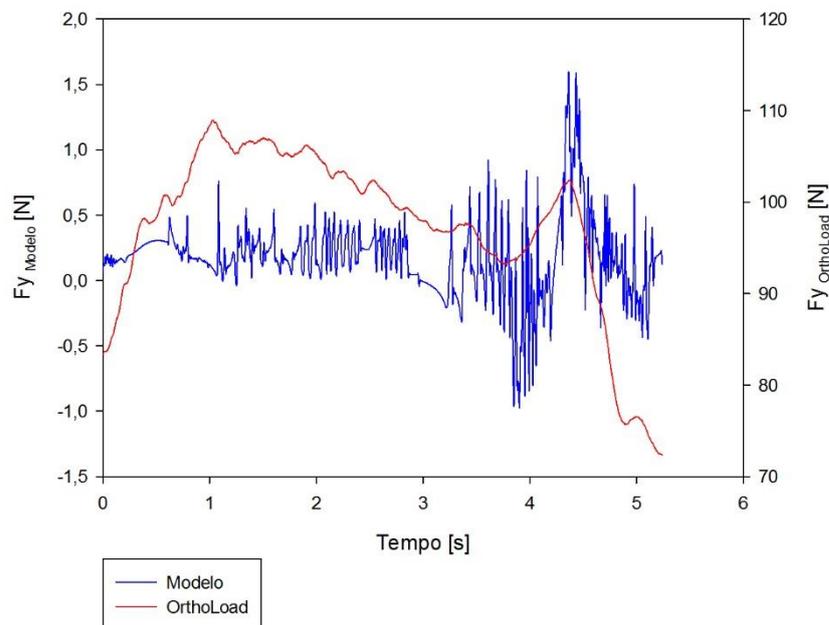


Figura 5-24 Comparação da força no plano frontal do modelo com a força medida *in vivo* pela equipa OrthoLoad, durante a flexão frontal.

As curvas da força no plano transversal para o modelo e OrthoLoad são apresentadas na Figura 5-25.

Nos primeiros instantes a força no plano transversal, medida no modelo, aumenta até atingir um valor máximo de 302 N, aproximadamente. De seguida, a força diminui acentuadamente, atingindo um valor mínimo (270 N) aos 3,2 segundos, aproximadamente. Por fim, volta a aumentar, embora exista uma pequena zona de instabilidade nos últimos instantes.

A curva publicada pela equipa OrthoLoad tem um comportamento semelhante em termos de tendência apenas nos últimos instantes. À medida que a inclinação aumenta as forças diminuem, atingindo um valor mínimo (-655 N). Entre 4,1 e 5,2 segundos há um aumento repentino da força, embora nos últimos instantes se verifique uma ligeira estabilização.

Note-se que após a força atingir o valor mínimo, embora o instante de tempo não seja o mesmo nas duas situações, ocorre um aumento repentino do valor da força. Também se verifica, que há uma estabilização ligeira da força em ambas as situações, sendo mais notória na curva do modelo.

Analisando a amplitude de forças, enquanto no modelo variam entre 270 e 302 N, no VBR variam entre -665 e -300 N. Tal como, no plano frontal a amplitude de valores é maior no VBR. Os valores obtidos no modelo são positivos, estando associado ao modo de medição do WM na componente transversal.

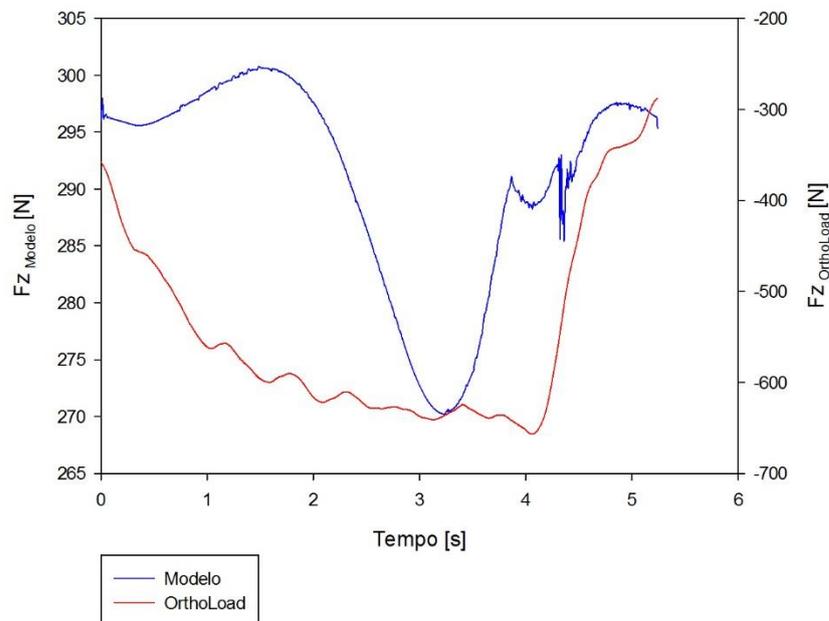


Figura 5-25 Comparação da força no plano transversal do modelo com a força medida *in vivo* pela equipa OrthoLoad, durante a flexão frontal.

Verificou-se que no retorno à posição neutra as forças no plano sagital e frontal diminuem, quando comparadas com as forças determinadas durante a flexão. Esta diminuição é mais acentuada no plano sagital, uma vez que o movimento de flexão frontal ocorre principalmente segundo este plano.

A diminuição das forças durante a extensão está de acordo com o esperado. Durante a extensão o centro de gravidade da extremidade superior do corpo desloca-se posteriormente, o que leva à redução das forças dos músculos eretores da coluna, necessários para equilibrar a parte superior do corpo, e como tal, as cargas determinadas no VBR. Por outro lado, o dispositivo de fixação interno da coluna é mais carregado durante a extensão do que durante a flexão (Rohlmann et al., 2008).

Por último, verificou-se que a força medida no plano transversal é maior do que nos restantes planos, tanto no modelo como no paciente. Isto está de acordo com o esperado, uma vez que Rohlmann et al. (2008) mediu a força durante a realização de várias atividades em três pacientes, e concluiu que a força no plano transversal é maior do que nos restantes planos.

As curvas do binário no plano sagital, para o modelo e OrthoLoad, são apresentadas na Figura 5-26. À medida que a inclinação aumenta, o binário no plano sagital do modelo aumenta progressivamente, apresentando uma queda acentuada nos últimos instantes. A curva do binário da equipa OrthoLoad tem um comportamento semelhante: aumenta progressivamente até atingir um valor máximo; nos últimos instantes, ocorre uma queda menos acentuada do que no modelo.

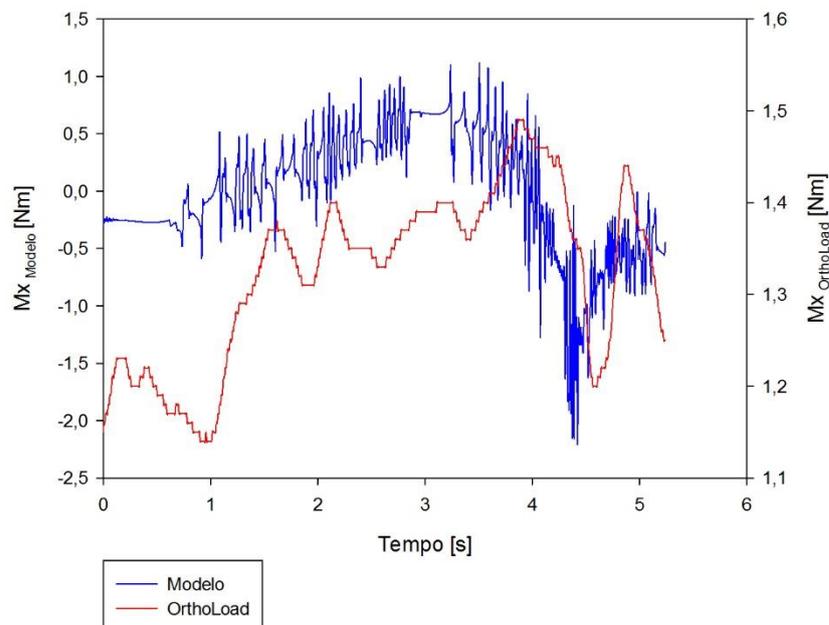


Figura 5-26 Comparação do binário no plano sagital do modelo com o binário medido *in vivo* pela equipa OrthoLoad, durante a flexão frontal.

Analisando as duas curvas, verifica-se que os valores de binário do modelo oscilam entre -2,3 e 1,0 Nm e no VBR oscilam entre 1,1 e 1,5 Nm. Embora os valores não sejam muito discrepantes em termos de valor máximo, o modelo oscila entre valores positivos e negativos contrariamente ao VBR.

As curvas do binário no plano frontal, para o modelo e OrthoLoad são apresentadas na Figura 5-27. À medida que a inclinação aumenta, a força medida no modelo aumenta quase linearmente entre 0,34 e 3 segundos, atingindo o valor máximo (45 Nm) no momento em que a flexão é máxima (3,3 segundos). No retorno à posição neutra a força diminui abruptamente, até atingir um valor mínimo (1,0 Nm) aproximadamente aos 4,4 segundos. Seguidamente a força aumenta ligeiramente, atingindo um valor aproximadamente constante.

A curva publicada pela equipa OrthoLoad tem um comportamento semelhante em termos de tendência. A força aumenta quase linearmente entre 0,3 e 3,7 segundos. A força atinge o máximo (1,5 Nm) quando a flexão é máxima. No retorno a posição neutra a força diminui abruptamente e nos últimos instantes apresenta um valor aproximadamente constante.

É de referir que nos últimos instantes, embora a força seja quase constante em ambos os casos, verificou-se que após atingir o valor mínimo a força medida no modelo aumenta ligeiramente. Não é expectável que isto aconteça, podendo isto dever-se a alguma instabilidade provocada pela simulação do movimento no WM, por volta dos 4,4 segundos.

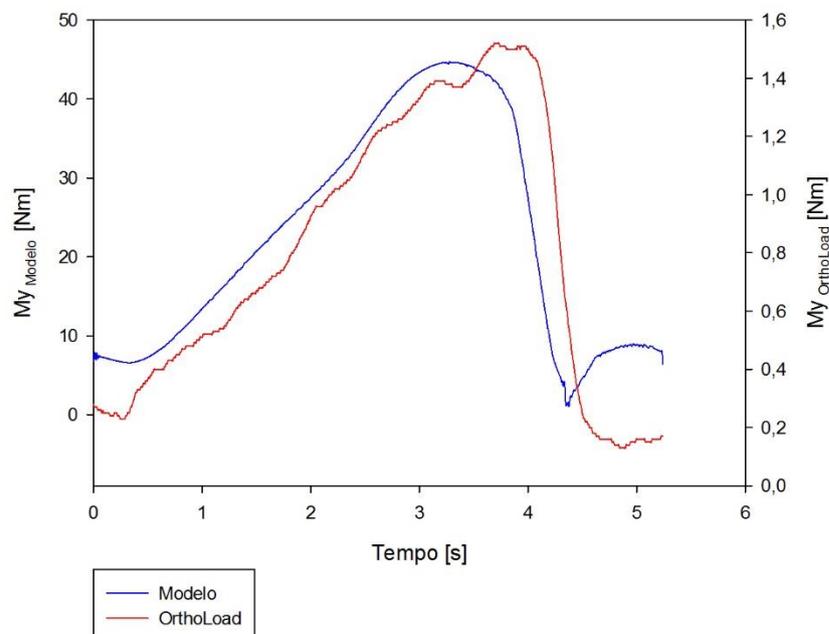


Figura 5-27 Comparação do binário no plano frontal do modelo com o binário medido *in vivo* pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.

As curvas do binário no plano transversal, para o modelo e OrthoLoad são apresentadas na Figura 5-28. Nos primeiros instantes, o binário medido no modelo é aproximadamente constante. Verifica-se que há aumento ligeiro do binário até atingir o valor máximo (0,74 Nm) aos 3,3 segundos, aproximadamente. Posteriormente, o binário diminui até atingir o valor mínimo (-0,65 Nm), voltando a aumentar nos últimos instantes.

A curva publicada pela equipa OrthoLoad tem um comportamento semelhante: o binário diminui bruscamente entre 0 e 0,3 segundos; seguidamente o binário aumenta até atingir um máximo, voltando a diminuir até atingir um valor mínimo (-0,07 Nm). A partir dos 4,3 segundos o binário aumenta, embora aos 4,7 segundos, sensivelmente, ocorra uma pequena diminuição. Verifica-se que os valores de binário oscilam entre -0,7 e 0,8 Nm no modelo e oscilam entre -0,1 e 0,4 Nm no VBR. Neste caso, a diferença entre os valores é pequena uma vez que a componente transversal influencia pouco a flexão frontal.

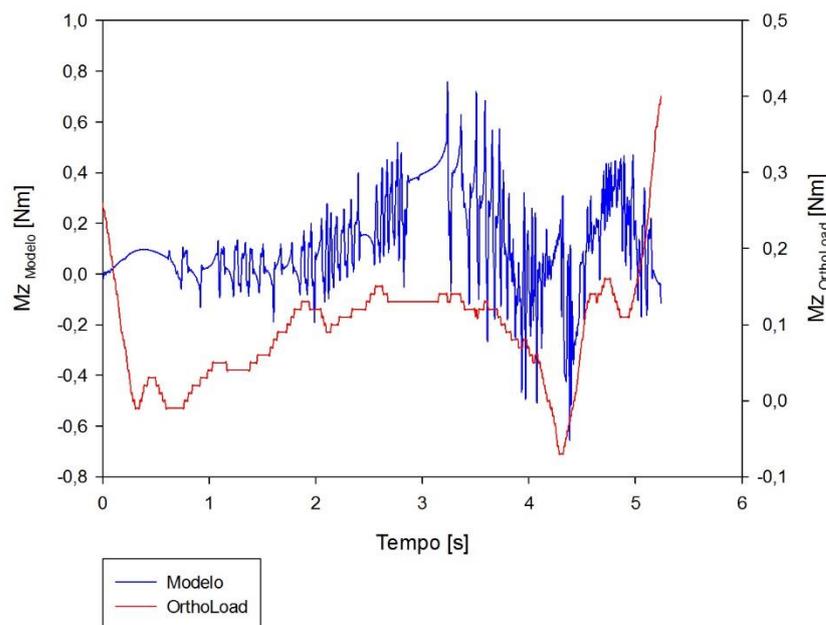


Figura 5-28 Comparação do binário no plano transversal do modelo com o binário medido *in vivo* pela equipa OrthoLoad, durante a flexão lateral.

O binário máximo medido no modelo corresponde aproximadamente a 45 Nm, segundo o plano frontal, enquanto o valor obtido pela equipa OrthoLoad corresponde aproximadamente 1,5 Nm. Embora os valores do binário sejam discrepantes, ambos ocorrem aproximadamente no instante em que ocorre a flexão máxima, que estará associada a um desfasamento temporal na aquisição de dados.

Capítulo 6 – Conclusão e trabalho futuro

6.1 Conclusão

O presente trabalho teve como objetivo alcançar três objetivos principais: o primeiro objetivo consistiu na determinação dos parâmetros antropométricos dos segmentos que constituem o modelo desenvolvido; o segundo objetivo compreendeu o desenvolvimento de um modelo MBS 3D simplificado da estrutura esquelética e implementação no *software* WM; o terceiro objetivo consistiu na determinação das forças e binários a que a coluna lombar está sujeita, durante movimentos simples - flexão lateral e flexão frontal.

A fim de satisfazer estes objetivos, foram abordados vários temas nesta dissertação. O primeiro passo consistiu no resumo dos vários estudos antropométricos do corpo humano. De seguida, descreveram-se os aspetos fundamentais da anatomia do corpo humano onde foram descritos os ossos e os principais movimentos do corpo humano para o efeito. Após este passo, com base nos modelos antropométricos estudados, determinaram-se as medidas antropométricas do modelo desenvolvido: comprimentos, massas, coordenadas 3D do CM e coordenadas 3D das articulações, utilizadas na formulação do modelo.

Após a determinação dos parâmetros antropométricos, foi desenvolvido um modelo MBS constituído por 17 corpos rígidos, interligados por elementos que simulam as articulações, compreendendo a massa e a respetiva localização. O MBS tem 32 graus de liberdade.

A validação do modelo foi feita com base em resultados experimentais publicados pela equipa OrthoLoad, medidos *in vivo* com um dispositivo designado por VBR. A partir dos vídeos disponibilizados – flexão lateral e flexão frontal - estes movimentos foram reproduzidos pelo modelo no *software* WM. Para alcançar o último objetivo deste trabalho, registaram-se as forças e os binários no MS T12-L1 durante a simulação dos movimentos de flexão lateral e frontal.

Em geral, a análise dos movimentos - flexão lateral e flexão frontal - está de acordo com os dados publicados pela equipa OrthoLoad. O modelo é capaz de reproduzir os movimentos descritos pelos vídeos e quantificar os esforços a que a zona lombar está sujeita, durante a realização desses movimentos.

Relativamente à flexão lateral, as curvas no plano sagital e transversal apresentam um comportamento semelhante, em termos de tendência, com as curvas publicadas pela equipa OrthoLoad. Contudo, o mesmo não se pode dizer para a curva de força e binário no plano frontal, onde a tendência das curvas do modelo não apresenta o mesmo comportamento que as curvas da equipa OrthoLoad. A inexistência da estrutura muscular do modelo pode ser responsável por esta diferença de comportamento, pois as forças musculares podem afetar significativamente as forças e binários medidos neste plano. Em relação aos valores das forças e binários, conclui-se que há uma discrepância entre os valores medidos pelo modelo e pelo VBR, sendo os valores de força e binário medidos pelo modelo maiores que os valores medidos experimentalmente. Este resultado está de acordo com o esperado, dado que o modelo está dotado apenas da componente esquelética e a estabilidade *in vivo* é garantida também pela componente muscular.

No que diz respeito aos resultados obtidos para o modelo durante a flexão frontal, verificou-se mais uma vez que as curvas apresentam um comportamento semelhante, em termos de tendência, sendo que as curvas da força no plano sagital e do binário no plano frontal são as que apresentam um comportamento mais idêntico. Verificou-se ainda que as forças durante a flexão são superiores às forças exercidas durante a extensão, uma vez que, durante a extensão, o centro de gravidade da parte superior do corpo desloca-se no sentido posterior (para trás), o que leva a redução das cargas. Neste caso verificou-se novamente uma dispersão de valores de força e binário entre o modelo e VBR.

Concluiu-se que os valores da força e binários preditos pelo modelo são geralmente superiores aos dados reais medidos experimentalmente para o movimento de flexão lateral e frontal. Este resultado era expectável, uma vez que o modelo apenas está dotado dos acionadores estritamente necessários para assumir determinado posicionamento ao longo do tempo e, conseqüentemente descrever o movimento pretendido. No entanto, as solicitações, neste caso concreto, ao nível da coluna vertebral não dependem apenas das restrições biomecânicas impostas pela estrutura óssea, mas também da atividade muscular, seja a diretamente envolvida no movimento em causa, seja a responsável pela estabilização dinâmica do conjunto.

Em conclusão, o modelo MBS denota potencialidades na reprodução de movimentos e na quantificação das forças e binários produzidos ao nível da coluna lombar, sendo no entanto necessário prosseguir o estudo, para posturas mais complexas. Apesar de o modelo apresentar valores de força e binários elevados comparativamente com os resultados medidos experimentalmente *in vivo*, conduz a resultados interessantes sobre a importância da estrutura muscular na simulação de movimentos

diários. Assim, o modelo juntamente com os resultados experimentais, permite não só a quantificação dos esforços totais induzidos no sistema, mas sobretudo identificar e individualizar a proporção em que aqueles são suportados pela componente muscular, de modo a tornar o sistema fiável na quantificação do nível de carga suportado pelos discos intervertebrais e a sua extrapolação para quaisquer situações genéricas, em que a medição *in vivo* é difícil.

6.2 Trabalho futuro

O presente trabalho constitui em si um estudo em aberto, que deverá servir de base a novos desenvolvimentos, aprofundando detalhes que conduzirão a melhores resultados:

- As curvas das forças e binários obtidos no modelo deverão ser tratadas estatisticamente.
- As forças e binários gerados pela atividade muscular durante os movimentos de flexão lateral e frontal deverão ser quantificadas. A partir das forças e binários medidos pelo modelo e dos dados medidos *in vivo* pela equipa OrthoLoad será possível quantificar as forças e binários preditos pela atividade muscular.
- Para melhorar a confiabilidade do modelo poderão ser reproduzidos um ou mais movimentos simples, publicados pela equipa OrthoLoad e/ou outros dados publicados *in vivo* e/ou *in vitro* relevantes.
- Para potenciar um outro nível do estudo poderão ser simulados os músculos e ligamentos que estão diretamente relacionados com os movimentos em causa.

Referências

Adams, M.A., Dolan, P. and McNally, D.S. (2009). The internal mechanical functioning of intervertebral discs and articular cartilage, and its relevance to matrix biology. *Stress: The International Journal on the Biology of Stress*. 28. pp. 384–389.

Ambrósio, J., Quental, C., Pilarczyk, B., Folgado, J. and Monteiro, J. (2011). Multibody biomechanical models of the upper limb. *Procedia IUTAM*. 2. pp. 4–17.

Bergmann, G. (2008). *Charité Universitaetsmedizin Berlin "OrthoLoad."* Available from: <http://www.orthoload.com/> (Accessed: 1 March 2014).

Bogduk, N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Fourth Ed. Elsevier Churchill Livingstone, Australia.

Chandler, R.F., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H.M. and Young, J.W. (1975). *Investigation of inertial properties of the human body*. Technical Report AMRL-74-137, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.,

Clarke, A., Jones, A., O'Malley, M. and McLaren, R. (2010). *ABC of Spinal Disorders*. Wiley-Blackwell, United Kingdom.

Clauser, C.E., McConville, J.T. and Young, J.W. (1969). *Weight, Volume, and Center of Mass of Segments of the Human Body*. Technical Report AMRL-TR-69-70, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.,

Dempster, W.T. (1955). *Space Requirements of the Seated Operator*. WADC Technical Report TR-55-159, Wright Air Development Center, Wright-Patterson Air force Base, Dayton, Ohio.,

Deschamps, K., Staes, F., Roosen, P., Nobels, F., Desloovere, K., Bruyninckx, H. and Matricali, G. a (2011). Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: a systematic review. *Gait & posture*. 33 (3). pp. 338–49.

Drake, R.L., Vogl, A.W. and Mitchell, A.W.. (2010). *Anatomia de Gray*. Segunda Ed. Elsevier, Barcelona, Espanha.

Drillis, R. and Contini, R. (1966). *Body Segment Parameters*. New York, NY, USA.

Dumas, R., Chèze, L. and Verriest, J.-P. (2007). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of biomechanics*. 40 (3). pp. 543–53.

Faller, A. and Schuenke, M. (2004). *The Human Body-An introduction to Structure and Function*. Thieme, New York.

Flores, P. and Nikravesh, P. (2012). *Dynamics of Spatial Multibody Systems: Fundamentals and Applications*. The university of Arizona, Tucson.

Flores, P. and Seabra, E. (2011). *Dynamics of Planar Multibody Systems*. Escola de Engenharia, Universidade do Minho, Guimarães.

Garner, A.B. and Pandy, G.M. (1999). Kinematic model of the upper limb based on the visible human project (VHP) image dataset. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2 (2). pp. 107–124.

Graaff, V.D. (2001). *Human Anatomy*. Sixth Edit. The McGraw-Hill Companies.

Gray, H. (2000). *Anatomy of the human body*. Philadelph.

Haley, J. (1988). *Anthropometry and mass distribution for human analogues. Volume 1: military male aviators*. Aerospace Medical Research Laboratory TR-88-010, Wright-Paterson Air Force Base, Ohio.,

Hanavan, E.P. (1964). *A Mathematical Model of the Human Body*. Aerospace Medical Research Laboratory TR-64-102, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.

De Jalón, J.G. and Bayo, E. (1994). *Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems - The Real-Time Challenge*. Springer-Verlag, New York, NY, USA.

Knutzen, J.H. and K. (1999). *Bases biomecânicas do movimento humano*. Editora Manole Ltda.

Laananen, H.D., O.Bolukbasi, A. and W.Coltman, J. (1983). *Computer Simulation of an Aircraft Seat and Occupant in a Crash Environment. Volume 1- Technical Report*. Federal Aviation Administration Technical Center Atlantic City Airport, New Jersey,

Machado, M., Flores, P., Ambrosio, J. and Completo, a. (2011). Influence of the contact model on the dynamic response of the human knee joint. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part K: Journal of Multi-body Dynamics*. 225 (4). pp. 344–358.

Machado, M.M.F. (2012). *A multibody approach to the contact dynamics : a knee joint application* Escola de Engenharia, Universidade do Minho, Guimarães

Matthew, M., McPhee, J. and Kubica, E. (2009). *Multibody Dynamics: Computational Methods in Applied Sciences*. C. L. Bottasso (ed.). Springer Science, Canada.

McConville, J.T., Churchill, T.D., Kaleps, I., Clauser, C.E. and Cuzzi, J. (1980). *Anthropometric relationships of body and body segments moments of inertia*. Technical Report AFAMRL-TR-80-119, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio,

Millard, M. and Kecskeméthy, A. (2015). *Interdisciplinary Applications of Kinematics*. Mechanisms and Machine Science. A. Kecskeméthy and F. Geu Flores (eds.). Springer International Publishing, Cham.

Moreira, P., Silva, M. and Flores, P. (2009). Ground foot interaction in human gait: modelling and simulation. In: *7th EUROMECH Solid Mechanics Conference*. 2009, Lisbon, Portugal, pp. 1–13.

Nikravesh, P.E. (1988). *Computer-aided analysis of mechanical systems*. Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey.

Palastanga (2000). *Anatomia e Movimento Humano – estrutura e função*. 3 edição. São Paulo.

Pàmies-vilà, R., Font-Ilagunes, J.M., Lugrís, U. and Cuadrado, J. (2012). Two approaches to estimate foot-ground contact model parameters using optimization techniques. In: *The 2nd Joint International Conference on Multibody System Dynamics*. 2012, Stuttgart, Germany, pp. 2–3.

Pandy, M.G. (2001). Computer modeling and simulation of human movement. *Annual Review of Biomedical Engineering*. 3. pp. 245–273.

Pratap, R. and Ruina, A. (2001). *Introduction to Statics and Dynamics*. Springer.

Quental, C., Folgado, J., Ambrósio, J. and Monteiro, J. (2012). A multibody biomechanical model of the upper limb including the shoulder girdle. *Multibody System Dynamics*. 28 (1-2). pp. 83–108.

Quental, C., Folgado, J., Ambrósio, J. and Monteiro, J. (2015). *New Trends in Mechanism and Machine Science*. Mechanisms and Machine Science. P. Flores and F. Viadero (eds.). Springer International Publishing, Cham.

Rohlmann, A., Gabel, U., Graichen, F., Bender, A. and Bergmann, G. (2007). An instrumented implant for vertebral body replacement that measures loads in the anterior spinal column. *Medical engineering & physics*. 29 (5). pp. 580–5.

Rohlmann, A., Graichen, F., Bender, A., Kayser, R. and Bergmann, G. (2008). Loads on a telemeterized vertebral body replacement measured in three patients within the first postoperative month. *Clinical biomechanics*. 23 (2). pp. 147–58.

Seeley, R.R., Stephens, T. and Tate, P. (2001). *Anatomia & Fisiologia*. Segunda Ed. Lusodidacta, Ed, Lisboa.

Silva, M.T. (2004). *Apontamentos da Disciplina de Biomecânica do Movimento*. Instituto Superior Técnico, Lisboa.

Silva, P.C., Silva, M.T. and Martins, J.M. (2010). Evaluation of the contact forces developed in the lower limb/orthosis interface for comfort design. *Multibody System Dynamics*. 24 (3). pp. 367–388.

Sobbotta, J. (2000). *Atlas de Anatomia Humana*. 21 Edição. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro.

Tortora, G. and Berrickson, B. (2009). *Principles of Anatomy and Physiology*. 12 Edition. John Wiley & Sons, Inc.

Urban, J.P.G. and Roberts, S. (2003). Degeneration of the intervertebral disc. *Arthritis Research & Therapy*. 5 (3).

Vette, A.H., Yoshida, T., Thrasher, T.A., Masani, K. and Popovic, M.R. (2011). A comprehensive three-dimensional dynamic model of the human head and trunk for estimating lumbar and cervical joint torques and forces from upper body kinematics. *Medical engineering & physics*. 34 (5). pp. 640–9.

Vette, A.H., Yoshida, T., Thrasher, T.A., Masani, K. and Popovic, M.R. (2010). A complete, non-lumped, and verifiable set of upper body segment parameters for three-dimensional dynamic modeling. *Medical engineering & physics*. 33 (1). pp. 70–9.

Wang, S., Park, W.M., Gadikota, H.R., Miao, J., Kim, Y.H., Wood, K.B. and Li, G. (2013). A combined numerical and experimental technique for estimation of the forces and moments in the lumbar intervertebral disc. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 16 (12). pp. 1278–86.

White, A.A. and Panjabi, M.M. (1990). *Clinical Biomechanics of the Spine*. Second Edi. J.B. Lippincott Company, Philadelphia.

Whittle, M.W. (2007). *Gait Analysis - An introduction*. Fourth Edi. Elsevier: Philadelphia (PA).

Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. 2 Edição. John Wiley & Sons, Inc, Canada.

WorkingModel (1997). *Working Model 3D - Version 3.0*. Knowledge Revolution, U.S.A.

Yoganandan, N., Pintar, F. a, Zhang, J. and Baisden, J.L. (2009). Physical properties of the human head: mass, center of gravity and moment of inertia. *Journal of biomechanics*. 42 (9). pp. 1177–92.

Young, J.W., Chandler, R.F., Snow, C.C., Robinette, K.M., Zehner, G.F. and Lofberg, M.S. (1983). *Anthropometric and mass distribution characteristics of adults female*. Technical Report FA-AM-83-16, FAA Civil Aeromedical Institute, Oklaoma City, Oklaoma.,

Zhu, R. and Rohlmann, A. (2014). Discrepancies in anthropometric parameters between different models affect intervertebral rotations when loading finite element models with muscle forces from inverse static analyses. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering*. pp. 10–15.

Anexo A - Amplitude do movimento da coluna vertebral

Na Tabela A-1 são apresentados os limites mínimos e máximos e amplitude dos movimentos dos pares de vértebras da coluna vertebral, de acordo com a literatura. White and Panjabi (1990) menciona os ângulos do movimento de flexão e extensão combinados, ou seja, os ângulos que correspondem ao somatório do movimento de flexão e extensão. Por outro lado, os ângulos de flexão lateral e rotação são dados individualmente.

Tabela A-1 Resumo dos limites e amplitude de movimento.

Estudo	Localização	Rotação (°)					
		Flexão e extensão		Flexão lateral		Rotação axial	
		Limites inferiores/superior	Ângulo representativo	Limites inferiores/superior	Ângulo representativo	Limites inferiores/superior	Ângulo representativo
White and Panjab (1990)	C0-C1		25		5		5
	C1-C2		20		5		40
	C2-C3	5/16	10	11/20	10	0/10	3
	C3-C4	7/26	15	9/15	11	3/10	7
	C4-C5	13/29	20	0/16	11	1/12	7
	C5-C6	13/29	20	0/16	8	2/12	7
	C6-C7	6/26	17	0/17	7	2/10	6
	C7-T1	4/7	9	0/17	4	0/7	2
	Total		136		61		77
	T1-T2	3/5	4	5	5	14	9
	T2-T3	3/5	4	5/7	6	4/12	8
	T3-T4	2/5	4	3/7	5	5/11	8
	T4-T5	2/5	4	5/6	6	5/11	8
	T5-T6	3/5	4	5/6	6	5/11	8
	T6-T7	2/7	5	6	6	4/11	7
	T7-T8	3/8	6	3/8	6	4/11	7
	T8-T9	3/8	6	4/7	6	6/7	6

	T9-T10	3/8	6	4/7	6	3/5	4
	T10-T11	4/14	9	3/10	7	2/3	2
	T11-T12	6/20	12	4/13	9	2/3	2
	T12-L1	6/20	12	5/10	8	2/3	2
	Total		76		76		71
	L1-L2	5/16	12	3/8	6	1/3	2
	L2-L3	8/18	14	3/10	6	1/3	2
	L3-L4	6/17	15	4/12	8	1/3	2
	L4-L5	9/21	16	3/9	6	1/3	2
	L5-S1	10/24	17	2/6	3	0/2	1
Total		74		29		9	
		Flexão e extensão		Flexão Lateral		Rotação axial	
		Flexão	Extensão	Esquerda	Direita	Esquerda	Direita
Knutzen (1999)	Lombares	50-60					
Palastanga (2000)	Suboccipital	20	20	8	8	15	15
	Cervical inferior	25	85	40	40	50	50
	Cervicais	45	105	48	48	65	65
	Torácicas	30-40	20-30	20-25	20-25	35	35
	Lombares	55	30	20-30	20-30		
Bogduk (2005)	L1-L2	8	5	5	6	1	1
	L2-L3	10	3	5	6	1	1
	L3-L4	12	1	5	6	1	2
	L4-L5	13	2	3	5	1	2
	L5-S1	9	5	0	2	1	0
	Total	52	16	18	25	5	6

Anexo B - Parâmetros antropométricos

B.1. Laananen et al. (1983)

Os comprimentos dos segmentos, as massas e a localização do CM dos segmentos estão ilustrados na Tabela B-1.

Tabela B-1 Parâmetros antropométricos {adaptado de Laananen et al. (1983)}.

Segmento	Descrição	Comprimento (m)	Massa (kg)	Localização proximal do CM (m)
Tronco inferior	1 ^a vértebra lumbar à bacia	0.240	14.197	0.064
Tronco superior	1 ^a vértebra torácica à 12 ^a	0.333	24.948	0.193
Cabeça	Crânio e mandíbula superior e inferior	0.216	4.241	0.141
Braço	Ombro até ao cotovelo	0.295	1.991	0.153
Antebraço e mão	Cotovelo até aos dedos	0.376	1.891	0.180
Coxa	Anca até ao joelho	0.434	9.843	0.215
Perna e pé	Joelho até ao tornozelo	0.467	4.808	0.230
Pescoço	1 ^a vértebra cervical à 7 ^a	0.130	1.061	0.049

B.2. Haley (1988)

Os comprimentos, as massas e a localização proximal do CM dos segmentos estão representados na Tabela B-2. A localização dos CM segundo o eixo z é dada em relação ao referencial cartesiano global. A partir das coordenadas globais e do comprimento dos segmentos em relação ao referencial cartesiano global, determinaram-se as coordenadas locais. Por exemplo, a cabeça encontra-se a 1,784 m da origem do referencial global e o seu CM a 1,679 m. Logo, o CM da cabeça encontra-se a 0,105 m da extremidade proximal do segmento.

Tabela B-2 Parâmetros antropométricos (adaptado de Haley (1988)).

Segmento	Comprimento (m)	Massa (kg)	Comprimento do segmento em relação ao referencial global (m)	Distancia do CM ao referencial global (m)	CM em relação ao referencial local	
					Z (m)	X (m)
Cabeça	0.172	4.2	1.784	1.679	0.105	0.104
Pescoço	0.081	1.1	1.612	1.545	0.067	
Tórax	0.406	24.9	1.531	1.308	0.223	
Abdómen	0.052	2.4	1.125	1.099	0.026	
Bacia	0.127	11.8	1.073	0.983	0.90	
Braço	0.332	2	1.462	1.285	0.177	
Antebraço	0.271	1.4	1.138	1.027	0.111	
Mão	0.192	0.5	0.859	0.792	0.067	
Coxa	0.441	9.8	0.946	0.750	0.196	
Perna	0.440	3.8	0.505	0.330	0.175	
Pé	0.065	1	0.065	0.028	0.037	0.111

B.3. Winter (1990)

Os comprimentos dos segmentos foram calculados para um indivíduo de 1,80 m de altura, uma vez que é a altura *standard* de um humano. A posição de cada CM é dada pela percentagem do segmento a partir da extremidade proximal. A massa de cada segmento é calculada como uma percentagem da massa total do corpo. A massa dos segmentos foi calculada para um peso corporal de 81,5 kg. A Tabela B-3 ilustra os coeficientes de Winter (Winter, 1990), o comprimento, a massa e a posição do CM de cada um dos segmentos.

Tabela B-3 Coeficientes de Winter e parâmetros antropométricos.

Segmento	Coeficiente do comprimento	Comprimento (m)	Coeficiente do CM	Posição do CM (m)	Coeficiente da massa	Massa (kg)
Mão	0.108	0.194	0.506	0.098	0.006	0.489
Antebraço	0.146	0.263	0.430	0.113	0.016	1.304
Braço	0.186	0.335	0.436	0.146	0.028	2.282
Pé	0.039	0.070	0.500	0.035	0.015	1.182
Perna	0.246	0.443	0.433	0.192	0.047	3.790
Coxa	0.245	0.441	0.433	0.191	0.100	8.150
Cabeça	0.130	0.234				
Pescoço	0.052	0.094				
Tórax	0.098	0.176	0.820	0.145	0.216	17.604
abdomen	0.190	0.342	0.440	0.150	0.139	11.329
Pélvis	0.045	0.081	0.105	0.009	0.142	11.573
Cabeça e pescoço			1.00		0.081	6.602

B.4. Dumas et al. (2007)

Os comprimentos, as massas e os CMs dos segmentos estão representados na Tabela B-4. A massa dos segmentos é expressa relativamente à massa corporal (80,5 kg).

Tabela B-4 Comprimento, massa e CM dos segmentos {adaptado Dumas et al. (2007)}.

Segmento	Comprimento (mm)	Fator de massa (%)	Fator de massa	Massa (kg)	Coordenadas 3D do CM		
					X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Cabeça e pescoço	244	6.7	0.067	5.394	-15	0	136
Torso (tórax e abdómen)	477	33.3	0.333	26.807	-17	-1	-201
Braço	271	2.4	0.024	1.932	5	-7	-118
Antebraço	283	1.7	0.017	1.369	3	4	-118
Mão	189	0.6	0.006	0.483	7	6	-68
Bacia	94	14.2	0.142	11.431	3	0	-26
Coxa	432	12.3	0.123	9.902	-18	14	-185
Perna	433	4.8	0.048	3.864	-21	3	-178
Pé	90	1.2	0.012	0.966	45	6	-36

Por sua vez, na Tabela B-5 estão representadas as coordenadas 3D da articulação do ombro, lombar e do quadril. A partir das coordenadas locais das articulações e do comprimento dos segmentos em relação ao referencial cartesiano global, determinaram-se as coordenadas 3D globais das articulações.

Tabela B-5 Coordenadas locais e globais das articulações (adaptado Dumas et al. (2007)).

Articulação	Coordenadas locais			Coordenadas globais		
	X (mm)	Z (mm)	Y (mm)	X (m)	Y (m)	Z (m)
Ombro	21	-73	209	0.021	0.209	1.453
Sacroilíaca	0	-478	0	0	0	1.048
Quadril	56	-75	81	0.056	0.081	0.974

B.5. Vette et al. (2011)

As distâncias entre os discos intervertebrais da coluna vertebral estão representadas na Figura B-1 e Tabela B-6.

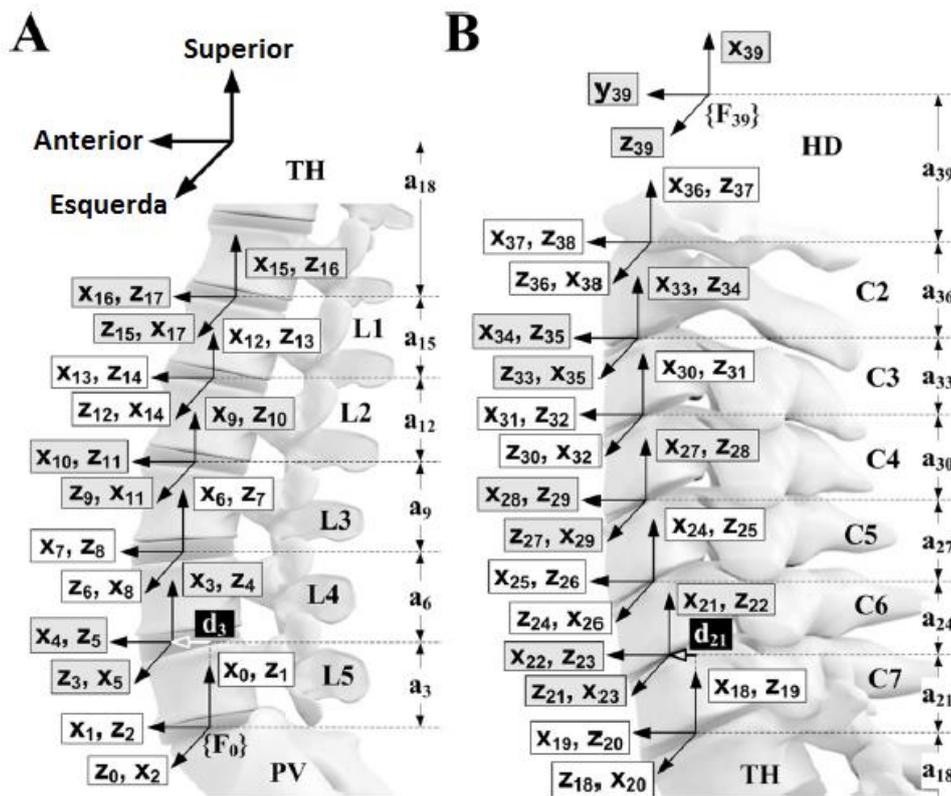


Figura B-1 Referencial da coluna vertebral usando a notação padrão, a_i , que representa as distâncias verticais entre os centros dos discos intervertebrais. O referencial $\{F_{39}\}$ corresponde ao referencial usado para designar o vértice da cabeça, enquanto $\{F_0\}$ designa a articulação L5-PV, localizada acima da pélvis (PV) (adaptado de Vette et al. (2011)).

Tabela B-6 Dimensões das vértebras da coluna vertebral (Vette et al., 2010, 2011).

Articulação	Notação padrão	Comprimento (m)
C1-Vértice cabeça	a39	0.172656
C2-C1	a36	0.020039
C2-C3	a33	0.019096
C3-C4	a30	0.018051
C4-C5	a27	0.018067
C5-C6	a24	0.017106
C6-C7	a21	0.018239
C7-T1	a18	0.019289
T1-T2	a18	0.021273
T2-T3	a18	0.021199
T3-T4	a18	0.023195
T4-T5	a18	0.023120
T5-T6	a18	0.024098
T6-T7	a18	0.025100
T7-T8	a18	0.024998
T8-T9	a18	0.025934
T9-T10	a18	0.024923
T10-T11	a18	0.029902
T11-T12	a18	0.032740
T12-L1	a15	0.035808
L1-L2	a12	0.035755
L2-L3	a9	0.038780
L3-L4	a6	0.038913
L4-L5	a3	0.039054
L5-S1		0.040279
Torácicas		0.295771
Vértice cabeça-L5		0.767335

B.6. Parâmetros antropométricos do modelo humano desenvolvido

O comprimento e a massa dos segmentos do modelo antropométrico desenvolvido correspondem à média dos parâmetros referidos pelos estudos antropométricos. Na Tabela B-7 e na Tabela B-8 estão representados os comprimentos e as massas, respetivamente, do modelo desenvolvido e dos estudos referidos anteriormente.

Tabela B-7 Comprimentos dos segmentos do modelo.

Segmento	Winter (1990) (m)	Laananen et al. (1983) (m)	Haley (1988) (m)	Dumas et al. (2007) (m)	Vette et al. (2011) (m)	Modelo (m)
Altura	1.800	1.820	1.784	1.770		1.7934
Cabeça	0.234	0.216	0.172			
Vértice da cabeça e C1					0.173	0.1727
Pescoço (C1-C7)	0.094	0.130	0.081			
C2-C7					0.111	0.1106
Tórax	0.176	0.333	0.406		0.296	0.2958
Abdómen	0.342		0.052		0.149	0.1493
Bacia	0.081		0.127	0.094		0.0875
Braço	0.335	0.295	0.332	0.271		0.3081
Antebraço	0.263		0.271	0.283		0.2723
Mão	0.194		0.192	0.189		0.1918
Coxa	0.441	0.434	0.441	0.432		0.4371
Pé	0.070		0.065	0.090		0.0751
Perna	0.443		0.440	0.433		0.4386
Tórax, abdómen e bacia	0.599	0.573	0.585	0.571		0.5325
Cabeça e pescoço	0.328	0.345	0.253	0.244	0.283	0.2833
Tórax e abdómen	0.518		0.458	0.477	0.445	0.4450
Altura						1.7665

Tabela B-8 Massa dos segmentos do modelo.

Segmento	Winter (1990) (kg)	Laananen et al. (1983) (kg)	Yoganandan et al. (2009) (kg)	Haley (1988) (kg)	Dumas et al. (2007) (kg)	Modelo (kg)
Cabeça		4.241	4.168	4.200		4.203
Mão e antebraço	1.793	1.891				
Braço	2.282	1.991		2.000	1.932	2.051
Pé e perna	4.972	4.808		4.800		
Coxa	8.150	9.843		9.800	9.902	9.848
Pescoço e cabeça	6.602	5.302		5.300	5.394	5.332
Mão	0.489			0.500	0.483	0.491
Antebraço	1.304			1.400	1.369	1.358
Pé	1.182			1.000	0.966	0.983
Perna	3.790			3.800	3.864	3.818
Pescoço		1.061		1.100		1.081
Abdómen	11.329			2.400		11.329
Tórax	17.604			24.900		17.604
Bacia	11.573	14.197		11.800	11.431	11.601
Tórax e abdómen	28.933	24.948		27.300	26.807	26.997
Tórax, abdómen e bacia	40.506	39.145		39.100	38.238	39.247
Peso corporal	81.500	81.511		81.500	80.500	81.834

Anexo C - Dimensionamento do esqueleto humano

O modelo esquelético humano 3D utilizado baseou-se num espécime poliédrico de alta resolução, disponível num *site* generalista da internet, ao qual foi necessário introduzir várias correções, nomeadamente ao nível do posicionamento das vértebras da coluna e, conseqüentemente de toda a parte superior do respetivo tronco.

O modelo esquelético humano 3D com 1,744 m de altura apresentava algumas vértebras da coluna vertebral sobrepostas. A partir deste modelo esquelético determinaram-se as coordenadas globais do centro geométrico dos discos intervertebrais - Tabela C-1. A coordenada 3D do centro geométrico do disco que se encontra entre o sacro e a quinta vértebra lombar corresponde à posição inicial. A este valor foi adicionada a distância entre os discos intervertebrais, referidos na Tabela B-6 (Vette et al., 2010, 2011). Obteve-se assim, a posição final das vértebras segundo o eixo z - Tabela C-1. Após se redefinir a posição das vértebras da coluna vertebral, também foi necessário redefinir a posição da cabeça e dos restantes membros superiores.

A caixa torácica, escápula, clavícula, úmero, cúbito, rádio e os ossos da mão foram deslocados em conjunto. A partir da posição inicial e final de C7-T1 e da posição inicial da 1ª costela determinou-se a posição final da 1ª costela - Tabela C-2. Assim, obteve-se um modelo esquelético 3D com 1,7706 m de altura, onde as vértebras da coluna estão separadas de acordo com Vette et al (2010, 2011).

Tabela C-1 Coordenadas segundo o eixo z do esqueleto inicial e final.

Discos intervertebrais	Esqueleto inicial (m)	Esqueleto final (m)
Vértice da cabeça-C1	1.7440	1.7706
C1-C2		1.5980
C2-C3	1.5571	1.5779
C3-C4	1.5408	1.5588
C4-C5	1.5223	1.5408
C5-C6	1.5042	1.5227
C6-C7	1.4868	1.5056
C7-T1	1.4678	1.4874
T1-T2	1.4477	1.4681
T2-T3	1.4263	1.4468
T3-T4	1.4040	1.4256
T4-T5	1.3797	1.4024
T6-T6	1.3552	1.3793
T6-T7	1.3303	1.3552
T7-T8	1.3051	1.3301
T8-T9	1.2793	1.3051
T9-T10	1.2533	1.2792
T10-T11	1.2228	1.2543
T11-T12	1.1932	1.2244
T12-L1	1.1598	1.1916
L1-L2	1.1330	1.1558
L2-L3	1.1043	1.1200
L3-L4	1.0708	1.0813
L4-L5	1.0357	1.0424
L5-sacro	1.0033	1.0033

Tabela C-2 Coordenadas segundo o eixo z do esqueleto sem ajuste (inicial) e com ajuste (final) da caixa torácica.

	Esqueleto inicial (m)	Esqueleto final (m)
Caixa torácica (1° costela)	1.4698	1.4894
C7-T1	1.4678	1.4874
Diferença	0.0020	

Anexo D - Representação gráfica das articulações de Dumas et al. (2007)

As coordenadas 3D da articulação sacroilíaca, do ombro e quadril referidas na Tabela B-5 foram representadas graficamente no esqueleto, sob a forma de circunferências, com o objetivo de analisar a sua localização. Em primeiro lugar, as coordenadas 3D foram inseridas num bloco de notas, que foi gravado com a extensão de *scr* para poder ser lido pelo AutoCAD. Seguidamente, selecionou-se a forma de representação gráfica (esferas), a cor e o tamanho. Por ultimo, através do comando *scrip* inseriu-se as coordenadas tridimensionais das articulações, tal como se pode visualizar na Figura D-1.

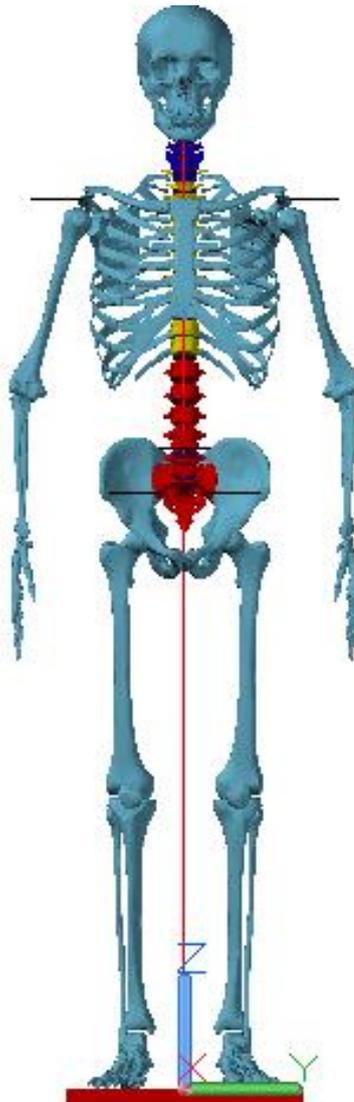


Figura D-1 Representação gráfica da articulação sacroilíaca, quadril e dos ombros no esqueleto, recorrendo ao *software* AutoCAD.

Anexo E - Representação gráfica das coordenadas do centro de massa de Dumas et al. (2007) e Chandler et al. (1975)

O referencial cartesiano global do modelo esquelético 3D foi transferido para o centro da articulação do segmento de acordo com as coordenadas 3D das articulações das articulações determinadas no Capítulo 3. Desta forma, obteve-se o referencial cartesiano local desse segmento e inseriram-se as coordenadas 3D locais do CM.

Seguidamente, o referencial cartesiano local foi colocado novamente na origem, obtendo-se as coordenadas 3D globais do CM do segmento. Este procedimento foi repetido para representar graficamente o CM de todos os segmentos.

Na Tabela E-1 estão representadas as coordenadas dos CM dos vários estudos. Haley (1988), Laananen et al. (1983) e Winter (1990) fornecem a localização do CM no plano transversal. Haley (1988) ainda fornece a localização do CM segundo o plano frontal para a cabeça e para o pé. Dumas et al. (2007) e Chandler et al. (1975) fornecem as coordenadas 3D do CM da maioria dos segmentos. Na Figura E-1 estão representadas as coordenadas 3D do modelo de Dumas et al. (2007) e Chandler et al. (1975).

Tabela E-1 Coordenadas locais e globais dos CM dos vários estudos mencionados na literatura.

Segmento	Coordenadas do referencial local										Origem do referencial local	Coordenadas do referencial global		
	Winter (1990)	Haley (1988)		Laananen et al. (1983)	Dumas et al. (2007)			Chandler et al. (1975)				X (m)	Y (m)	Z (m)
	Z (m)	Z (m)	X (m)	Z (m)	X (m)	Z (m)	Y (m)	X (m)	Y (m)	Z (m)				
Braço direito	0.146	0.177		0.153	0.005	-0.118	0.007	0.008	-0.006	-0.146	Articulação do ombro	-0.030	-0.173	1.416
Braço esquerdo	0.146	0.177			0.005	-0.118	-0.007	0.005	0.006	-0.148	Articulação do ombro	-0.030	0.173	1.416
Antebraço esquerdo	0.113	0.111			0.003	-0.118	0.004	-0.004	0.034	-0.129	Articulação do cotovelo	-0.056	0.253	1.151
Antebraço direito	0.113	0.111			0.003	-0.118	-0.004	0.018	-0.040	-0.125	Articulação do cotovelo	-0.056	-0.253	1.151
Mão esquerda	0.098	0.067			0.007	-0.068	0.006	0.009	0.003	-0.066	Articulação do pulso	-0.003	0.261	0.912
Mão direita					0.007	-0.068	-0.006	0.006	-0.004	-0.066	Articulação do pulso	-0.003	-0.261	0.912
Tórax	0.145	0.223									Articulação T12-L1	-0.043	0.000	1.487
Abdómen	0.150	0.026									Articulação sacroilíaca	-0.045	0.000	1.192
Bacia	0.009	0.09		0.064	0.003	-0.026	0.000				Articulação sacroilíaca	-0.011	0.000	1.003
Coxa direita	0.191	0.196		0.215	-0.018	-0.185	-0.014	0.008	-0.013	-0.181	Articulação do quadril	-0.024	-0.076	0.894
Coxa esquerda					-0.018	-0.185	0.014	0.008	0.010	-0.182	Articulação do quadril	-0.024	0.076	0.894
Perna direita	0.192	0.175			-0.021	-0.178	-0.003	0.000	-0.013	-0.193	Articulação do joelho	-0.073	-0.089	0.505
Perna esquerda					-0.021	-0.178	0.003	0.009	0.010	-0.189	Articulação do joelho	-0.073	0.089	0.505
Pé esquerdo					0.045	-0.036	0.006	-0.114	0.007	-0.010	Articulação do tornozelo	-0.092	0.082	0.074
Pé direito	0.035	0.037	0.111		0.045	-0.036	-0.006	-0.113	-0.003	-0.011	Articulação do tornozelo	-0.092	-0.082	0.074
Cabeça		0.105	0.104	0.141				-0.004	0.003	-0.106	Vértice da cabeça	0.000	0.000	1.771

Pescoço		0.067		0.049							Articulação atlantoccipital	-0.041	0.000	1.613
Tórax e abdómen				0.193	-0.017	-0.201	-0.001				Articulação C7-T1	-0.043	0.000	1.487
Cabeça e pescoço					-0.015	0.136	0.000					0.000	0.000	1.771

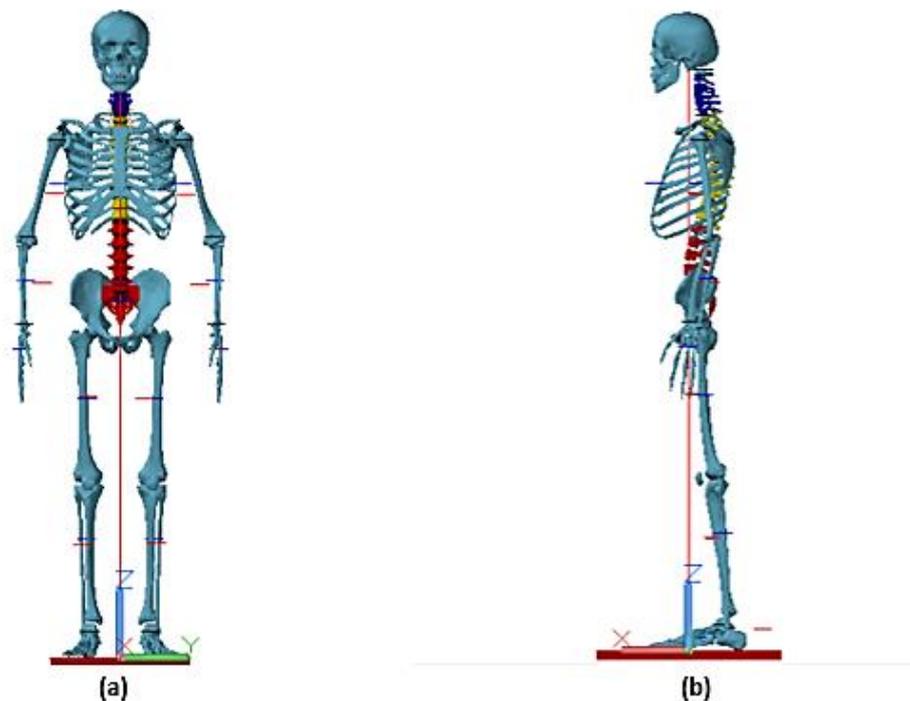


Figura E-1 Representação gráfica das coordenadas 3D das articulações e dos CM de Dumas et al. (2007) e Chandler et al. (1975) representadas por circunferências pretas, azuis e vermelhas, respectivamente, recorrendo ao *software* AutoCAD.

A partir da representação das coordenadas 3D do CM destes dois estudos no modelo esquelético é possível selecionar as coordenadas das CM mais adequadas para cada segmento.

Chandler et al. (1975) forneceu as coordenadas 3D da cabeça. Verificou-se que a coordenada segundo o eixo z apresenta um valor semelhante ao valor dado por Haley (1988). Este estudo também fornece a coordenada segundo o eixo x que corresponde à distância do CM à parte posterior da cabeça, enquanto no estudo de Chandler et al. (1975) corresponde à distância do vértice da cabeça ao CM. As coordenadas do CM da cabeça do modelo correspondem as coordenadas 3D de Chandler et al. (1975).

Por sua vez, Dumas et al. (2007) forneceu as coordenadas 3D da bacia. A coordenada segundo o eixo z também é facultada por outros estudos mas tem um valor discrepante logo não foi considerada.

Chandler et al. (1975) e Dumas et al. (2007) facultam as coordenadas 3D do pé. A partir da representação gráfica (Figura E-1) verificou-se que as coordenadas de Chandler et al. (1975) não estão de acordo com o que seria de esperar uma vez que as coordenadas segundo o eixo x e z são demasiado grandes, ou sejam, localizam-se fora do pé. Para além disso, os valores da coordenada

segundo o eixo z dos estudos de Haley (1988) e de Winter (2009) são similares ao de Dumas et al. (1975).

Chandler et al. (1975) e Dumas et al. (2007) fornecem as coordenadas 3D do braço. A partir da representação gráfica conclui-se que as coordenadas de Dumas et al. (1975) são mais adequadas porque encontram-se aproximadamente a meio do segmento. É de referir que foi necessário ajustar a coordenada segundo y devido à posição do braço no modelo esquelético.

Chandler et al. (1975) e Dumas et al. (2007) fornecem as coordenadas 3D do antebraço. Mas a coordenada segundo o eixo z de Dumas et al. (1975) é aproximada igual às coordenadas de Winter (1990) e Haley (1988) (Tabela E-1).

As coordenadas 3D do CM da mão, coxa e perna são fornecidas pelos dois estudos e são relativamente próximas. Como para o braço, antebraço e pé foram usadas as coordenadas de Dumas et al. (1975), também se utilizaram as coordenadas do mesmo estudo para a mão, coxa e perna.

Na Tabela E-2 estão representadas as coordenadas locais e globais dos CM do modelo desenvolvido, exceto para o pescoço, tórax e abdómen, uma vez que não constam dos estudos referidos anteriormente.

Tabela E-2 Coordenadas locais e globais do CM dos segmentos do modelo.

Segmento	Modelo desenvolvido					
	Coordenadas do referencial local			Coordenadas do referencial global		
	X (m)	Y (m)	Z (m)	X (m)	Y (m)	Z (m)
Braço direito	0.005	0.039	-0.118	-0.025	-0.212	1.298
Braço esquerdo.	0.005	-0.039	-0.118	-0.025	0.212	1.298
Antebraço esquerdo	0.003	0.004	-0.118	-0.053	0.257	1.033
Antebraço direito	0.003	-0.004	-0.118	-0.053	-0.257	1.033
Mão esquerda	0.007	0.006	-0.068	0.004	0.267	0.844
Mão direita	0.007	-0.006	-0.068	0.004	-0.267	0.844
Bacia	0.003	0.000	-0.026	-0.008	0.000	0.977
Coxa direita	-0.018	-0.014	-0.185	-0.042	-0.090	0.709
Coxa esquerda	-0.018	0.014	-0.185	-0.042	0.090	0.709
Perna direita	-0.021	-0.003	-0.178	-0.094	-0.918	0.327
Perna esquerda	-0.021	0.003	-0.178	-0.094	0.092	0.327
Pé esquerdo	0.045	0.006	-0.036	-0.047	0.088	0.038
Pé direito	0.045	-0.006	-0.036	-0.047	-0.088	0.038
Cabeça	-0.004	0.003	-0.106	-0.004	0.003	1.665

Anexo F - Revestimento do esqueleto

Para revestir o esqueleto optou-se por recorrer a um modelo humano 3D, disponível no ContentCentral®, que contem modelos CAD 2D e 3D.

O modelo humano 3D retirado tem 1829,36 mm de altura enquanto o esqueleto tem 1770,6 mm, pelo que foi necessário determinar um fator de escala Equação (F-1) para ajustar as respetivas alturas. Na Figura F-1 está representado o modelo 3D humano com 1770,6 mm. A posição dos braços do modelo 3D não coincide com a posição dos braços do modelo esquelético 3D. Assim, a partir do eixo de rotação do braço do modelo 3D, aplicou-se uma rotação de 30° no braço completo e posteriormente uma rotação de 25° no antebraço e na mão. Foi ainda, aplicada uma rotação de 5° na perna completa do modelo 3D. Na Figura F-2 está representado o modelo humano 3D com as alterações referidas.

$$\text{Fator de escala} = \frac{\text{Medida desejada}}{\text{Medida atual}} = \frac{1770.6}{1829.36} = 0.9679 \text{ mm} \quad (\text{F-1})$$

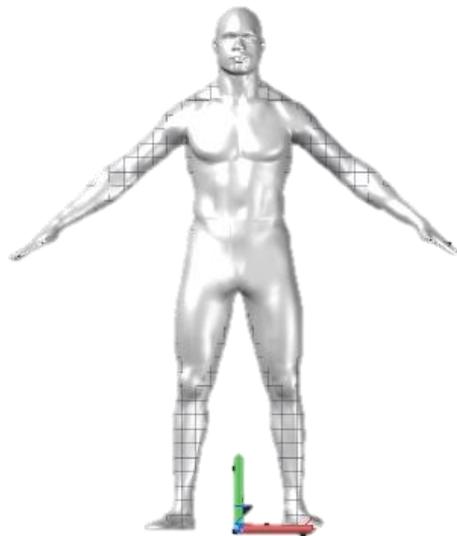


Figura F-1 Modelo humano 3D no *software* AutoCAD (vista da frente).

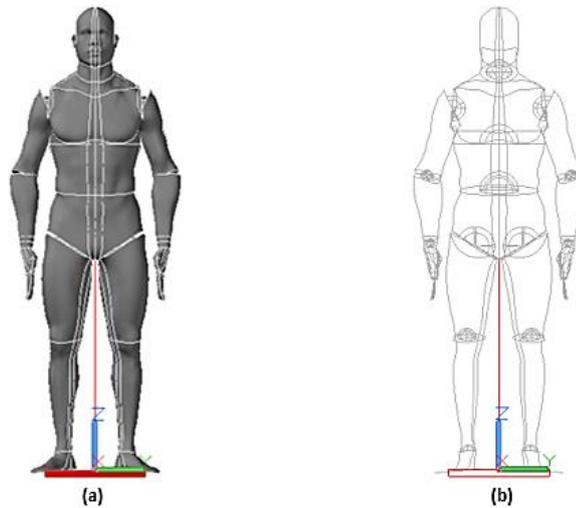


Figura F-2 Modelo humano 3D com rotação dos braços e pernas (a) Vista da frente; (b) Vista da frente em 2D *wireframe*, no *software* AutoCAD.

Posteriormente, o modelo humano 3D foi colocado na mesma posição que o esqueleto, tal como ilustrado na Figura F-3. De uma forma geral, o modelo humano 3D adapta-se ao esqueleto (o antebraço do modelo 3D é maior que o braço do esqueleto, o que provoca um ligeiro desajuste da mão, facto desprezável para o fim em vista neste trabalho). Assim sendo, considerou-se que o modelo humano 3D é adequado para ser utilizado como “revestimento” do esqueleto.

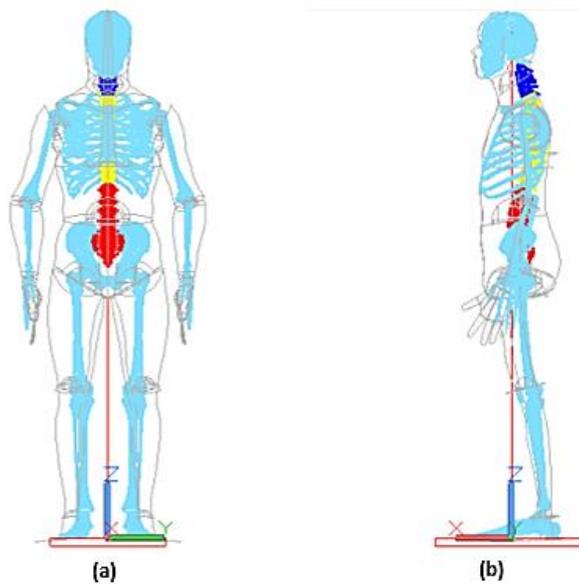


Figura F-3 Representação do esqueleto e do modelo humano 3D (a) Vista da frente; (b) Vista lateral, no *software* AutoCAD.