



CNB 2015

ATAS DO
6º CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA
PROCEEDINGS OF THE
6TH PORTUGUESE CONGRESS ON BIOMECHANICS



COMISSÃO ORGANIZADORA / ORGANIZING COMMITTEE

Rui B. Ruben, CDRsp-ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Milena Vieira, ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Carlos Campos, ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Henrique A. Almeida, ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Jorge Siopa, ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Paulo Bárto, Manchester Biomanufacturing Centre, University of Manchester
João Folgado, LAETA, IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa

PATROCÍNIOS E APOIOS INSTITUCIONAIS / SPONSORSHIP AND INSTITUTIONAL SUPPORT



COMISSÃO CIENTÍFICA / *SCIENTIFIC COMMITTEE*

Adélia Sequeira, IST-U Lisboa
Amílcar Ramalho, CEMUC-U Coimbra
António Manuel Godinho Completo, U Aveiro
António J. Figueiredo, FCDEF-U Coimbra
António Ramos, U Aveiro
António José Rocha Martins da Silva, U Trás-os-Montes e Alto Douro
António Veloso, Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional-FMH-U Lisboa
Aurélio Marques, UBI
Ausenda Mendes, CDRsp-IP Leiria
Daniela Barroso Cipreste Vaz, FCT-U Coimbra – ESSLei-IP Leiria
Eduardo Borges Pires, ICIST-IST-U Lisboa
Elza M. M. Fonseca, IP Bragança
Fernanda Gentil - IDMEC-FEUP – ESTSP
Fernando Simões, DECivil-IST-U Lisboa
Filipa Oliveira da Silva João, FMH-U Lisboa
Filipe Carvalho, CMRRC-Rovisco Pais
Gilberto Costa, FM-U Porto
Gonçalo Dias, FCDEF-U Coimbra – CIDAF
Hélder Rodrigues, IST-U Lisboa
Jacinto Monteiro, FM-U Lisboa
Joana Reis, Dep. Medicina Vet.-E. de Ciências e Tecnologias-U Évora-CICECO-U Aveiro
João Folgado, IDMEC-IST-U Lisboa
João M. C. S. Abrantes, MovLab-U Lusófona de Humanidades e Tecnologias
João Manuel Tavares, FEUP
João Paço, Hospital CUF, FML-U Lisboa
Paulo Flores, U Minho
J. Paulo Vilas-Boas, CIFI2D-LABIOMEPE- Faculdade de Desporto-U Porto
Jorge Ambrósio, IST-U Lisboa
Jorge Belinha, FEUP
Jorge Laíns, CMRRC-Rovisco Pais
José Alberto Duarte, CIAFEL-Faculdade de Desporto-U Porto
José Potes, Dep. Medicina Veterinária-Escola de Ciências e Tecnologias-U Évora
José Reis Campos, FMDUP
José Manuel Casanova, FM-U Coimbra
José Oliveira Simões, U Aveiro
Leandro Machado, Faculdade de Desporto-U Porto
Lídia Carvalho, INESC-Porto
Luís Roseiro, ISEC-IP Coimbra
Luisa Costa Sousa, FEUP
Manuel Gutierrez, FM-U Porto
Marco Parente, FEUP
Maria Augusta Neto, U Coimbra
Mário Augusto Vaz, INEGI-FEUP
Mário Forjaz Secca, Dep. de Física-F. de Ciências e Tecnologia-U Nova de Lisboa
João Gamelas, Nova Medical School-U Nova de Lisboa
Miguel Tavares da Silva, IST-U Lisboa
Miguel Velhote Correia, INESC TEC-FEUP-LABIOMEPE
Paulo Piloto, IP Bragança
Paulo R. Fernandes, IST-U Lisboa
Pedro G. Coelho, DEMI-FCT-U Nova de Lisboa
Pedro Martins, IDMEC-FEUP
Pedro G. Morouço, CDRsp-IP Leiria
Renato Natal Jorge, FEUP
Rita Santos Rocha, ESDRM-IP Santarém – CIPER-FMH-U Lisboa
Ronaldo Gabriel, U Trás-os-Montes e Alto Douro
Rui Lima, IP Bragança – CEFT-FEUP
Rui Miranda Guedes, POLO-INEGI-FEUP do Labiomepe
Vera Moniz-Pereira, Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional-FMH-U Lisboa

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE UMA PRÓTESE INTERVERTEBRAL PARA A COLUNA CERVICAL

Sara C. M. Plácido¹, Elza M. M. Fonseca², Ana I. Pereira³ e Vítor J. J. Carolino⁴

¹ ESTiG, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; sara.cm.placido@gmail.com

² LAETA-INEGI / UMNME, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; efonseca@ipb.pt

³ ESTiG, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; apereira@ipb.pt

⁴ Centro Hospitalar Vila Nova de Gaia/Espinho, Portugal; viktor.carolino@sapo.pt

PALAVRAS CHAVE: Biomecânica, Prótese Intervertebral, Coluna Cervical, Método dos Elementos Finitos.

RESUMO: A coluna vertebral tem como função primordial suportar o peso do tronco e da cabeça permitindo o seu movimento, bem como proteger a medula espinhal e proporcionar a inserção muscular. É com base neste princípio que se baseia este trabalho cujo objetivo é efetuar uma análise biomecânica a um modelo simplificado dos segmentos C6-C7, com disco ou prótese intervertebral. Utilizando modelos 2D simplificados foram efetuadas diversas simulações, recorrendo ao método dos elementos finitos através do programa Ansys®, diferindo nestes modelos, as diferentes propriedades dos materiais e carregamentos. Os resultados foram obtidos considerando-se forças compressivas ou momentos fletores para simular o efeito de rotação nas vértebras em estudo. Foi possível concluir que existe uma variação linear dos deslocamentos das vértebras, com o aumento do carregamento imposto e o uso de uma prótese intervertebral diminui os deslocamentos na coluna, comparativamente aos deslocamentos obtidos nos modelos constituídos pelo disco intervertebral.

1 INTRODUÇÃO

Dos 26 ossos que compõem a coluna vertebral são objeto do presente estudo as vértebras cervicais C6 e C7. A curvatura cervical é côncava, forma-se logo após o nascimento e constitui o esqueleto axial do pescoço e o suporte da cabeça [1]. A Fig. 1 representa a coluna cervical, sendo possível visualizar as vértebras C6 e C7.

Estima-se que, cerca de metade da população mundial, com idade superior a 40 anos, sofre de doenças associadas à coluna vertebral, nomeadamente, doença do disco cervical. Segundo Jirkova et al. (2010), esta doença caracteriza-se por alterações degenerativas na parte superior da coluna. Lesões no pescoço ou região cervical são muito importantes, uma vez que, existe um risco potencial de danos na medula espinhal [3]. Citado por Anbarani et

al. (2010), G. Paesold et al. salientam que a degeneração do disco se deve a três fatores principais: carregamentos mecânicos, pré-disposição genética associado a efeitos nutricionais e a idade [4].

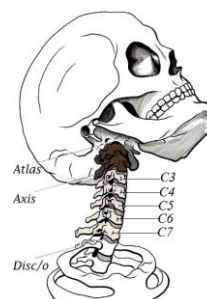


Fig. 1- Vértebras cervicais [2].

No entanto, as atividades quotidianas e lúdicas são causas frequentes que aumentam, substancialmente, o número de

lesões graves na região cervical [3]. Ao nível da engenharia, têm sido elaboradas metodologias de desenvolvimento de próteses para efetuar a substituição total do disco intervertebral de modo a utilizá-las em ferramentas computacionais. *C. de Jongh (2007)* afirma que uma prótese cervical para substituição do disco intervertebral é um dispositivo implantado entre duas vértebras cervicais, com o intuito de aliviar dores crónicas ou desordens agudas da coluna vertebral, como por exemplo, doenças degenerativas do disco intervertebral. O disco de substituição é projetado para restaurar o movimento entre os segmentos cervicais onde é implantado [5]. A cirurgia cervical de substituição do disco, segundo *Jirkova et al. (2010)*, seria mais aplicável a pacientes com hérnia discal e que não “responderam” a tratamentos não-cirúrgicos e onde a doença afete a qualidade de vida [3]. No desenvolvimento de uma prótese de substituição do disco intervertebral, ou até mesmo no simples estudo do seu comportamento mecânico, o objetivo é preservar o movimento e restaurar a funcionalidade do segmento problemático da coluna.

Neste estudo, o principal objetivo é efetuar uma análise biomecânica de um modelo simplificado da coluna vertebral cervical nos segmentos C6-C7, com disco ou prótese intervertebral.

São desenvolvidos modelos 2D com geometrias simplificadas e efetuadas diversas simulações numéricas, recorrendo ao método dos elementos finitos, através do programa Ansys®.

Foram desenvolvidos 4 modelos de vértebras distintos, com as vértebras C6 e C7 e respetivo disco ou prótese intervertebral (C6).

Os modelos vão estar submetidos a carregamentos de compressão ou à flexão, permitindo a obtenção de resultados relativo ao campo de deslocamentos para posterior discussão.

2 MÉTODO

Para a elaboração dos vários modelos geométricos simplificados das vértebras e disco intervertebral, foi efetuada uma média das dimensões das vértebras e disco de 3 pacientes (2 femininos e 1 masculino), com média de idades de 29 anos, recolhidos através de Ressonâncias Magnéticas. Os valores obtidos estão representados nas Tab. 1 e Tab. 2, e são comparados com resultados obtidos pelo autor *Gilad et al. (1986)*, citado por *N. Bahramshahi (2009)*.

Tab. 1- Dimensões vértebras C6 e C7 [6].

Corpo Vertebral		C6, m	C7, m
Profundidade (Gilad et al., 1986)	Superior	0,0160	0,0164
	Inferior	0,0166	0,0163
Altura (Gilad et al., 1986)	Anterior	0,0130	0,0146
	Posterior	0,0139	0,0149
Profundidade média (3 Pacientes)	Superior	0,0133	0,0140
	Inferior	0,0150	0,0155
Altura média (3 Pacientes)	Anterior	0,0133	0,0162
	Posterior	0,0136	0,0161

Tab. 2- Dimensões Disco intervertebral C6 [6].

Disco Intervertebral		C6 (m)
Altura (Gilad et al., 1986)	Anterior	0,0052
	Posterior	0,0033
Altura média (3 Pacientes)	Anterior	0,0041
	Posterior	0,0041

Na Fig. 2 apresenta-se o modelo geométrico em estudo.

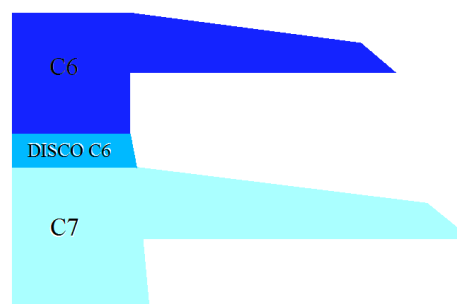


Fig. 2- Modelo geométrico.

Atendendo às diferentes propriedades dos materiais e carregamentos impostos, foram analisados oito modelos simplificados

distintos (M1 a M8). Todos os modelos são baseados na mesma geometria e dimensões. A Tab. 4 apresenta os diferentes modelos em estudo, descrevendo os materiais a considerar em cada uma das vértebras C6, C7 e disco intervertebral. Nos modelos M1 a M4 foram consideradas cargas compressivas e nos modelos M5 a M8 um momento fletor. No total foram realizadas 32 simulações numéricas, atendendo aos diferentes valores impostos para o carregamento. Nos modelos M1 a M4 foram impostas cargas compressivas resultantes iguais a 100, 200, 400 e 800 N, no topo da vértebra C6 e restrições na base da vértebra C7. Nos modelos M5 a M8 aplicaram-se momentos fletores iguais a 1, 2, 4 e 8 Nm para efeito da rotação na vértebra C6 e restrição na base da vértebra C7. Na Tab. 3 apresentam-se as propriedades dos materiais utilizadas na análise numérica.

Tab. 3- Propriedades dos materiais [7] [8].

Material	Módulo de Elasticidade, MPa	Coefficiente de Poisson
Osso Cortical	100000	0,29
Osso Trabecular	100	0,29
Anel Disco Intervertebral	3,4	0,4
Núcleo Disco Intervertebral	3,4	0,499
Titânio	113000	0,3

Tab. 4- Características dos diferentes modelos.

Modelos	C6	C7	Disco Intervertebral
M1 ou M5	Osso cortical	Osso cortical	Anel
M2 ou M6	Osso cortical + Osso trabecular	Osso cortical + Osso trabecular	Anel + Núcleo
M3 ou M7	Osso cortical	Osso cortical	Titânio
M4 ou M8	Osso cortical + Osso trabecular	Osso cortical + Osso trabecular	Titânio

Foi utilizado o método de elementos finitos em estado plano de tensão, considerando-se uma fatia em análise do conjunto biomecânico com 4 mm de espessura. A análise é linear estática, tendo sido utilizada ligação perfeita entre as vértebras e o disco. A Fig. 3 representa as malhas de elementos finitos obtida através do Ansys®.

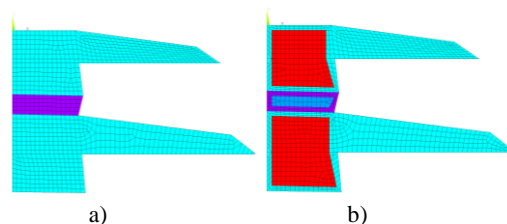


Fig. 3- Malha de elementos finitos: a) M1, M3, M5 e M7; b) M2, M4, M6 e M8.

3 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Os resultados dos deslocamentos verticais são representados na Tab. 5 para cada modelo considerado. Os valores apresentados foram obtidos na parte central das vértebras C6, C7 e disco.

Tab. 5- Deslocamentos verticais, mm.

Deslocamentos, mm					
Força compressão		100 N	200 N	400 N	800 N
M 1	C6	1,8879	3,7758	7,5515	15,1030
	Disco	0,7056	2,1661	2,8225	5,6450
	C7	0,0013	0,0026	0,0051	0,012
M 2	C6	3,5074	7,0148	14,030	28,0590
	Disco	1,7167	3,4334	6,8668	13,7340
	C7	0,0219	0,0439	0,0877	0,1754
M 3	C6	0,0039	0,0079	0,0157	0,0314
	Disco	0,0024	0,0048	0,0096	0,0193
	C7	0,0013	0,0026	0,0053	0,0105
M 4	C6	0,0402	0,0804	0,1608	0,3215
	Disco	0,0159	0,0318	0,0635	0,1270
	C7	0,0079	0,0158	0,0316	0,0631
Momentos fletor		1 Nm	2 Nm	4 Nm	8 Nm
M 5	C6	0,6702	1,3403	2,6807	5,3613
	Disco	1,3483	2,6966	5,3932	10,7864
	C7	0,0004	0,0008	0,0015	0,0030
M 6	C6	0,8600	1,7199	3,4999	6,8798
	Disco	0,2886	0,5771	1,1542	2,3084
	C7	0,0016	0,0031	0,0062	0,0125
M 7	C6	0,0016	0,003	0,0065	0,0131
	Disco	0,0040	0,0081	0,0162	0,0324
	C7	0,0000	0,0010	0,0020	0,0039
M 8	C6	0,0067	0,0134	0,0268	0,0536
	Disco	0,0037	0,0074	0,0148	0,0297
	C7	0,0028	0,0056	0,0112	0,0224

Pelos resultados apresentados verifica-se que, nos modelos M1 a M4 à medida que é aumentada a carga aplicada no modelo o deslocamento aumenta de forma linear. Comparativamente com os resultados descritos na literatura por *E.C. Teo et al. (2000/2001)*, verifica-se que aplicando uma determinada força os deslocamentos obtidos aumentam linearmente [9]. O mesmo acontece com a aplicação do momento fletor, existe um aumento dos deslocamentos nos modelos à medida que é aplicado um momento com maior intensidade.

Em todos os casos estudados, verifica-se que, como a carga é aplicada no topo da vértebra C6 e os constrangimentos aplicados na base da vértebra C7, os maiores deslocamentos verificam-se na vértebra C6 e, conseqüentemente na vértebra C7 os deslocamentos são quase nulos.

Também as propriedades dos materiais afetam os resultados em relação aos deslocamentos. Como se pode constatar através da Tab. 5, os modelos M1 a M4 os maiores deslocamentos são obtidos em M2 e M4. Se forem comparados estes dois modelos, na zona do disco intervertebral, há uma diferença nos deslocamentos. Isto deve-se ao facto do material constituinte do disco M4 ser Titânio que lhe confere uma maior resistência. Esta situação pode ser verificada em todos os casos em que o disco intervertebral é de Titânio. Nos modelos M7 e M8 a situação é idêntica. Relativamente aos materiais, verifica-se que nos modelos constituídos apenas por dois materiais (osso cortical e núcleo/Titânio) os deslocamentos são maiores comparativamente com os modelos constituídos por osso cortical, trabecular, núcleo, anel ou Titânio.

As Figs. 4 a 11 representam as diferentes imagens do campo de deslocamentos verticais relativas às diferentes imposições de carregamento.

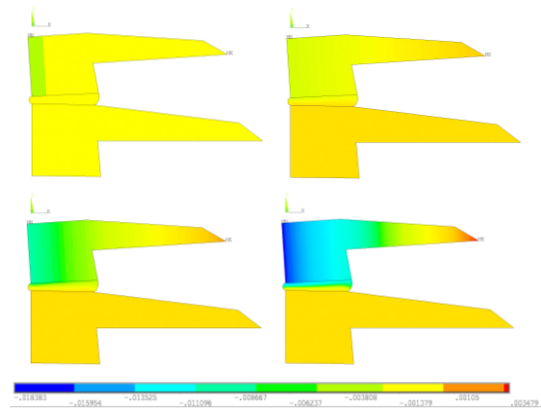


Fig. 4- Deslocamentos M1: 100, 200, 400 e 800 N.

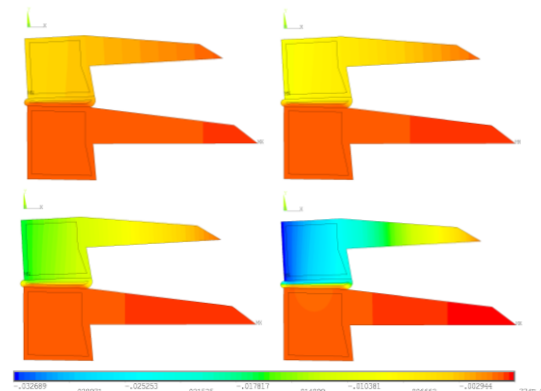


Fig. 5- Deslocamentos M2: 100, 200, 400 e 800 N.

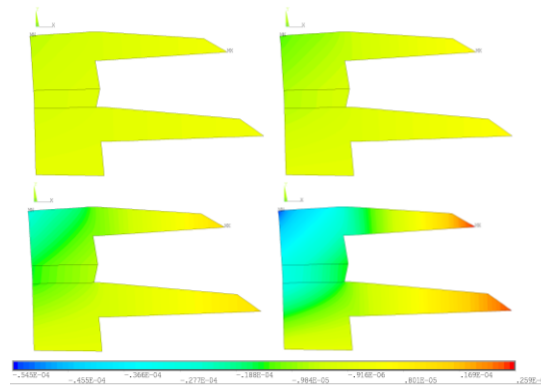


Fig. 6- Deslocamentos M3: 100, 200, 400 e 800 N.

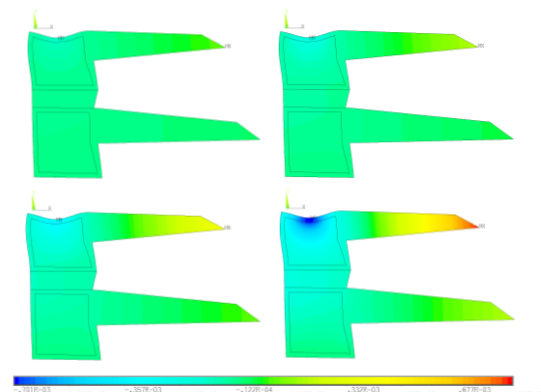


Fig. 7- Deslocamentos M4: 100, 200, 400 e 800 N.

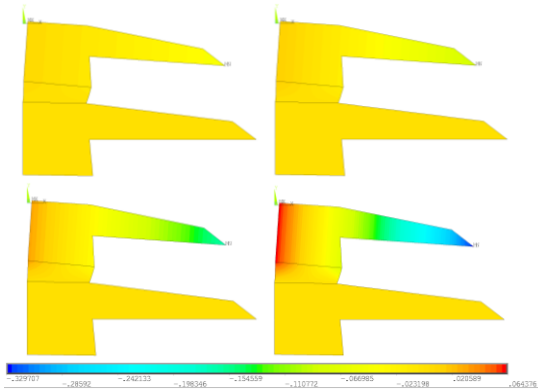


Fig. 8- Deslocamentos M5: 1, 2, 4 e 8 Nm.

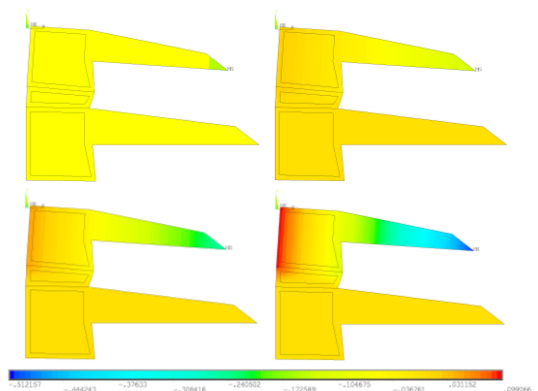


Fig. 9- Deslocamentos M6: 1, 2, 4 e 8 Nm.

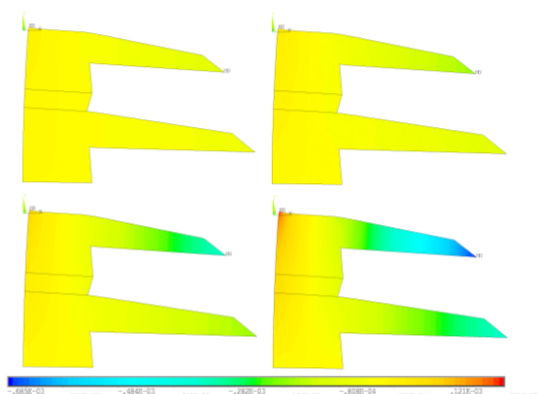


Fig. 10- Deslocamentos M7: 1, 2, 4 e 8 Nm.

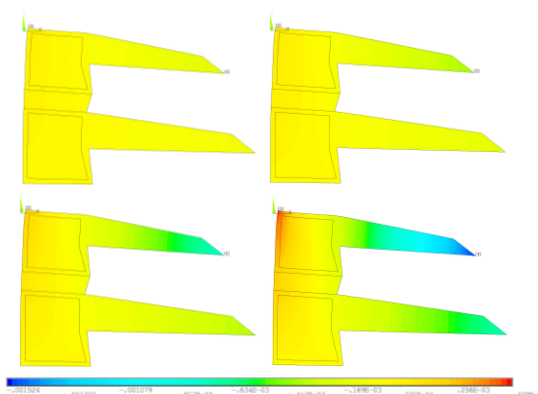


Fig. 11- Deslocamentos M8: 1, 2, 4 e 8 Nm.

4 CONCLUSÕES

Com a elaboração deste estudo conclui-se que os deslocamentos verticais no modelo simplificado das vértebras C6 e C7 aumentam linearmente com o aumento da carga imposta. Relativamente ao efeito de rotação, simulado através da imposição de momentos, e comparativamente à imposição da força compressiva, os deslocamentos obtidos para a zona central das vértebras e disco são consideravelmente menores, por se tratar de uma zona neutra relativamente à flexão. É ainda possível concluir que, nos modelos em que foi utilizado um disco em Titânio, para simular uma prótese intervertebral, os deslocamentos são menores. Por esse motivo, considera-se que o uso destas próteses pode ser uma boa solução no caso de doentes com patologias associadas ao disco intervertebral.

Como trabalho futuro, salienta-se o desenvolvimento de um modelo 3D numérico de uma prótese intervertebral colocada entre as vértebras cervicais obtidas por imagem médica. O modelo 3D das vértebras cervicais será obtido em função do tratamento de uma imagem médica tomográfica de alta definição e a prótese intervertebral obtida através de um modelo CAD em formato compatível. A análise do conjunto biomecânico será efetuada por elementos finitos, atendendo aos diferentes materiais e tipos de carregamento, reproduzindo desta forma uma situação real em estudo.

REFERÊNCIAS

- [1] J. Natour, “Coluna Vertebral”, 2ª edição, Etecetera Editora, São Paulo, 2004.
- [2] J. Valdivia, “Consultório Quiroprático”, 2015 [Online]. Available: <http://pt.quiropracticagirona.com/quiropratica/coluna-cervical.html>. [Acedido em 6 Janeiro 2015].
- [3] Jirkova L., Horak Z., “Kinematic analyse of mobile type artificial disc replacement”, em Second International Conference on Computing Communication and Networking Technologies, Prague, Czech Republic, 2010.

- [4] K. Anbarani, E. Amiralaie, D. Ching, “Intervertebral Disk Replacement, 2010.
- [5] C. d. Jongh, “Critical Evaluation of Predictive Modelling of a Cervical Disk Design”, em Thesis for the degree of Master of Science in Mechanical Engineering, South Africa, 2007.
- [6] N. Bahramshahi, “Finite Element Analysis of middle cervical spine”, em Theses and Dissertations, Paper 966, Ryerson University, 2009.
- [7] P. Fernandes, “Modelação e Análise da Fusão Intersomática Cervical” em Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, IST, Lisboa, 2008.
- [8] M. Chiang, J. Teng, C. Huang, C. Cheng, C. Chen, T. Chang, S. Chao, “Finite Element Analysis of Cage Subsidence in Cervical Interbody Fusion” em Journal of Medical and Biological Engineering, 201-208, 2004.
- [9] E. C. Teo, H. W. Ng, “Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method”, em Medical Engineering & Physics, n°23, 155-164, 2000-2001.