


Análise da distribuição de cimento ósseo em vértebras através de parafusos pediculares com e sem fenestrações

 <https://doi.org/10.56238/sevened2024.012-053>

Edna Cordeiro de Souza

Doutora em Engenharia de Processos pela Universidade Federal de Campina Grande (UFCG), Campina Grande-PB, Brasil
E-mail: edna.cordeiro@professor.ufcg.edu.br

Severino Rodrigues de Farias Neto

Doutor em Engenharia de Processos pela Universidade de Nantes, Nantes, França
E-mail: severino.rodrigues@professor.ufcg.edu.br

RESUMO

Com o aumento da expectativa de vida da população, surgem cada vez mais complicações de saúde relacionados ao envelhecimento, a exemplo da osteoporose. Dentre as complicações decorrentes da osteoporose, destacam-se as fraturas na coluna vertebral. Em alguns casos, recorre-se a utilização de parafusos pediculares para estabilização da coluna. Entretanto, quando os parafusos são inseridos no osso enfraquecido devido a osteoporose pode não ocorrer uma boa fixação do parafuso. Para reduzir esse problema, recorre-se a injeção de cimento ósseo no corpo vertebral como forma de garantir uma melhor estabilização dos parafusos. Uma das principais complicações deste procedimento está relacionada com o vazamento de cimento para fora do corpo vertebral, causando diversos problemas que afetam a saúde. Os riscos do vazamento de cimento poderiam ser reduzidos, utilizando-se a Fluidodinâmica Computacional (CFD) para analisar a distribuição do cimento ósseo na vértebra. Assim, o objetivo desta pesquisa é avaliar, por meio de CFD, o comportamento fluidodinâmico da injeção de cimento ósseo à base de PMMA em vértebras através de parafusos pediculares com e sem fenestrações. Para o estudo do escoamento de cimento no interior da vértebra foi utilizado um software comercial. Os fatores influentes na distribuição do cimento ósseo foram avaliados e comparados com resultados reportados na literatura apresentando boa concordância entre si. Os resultados numéricos indicam que a utilização de parafusos pediculares fenestrados pode melhorar a estabilidade do parafuso e reduzir o risco de vazamento do cimento ósseo.

Palavras-chave: Fluidodinâmica Computacional, Osteoporose, Fratura vertebral, Parafuso fenestrado.

1 INTRODUÇÃO

Com o aumento da expectativa de vida da população e elevados índices de acidentes de trânsito, quedas, dentre outros, surgem cada vez mais problemas de saúde relacionados à coluna vertebral, tais como fraturas na coluna vertebral, sendo que na maioria dos casos ocorrem na população mais idosa e que sofre de osteoporose. Tal patologia é caracterizada pela diminuição da Densidade Mineral Óssea (DMO), ou seja, o osso fica mais fraco, tornando-se mais suscetível a fraturas osteoporóticas de corpos vertebrais que deforma a coluna provocando dores nas costas, perda da capacidade de realizar atividades da vida diária e, conseqüentemente, diminuição da qualidade de vida.

As fraturas por compressão do corpo vertebral são uma das complicações mais frequentes da osteoporose. Nos casos em que há necessidade de intervenção cirúrgica para o tratamento dessas fraturas, recorre-se a instrumentação pedicular para estabilização da coluna vertebral por meio de parafusos pediculares cuja utilização tem sido cada vez mais frequente, uma vez que proporcionam maior potencial de correção de deformidades da coluna (MARCO, 2008).

Entretanto, quando os parafusos pediculares são inseridos no osso com DMO reduzida, pode ocorrer uma má fixação uma vez que a baixa DMO faz com que se tenha uma junta parafusada defeituosa (ELDER *et al.*, 2015; FU *et al.*, 2017). Dessa forma, como a força de arrancamento ou descolamento do parafuso pedicular depende da densidade do osso, pacientes com osteoporose são mais suscetíveis a falhas na fixação e quebra do parafuso (HICKERSON *et al.*, 2013).

Com o objetivo de reduzir os problemas no tratamento de pacientes com fratura da coluna vertebral associada à osteoporose foi desenvolvido, na França na década de 80, um procedimento denominado vertebroplastia que consiste na injeção percutânea de cimento ósseo em estado líquido na região do corpo vertebral fraturado que solidifica no interior da vértebra (ALVES *et al.*, 2016), proporcionando aumento da resistência dos parafusos pediculares em ossos osteoporóticos. A vertebroplastia auxilia na estabilização da fratura e no alívio da dor em pacientes que não apresentam melhora com o tratamento convencional (medicamentos e coletes ortopédicos). O cimento ósseo restabelece a integridade biomecânica da vértebra fraturada devolvendo a rigidez, robustez e diminuindo a deformação óssea (AL-ALI *et al.*, 2009).

O cimento mais utilizado nos processos de vertebroplastia é o Polimetacrilato de Metila (PMMA). No entanto, são relatadas algumas limitações desse material como a incapacidade de integração com o osso nativo e de potencializar a regeneração do tecido ósseo, além de apresentar excesso de rigidez que pode causar a fratura de vértebras adjacentes (LIEBERMAN *et al.*, 2005). Diversas alternativas visando reduzir essas complicações vêm sendo sugeridas, dentre elas a utilização dos cimentos de fosfato de cálcio à base de hidroxiapatita (HAp), pois além de fornecer propriedades mecânicas semelhantes às do PMMA, é biocompatível com propriedades osteointegrantes e osteocondutivas. Turner *et al.* (2003), realizaram testes de laboratório utilizando um composto à base

de HAp para reforçar parafusos pediculares e reportou uma melhora na estabilidade e fixação dos sistemas.

Apesar de vários estudos confirmarem a segurança do processo de vertebroplastia, Amaro (2018) e Rauschmann *et al.* (2004), relatam que a principal complicação neste procedimento está relacionada com o vazamento de cimento ósseo para fora do corpo vertebral no canal espinhal ou no sistema venoso vertebral atingindo a circulação pulmonar, o que pode levar a compressão na medula espinhal ou embolia pulmonar, respectivamente. No entanto, a redução dos riscos de vazamento do cimento e a otimização do processo de vertebroplastia poderia acontecer caso fosse simulado o procedimento no ambiente CFD em que poderia verificar a distribuição do cimento ósseo na vértebra durante um procedimento de vertebroplastia.

Além da possibilidade de vazamento do cimento, outra grande preocupação para os cirurgiões da coluna vertebral, tem sido a busca por métodos que melhorem a força de fixação do parafuso em pacientes com osteoporose (ABOUSAYED *et al.*, 2018; DAI *et al.*, 2015; HOPPE e KEEL, 2017). Buscando sanar esses problemas, foram realizados alguns estudos com o intuito de analisar a distribuição de cimento ósseo através de parafusos pediculares fenestrados (GONZÁLEZ *et al.*, 2018; CHOMA *et al.*, 2012; WANG *et al.*, 2014), tendo em vista que as fenestrações tendem a concentrar a distribuição de cimento ao redor do parafuso, o que pode promover uma força maior à falha do que a distribuição através da injeção, além de reduzir o risco de vazamento.

Os modelos computacionais permitem simular o processo de vertebroplastia de modo a analisar o que pode ser feito para encontrar os melhores métodos e materiais que resultem numa vértebra com características semelhantes à vértebra com osso saudável (ERDEM *et al.*, 2013; WANG *et al.*, 2014).

Com base na pesquisa realizada foi possível observar que problemas na coluna vertebral acometem a maioria das pessoas em algum momento de sua vida. Isso resulta não só em danos a qualidade de vida do indivíduo, mas também perdas profissionais, uma vez que as doenças da coluna vertebral são uma das causas mais comuns de afastamento do trabalho, podendo levar também a internações hospitalares, representando um alto custo social e financeiro para a sociedade. Desse modo, as simulações numéricas desempenham um papel significativo na busca por soluções que visem minimizar esses problemas.

Do ponto de vista social, os riscos associados ao paciente poderiam ser reduzidos se a distribuição de cimento na vértebra fosse planejada antes do procedimento cirúrgico o que, por sua vez, requer um melhor entendimento do comportamento do escoamento do cimento. Dentro desse contexto, o uso de simulação computacional possibilita calcular o comportamento do fluxo do cimento ósseo, de modo que o risco com vazamento de cimento poderia ser minimizado e as propriedades mecânicas da vértebra tratada poderia ser otimizada, aumentando assim as chances de sucesso do procedimento.

Do ponto de vista financeiro, o uso de simulações pode resultar em redução de custos associados a erros médicos, complicações pós-operatórias e retrabalho. A partir das simulações, também, é possível testar e aprimorar produtos relacionados a vertebroplastia e instrumentação pedicular, reduzindo os custos de desenvolvimento e melhorando a segurança e a eficácia dos dispositivos.

De acordo com o levantamento bibliográfico realizado, observou-se que a grande maioria dos trabalhos reportados são experimentais ou utilizam modelos matemáticos teóricos simplificados, sendo destacados o pouco emprego do CFD. Por fim, não foram encontrados estudos que analisaram, via CFD, a distribuição do polimetilmetacrilato (PMMA) através de parafusos pediculares fenestrados em vértebras. Estes fatos justificam a realização de novas pesquisas com o emprego do CFD. Nesse sentido, o objetivo desta pesquisa é avaliar a distribuição de cimento ósseo à base de PMMA em vértebras com baixa qualidade óssea através de parafusos pediculares com e sem fenestrações, por meio da aplicação das técnicas de Fluidodinâmica Computacional (CFD).

2 METODOLOGIA

A pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Pesquisa em Fluidodinâmica e Imagem (LPFI) da Unidade Acadêmica de Engenharia Química e no Laboratório Computacional de Térmica e Fluidos (LCTF) da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Campina Grande.

O problema físico consiste no estudo do escoamento de cimento ósseo (PMMA) no interior de um corpo vertebral (meio poroso), inicialmente preenchido apenas com medula óssea. Optou-se por simular uma vértebra com massa óssea reduzida decorrente da osteoporose, visto que esta é uma das principais causas das fraturas vertebrais que levam a necessidade de implementação do processo de cimentação óssea o qual é responsável por viabilizar o preenchimento de vértebras lesionadas e fixar implantes na coluna vertebral. Para a simulação, a injeção do cimento ósseo no interior da vértebra foi realizada através de parafusos pediculares com e sem fenestrações. Neste sentido, o domínio de estudo corresponde a um corte transversal do corpo vertebral da terceira vértebra lombar.

Inicialmente, foi realizado um estudo bibliográfico de alguns modelos matemáticos existentes na literatura capazes de prever o comportamento do escoamento do cimento ósseo (PMMA), a partir de sua injeção através dos parafusos pediculares no interior da vértebra (meio poroso). O escoamento no interior da vértebra foi calculado por métodos numéricos através de Dinâmica dos Fluidos Computacional (CFD). Em um primeiro momento foi identificada a geometria e o domínio do escoamento de interesse, suas condições de contorno e os fenômenos físicos envolvidos. Em seguida, o domínio do escoamento foi discretizado numa malha computacional e foi descrita uma modelagem matemática capaz de representar o comportamento do escoamento do cimento ósseo na vértebra durante o procedimento de injeção de cimento através de parafusos pediculares.

Neste trabalho foi utilizado o ambiente de trabalho WORKBENCH da ANSYS para o desenvolvimento das etapas da simulação. Inicialmente, para a construção da geometria bidimensional (2D) e tridimensional (3D) foi utilizado o DESIGN MODELER da ANSYS, a geração da malha foi realizada no *software* MESH da ANSYS. Na etapa seguinte, a fim de processar a simulação, foram escolhidas as equações de interesse e os modelos matemáticos conforme o tipo de fluido e fenômenos físicos envolvidos. Para a simulação, foi utilizado o pacote comercial FLUENT da ANSYS, em que as equações governantes do escoamento foram resolvidas iterativamente pelo método dos volumes finitos.

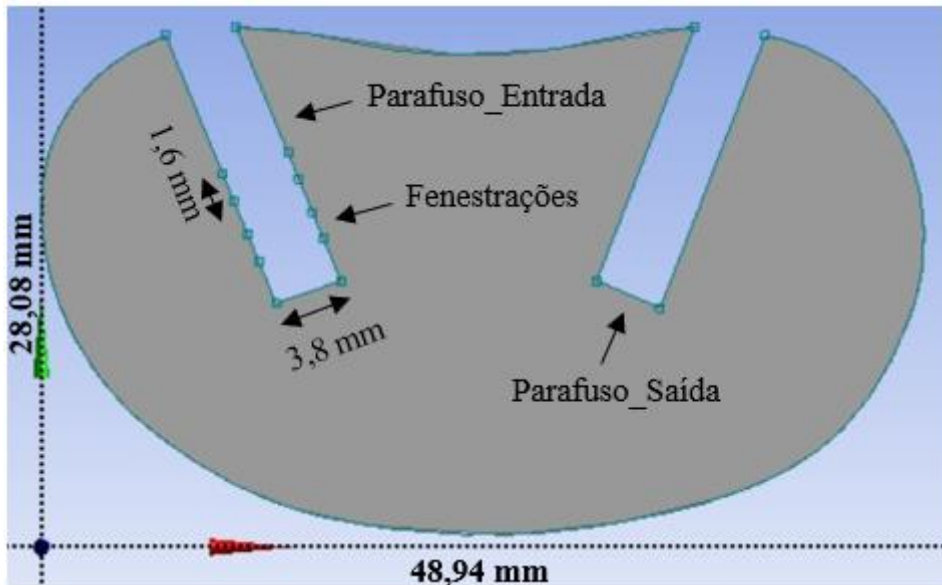
Foram realizadas diferentes simulações numéricas utilizando o programa FLUENT, que permitiram estudar, avaliar e analisar os resultados obtidos sob a ótica do CFD. Os resultados gerados foram confrontados com os dados experimentais reportados na literatura visando validá-los.

2.1 DOMÍNIO COMPUTACIONAL

A construção da geometria foi realizada no DESIGN MODELER, versão 2021 R2, um *software* comercial que pertence à empresa ANSYS. Neste trabalho, foram consideradas algumas simplificações durante o desenvolvimento da geometria tendo em vista a complexidade e variação de uma vértebra para outra. As dimensões do corpo vertebral foram obtidas a partir da coleta dos pontos sobre o perímetro do corpo vertebral, adotando os mesmos critérios utilizados por Justino e Farias Neto (2018). Durante a construção da geometria, além da inserção do parafuso por onde seria injetado o cimento ósseo, foi inserido um segundo parafuso com o objetivo de aliviar a pressão no interior da vértebra. A inclusão do segundo parafuso foi determinada com base no estudo de Justino e Farias Neto (2018), que observaram que à medida que o cimento era injetado, a pressão interna aumentava consideravelmente e isso justificou-se pelo fato de que o osso tende a ficar cada vez mais saturado de cimento e, o líquido inicialmente dentro da vértebra tende a comprimir-se, aumentando a pressão interna de maneira progressiva.

Foi utilizado como cimento ósseo para a realização das simulações o PMMA (Poli-Metacrilato de Metila) e os dados físicos fornecidos pelas pesquisas de Silva (2016) e Loeffel *et al.* (2008). De acordo com Zhou *et al.* (2000), as dimensões consideradas correspondem a uma vértebra lombar L3. Na Figura 2.1 está representada a forma geométrica do corpo vertebral em um domínio bidimensional com comprimento e altura iguais a 48,94 e 28,08 mm, respectivamente, são mostrados, ainda, os diâmetros dos orifícios através dos quais o cimento ósseo foi injetado no interior da vértebra (meio poroso), o parafuso possui diâmetro interno de 3,8 mm e os orifícios das janelas 1,6 mm. Estas dimensões são baseadas na pesquisa de Vendrame (2008).

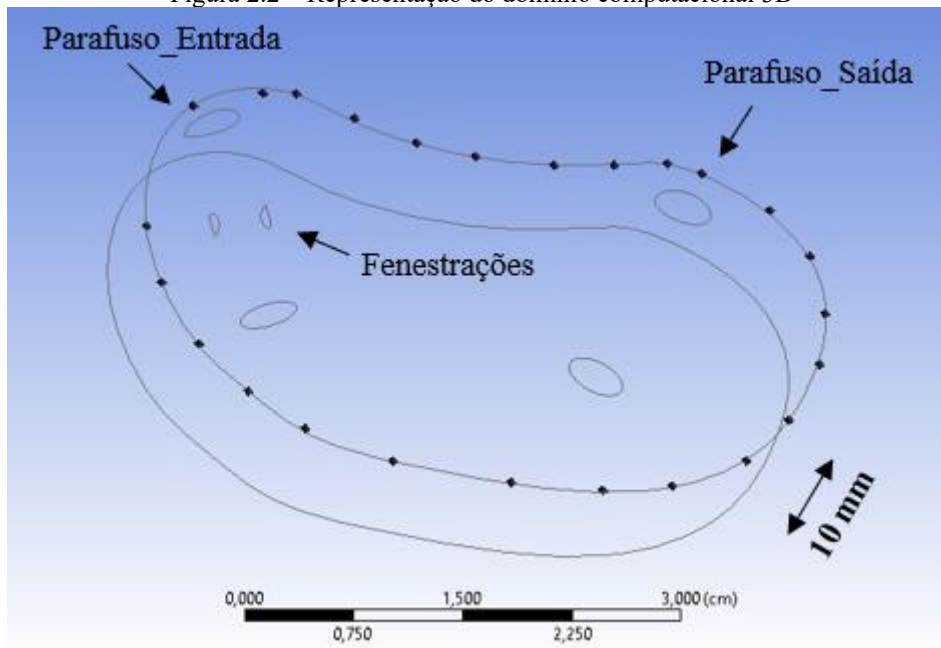
Figura 2.1 – Representação do domínio computacional 2D e suas dimensões



Fonte: A autora (2022).

A partir da geometria bidimensional (Figura 2.1), foi construída uma geometria 3D com espessura de 10 mm, conforme ilustrado na Figura 2.2.

Figura 2.2 – Representação do domínio computacional 3D



Fonte: A autora (2024).

2.2 MALHA NUMÉRICA

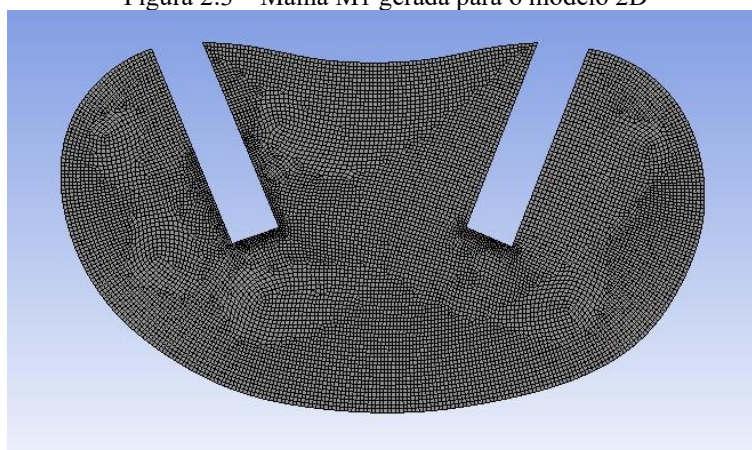
A geração da malha sobre o domínio de estudo (corpo vertebral) foi realizada com auxílio do *software* MESH da ANSYS, na versão 2021 R2. Para garantir que a malha conduza a resultados numéricos coerentes com menor esforço computacional, foi realizado o estudo da dependência de

malha que consiste num refino sucessivo de uma malha inicialmente grosseira para uma mais fina, até que a variação das variáveis de interesse seja mínima ou nula.

Foram geradas três malhas numéricas para cada geometria 2D e 3D, com diferentes refinamentos para se obter uma boa distribuição dos elementos sobre o domínio de estudo. As três malhas criadas são representadas por M1 (mais refinada), M2 (intermediária) e M3 (menos refinada). A análise da qualidade da malha foi realizada utilizando-se o método do Índice de Convergência de Malha (ICM), proposto por Roache (2004), visando mostrar que malhas com refinamentos diferentes possibilitam resultados que não sejam diferentes dentro dos critérios utilizados. As malhas foram geradas com razões de refino entre as malhas M1 e M2 de 1,5, para o modelo 2D, e 1,6, para o modelo 3D, e entre as malhas M2 e M3 igual a 1,9, para o modelo 2D, e 1,4, para o modelo 3D (ROACHE, 1994; NUNES *et al.* 2021).

Foram utilizados elementos quadriláteros e tetraédricos para os modelos 2D e 3D, respectivamente. Aplicando-se a ferramenta *Sizing*, fornecida pelo *software* MESH, foi definido o parâmetro de entrada para o tamanho do elemento, onde foi definido um *element size* de 0,3 mm para a malha M3, 0,15 mm para a malha M2 e 0,1 mm para a malha M1, para o modelo 2D. Um maior refinamento nas regiões de fronteira do parafuso foi aplicado devido à presença de altos gradientes junto a essas regiões, com a finalidade de capturar com maior precisão o perfil de espalhamento principalmente nas entradas do parafuso. Na Figura 2.3, é possível observar alguns detalhes da malha M1 composta por elementos quadriláteros com a presença de um maior refinamento no parafuso de entrada.

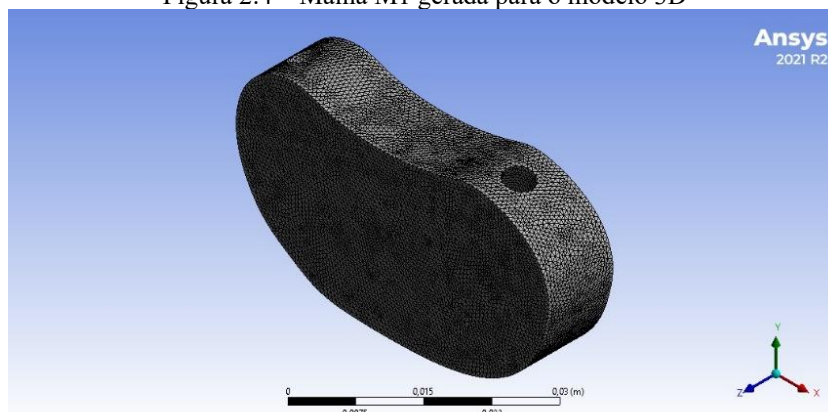
Figura 2.3 – Malha M1 gerada para o modelo 2D



Fonte: A autora (2022).

Para o modelo 3D foi definido um *element size* de 1,2 mm para a malha M3, 0,8 mm para a malha M2 e 0,5 mm para a malha M1. Detalhes da malha M1 utilizada no modelo 3D pode ser observada na Figura 2.4.

Figura 2.4 – Malha M1 gerada para o modelo 3D



Fonte: A autora (2024).

Em seguida, foram simulados alguns casos para cada uma das malhas geradas, sob as mesmas condições iniciais e de contorno. Ao término, foram analisadas a variação de algumas variáveis escolhidas para avaliar a independência dos resultados em relação as malhas consideradas, afim de escolher a malha que apresentou melhores resultados com menor esforço computacional.

As simulações numéricas foram realizadas estabelecendo critérios de convergência que determinam quando uma solução é alcançada, desta forma, o *solver* pode parar de realizar iterações. Os resíduos *Root Mean Square* (RMS) são uns dos critérios de convergência mais importantes, uma vez que eles relacionam diretamente se as equações foram resolvidas com precisão (VERSTEEG e MALALASEKERA, 2007). Nesta pesquisa, foi usado um critério de convergência de 10^{-4} para os resíduos de todas as variáveis resolvidas.

Verificou-se, a partir do estudo de convergência da malha, que entre as malhas analisadas as malhas mais refinadas M1 geradas com 104054 elementos para o modelo 2D e 656785 elementos para o modelo 3D foram as que geraram melhores resultados sendo estas as escolhidas para a realização das simulações.

2.3 MODELAGEM MATEMÁTICA

Para realizar a modelagem, utilizou-se a versão 2021 R2 do ANSYS FLUENT® com a opção de precisão dupla habilitada. O método de pressão foi utilizado para resolver as equações de transporte (*pressure-based solver*) para o modelo transiente, também foi adotada a abordagem Euleriana-Euleriana com as seguintes considerações:

- A) Regime de escoamento bifásico (medula óssea e cimento ósseo) laminar e transiente;
- B) Fluido incompressível e newtoniano;
- C) Não há transferência de massa e de calor;
- D) O meio poroso possui distribuição isotrópica dos poros e da permeabilidade;
- E) Adotou-se o modelo de volume de fluido (VOF).

Com base nestas considerações as Equações 2.1 e 2.2 representam as equações de conservação de massa e de quantidade de movimento e se reduzem a:

$$\frac{\partial(\rho\gamma)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho K \vec{U}) = 0. \quad (2.1)$$

$$\frac{\partial(\rho\gamma\vec{U})}{\partial t} + \nabla \cdot [\rho(K\vec{U}) \otimes \vec{U}] - \nabla \cdot \left[\mu_e K [\nabla\vec{U} + (\nabla\vec{U})^T] \right] = \gamma S_M - \gamma \nabla \rho + \vec{F} \quad (2.2)$$

onde μ_e é a viscosidade efetiva. S_M corresponde ao termo fonte de momento no meio poroso dado pelas Equações 2.3, 2.4 e 2.5.

$$S_{M,x} = -\frac{\mu}{K_{perm}} \vec{U}_x. \quad (2.3)$$

$$S_{M,y} = -\frac{\mu}{K_{perm}} \vec{U}_y. \quad (2.4)$$

$$S_{M,z} = -\frac{\mu}{K_{perm}} \vec{U}_z. \quad (2.5)$$

onde K_{perm} é a permeabilidade do meio poroso, \vec{U}_i a velocidade na direção $i(x, y, z)$.

As forças interfaciais atuantes são calculadas a partir de \vec{F} dado pela Equação 2.6

$$\vec{F} = \sigma \frac{\rho k \nabla \alpha}{\frac{1}{2}(\rho_1 + \rho_2)} \quad (2.6)$$

onde σ é a tensão superficial e k a curvatura local.

O efeito da tensão superficial entre os fluidos é incluído no modelo VOF. Nesta pesquisa, o modelo aplicado foi a força de superfície contínua (CSF). A adição da tensão superficial para os cálculos do VOF resulta em um termo fonte na equação da quantidade de movimento, como apresentado na Equação 2.6. Neste caso, considerou-se a tensão superficial constante de $0,033 \text{ N/m}$ ao longo da interface, de modo que apenas a força normal atua sobre a interface.

O rastreamento das interfaces é realizado a partir do modelo VOF. Assim, devido as simplificações adotadas tem-se que a equação da continuidade para fração volumétrica de uma ou mais fases é dada pela Equação 2.7.

$$\frac{1}{\rho_q} \left[\frac{\partial}{\partial t} (\alpha_q \rho_q) + \nabla \cdot (\alpha_q \rho_q \vec{v}_q) \right] = 0. \quad (2.7)$$

A equação da fração volumétrica é resolvida com base na restrição estabelecida pela Equação 2.8.

$$\sum_{q=1}^n \alpha_q = 1. \quad (2.8)$$

O modelo de rastreamento de interface utilizado foi a opção *sharp*, que trata a interface sem considerar o desprendimento de partículas, tendo em vista que foi considerado um escoamento laminar e um fluido com alta viscosidade.

Pelo fato de não haver nem o PMMA nem osso trabecular, nem a medula no banco de dados do simulador foram criados os componentes conforme as propriedades físicas fornecidas na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Parâmetros e propriedades da vértebra e do PMMA

Vértebra	Porosidade	0,911 (Baroud <i>et al.</i> , 2006)
	Permeabilidade	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$ (Baroud <i>et al.</i> , 2006)
PMMA	Densidade	1180 kg/m^3 (Silva, 2016)
	Viscosidade	100 Pa.s (Loeffel <i>et al.</i> , 2008)
Medula óssea	Densidade	1043 kg/m^3 (Joar <i>et al.</i> , 1993)
	Viscosidade	1 Pa.s (Bohner <i>et al.</i> , 2003)

Fonte: A autora (2022).

Os dados foram inseridos para representar as propriedades da vértebra de modo que fosse possível simular uma vértebra com características osteoporótica. Segundo Baroud *et al.* (2006), no osso saudável a porosidade pode ser tão baixa quanto 75% e no osso osteoporótico tão alto quanto 95%. Em seu trabalho, Baroud *et al.* (2006) adotaram uma porosidade de 91,1%, que corresponde a porosidade de uma vértebra osteoporótica. Os espaços vazios são preenchidos com medula óssea. De acordo com Nauman *et al.* (1999), a permeabilidade intertrabecular não está bem caracterizada nem entendida, devido a anisotropia estrutural do osso trabecular e a ampla gama de arquiteturas trabeculares existentes. Baroud *et al.* (2006), obtiveram valores para permeabilidade de 1,9 e $9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$, o valor mais baixo de 1,9 é representativo da baixa permeabilidade do osso saudável, enquanto o valor mais alto descreve a alta permeabilidade do osso osteoporótico.

Em todas as simulações, foram definidos os parâmetros no *Solver* do *software* como apresentados no Quadro 2.1.

Quadro 2.1 – Parâmetros utilizados nas simulações

Condições gerais	
Tipo de escoamento	Bifásico
Regime de escoamento	Transiente e Laminar
Modelo multifásico	<i>Volume of Fluid (VOF)</i>
Força gravitacional	Considerada $-9,81 \text{ m/s}^2$
Critério de convergência	$1,0 \cdot 10^{-4}$
Acoplamento pressão-velocidade	<i>Coupled</i>
Modelo de tensão superficial	<i>Continuous Surface Force (CSF)</i>
Solver	Baseado na pressão
Discretização	<i>Gradient = Least Squares Cell Based</i> <i>Pressure = PRESTO!</i> <i>Momentum = Second Order Upwind</i> <i>Volume Fraction = Compressive</i> <i>Transient Formulation = First Order Implicit</i>
Passo de tempo	0,1 s
Loops para cada iteração	100
Tempo total de inserção simulado	120 s

Fonte: A autora (2022).

2.4 CONDIÇÕES INICIAIS E DE CONTORNO

Como condição inicial para o regime transiente, considerou-se o domínio poroso (vértebra) inicialmente preenchido apenas com medula óssea, ou seja, fração volumétrica de medula óssea igual a 1, uma pressão igual a 1 atm e velocidades nulas da medula.

Nas paredes internas foi considerada a condição de não deslizamento (*no slip wall*), ou seja, próximo às paredes as velocidades são nulas em todas as direções. Na saída a condição usada foi a de *pressure outlet* de modo que o ganho de pressão assumida foi de 0 Pa. Na seção de entrada foi adotada a condição de pressão em função do tempo de injeção do PPMA, dada pela Equação 2.9

$$P = 3,2803t + 3,9512 \quad (2.9)$$

onde P é a pressão em MPa em um intervalo de tempo t de 5 min.

A Equação 2.9 foi obtida a partir do ajuste com os resultados da pressão determinada numericamente e analiticamente por Baroud e Yahia (2004), que propôs um modelo reológico para descrever o comportamento do fluxo de PMMA.

O PMMA é injetado gradativamente, a simulação é conduzida sob regime transiente, o fluxo de cimento através do parafuso foi simulado durante um período de 120 segundos com base no estudo de Baroud e Yahia (2004).

3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Para avaliar a distribuição de cimento ósseo em vértebras através de parafusos pediculares com e sem fenestrações foram realizadas simulações considerando-se a modelagem matemática e as condições iniciais e de contorno explicitadas nas Seções 2.3 e 2.4, bem como os parâmetros e

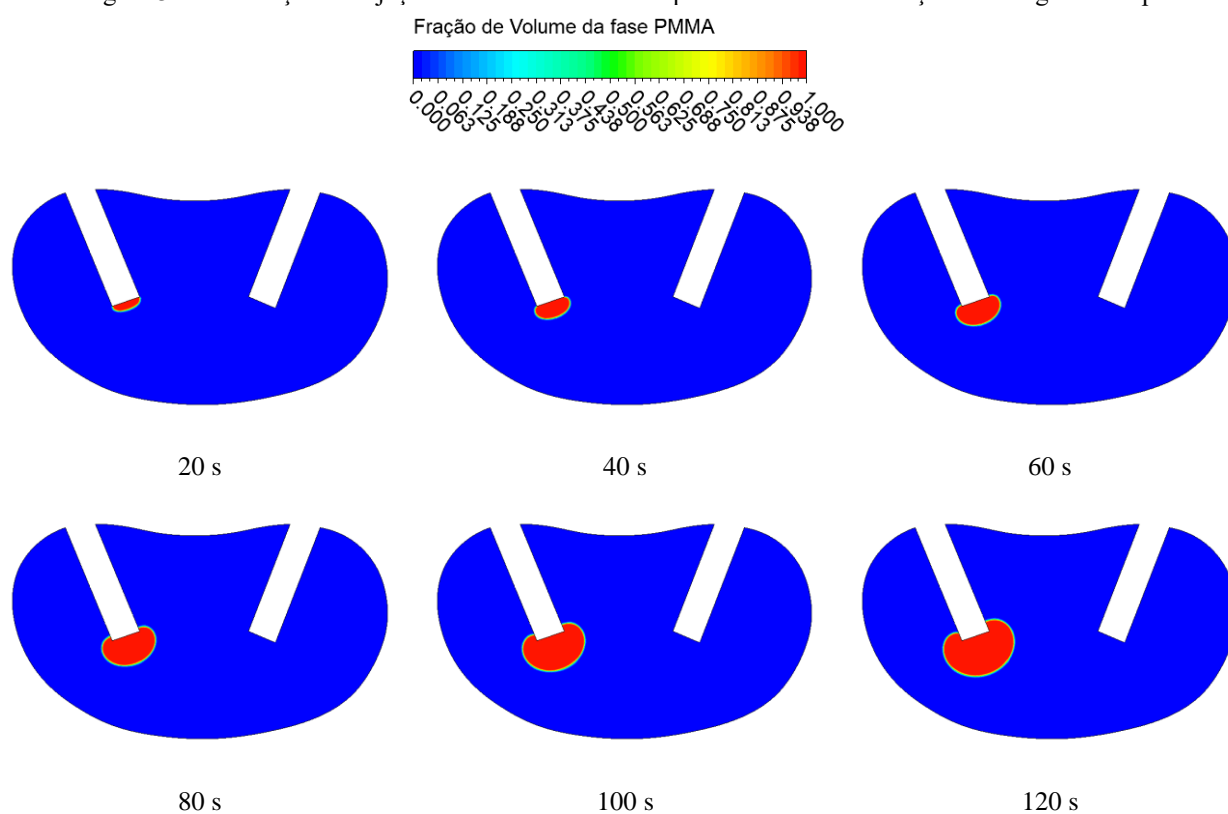
propriedades descritos na Tabela 2.1 e no Quadro 2.1. Para a avaliação da modelagem matemática utilizada, foi realizada uma comparação dos resultados com dados experimentais disponíveis na literatura, destacando sempre as simplificações adotadas.

3.1 ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DO PMMA ATRAVÉS DE PARAFUSOS COM E SEM FENESTRAÇÕES

Com o intuito de compreender o comportamento do escoamento do cimento ósseo na vértebra e comparar os resultados da injeção através de parafusos pediculares canulados com e sem fenestrações, estão representados, nas Figuras 3.1 e 3.2, a evolução da distribuição da fração volumétrica de cimento ósseo sobre um plano no interior da vertebra em função do tempo para os parafusos pediculares canulados com e sem fenestrações, respectivamente.

Na Figura 3.1 está representada a evolução da fração volumétrica de PMMA em função do tempo, em diferentes intervalos de tempo 20, 40, 60, 80, 100 e 120 segundos, para o cimento injetado através de um parafuso canulado sem fenestrações.

Figura 3.1 – Evolução da injeção de PMMA através de parafusos sem fenestrações ao longo do tempo

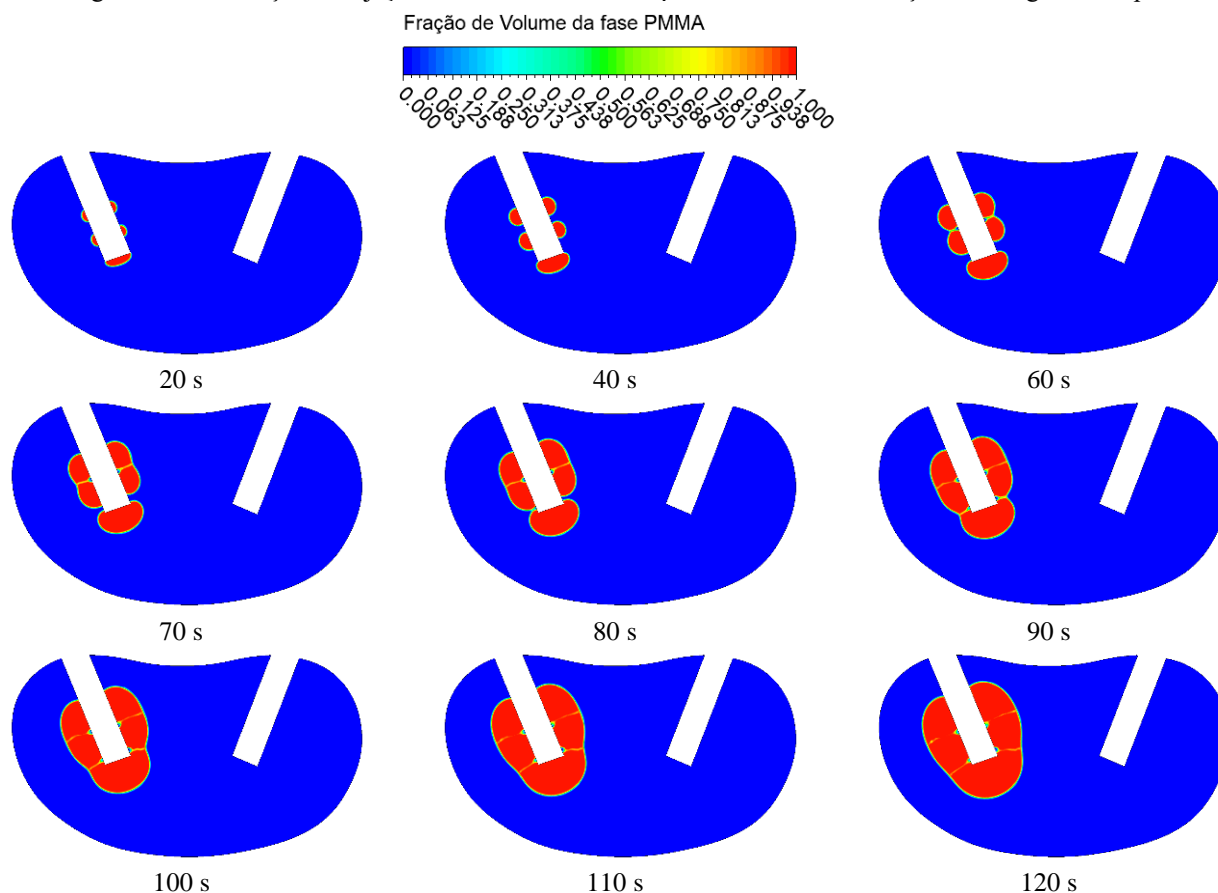


Fonte: A autora (2023).

Foi observado que à medida que o cimento é injetado ao longo do tempo, a maior parte do cimento concentra-se na ponta do parafuso, tendendo a uma distribuição de forma esférica.

Na Figura 3.2 está representado a evolução da fração volumétrica de PMMA em função do tempo, para os diferentes intervalos de tempo 20, 40, 60, 70, 80, 90, 100, 110 e 120 segundos, com o cimento injetado através de um parafuso canulado com fenestrações.

Figura 3.2 – Evolução da injeção de PMMA através de parafusos com fenestrações ao longo do tempo



Fonte: A autora (2023).

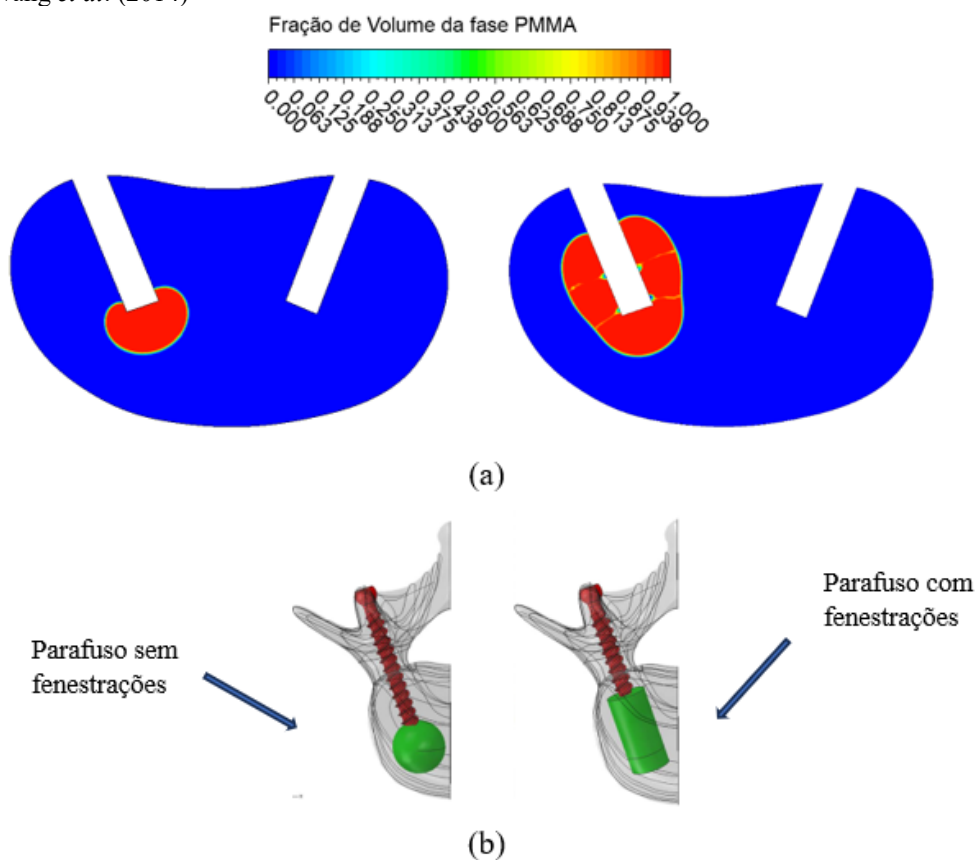
Observa-se que ao longo do tempo o cimento tende a se concentrar em torno da haste do parafuso pedicular envolvendo todo o parafuso, o que está em acordo com o que é reportado na literatura, a exemplo de Wang *et al.* (2014) que relatam que, ao ser injetado através de um parafuso pedicular com fenestrações, o PPMA se apresenta com um formato cilíndrico envolvendo o parafuso, em vez de estar associado principalmente à ponta do parafuso. Aos 60 segundos já é possível observar que o cimento tem uma tendência a se espalhar de uma forma mais cilíndrica no entorno do parafuso.

Os resultados da atual análise indicam que ao utilizar-se parafusos fenestrados, mesmo injetando uma quantidade menor de cimento, o fato das fenestrações permitirem a injeção através da haste do parafuso, possibilitam um espalhamento mais uniforme ao redor de uma área maior do parafuso, comportamento este que pode promover uma estabilidade maior do que a observada em parafusos pediculares com uma única entrada de cimento na ponta do parafuso, o que corrobora com os resultados reportados González *et al.* (2018), que afirma que a forma como o cimento é distribuído ao redor do parafuso influencia diretamente na sua força de retenção.

Estes resultados ainda ratificam os reportados por Liu *et al.* (2016), que relataram que, em relação a estabilidade de um parafuso com fenestrações, não foi observada nenhuma diferença significativa ao injetar quantidades maiores e menores de cimento ao redor do parafuso, indicando que a forma como o PMMA se distribui é mais importante do que a quantidade de cimento injetado.

A Figura 3.3-(a) compara a injeção de cimento através de parafusos com e sem fenestras aos 120 segundos de simulação. Na Figura 3.3-(b) pode ser observado o comportamento do espalhamento de cimento através de parafusos com e sem fenestras reportado por Wang *et al.* (2014).

Figura 3.3 – Comparação da injeção de PMMA através de parafusos com e sem fenestrações: (a) obtido nas simulações e (b) obtido por Wang *et al.* (2014)



Fonte: (a) A autora (2023) e (b) Wang *et al.* (2014).

Comparando-se os contornos de fração de volume de PMMA injetado através de parafusos com e sem fenestrações, observados na Figura 3.3-(a), é visível que no parafuso com fenestrações o cimento envolve uma maior área do parafuso apresentando um formato que se aproxima a de um cilindro, em comparação com o parafuso sem as fenestrações onde o cimento se espalha de forma mais esférica. Este comportamento coincide com o reportado por Wang *et al.* (2014), que observaram que quando parafusos canulados e fenestrados são usados, o cimento tende a ficar localizado em uma área cilíndrica ao redor do parafuso, em vez de concentrar-se na ponta do parafuso, conforme ilustrado na Figura 3.3-(b).

Os resultados desta análise indicam que a injeção de cimento ósseo através de parafusos pediculares com fenestrações pode ser usado como um método auxiliar para melhorar a fixação do parafuso, principalmente em ossos osteoporóticos, visto que o poder de fixação do parafuso no osso osteoporótico é reduzido com a diminuição da densidade mineral óssea.

Na Tabela 3.1 está representada a área A_c invadida pelo cimento quando injetado através de parafusos com e sem fenestrações.

Tabela 3.1 – Área da pluma de cimento injetado através de parafusos com e sem fenestrações

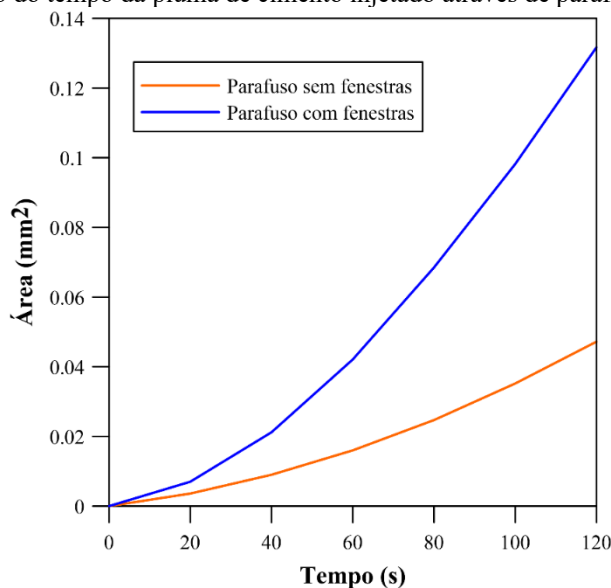
Tempo (s)	Parafuso sem fenestras (mm²)	Parafuso com fenestras (mm²)
20	0,0036	0,0070
40	0,0090	0,0212
60	0,0160	0,0421
80	0,0247	0,0685
100	0,0352	0,0982
120	0,0472	0,1317

Fonte: A autora (2023).

Como previsto, a entrega de cimento é mais eficaz ao ser injetado através de parafusos pediculares fenestrados. Isso ocorre porque as fenestrações nos parafusos permitem uma dispersão mais eficiente do cimento ósseo, aumentando a área de contato entre o cimento e o tecido ósseo circundante. Como resultado, a mesma quantidade de cimento pode ser distribuída de maneira mais uniforme e rápida, agilizando o procedimento cirúrgico. Além disso, uma maior eficácia na entrega do cimento pode contribuir para uma fixação mais robusta dos parafusos e uma melhor estabilidade biomecânica da vértebra após o procedimento. Essa vantagem pode ser especialmente significativa em pacientes com osteoporose ou outras condições que comprometam a densidade óssea, onde a obtenção de uma fixação sólida dos parafusos é crucial para evitar complicações pós-operatórias. Portanto, a utilização de parafusos pediculares fenestrados não apenas reduz o tempo necessário para a administração do cimento, mas também pode melhorar a qualidade geral do procedimento.

A Figura 3.4, apresenta uma comparação da área obtida a partir da injeção através de parafusos pediculares com e sem fenestrações.

Figura 3.4 – Área em função do tempo da pluma de cimento injetado através de parafusos com e sem fenestrações



Fonte: A autora (2023).

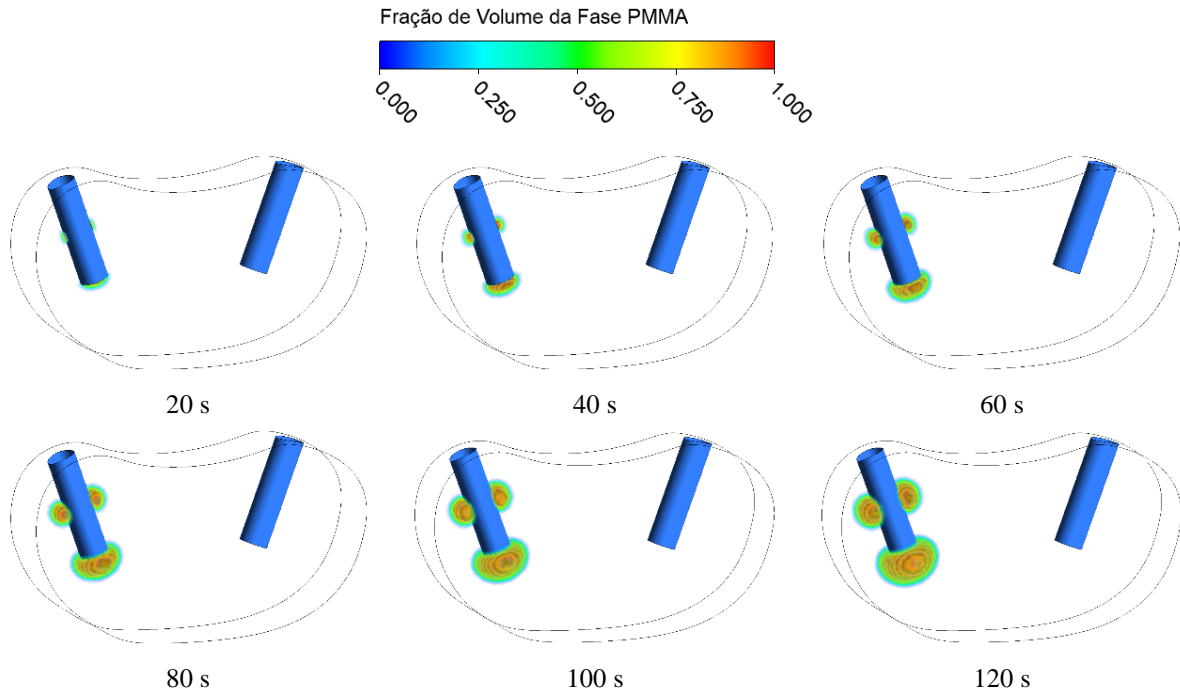
Percebe-se que no início da injeção, parafusos com ou sem fenestrações não apresentam grandes variações da área da pluma de cimento. Porém, ao longo do tempo de injeção as curvas se distanciam, apresentando maior discrepância, sendo possível observar que a área invadida pelo cimento é significativamente maior quando o cimento é injetado através do parafuso fenestrado. A Figura 3.4 também ratifica que a utilização de parafusos fenestrados pode reduzir o tempo necessário para injetar maiores quantidades de cimento.

A maior preocupação com a injeção de cimento é a possibilidade de vazamento que pode causar diversos danos à saúde do paciente, e maiores quantidades de cimento aumentam o risco de vazamento. Baroud *et al.* (2006), indicam que o aumento da viscosidade do cimento pode reduzir as chances de vazamento. Por outro lado, também pode aumentar excessivamente a pressão de injeção do cimento. Nesse sentido, a injeção de cimento através de vários orifícios fenestrados pode reduzir a pressão de injeção do cimento. Estes resultados sugerem que o risco de vazamento de cimento pode ser diminuído com a aplicação de um cimento mais viscoso por meio de parafusos fenestrados, sem comprometer a resistência de fixação do parafuso.

3.2 INFLUÊNCIA DAS FENESTRAÇÕES DO PARAFUSO NA DISTRIBUIÇÃO DO PMMA

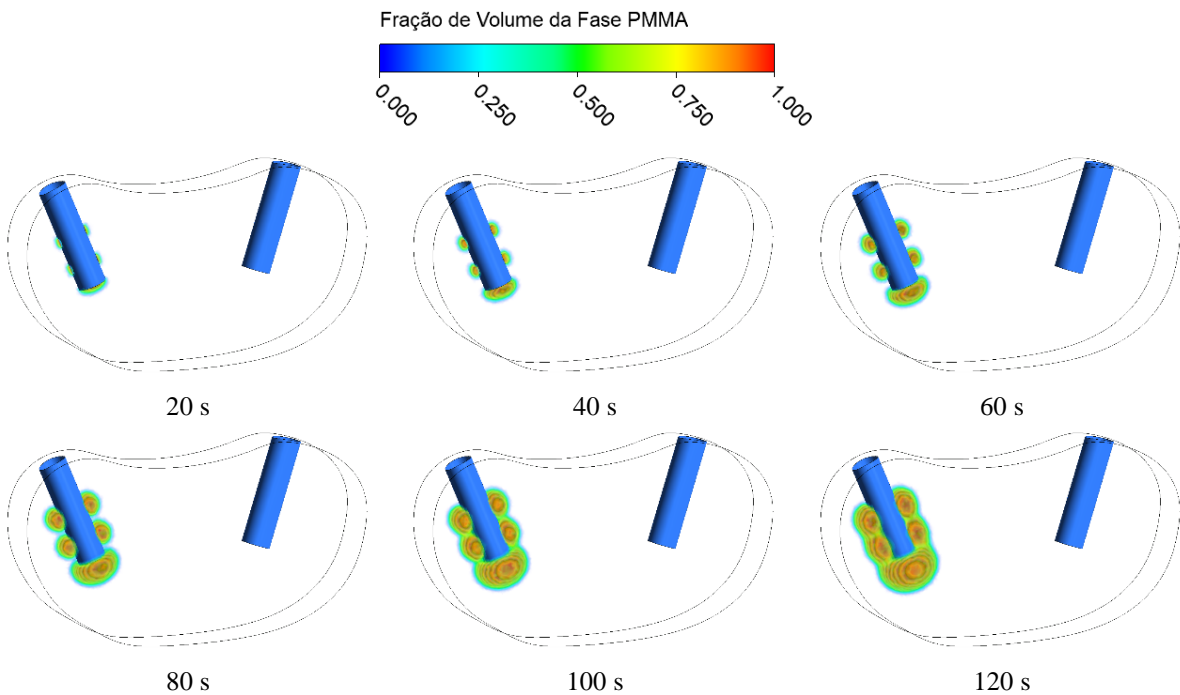
Foram realizadas simulações para avaliar a distribuição de cimento ósseo injetado através de parafusos canulados com duas e quatro fenestrações. As Figuras 3.5 e 3.6 apresentam a evolução da fração volumétrica de PMMA em função do tempo, em diferentes intervalos de tempo 20, 40, 60, 80, 100, e 120 segundos, para esses dois tipos de parafuso.

Figura 3.5 – Evolução da injeção de PMMA através de parafuso com 2 fenestrações ao longo do tempo



Fonte: A autora (2024).

Figura 3.6 – Evolução da injeção de PMMA através de parafuso com 4 fenestrações ao longo do tempo

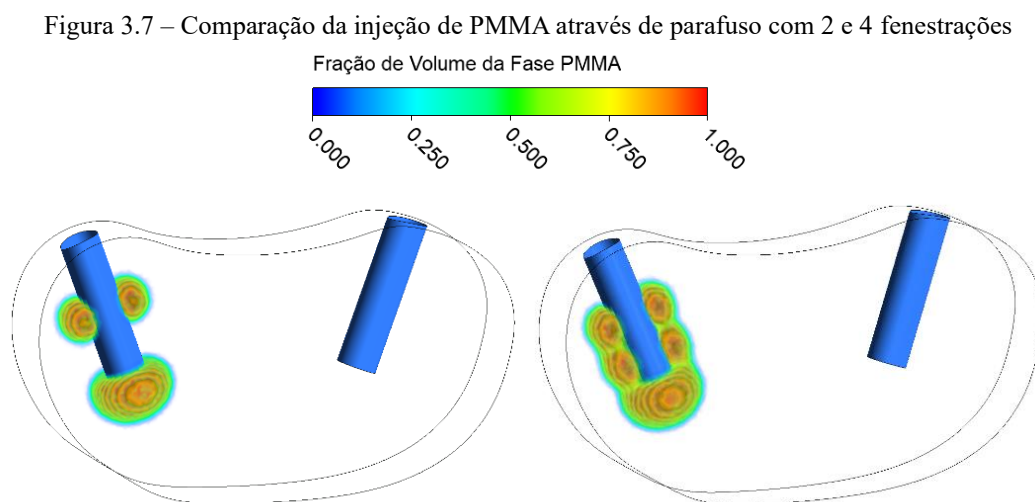


Fonte: A autora (2024).

Como pode ser visto nas Figuras 3.5 e 3.6, para ambos os parafusos, o cimento distribuiu-se uniformemente ao redor da haste do parafuso, no entanto, no parafuso com mais fenestrações o cimento envolveu uma maior área da haste. O comportamento observado, quando o cimento é injetado através do parafuso com 4 fenestrações, pode contribuir, segundo a literatura, para favorecer uma melhor fixação do parafuso ao permitir que este tenha uma maior área envolvida pelo cimento num mesmo intervalo de tempo. Dessa forma, a utilização de parafusos com maior número de fenestrações pode

contribuir para evitar qualquer movimento ou deslocamento do parafuso de sua posição original, e o número de fenestras dependerá do não comprometimento da resistência do parafuso para não sofrer rompimento tendo em vista as fenestrações.

A Figura 3.7 compara os perfis de distribuição de cimento ósseo na vértebra no tempo de 120 segundos para um parafuso com duas e quatro fenestrações laterais.



Fonte: A autora (2024).

Ao comparar-se os contornos de fração de volume de PMMA injetado através de parafusos com duas e quatro fenestrações, nota-se que no parafuso com quatro fenestrações o cimento envolve uma maior porção do parafuso no mesmo intervalo de tempo, apresentando um formato semelhante ao que foi observado no estudo do caso bidimensional.

Embora neste estudo a posição dos orifícios laterais do parafuso tenha sido mantida constante, os resultados apresentados indicam que o posicionamento e o número de orifícios dos parafusos podem modificar o fluxo e a distribuição do cimento corroborando com o estudo de Chen *et al.* (2005), que avaliaram experimentalmente a distribuição do cimento ósseo em parafusos canulados com diferentes números de orifícios laterais. Os autores concluíram que o cimento ósseo fluiu predominantemente dos orifícios laterais proximais, enquanto quase nenhum cimento fluiu dos orifícios distais, isto é, diferentes números de fenestrações produziram fluxos de cimento distintos.

Dessa forma, o número de fenestrações do parafuso é um fator que deve ser levado em consideração ao realiza-se o procedimento de injeção de cimento ósseo. O desenho de novos parafusos com orifícios otimizados (número, tamanho e posição) levando-se em consideração a microarquitetura interna de cada vértebra poderia proporcionar um fluxo de cimento mais uniforme e ao redor de uma maior área do parafuso, melhorando, assim, sua fixação. Além disso, os parafusos fenestrados têm a capacidade de limitar a injeção de cimento no corpo vertebral, possibilitando a utilização de menores

quantidades de cimento sem comprometer a fixação, o que pode fornecer maior segurança contra vazamentos de cimento para fora do corpo vertebral.

Uma preocupação em relação às fenestrações de um parafuso canulado é que ela pode enfraquecer a haste do parafuso, diminuindo a capacidade do parafuso de resistir às forças de arrancamento. Por outro lado, quando o cimento é injetado, uma parte desse cimento fica dentro do parafuso fenestrado e o restante envolve o parafuso. Esse comportamento pode amenizar possíveis fragilidades relacionadas a haste dos parafusos com fenestrações, os efeitos dessas variáveis que podem afetar a capacidade de fixação do parafuso podem ser objeto de estudos futuros.

4 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos pôde-se concluir que o modelo matemático proposto foi capaz de prever o comportamento da distribuição de cimento ósseo através de parafusos pediculares na vértebra. Essa abordagem computacional não apenas permite uma análise detalhada e preditiva do fluxo de cimento ósseo, mas também oferece uma plataforma para a exploração de diferentes cenários cirúrgicos e a avaliação de potenciais consequências, contribuindo assim para avanços significativos na prática médica. Essa capacidade preditiva é fundamental para a otimização dos procedimentos cirúrgicos, permitindo que as cirurgias sejam planejadas com antecedência e adaptem suas técnicas para garantir uma distribuição ideal do cimento ósseo, minimizando assim o risco de complicações pós-operatórias e maximizando os resultados clínicos para os pacientes.

No que se refere a utilização de parafusos com ou sem fenestrações, observou-se que ao optar por parafusos fenestrados é possível injetar menores quantidades de cimento sem comprometer a fixação do parafuso, fato este que pode fornecer maior segurança contra vazamentos de cimento para fora do corpo vertebral. Além disso, os resultados indicam que o posicionamento e o número de fenestrações dos parafusos podem modificar o fluxo e a distribuição do cimento ósseo na vértebra, proporcionando uma influência significativa na estabilidade biomecânica pós-operatória e na eficácia da fixação.

Por fim, a injeção de cimento ósseo em vértebras através de parafusos pediculares com fenestrações emerge como uma alternativa potencialmente mais segura para procedimentos cirúrgicos na coluna, apresentando uma abordagem que pode reduzir os riscos e complicações associadas à injeção do cimento. Essa técnica é potencialmente útil em casos envolvendo vértebras osteoporóticas, onde a incidência de vazamentos de cimento é maior e a fixação dos parafusos é mais desafiadora devido à baixa densidade mineral óssea.



REFERÊNCIAS

ABOUSAYED, M.; BOKTOR, J. G.; EL-MILIGUI, Y. Augmentation of fenestrated pedicle screws with cement in patients with osteoporotic spine. *Journal Craniovertebr Junction Spine*, v. 9, n. 1, p. 20-25, 2018.

AL-ALI, F.; BARROW, T.; LUKE, K. Vertebroplasty : What Is Important and What Is Not. *Journal Neuroradiol*, v. 30, p. 1835-1839, 2009.

ALVES, C. C.; FERNANDES, P. R. A.; FOLGADO, J. O. M. G. Análise computacional da fractura em corpos vertebrais. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Técnico Lisboa. Lisboa. p. 1-95, 2016.

AMARO, A. P. Embolia pulmonar por cimento: relato de caso. *Caderno de resumo de painéis da 48ª Jornada Paulista de Radiologia*, p. 213, 2018.

BAROUD, G.; Crookshank, M.; Bohner, M. High-Viscosity Cement Significantly Enhances Uniformity of Cement Filling in Vertebroplasty: An Experimental Model and Study on Cement Leakage. *SPINE*. v. 31, n. 22, p. 2562-2568, 2006.

BAROUD, G.; YAHIA, F. B. A finite element rheological model for polymethylmethacrylate flow: Analysis of the cement delivery in vertebroplasty. *Journal of Engineering in Medicine*, v. 218, n. 5, p. 331-338, 2004.

BOHNER, M.; GASSER, B.; BAROUD, G.; HEINI, P. Theoretical and experimental model to describe the injection of a polymethylmethacrylate cement into a porous structure. *Biomaterials*. v. 24, p. 2721-2730, 2003.

CHEN, C. S, CHEN, W. J, CHENG, C. K, JAO, S. H, CHUEH, S. C, WANG, C. C. Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation. *Med Eng Phys*. v. 27, p.487-496, 2005.

CHOMA, T. J.; PFEIFFER, F. M.; SWOPE, R. W.; HIRNER, J. P. Pedicle screw design and cement augmentation in osteoporotic vertebrae: Effects of Fenestrations and Cement Viscosity on Fixation and Extraction. *Spine Biomechanics*. v. 37, n. 26, p. E1628-E1632, 2012.

DAI, F.; LIU, Y.; ZHANG, F.; SUN, D.; LUO, F.; ZHANG, Z.; XU, J. Surgical treatment of the osteoporotic spine with bone cement-injectable cannulated pedicle screw fixation: Technical description and preliminary application in 43 patients. *Clinics*, v. 70, n. 2, p. 114-119, 2015.

ELDER, B. D.; LO, S. F. L.; HOLMES, C.; GOODWIN, C. R.; KOSZTOWSKI, T. A.; LINA, L. A.; LOCKE, J. E.; WITHAM, T. F. The biomechanics of pedicle screw augmentation with cement. *The Spine Journal*, v. 15, n. 6, p. 1432-1445, 2015.

ERDEM, I.; TRUUMEEES, E.; MEULEN, M. C. H. VAN DER. Simulation of the behaviour of the L1 vertebra for different material properties and loading conditions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 16, n. 7, p. 736-746, 2013.

FU, J.; YAO, Z. M.; WANG, Z.; CUI, G.; MNI; LI, X.; CHEN, J. Y.. Surgical treatment of osteoporotic degenerative spinal deformity with expandable pedicle screw fixation: 2-year follow-up clinical study. *Orthopaedics&Traumatology*, p. 1-5, 2017.

GONZÁLEZ, S. G. BASTIDA, G. C. VLAD, M. D. LÓPEZ, J. L. CABALLERO, P. B. GALOVICH, L. A. ARGUISJUELA, M. R. AGUADO, E. F. Analysis of bone cement distribution around fenestrated

- pedicle screws in low bone quality lumbosacral vertebrae. *International Orthopaedics*. n. 43, p. 1873-1882, 2018.
- HICKERSON, L. E.; OWEN, J. R.; WAYNE, J.; TUTEN, R. Calcium Triglyceride Versus Polymethylmethacrylate Augmentation: A Biomechanical Analysis of Pullout Strength. *Spine Deformity*, v. 1, n. 1, p. 10-15, 2013.
- HOPPE, S.; KEEL, M. J. B. Pedicle screw augmentation in osteoporotic spine: indications, limitations and technical aspects. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, v. 43, n. 1, p. 3-8, 2017.
- JUSTINO, R. J. S.; FARIAS NETO, S. R. Simulação numérica da fluidodinâmica da injeção de fluidos em vértebras através de parafusos pediculares. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Química) - Universidade Federal de Campina Grande. Campina Grande. p. 1-51, 2018.
- LIEBERMAN, I. H.; TOGAWA, D.; KAYANJA, M. M. Vertebroplasty and kyphoplasty: filler materials. *The Spine Journal*, v. 5, p. 305S-316S, 2005.
- LIU, Y.; XU, J.; SUN, D.; LUO, F.; ZHANG, Z.; DAI, F. Biomechanical and finite element analyses of bone cement-Injectable cannulated pedicle screw fixation in osteoporotic bone. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. v. 5. n. 104. p. 960-967, 2016.
- LOEFFEL, M.; FERGUSON, S. J.; NOLTE, L. P.; KOWAL, J. H. Experimental Characterization of Polymethylmethacrylate Bone Cement Spreading as a Function of Viscosity, Bone Porosity, and Flow Rate. *SPINE*. v. 33, n. 12, p. 1352-1359, 2008.
- MARCO, F. A. Avaliação do posicionamento de parafusos pediculares na coluna torácica e lombar introduzidos com base em referenciais anatômicos e radioscópicos. *Coluna/Columna*, v. 7, n. March 2015, p. 1-7, 2008.
- NAUMAN, E. A.; FONG, K. E.; KEAVENY, T. M. Dependence of Intertrabecular Permeability on Flow Direction and Anatomic Site. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 27, p. 517-524, 1999.
- NUNES, S. A.; MAGALHÃES, H. L. F.; GOMEZ, R. S.; VILELA, A. F.; FIGUEIREDO, M. J.; SANTOS, R. S.; ROLIM, F. D.; SOUZA, R. A. A.; FARIAS NETO, S. R. DE; LIMA, A. G. B. Oil Water Separation Process Using Hydrocyclone of Porous Membrane Wall: A Numerical Investigation. *Membranes*, v. 11, p. 79, 2021.
- RAUSCHMANN, M. A.; STECHOW, D. V.; THOMANN, K. D.; SCALE, D. Komplikationen in der Vertebroplastie. *Der Orthopade*, v. 33, p. 40-47, 2004.
- SILVA, G. C.; Mapeamento das propriedades mecânicas do polimetacrilato de metila (PMMA). Dissertação (Mestrado em Ciências e Tecnologia de Materiais) - Centro Universitário Estadual da Zona Oeste. Rio de Janeiro. p. 1-63, 2016.
- TURNER, A. W. L. et al. Hydroxyapatite Composite Resin Cement Augmentation of Pedicle Screw Fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n. 406, p. 253-261, 2003.
- VENDRAME, J. R. B.; SHIMANO, A. C.; KAMDZIORA, F.; DEFINO, H. L. A. Estudo da influência do diâmetro do orifício piloto na resistência ao arrancamento do parafuso pedicular. *Acta Ortop Bras*, v. 16, n. 2, p. 69-73, 2008.
- VERSTEEG, H. K.; MALALASEKERA, W. An Introduction to Computational Fluid Dynamics The Finite Volume Method. 2. ed. England: Pearson Education, 2007.



WANG, W.; BARAN, G. R.; GARG, H.; BETZ, R.R.; MOUMENE, M.; CAHILL, P. J. The Benefits of Cement Augmentation of Pedicle Screw Fixation Are Increased in Osteoporotic Bone : A Finite Element Analysis. *Spine Deformity*, v. 2, n. 4, p. 248-259, 2014.

ZHOU, S. H. MCCARTHY, I. D. MCGREGOR, A. H. COOMBS, R. R. H. HUGHES, S. P. F. Geometrical dimensions of the lower lumbar vertebrae - analysis of data from digitised CT images. *Eur Spine J*, v. 9, p. 242-248, 2000