

CONSTRUÇÃO DE MODELO EM ELEMENTOS FINITOS DA COLUNA TORÁCICA.

Hebert Suares Trautwein, Universidade Federal de Santa Catarina, hebert.ttw@gmail.com

Luis Fernando Nicolini, Universidade Federal de Santa Catarina, lfernandonicolini@gmail.com

Carlos Rodrigo Roesler, Universidade Federal de Santa Catarina, r.roesler@ufsc.br

Marcelo Simões, Serviço de Neurocirurgia do Hospital Ernesto Dornelles, marcelosimoes666@gmail.com

Eduardo Alberto Fancello, Universidade Federal de Santa Catarina, eduardo.fancello@ufsc.br

Resumo. *Este trabalho apresenta métodos para caracterização de modelos de materiais para ligamentos, discos intervertebrais e juntas facetárias da coluna torácica. Também apresenta considerações com respeito à construção geométrica de vertebrais e discos da região torácica. O objetivo é registrar achados de estudos que servem de fundamentação teórica para a construção de um modelo em elementos finitos da região espinhal em questão, bem como apresentar resultados parciais obtidos para um disco intervertebral. Tais resultados apontam para uma adequabilidade da estratégia adotada em simular o comportamento de um disco quando solicitado ao carregamento cíclico quase-estático de tração compressão, permitindo posterior calibração de parâmetros para segmentos específicos da coluna torácica.*

Palavras chave: *Coluna Vertebral. Torácica. Biomecânica. Disco Intervertebral. Tecido Mole.*

1. INTRODUÇÃO

Modelos baseados em elementos finitos (EF) da coluna vertebral têm o potencial de serem utilizados como bancadas de testes computacionais para desenvolvimento e análise de próteses, métodos cirúrgicos e tratamentos da coluna vertebral. Tais modelos frequentemente utilizam propriedades biomecânicas dos tecidos moles calibradas com base em testes experimentais, executados *in vitro*. Entretanto não é comum encontrar na literatura dados antropométricos detalhados das amostras testadas. Este fato dificulta a construção e calibração de modelos biomecânicos, pois existe a falta de controle das variáveis antropométricas de vértebras, discos intervertebrais e ligamentos.

Foi apresentada em Trautwein 2017 uma abordagem possível para contornar este problema buscando construir uma geometria computacional da coluna torácica baseado em valores antropométricos médios encontrados na literatura. No atual estágio do trabalho serão apresentadas considerações sobre o modelo geométrico que servirá de base para construção da malha de elementos finitos, assim como estratégias para a escolha de modelos e parâmetros de material necessários para representação de comportamento de ligamentos, discos intervertebrais e contatos entre juntas facetárias. Para finalizar, são mostrados resultados preliminares do disco intervertebral.

2. MÉTODOS

2.1. Modelo geométrico da coluna torácica

Foi construído um modelo geométrico da coluna vertebral torácica seguindo o procedimento explicado em Trautwein 2017, que como já observado, visa à definição de uma geometria computacional da coluna torácica baseado em valores antropométricos médios encontrados na literatura.

Tal abordagem resultou em um conjunto de vertebrais morfologicamente satisfatórias. A montagem destas na região torácica precisou, entretanto, de um cuidado adicional para garantir a compatibilidade geométrica nas juntas facetárias. Para compreender a origem desta incompatibilidade foram utilizadas imagens de RX e tomografia computadorizada, obtidas por Gala 2016 e Vialle 2005 respectivamente. Nestas imagens foi verificado que as alturas médias dos discos intervertebrais são proporcionalmente menores do que as calculadas de acordo com procedimentos explicados em Trautwein 2017. Os autores interpretam que esta diferença pode ser originada no fato de que as medidas de literatura adotadas para cálculo das alturas foram tomadas a partir de colunas aliviadas de peso corporal, cargas musculares e pré-tensionamentos dos ligamentos, não representando, portanto, uma situação *in vivo*. Com base nesta compreensão, alturas médias de discos intervertebrais e distâncias entre facetes foram adaptadas de maneira a conseguir a compatibilidade desejada do modelo sem sair, entretanto, do desvio padrão antropométrico observado para situação com peso corporal, cargas musculares e pré-tensionamento de ligamentos.

2.2. Propriedades Biomecânicas dos Ligamentos

Encontram-se poucos dados experimentais com respeito ao comportamento mecânico de ligamentos na região torácica, se comparado com estudos similares na região lombar. No trabalho de Myklebust 1986 é realizado um estudo do comportamento mecânico dos ligamentos pertencentes a todas as regiões da coluna, incluindo a torácica,

apresentando dados de força-deslocamento para a carga máxima suportada pelo ligamento. Devido à ausência de dados intermediários, estes resultados foram utilizados no presente trabalho para caracterizar um modelo linear de força-deslocamento destes ligamentos, embora seja de conhecimento dos autores que tal comportamento é apenas uma aproximação inicial.

Como justificativa desta tentativa inicial, cita-se o trabalho de Nasekhaki 2017, quem compara diferentes modelos de comportamento de ligamentos numa simulação do segmento L5-L4 e analisa o resultado obtido comparando com o trabalho experimental de Heuer 2008. Neste estudo os autores obtêm resultados de comportamento adequado do segmento com o uso dos modelos mais simples como o modelo linear com parâmetros fornecidos por Pintar 1992.

Na Tabela 1 são apresentados os dados de rigidez do ligamento ALL (*Anterior Longitudinal Ligament*) para cada segmento da coluna torácica, calculados a partir de dados coletados por Myklebust 1986. Dados para os demais ligamentos são encontrados no trabalho de referência.

Tabela 1. Dados de carga e deslocamento máximos obtidos por Myklebust 1986 para ligamento *Anterior Longitudinal* em segmentos da coluna torácica, e respectivas rigidezes calculadas em função de tais dados.

	Carga Max. (N)	Deslocamento (mm)	Rigidez (N/mm)
T01-T02	182	6.3	28.9
T02-T03	123	7.3	16.8
T03-T04	154	7.5	20.5
T04-T05	169	6.9	24.5
T05-T06	284	10.6	26.8
T06-T07	332	7.6	43.7
T07-T08	213	17.7	12.0
T08-T09	332	13.2	25.2
T09-T10	408	14.2	28.7
T10-T11	468	11.6	40.3
T11-T12	281	13.7	20.5

2.3. Juntas Facetárias

O comportamento biomecânico das juntas facetárias foi definido utilizando os dados fornecidos por Sharma 1995. Este define uma curva que relaciona tensão com deformação compressiva da cartilagem expressa em termos do movimento relativo das facetes ósseas a partir da distancia destas na posição neutra.

Tal curva é incorporada no modelo de elementos finitos através de um dos modelos de contato presentes no código Abaqus, o qual considera contato entre superfícies do tipo *pressure-overclosure* na direção normal e sem atrito na direção tangencial. A curva de Sharma 1995 é reposicionada no eixo das abscissas de forma a apresentar tensão nula para a distância entre facetes na posição neutra (3 mm em média) e tensão compressiva máxima para um deslocamento relativo negativo de 1mm a partir da posição neutra. Na Figura 1 tal curva é ilustrada.

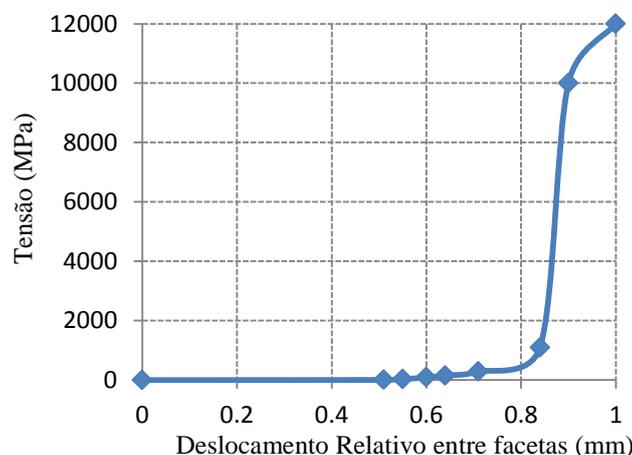


Figura 1. Curva de interação Tensão x Deslocamento Relativo para facetas obtidas por Sharma 1995 e adaptada para a geometria do presente trabalho.

2.4. Propriedades Biomecânicas do Disco Intervertebral

Os discos intervertebrais são classicamente separados em duas regiões, anel fibroso e núcleo pulposos, ambas com propriedades estruturais diferentes. O anel fibroso consiste em uma matriz cartilaginosa reforçada por fibras contrapostas em bandas concêntricas, já o núcleo pulposos é constituído por uma matriz gelatinosa e fica envolto pelo Anel Fibroso.

Para o tecido do anel fibroso foi utilizado um modelo de material hiperelástico isotrópico reforçado por fibras orientadas (Holzapfel et al 2000), disponível no Abaqus. Os parâmetros foram calibrados conforme Holzapfel 2005.

Para o núcleo pulposos utilizou-se o modelo constitutivo de *Mooney-Rivlin* com parâmetros de material iguais aos adotados por Schmidt 2006, apresentados na Tabela 2.

Tabela 2. Parâmetros adotados para caracterização do núcleo pulposos através do modelo constitutivo de *Mooney-Rivlin*.

Parâmetro	Valor
c_1	0.12
c_2	0.09
ν	0.4999

Para avaliar a adequação dos modelos e correspondentes parâmetros, a geometria de um disco intervertebral do segmento T10-T11 foi modelada por Elementos Finitos, solicitado à tração-compressão. Para tal fim foi aplicado na região do *endplate* superior um deslocamento vertical de amplitude total de 2mm (1mm no sentido ascendente e 1mm sentido descendente), e deslocamento nulo nas demais direções. Na região do *endplate* inferior foi aplicada condição de deslocamento nulo em todas as direções. Tais condições de contorno são ilustradas na Figura 2. O resultado desta análise foi comparado com resultado de teste *in vitro* realizado por Marini 2015 para um disco intacto da região lombar.

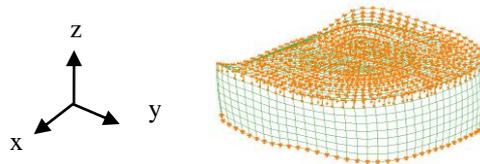


Figura 2. Condições de contorno aplicadas ao disco: Superior: $D_z = \pm 1\text{mm}$, $D_x = D_y = 0$; Inferior: $D_z = D_x = D_y = 0$.

3. RESULTADOS

3.1. Modelo geométrico

O modelo geométrico da coluna torácica construído conforme o procedimento explicado na seção 2.1 é ilustrado na Figura 3.

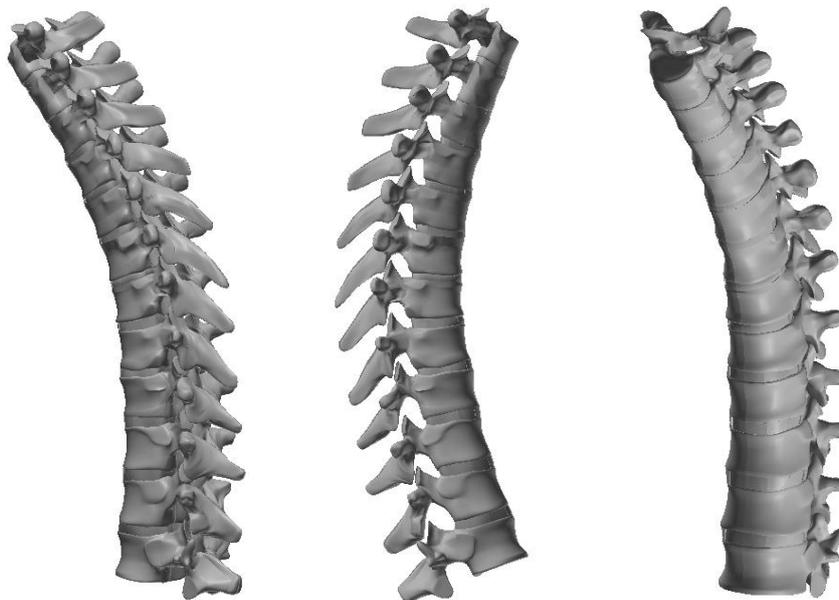


Figura 3. Coluna Torácica (T1 – T12), construída conforme procedimento explicado na seção 2.1.

3.2. Disco Intervertebral

Na Figura 4 são ilustradas as configurações neutra, comprimida e tracionada do modelo de elementos finitos do disco T10-T11 conforme seção 2.4.

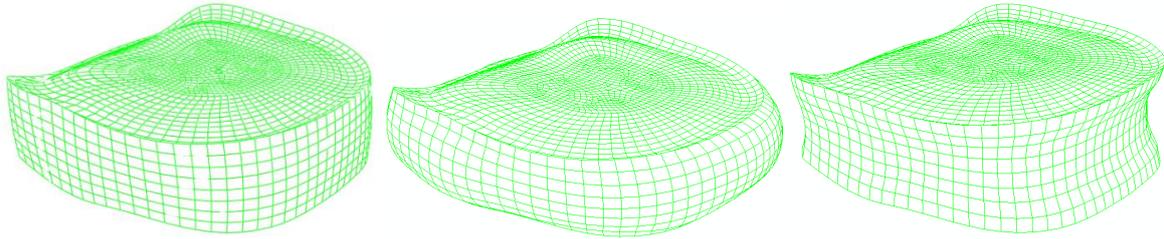


Figura 4. Disco Intervertebral avaliado conforme estratégia explicada na seção 2.4. a) situação neutra, b) situação sob compressão, c) situação sob tração.

Para cada incremento de deslocamento foi avaliada a força resultante de reação vertical, os resultados foram comparados aos valores obtidos em testes *in vitro* de Marini 2015 para carregamento quase estático. Os gráficos de Força (N) x Deslocamento (mm) obtidos pelo Modelo Atual de E.F. e por Marini 2015 são ilustrados na Figura 5.

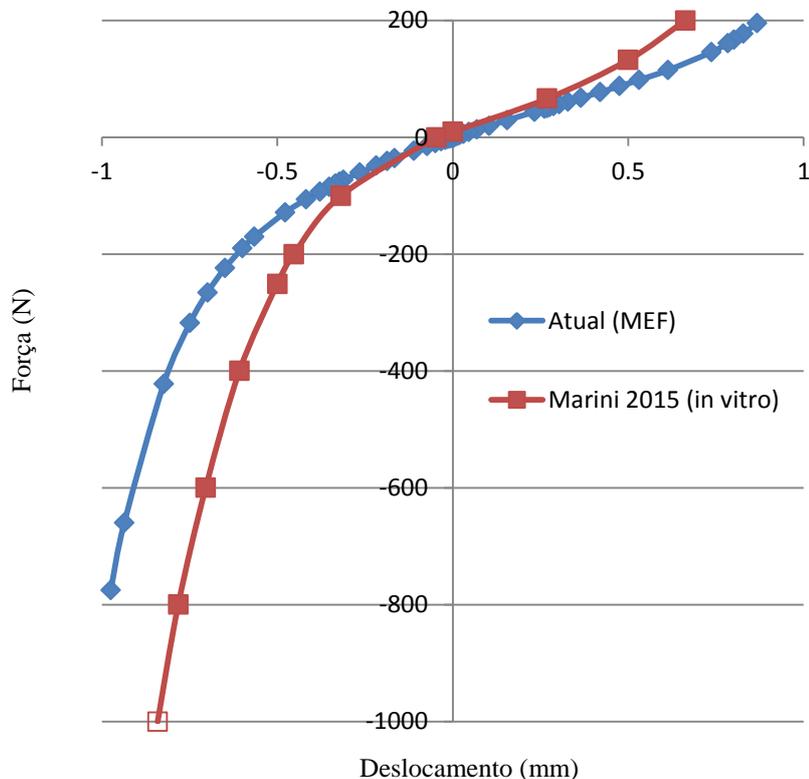


Figura 5. Gráfico de Força (N) x Deslocamento (mm) para ciclo compressão-tração obtidos pelo Modelo Atual de E.F. comparado aos valores obtidos por Marini 2015 para ciclo quase estático.

4. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES PARCIAIS

Foi apresentada a continuação do trabalho iniciado em Trautwein 2017, uma geometria da coluna torácica foi construída e na sequência foram apresentadas estratégias para caracterizar o comportamento mecânico dos tecidos moles mais significativos da coluna vertebral, são eles: ligamentos, discos intervertebrais e juntas facetárias.

Devido à escassez de estudos específicos para região torácica na literatura, as estratégias de caracterização dos materiais de tecidos moles foram elaboradas considerando as mesmas características qualitativas apresentadas por estudos realizados sobre a região lombar, como no caso dos discos intervertebrais e juntas facetárias. No caso dos ligamentos, foi utilizado um modelo linear como primeira aproximação. Isso torna necessária uma verificação a posteriori dos resultados e eventual calibração dos parâmetros, visando adequar quantitativamente o modelo aos resultados de testes *in vitro* específicos para região torácica.

Neste trabalho foi apresentada a simulação do disco intervertebral do segmento T10-T11, modelado como descrito acima, e comparado com um teste *in vitro* de ciclo tração-compressão quase estático realizado por Marini 2015. Apesar de Marini tratar discos da região lombar, presume-se como tentativa inicial que o comportamento qualitativo deste material seja similar ao da região torácica, uma vez que as características construtivas de anel fibroso e núcleo pulposo são semelhantes. Esta comparação é importante no sentido de rejeitar ou não o modelo proposto. Os resultados apresentaram uma dispersão quantitativa de quase 100%, conforme se observa na Figura 5, quando comparado o valor de deslocamento para um mesmo valor de força resultante das duas curvas (MEF e *in vitro*). Porém a conclusão importante que se pode tirar dessa comparação é que as duas curvas apresentam formatos semelhantes, o que sugere a possibilidade de conseguir uma adequação quantitativa através do ajuste de parâmetros no modelo de elementos finitos. Tal ajuste será executado no decorrer do trabalho utilizando informações de outros testes *in vitro* encontrados na literatura, de *range of motion*, para segmentos da região torácica.

São encontrados na literatura testes segmentais que avaliam *range of motion* para a região desejada, tal como realizado por Oda 2002, que permitem um entendimento maior do modelo e das estratégias de caracterização utilizadas e respectiva aplicabilidade à região torácica da coluna. Os resultados macroscópicos tais como flexão, extensão e rotação axial, podem ser comparados e parâmetros de material podem ser calibrados visando adequar o modelo de elementos finitos aos resultados destes testes.

5. TRABALHOS FUTUROS

Na continuação deste trabalho será finalizado o modelo de elementos finitos da coluna torácica, cuja geometria foi apresentada na Figura 3. As propriedades mecânicas dos tecidos serão definidas conforme os métodos apresentados no Capítulo 2.

O trabalho de Oda 2002, que utilizou procedimentos de desestabilização progressiva de unidades funcionais e realizou testes biomecânicos para obter o *range of motion* antes e depois de cada procedimento de desestabilização, será utilizado para calibração dos parâmetros de material de tecidos moles. Para juntas facetárias, serão utilizados os resultados obtidos do procedimento de facetectomia, o qual fornece informações do nível de contribuição das juntas facetárias na estabilização de uma unidade funcional. A calibração dos parâmetros de material dos discos e ligamentos também será realizada com a utilização de resultados obtidos por Oda 2002 e outros autores que vierem publicar resultados de testes semelhantes para a coluna torácica.

Um futuro acoplamento do modelo da coluna torácica será feito a um modelo da coluna lombar, constituindo assim um modelo mais completo da coluna vertebral.

Com o modelo de elementos finitos calibrado será possível utilizá-lo como bancada de testes computacional para execução de análises de próteses, procedimentos cirúrgicos e tratamentos fisioterapêuticos.

6. REFERÊNCIAS

- Heuer, F., Schmidt, H., & Wilke, H. J. (2008). Stepwise reduction of functional spinal structures increase disc bulge and surface strains. *Journal of Biomechanics*, *41*(9), 1953–1960. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.023>
- Holzzapfel, G. A., Gasser, T. C., & Ogden, R. W. (2000). A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of Elasticity*, *61*(1–3), 1–48. <https://doi.org/10.1023/A:1010835316564>
- Holzzapfel, G. A., Schulze-Bauer, C. A. J., Feigl, G., & Regitnig, P. (2005). Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus fibrosus. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, *3*(3), 125–140. <https://doi.org/10.1007/s10237-004-0053-8>
- Marini, G., Huber, G., Püschel, K., & Ferguson, S. J. (2015). Nonlinear dynamics of the human lumbar intervertebral disc. *Journal of Biomechanics*, *48*(3), 479–488. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.006>
- Myklebust, J. B., Pintar, F. A., Yoganandan, N., Cusick, J. F., Maiman, D. J., Myers, T. J., & Sances Jr., A. (1986). Tensile strength of spinal ligaments.pdf. *Spine*.
- Naserkhaki, S., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Farahmand, F., & El-Rich, M. (2017). Effects of eight different ligament property datasets on biomechanics of a lumbar L4-L5 finite element model. *Journal of Biomechanics*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.05.003>
- Oda, I., Abumi, K., Cunningham, B. W., Kaneda, K., & McAfee, P. C. (2002). An In Vitro Human Cadaveric Study Investigating the Biomechanical Properties of the Thoracic Spine. *Spine*, *27*(3), E64–E70. <https://doi.org/10.1097/00007632-200202010-00007>
- Pintar, F. A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., & Sances, A. (1992). Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *Journal of Biomechanics*, *25*(11), 1351–1356. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90290-H](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90290-H)
- Schmidt, H., Heuer, F., Simon, U., Kettler, A., Rohlmann, A., Claes, L., & Wilke, H. J. (2006). Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clinical Biomechanics*, *21*(4), 337–344. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.001>
- SHARMA, Manoj; LANGRANA, Noshir A.; RODRIGUEZ, Jorge. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine*, v. 20, n. 8, p. 887-900, 1995.
- Trautwein, H., Nicolini, L. F., Roesler, C. R. de M., Trichez Jr, A. N., Simões, M., & Fancello, E. A. (2017). Investigação De Aspectos Antropométricos Da Coluna Torácica E Construção Controlada De Geometria Computacional. <https://doi.org/10.20906/CPS/CILAMCE2017-1054>
- Vialle, R. (2005). Radiographic Analysis of the Sagittal Alignment and Balance of the Spine in Asymptomatic Subjects. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, *87*(2), 260. <https://doi.org/10.2106/JBJS.D.02043>

7. AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS ÀS INSTITUIÇÕES DE FOMENTO CAPES E CNPQ.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.