

# COMPORTAMENTO MECÂNICO DAS FRATURAS TORACOLOMBARES DO TIPO SPLIT CORONAL: ESTUDO POR ELEMENTOS FINITOS

MECHANICAL BEHAVIOR OF THORACOLUMBAR CORONAL SPLIT FRACTURES: FINITE ELEMENT ANALYSIS

COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LAS FRACTURAS TORACOLUMBARES DEL TIPO SPLIT CORONAL: ESTUDIO POR ELEMENTOS FINITOS

ANDRÉ RAFAEL HUBNER,<sup>1</sup> MATEUS MEIRA GARCIA,<sup>2</sup> RODRIGO ALVES VIEIRA MAIA,<sup>3</sup> DANIEL GASPARIN,<sup>2</sup> CHARLES LEONARDO ISRAEL,<sup>2,4,5</sup> LEANDRO DE FREITAS SPINELLI<sup>2,4,5,6,7</sup>

1. Hospital São Vicente de Paulo (HSVP)/Instituto de Ortopedia e Traumatologia de Passo Fundo (IOT), Programa de Fellowship da Coluna Vertebral (FCV), Passo Fundo, RS, Brasil.
2. Universidade de Passo Fundo (UPF), Departamento de Engenharia Mecânica, Passo Fundo, RS, Brasil.
3. Hospital São Vicente de Paulo (HSVP)/Instituto de Ortopedia e Traumatologia de Passo Fundo (IOT), Fellowship em Cirurgia da Coluna Vertebral, Passo Fundo, RS, Brasil.
4. Universidade de Passo Fundo (UPF), Laboratório de Bioengenharia, Biomecânica e Biomateriais, Passo Fundo, RS, Brasil.
5. Universidade de Passo Fundo (UPF), Programa de Pós-Graduação em Projeto e Processos de Fabricação, Passo Fundo, RS, Brasil.
6. Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre (HSCMPA), Serviço de Ortopedia e Traumatologia, Porto Alegre, RS, Brasil.
7. Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (UFCSA), Departamento de Clínica Cirúrgica, Porto Alegre, RS, Brasil.

## RESUMO

**Objetivo:** Analisar o comportamento das fraturas toracolumbares do tipo split coronal através de elementos finitos. **Métodos:** Foram realizados dois estudos comparativos através da simulação de fratura do tipo split coronal, em modelo finito, considerando que a primeira vértebra lombar (L1) estava fraturada. No primeiro caso, considerou-se que o traço da fratura ocorria na metade do corpo vertebral (50%), já no segundo modelo, o traço de fratura ocorria na porção anterior do corpo (25%). Foram comparados os valores de tensão máxima segundo von Mises, assim como o deslocamento axial sofrido entre os fragmentos da vértebra fraturada. **Resultados:** Na fratura localizada ao nível da metade do corpo vertebral, os níveis de tensões encontrados foram 43% maiores (264,88 MPa x 151,16 MPa) do que aqueles na fratura a 25% no terço anterior do corpo vertebral, em que o deslocamento axial da porção fraturada também foi mais elevado (1,19 mm x 1,10 mm). **Conclusões:** As fraturas do tipo split coronal localizadas no quarto anterior do corpo vertebral concentram menos tensões e deslocamentos, sendo mais passíveis de tratamento conservador em comparação às fraturas que ocorrem na metade do corpo vertebral. **Nível de Evidência III; Estudo experimental.**

**Descritores:** Coluna Vertebral; Fraturas da Coluna Vertebral; Resistência à Tração.

## ABSTRACT

**Objective:** To analyze the behavior of thoracolumbar fractures of the coronal split type using the finite element method. **Methods:** Two comparative studies were conducted through simulation of coronal split fractures in a finite model in which the first lumbar vertebra (L1) was considered to be fractured. In the first case, the fracture line was considered to have occurred in the middle of the vertebral body (50%), while in the second model, the fracture line occurred in the anterior quarter of the vertebral body (25%). The maximum von Mises stress values were compared, as well as the axial displacement between fragments of the fractured vertebra. **Results:** The stress levels found for the fracture located at half of the vertebral body were 43% higher (264.88 MPa x 151.16 MPa) than those for the fracture located at the anterior 25% of the vertebra, and the axial displacement of the 50% fractured body was also greater (1.19 mm x 1.10 mm). **Conclusions:** Coronal split fractures located in the anterior quarter of the vertebral body incurred less stress and displacements and are more amenable to conservative treatment than 50% fractures occurring in the middle of the vertebral body. **Level of Evidence III; Experimental study.**

**Keywords:** Spine; Spinal Fractures; Tensile Strength.

## RESUMEN

**Objetivo:** Analizar el comportamiento de las fracturas toracolumbares del tipo split coronal a través de elementos finitos. **Métodos:** Se realizaron dos estudios comparativos a través de la simulación de fratura del tipo split coronal, en modelo finito, considerando que la primera vértebra lumbar (L1) estaba fraturada. En el primer caso, se consideró que el trazo de la fratura ocurría en la mitad del cuerpo vertebral (50%), ya en el segundo modelo, el trazo de la fratura ocurría en la porción anterior del cuerpo (25%). Fueron comparados los valores de tensión máxima según von Mises, así como el desplazamiento axial sufrido entre los fragmentos de la vértebra fraturada. **Resultados:** En la fratura localizada al nivel de la mitad del cuerpo vertebral, los niveles de tensiones encontrados fueron 43% mayores (264,88 MPa x 151,16 MPa) que aquellos en la fratura a 25% en el tercio anterior del cuerpo vertebral, en que el desplazamiento axial de la porción fraturada fue también más elevado (1,19 mm x 1,10 mm). **Conclusiones:** Las fracturas del tipo split coronal localizadas en el cuarto anterior del cuerpo vertebral concentran menores tensiones y desplazamientos, siendo más susceptibles de tratamiento conservador en comparación a las fracturas que ocurren en la mitad del cuerpo vertebral. **Nivel de Evidencia III; Estudio experimental.**

**Descritores:** Columna Vertebral; Fracturas de la Columna Vertebral; Resistencia a la Tracción.

Estudo realizado no Hospital São Vicente de Paulo (HSVP)/ Instituto de Ortopedia e Traumatologia de Passo Fundo (IOT) e no Laboratório de Bioengenharia, Biomecânica e Biomateriais da Universidade de Passo Fundo (UPF), Passo Fundo, RS, Brasil.

Correspondência: André Rafael Hubner. Rua Uruguai, 2050, Passo Fundo, RS, Brasil. 99010-112. arhubner@terra.com.br



## INTRODUÇÃO

As fraturas do tipo *split* coronal podem ocorrer na coluna toracolombar por mecanismo de compressão por carga axial, dividindo a vértebra em um fragmento anterior e outro posterior. Estas fraturas podem apresentar vários graus de instabilidade à força de compressão dependendo da extensão da lesão no corpo vertebral, ocorrendo o mesmo com a estabilidade às forças de flexão, que podem estar mantidas ou reduzidas, dependendo do grau de lesão. As fraturas são caracterizadas por lesões do disco superior, fraturas por compressão, da placa terminal superior e fratura coronal do corpo vertebral. O material discal, bem como os fragmentos da placa terminal, são deslocados entre os dois fragmentos principais e o fragmento anterior do corpo vertebral é deslocada para a frente. A incidência exata de pseudoartrose após esse tipo de fratura não é conhecida. A dor persistente após o tratamento conservador pode ser causada por pseudoartrose não diagnosticada. É possível tratar as fraturas do tipo *split* coronal por meio conservador, através de repouso e uso de órteses imobilizadoras até que ocorra a consolidação ou por tratamento cirúrgico através da fixação do segmento vertebral com parafusos pediculares.<sup>1-3</sup>

A classificação das fraturas na coluna baseia-se no fato de que a morfopatologia da lesão indica a força ou o momento aplicado sobre o segmento vertebral. As três forças básicas que produzem as lesões traumáticas do segmento vertebral são: compressão, tração e rotação, e desse modo a morfologia da fratura permite a determinação da patogênese da lesão. Em fraturas do tipo *split* o corpo vertebral está dividido no plano coronal ou sagital e o fragmento principal apresenta graus variáveis de desvio, tamanho e regularidade do traço da fratura.<sup>4,5</sup>

O objetivo deste estudo é avaliar as fraturas toracolombares do tipo *split* coronal através de elementos finitos, observando-se as tensões e os deslocamentos sofridos entre os fragmentos, para duas condições de fratura do corpo vertebral (25% e 50%), discutindo-se fatores limitantes para decisão do tratamento entre conservador ou cirúrgico.

## MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho avalia duas condições de fratura do tipo *split* coronal e foi realizado através de simulações numéricas. Nos dois casos de análise, a fratura foi considerada na primeira vértebra lombar (L1). No primeiro caso, foi considerado que o traço da fratura ocorria na metade do corpo vertebral (50%), como pode ser visto na Figura 1(A). Na segunda simulação, considerou-se que a fratura ocorria no quarto anterior do corpo vertebral (25%), conforme visualizado na Figura 1(B). A região foi escolhida por se tratar de uma zona da coluna vertebral onde ocorre grande parte das fraturas, conforme estudo de Magerl e Engelhardt.<sup>6</sup> Por se tratar de um estudo numérico, não houve a necessidade de apreciação por um Comitê de Ética em Pesquisa.

O modelo foi concebido no *software* de elementos finitos Ansys. Inicialmente, foram definidas as propriedades dos materiais. Estes valores foram retirados de Kumaresan et al<sup>7</sup> e podem ser vistos na Tabela 1. Para uma simplificação na análise, e com base que o módulo de elasticidade para o anel e núcleo dos discos intervertebrais são iguais, foi feito uma média entre os coeficientes de Poisson das duas regiões do disco, resultando em um valor de 0,45.

A vértebra L1 foi caracterizada com uma resistência menor do que as demais vértebras. Assim, foi considerado e atribuído o valor de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson de 0,01MPa e 0,49 respectivamente. Para manter a simplicidade na análise todos os materiais foram considerados como isotrópicos.

A região da fratura foi considerada em atrito com os corpos da sua zona de contato. Todavia, os demais contatos entre os componentes ficaram estabelecidos como *bonded*. O contato de atrito foi considerado pelo fato do corpo quebrado não estar "conectado" do restante da estrutura anatômica, além de restringir as penetrações entre os sólidos e incorporando os esforços normais e tangenciais entre as superfícies. O coeficiente de atrito foi arbitrado com um valor de 0,01, conforme observado em outros estudos biomecânicos.<sup>7,8</sup>

Assim, definiu-se uma carga compressiva de 1000N localizada na superfície superior da vértebra T11. A restrição do elemento foi imposta na superfície inferior da quarta vértebra lombar (L4). A ilustração desta etapa pode ser visualizada na Figura 2, na qual a letra "A" simboliza a região fixa e as letras "B" e "C" a força aplicada na estrutura.

Em sequência, foi realizada a geração e o refinamento da malha de elementos finitos. O refinamento tem grande importância, pois um refinamento computacional eficiente é fundamental para a solução das equações diferenciais, principalmente quando há

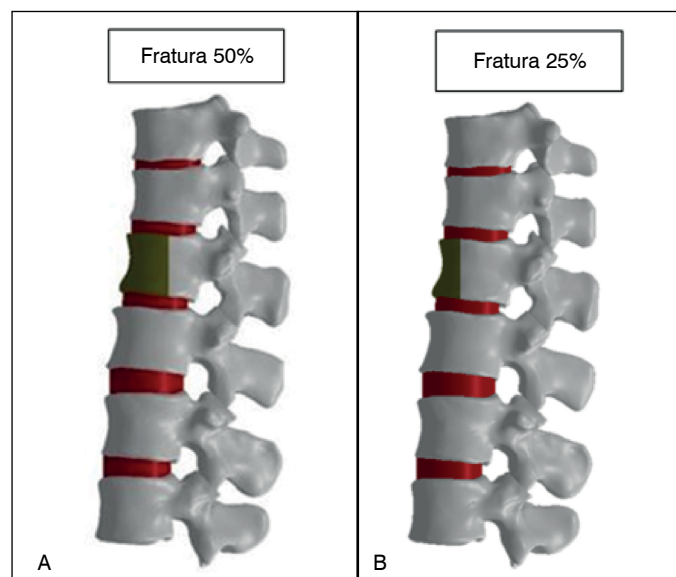


Figura 1. Região da fratura na metade do corpo 50 %, (A) e a 25% anterior do corpo (B).

Tabela 1. Propriedades mecânicas dos materiais.<sup>7</sup>

	Módulo de elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	10000	0,29
Osso trabecular	100	0,29
Anel do disco intervertebral	3.4	0,40
Núcleo do disco intervertebral	3.4	0,49

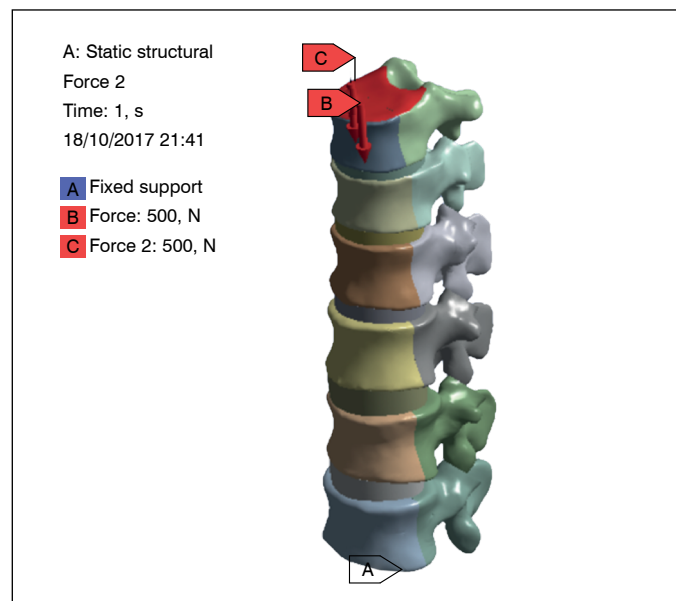


Figura 2. Aplicação da força e definição das condições de contorno.

grande quantidade de variáveis envolvidas.<sup>9</sup> Foi definida a malha nas vértebras de T11 a L4 e os discos de T11-T12 a L3-L4, todos com formulação quadrilateral de primeira ordem e tamanho do elemento de 2 mm, conforme pode ser visto na Figura 3.

**RESULTADOS**

Com base nas informações fornecidas ao *software* CAE, pode-se processar as duas análises de elementos finitos. Os valores de tensões máximas encontrados podem ser observados na Tabela 2.

A Figura 4 (A)(B) mostra a localização da tensão máxima e mínima da simulação de fraturas com 50% e 25%, respectivamente. Demonstra-se, portanto, que as maiores tensões ocorrem nas porções das facetas de L1 quando ocorre uma fratura *split* com traço a 50% do corpo vertebral e nas porções inferiores das facetas L2 quando a fratura ocorre a 25% anterior do corpo vertebral.

A partir disso, é possível observar a deformação axial ocorrida na vértebra L1 nas duas simulações realizadas. As diferenças dos

valores de deformação axial entre a região frontal quebrada e o corpo fixo da vértebra é igual ao distanciamento ocorrido entre os corpos. A Figura 5 ilustra a retirada dos valores de deformação axial gerado na vértebra L1 na simulação de fratura a 50% do corpo vertebral. A Figura 6 mostra a retirada dos valores de deformação axial na vértebra L1 ocorrido na simulação de fratura a 25% anterior do corpo vertebral.

A Tabela 3 apresenta o distanciamento entre os fragmentos e o restante dos corpos das vértebras.

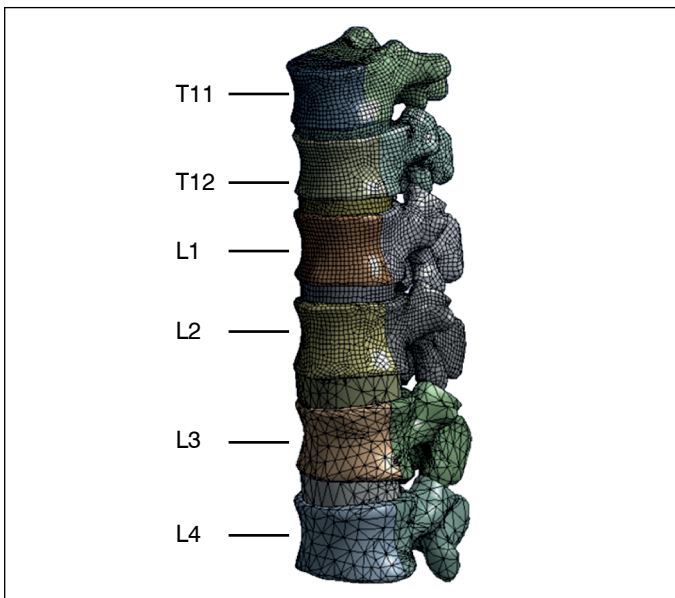


Figura 3. Malha da estrutura anatômica.

Tabela 2. Valores máximos de tensão encontrados na análise.

	Tensão máxima de Von Mises (MPa)
Fratura 50%	264,88
Fratura 25%	151,16

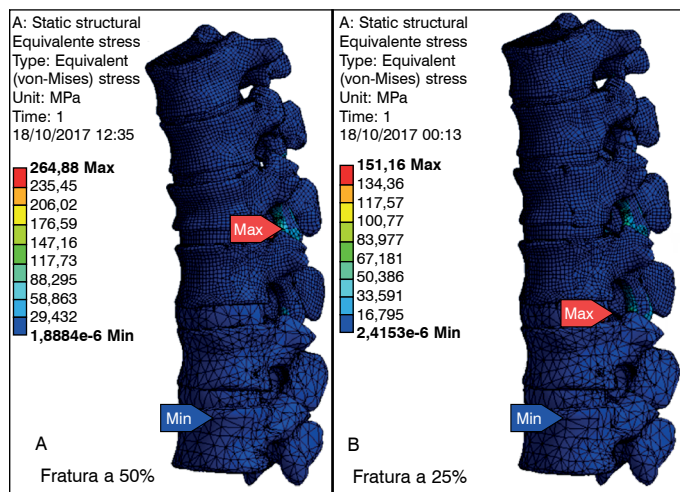


Figura 4. Valores das tensões de Von Mises obtidos.

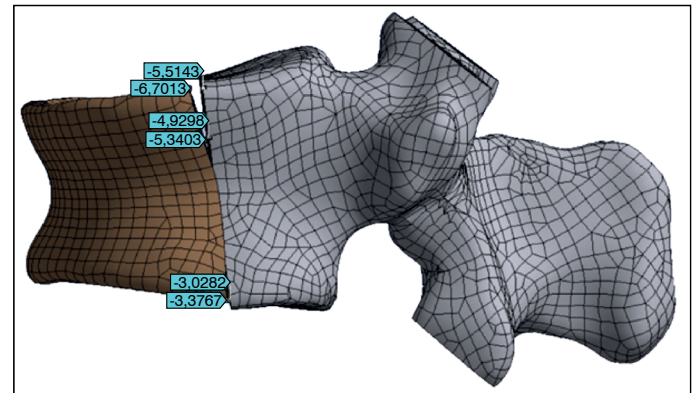


Figura 5. Observação de valores de deformação axial da região com fratura na metade do corpo vertebral (50%).

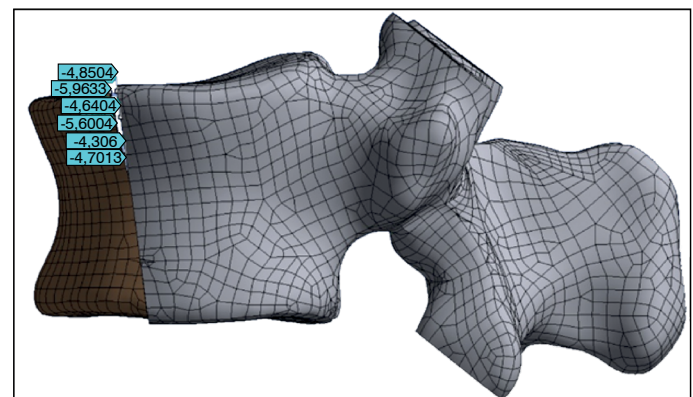


Figura 6. Observação dos valores de deformação axial da região fraturada a 25%.

Tabela 3. Valores encontrados na deformação axial da vértebra L1.

	Descrição	Deformação axial parcela quebrada (mm)	Deformação axial corpo fixo (mm)	Diferença (mm)
Fratura 50%	Vértebra L1	6,7013	5,5143	1,1870
		5,3403	4,9298	0,4105
		3,3767	3,0282	0,3485
Fratura 25%	Vértebra L1	5,9633	4,8584	1,1049
		5,6004	4,6404	0,9600
		4,7013	4,3060	0,3953

**DISCUSSÃO**

A presente pesquisa avaliou as fraturas toracolumbares do tipo *split* coronal através de elementos finitos, observando-se as tensões e os deslocamentos sofridos entre os fragmentos, para duas condições de fratura do corpo vertebral (25% e 50%). Para a fratura com 50% do corpo vertebral, pode ser visto que a região das facetas da vértebra L1 ficou mais sobrecarregada. Na fratura ocorrida no quarto anterior do corpo vertebral, o maior valor de tensão ficou nas facetas da vértebra L2. Diante disso, observa-se que quanto menos lesionada estiver a vértebra L1, a mesma proporciona uma melhor distribuição de cargas para as demais vértebras. Assim, mesmo

estando fraturada, o maior nível de tensão pode ser ocasionado em outra região não danificada. Para tanto, ao modo que a fratura ocorra mais posteriormente ao longo do corpo observa-se que a região das facetar vai ficando mais sobrecarregada. Nas duas simulações de fraturas, o valor de mínima tensão de Von Mises foi obtido na região facetaria da quarta vértebra lombar (L4). Confrontando os resultados e, ressaltando que foram impostas as mesmas condições de contorno e considerações para ambos os casos, a fratura a 50% do corpo vertebral apresentou tensão máxima de Von Mises 43% maior que a fratura no quarto anterior do corpo vertebral (25%).

Na avaliação do deslocamento axial nas simulações, o maior deslocamento do corpo fraturado em relação a parte ligada com o restante da estrutura foi observado na fratura a 50% do corpo vertebral. Também, ao contrário do que aconteceu na análise da fratura a 50% do corpo vertebral, pode ser visto que para a fratura a 25% anterior do corpo vertebral a região não sofreu deslocamento axial na parte inferior da vértebra. Isto pode mostrar o porquê que em alguns casos há invaginação do disco intervertebral, dificultando a consolidação da fratura. Provavelmente, existiria ainda uma maior abertura se o caso fosse considerado em uma análise dinâmica ou ainda se a fratura coronal ocorresse com uma maior porção de corpo vertebral.

Na prática médica, o objetivo do tratamento dessas fraturas é a restauração da função do paciente, facilitando os cuidados de enfermagem e impedindo uma deterioração adicional. A vantagem do método de tratamento não operatório tem sido evitar a morbidade operatória, como infecção, lesão neurológica iatrogênica, falha do implante e complicações da anestesia.<sup>9-11</sup> Múltiplos estudos não conseguiram demonstrar o benefício funcional entre o tratamento cirúrgico e não-operatório de lesões estáveis.<sup>12,13</sup> O manejo cirúrgico está relacionado com uma melhor correção da cifose, mas com dor e desfechos funcionais semelhantes no pós-operatório.<sup>14</sup> É imperativo que o tratamento não operatório seja monitorado de perto, pois há o potencial de progressão da deformidade.<sup>15,16</sup>

Na coluna vertebral, estudos biomecânicos são importantes tanto para conhecimento da fisiopatologia das lesões quanto para o

desenvolvimento de estratégias de prevenção e tratamento. Usualmente esses estudos são realizados por meio de experimentos *in vitro* aplicados em segmentos da coluna vertebral obtidos de cadáveres. Estudos em seres vivos fornecem informações mais fidedignas e mais próximas da realidade. No entanto, aspectos éticos e legislação mais rigorosa exigem redução do uso de modelos que empregam animais vivos. Os modelos computacionais de vértebras criados pelo método de elementos finitos facilitam a investigação das propriedades do componente ósseo da coluna vertebral, permitindo testes mais elaborados do que aqueles possíveis nos experimentos *in vitro*. Devido à relativa simplicidade anatômica da vértebra, a validação desses modelos computacionais é mais fácil quando comparada aos modelos de discos intervertebrais e de segmentos vertebrais.<sup>16,17</sup> Com o avanço tecnológico dos exames de imagem e dos recursos de computação, espera-se a possibilidade de criação de modelos finitos altamente específicos baseados nas características do indivíduo estudado.

## CONCLUSÃO

Através das simulações numéricas analisadas, foi possível avaliar o comportamento de fraturas toracolombares do tipo *split* coronal para as circunstâncias impostas ao modelo (25% e 50%) em relação a tensões e deformações.

Estimou-se que as fraturas que ocorrem na metade do corpo vertebral (50%) terão mais dificuldade de consolidação por método não cirúrgico quando comparadas com a fratura cujo traço esteja localizado anteriormente à metade do corpo vertebral (25%), já que os deslocamentos apresentados são maiores, justificando uma maior taxa de pseudartrose, quando tratadas conservadoramente.

---

Todos os autores declaram não haver nenhum potencial conflito de interesses referente a este artigo.

---

**CONTRIBUIÇÕES DOS AUTORES:** RAVM contribuiu no conceito e redação do manuscrito. Os autores MMG e DG atuaram no conceito, redação do manuscrito e nas simulações das fraturas toracolombares feitas nos modelos finitos. ARH, CLI e LFS realizaram a pesquisa bibliográfica, a redação e a revisão do manuscrito e contribuíram com o conceito intelectual do estudo.

## REFERÊNCIAS

- Davies WE, Morris JH, Hill V. An analysis of conservative (nonsurgical) management of thoracolumbar fractures and fractures-dislocations with neural damage. *J Bone Joint Surg [Am]*. 1980;62(8):1324-8.
- Delfino HLA. Classificação das fraturas da coluna torácica e lombar. *Coluna*. 2002;1(1):41-8.
- Roy-Camille R, Lehevre JF. Pseudarthrose des corps vertébraux durachis dorso-lombaire. *Rev Chir Orthop*. 1975;61:249-57.
- Bedbrook GM. Treatment of thoracolumbar dislocation and fractures with paraplegia. *Clin Orthop Relat Res*. 1975;(112):27-43.
- Reinhold M, Audigé L, Schnake K, Bellabarba C, Dai LY, Oner FC. AO spine injury classification system: a revision proposal for the thoracic and lumbar spine. *Eur Spine J*. 2013;22(10):2184-201.
- Magerl F, Engelhardt P. Brust-und Lenden wirbelsäule-Verlaufsformen. In: Witt AN, Rettig H, Schlegel KF, editors. *Orthopädie in Praxis und Klinik, Spezielle Orthopädie (Wirbelsäule – Thorax – Becken)*. Stuttgart, NY: Thieme Medical Publishers; 1994. p. 3.82-132.
- Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999;14(1):41-53.
- Trilha Junior M. Construção e validação qualitativa de um modelo de elementos finitos para a simulação mecânica do Joelho humano [Dissertação]. Florianópolis, SC: Universidade Federal de Santa Catarina; 2006.
- Giele BM, Wiertsema SH, Beelen A, van der Schaaf M, Lucas C, Been HD, et al. No evidence for the effectiveness of bracing in patients with thoracolumbar fractures. *Acta Orthop*. 2009;80(2):226-32.
- Folman Y, Gepstein R. Late outcome of nonoperative management of thoracolumbar vertebral wedge fractures. *J Orthop Trauma*. 2003;17(3):190-2.
- Shen WJ, Liu TJ, Shen YS. Nonoperative treatment versus posterior fixation for thoracolumbar junction burst fractures without neurologic deficit. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001;26(9):1038-45.
- Seybold EA, Sweeney CA, Fredrickson BE, Warhold LG, Bernini PM. Functional outcome of low lumbar burst fractures. A multicenter review of operative and nonoperative treatment of L3-L5. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999;24(20):2154-61.
- Celebi L, Muratli HH, Doğan O, Yağmurlu MF, Aktekin CN, Biçimoğlu A. The efficacy of non-operative treatment of burst fractures of the thoracolumbar vertebrae [in Turkish]. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2004;38(1):16-22.
- Chipman JG, Deuser WE, Beilman GJ. Early surgery for thoracolumbar spine injuries decreases complications. *J Trauma*. 2004;56(1):52-7.
- Oner FC, Wood KB, Smith JS, Shaffrey CI. Therapeutic decision making in thoracolumbar spine trauma. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010;35(21 Suppl):S235-44.
- Adams MA, Dolan P. Spine biomechanics. *J Biomech*. 2005;38(10):1972-83.
- Jones AC, Wilcox RK. Finite element analysis of the spine: towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis. *Med Eng Phys*. 2008;30(10):1287-304.