



UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE PROCESSOS

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE CIMENTO ÓSSEO À BASE DE PMMA EM
VÉRTEBRAS ATRAVÉS DE PARAFUSOS PEDICULARES: MODELAGEM E
SIMULAÇÃO**

EDNA CORDEIRO DE SOUZA

CAMPINA GRANDE-PB

2024

EDNA CORDEIRO DE SOUZA

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE CIMENTO ÓSSEO À BASE DE PMMA EM
VÉRTEBRAS ATRAVÉS DE PARAFUSOS PEDICULARES: MODELAGEM E
SIMULAÇÃO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Processos, Centro de Ciências e Tecnologia, da Universidade Federal de Campina Grande – UFCG, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Doutora em Engenharia de Processos.

Orientador: Dr. Severino Rodrigues de Farias Neto

CAMPINA GRANDE-PB

2024

S729a

Souza, Edna Cordeiro de.

Análise da distribuição de cimento ósseo à base de PMMA em vértebras através de parafusos pediculares: modelagem e simulação / Edna Cordeiro de Souza – Campina Grande, 2024.

124 f. : il. color.

Tese (Doutorado em Engenharia de Processos) - Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia, 2024.

"Orientação: Prof. Dr. Severino Rodrigues de Farias Neto."

Referências.

1. Desenvolvimento de Processos. 2. Escoamento Multifásico. 3. ICM. 4. Fluidodinâmica Computacional. 5. Vertebroplastia. I. Farias Neto, Severino Rodrigues de. II. Título.


CDU 66.011(043)

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE CIMENTO ÓSSEO À BASE DE PMMA EM
VÉRTEBRAS ATRAVÉS DE PARAFUSOS PEDICULARES: MODELAGEM E
SIMULAÇÃO**


Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Processos do Centro de Ciências e Tecnologia da Universidade Federal de Campina Grande por Edna Cordeiro de Souza.

Aprovada em: 26 de fevereiro de 2024.


Membros da Banca



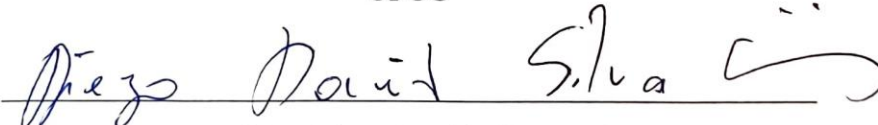
Prof. Dr. Severino Rodrigues de Farias Neto
(Orientador)
UFCG



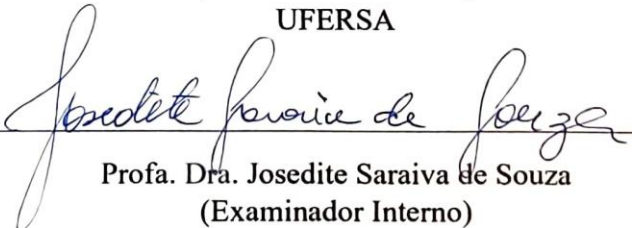
Prof. Dr. Antônio Gilson Barbosa de Lima
(Examinador Interno)
UFCG



Prof. Dr. Boniek Evangelista Leite
(Examinador Interno)
UFCG



Prof. Dr. Diego David Silva Diniz
(Examinador Externo)
UFERSA



Profa. Dra. Josedite Saraiva de Souza
(Examinador Interno)
UFCG

Dedico este trabalho a minha mãe Maria do Socorro Cordeiro de Souza.

AGRADECIMENTOS

À Deus que está sempre me protegendo e dando forças para prosseguir na jornada, iluminando os meus caminhos.

Ao meu orientador Prof. Dr. Severino Rodrigues de Farias Neto, pela orientação, conhecimentos transmitidos e dedicação.

Ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Processos (PPGEP/UFCG), pelo apoio fundamental para a conclusão deste trabalho.

Aos professores do PPGEP, pelos conhecimentos transmitidos durante as disciplinas.

Aos membros da banca examinadora, pela avaliação e contribuição dada para melhoria deste trabalho.

A minha família, em especial, aos meus pais Maria do socorro e José de Arimatéia, minhas irmãs Eliane e Andréia, pelo incentivo, motivação e me apoiar em todos os momentos.

Aos amigos do Laboratório de Pesquisa em Fluidodinâmica e Imagem (LPFI), pela troca de experiências e disponibilidade em todos os momentos, em especial às amigas de trajetória Isis e Amanda.

Aos amigos Kiara, Nayara, Glageane, Rosângela, Mariana e Matheus, pela amizade e apoio que tornaram essa trajetória mais leve.

A Universidade Federal de Campina Grande – Campus Cuité, a todos os colegas e professores, pelo apoio e incentivo na realização deste trabalho.

A todos que, de alguma forma, contribuíram com a realização deste trabalho.

SOUZA, E. C. Análise da distribuição de cimento ósseo à base de PMMA em vértebras através de parafusos pediculares: modelagem e simulação. 128 p. Tese de doutorado. Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Processos. Universidade Federal de Campina Grande, Brasil, 2024.

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, utiliza-se um procedimento denominado de vertebroplastia que consiste na 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. Após um levantamento bibliográfico percebeu-se uma escassez de estudos relacionados a distribuição do PMMA através de parafusos pediculares em vértebras com o emprego da Fluidodinâmica Computacional (CFD). Além disso, os riscos do vazamento de cimento poderiam ser reduzidos e o processo de vertebroplastia otimizado, utilizando-se do CFD para analisar a distribuição do cimento ósseo na vértebra. Assim, a proposta deste trabalho é avaliar, por meio de CFD, o comportamento fluidodinâmico da injeção de cimento ósseo à base de PMMA em vértebras através de parafusos pediculares. Nas simulações realizadas, foram considerados regime de escoamento laminar e incompressível, propriedades físico-químicas dos fluidos constantes e condição isotrópica para a distribuição de porosidade e para a permeabilidade da vértebra (meio poroso). Para o estudo do escoamento de cimento no interior da vértebra foi utilizado o *software* comercial Ansys FLUENT 2021 R2. As equações de conservação de massa e momento linear em regime transitório foram resolvidas através da abordagem euleriana-euleriana juntamente com o modelo *Volume of Fluid* (VOF). Foram geradas diferentes malhas numéricas e utilizou-se o Índice de Convergência de Malha (ICM) para avaliar a qualidade e a independência dos resultados em relação a malha computacional utilizada. 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 da fixação do parafuso e reduzir o risco de vazamento do cimento ósseo.

Palavras-chave: Escoamento Multifásico; ICM; Fluidodinâmica Computacional; Vertebroplastia.

SOUZA, E. C. Analysis of the distribution of PMMA-based bone cement in vertebrae using pedicle screws: modelling and simulation. 121 p. Doctoral thesis. Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Processos. Universidade Federal de Campina Grande, Brazil, 2024.

ABSTRACT

As the population's life expectancy increases, there are more and more health complications related to ageing, such as osteoporosis. Among the complications of osteoporosis are spinal fractures. In some cases, pedicle screws are used to stabilise the spine. However, when screws are inserted into bone that has been weakened by osteoporosis, the screw may not hold properly. In order to reduce this problem, a procedure called vertebroplasty is used. It consists of injecting bone cement into the vertebral body as a way of ensuring a better stabilisation of the screws. One of the main complications of this procedure is related to the cement leaking out of the vertebral body, causing various health problems. A literature survey revealed a lack of studies on the distribution of PMMA through pedicle screws in vertebrae using Computational Fluid Dynamics (CFD). In addition, the risks of cement leakage could be reduced and the vertebroplasty process optimised by using CFD to analyse the distribution of bone cement in the vertebra. Therefore, the purpose of this study is to evaluate, using CFD, the fluid-dynamic behaviour of PMMA-based bone cement injected into vertebrae via pedicle screws. The simulations performed considered laminar and incompressible flow regimes, constant physical-chemical properties of the fluids and isotropic conditions for the porosity distribution and the permeability of the vertebra (porous medium). The commercial software Ansys FLUENT 2021 R2 was used to study the flow of cement inside the vertebra. The equations for the conservation of mass and linear momentum in the transient regime were solved using the Eulerian-Eulerian approach together with the Volume of Fluid (VOF) model. Different numerical meshes were generated and the Mesh Convergence Index (ICM) was used to assess the quality and independence of the results in relation to the computational mesh used. The factors influencing the distribution of bone cement were evaluated and compared with results reported in the literature, showing good agreement with each other. The numerical results indicate that the use of fenestrated pedicle screws can improve the stability of screw fixation and reduce the risk of bone cement leakage.

Keywords: Multiphase Flow; ICM; Computational Fluid Dynamics; Vertebroplasty.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	– Coluna vertebral.....	21
Figura 2.2	– Osso cortical e trabecular.....	22
Figura 2.3	– Estrutura da vértebra.....	23
Figura 2.4	– Medula vermelha localizada no interior do osso.....	23
Figura 2.5	– Evolução etária brasileira.....	24
Figura 2.6	– Osso normal e osso com osteoporose.....	25
Figura 2.7	– Diminuição da DMO ao longo da vida.....	26
Figura 2.8	– Fratura por compressão vertebral.....	27
Figura 2.9	– Curvatura progressiva da coluna.....	27
Figura 2.10	– Seringa para aplicação de cimento ósseo.....	29
Figura 2.11	– Estabilização da coluna vertebral.....	31
Figura 2.12	– Injeção de cimento através do parafuso.....	32
Figura 2.13	– Parafusos com fenestrações.....	33
Figura 2.14	– Estrutura geométrica de um parafuso pedicular.....	34
Figura 2.15	– Perfil de espalhamento obtido por Loeffel <i>et al.</i> (2008).....	48
Figura 2.16	– Efeito da viscosidade na distância de espalhamento e circularidade do cimento.....	49
Figura 3.1	– Imagem característica da terceira vértebra lombar.....	51
Figura 3.2	– Localização da vértebra lombar L3.....	53
Figura 3.3	– Representação do domínio computacional 2D referente ao corpo vertebral e suas respectivas dimensões.....	54
Figura 3.4	– Diâmetros dos orifícios dos parafusos.....	54
Figura 3.5	– <i>Edge sizing</i> aplicado na fronteira da geometria.....	56
Figura 3.6	– Malha com refinamento no parafuso de entrada.....	56
Figura 3.7	– Malhas M3, M2 e M1.....	58
Figura 3.8	– Condições de contorno nas fronteiras.....	63
Figura 3.9	– Representação do domínio computacional 3D.....	64
Figura 3.10	– <i>Edge sizing</i> aplicado na geometria 3D.....	65
Figura 3.11	– Malhas geradas para a geometria 3D e detalhes das malhas (a) M1, (b) M2, (c) M3.....	65

Figura 3.12	–	Perímetro P_s e área A_s da pluma de cimento resultante.....	69
Figura 3.13	–	Distâncias utilizadas no cálculo da distância média de espalhamento do cimento $MCSD$	69
Figura 4.1	–	Isoclip utilizado no estudo do ICM.....	74
Figura 4.2	–	Fração volumétrica para diferentes tamanhos de malha utilizadas no estudo do ICM.....	75
Figura 4.3	–	Pressão para diferentes tamanhos de malha utilizadas no estudo do ICM.....	76
Figura 4.4	–	Linhas utilizadas para o estudo do ICM.....	77
Figura 4.5	–	Fração volumétrica e pressão obtidas na linha L1.....	78
Figura 4.6	–	Fração volumétrica e pressão obtidas na linha L2.....	79
Figura 4.7	–	Fração volumétrica e pressão obtidas na linha L3.....	80
Figura 4.8	–	Perfil de espalhamento de PMMA obtido: (a) nesta pesquisa e na (b) pesquisa de Loeffel <i>et al.</i> (2008).....	83
Figura 4.9	–	Circularidade da pluma de cimento ósseo em função do tempo: (a) obtido nas simulações e (b) obtido por Loeffel <i>et al.</i> (2008).....	84
Figura 4.10	–	Evolução da injeção de PMMA ao longo do tempo.....	85
Figura 4.11	–	Distância média de espalhamento do cimento em função do tempo: (a) obtido nas simulações e (b) obtido por Loeffel <i>et al.</i> (2008).....	86
Figura 4.12	–	Evolução da injeção de PMMA através de parafuso sem fenestras ao longo do tempo.....	89
Figura 4.13	–	Evolução da injeção de PMMA através de parafuso com fenestras ao longo do tempo.....	90
Figura 4.14	–	Comparação da injeção de PMMA através de parafuso com e sem fenestras: (a) obtido nas simulações e (b) obtido por Wang <i>et al.</i> (2014).....	91
Figura 4.15	–	Área da pluma de cimento injetado através de parafusos com e sem fenestras.....	93
Figura 4.16	–	Pressão interna em função do tempo.....	94
Figura 4.17	–	Distribuição do cimento ósseo para uma vazão de 0,19 g/s.....	95
Figura 4.18	–	Distribuição do cimento ósseo para uma vazão de 0,23 g/s.....	96
Figura 4.19	–	Distribuição do cimento ósseo para uma vazão de 0,33 g/s.....	96

Figura 4.20	– Pressão na linha L em função da posição x para uma vazão de 0,19 g/s.....	97
Figura 4.21	– Pressão na linha L em função da posição x para uma vazão de 0,23 g/s.....	97
Figura 4.22	– Pressão na linha L em função da posição x para uma vazão de 0,33 g/s.....	98
Figura 4.23	– Comparação dos Perfis de pressão em função da posição x.....	98
Figura 4.24	– Perfil de espalhamento do cimento em função da permeabilidade.....	99
Figura 4.25	– Evolução da injeção de PMMA através de parafuso parcialmente canulado ao longo do tempo.....	100
Figura 4.26	– Posição das linhas L1 e L2.....	101
Figura 4.27	– Perfis de pressão em função da posição para as linhas: (a) L1 e (b) L2.....	102
Figura 4.28	– Distribuição do PMMA na vértebra	103
Figura 4.29	– Resultados obtidos para: (a) Fração volumétrica e (b) Pressão.....	105
Figura 4.30	– Posições das linhas L1, L2 e L3 no domínio de estudo.....	106
Figura 4.31	– Perfil de fração volumétrica ao longo das linhas (a) L1, (b) L2 e (c) L3, para diferentes malhas.....	108
Figura 4.32	– Perfil de pressão ao longo das linhas (a) L1, (b) L2 e (c) L3, para diferentes malhas.....	109
Figura 4.33	– Evolução da injeção de PMMA através de parafuso com 2 fenestrações ao longo do tempo.....	111
Figura 4.34	– Evolução da injeção de PMMA através de parafuso com 4 fenestrações ao longo do tempo.....	112
Figura 4.35	– Comparação da injeção de PMMA através de parafuso com 2 e 4 fenestrações.....	113

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1	– Número de divisões do <i>Edge sizing</i>	55
Tabela 3.2	– Número de nós e elementos das malhas 2D.....	58
Tabela 3.3	– Métrica de <i>skewness</i>	58
Tabela 3.4	– Métrica de <i>orthogonal quality</i>	59
Tabela 3.5	– Métrica de <i>element quality</i>	59
Tabela 3.6	– Parâmetros e propriedades da vértebra e do PMMA.....	61
Tabela 3.7	– Número de nós e elementos das malhas 3D.....	66
Tabela 3.8	– Métrica de <i>skewness</i> 3D.....	67
Tabela 3.9	– Métrica de <i>orthogonal quality</i> 3D.....	67
Tabela 3.10	– Métrica de <i>element quality</i> 3D.....	67
Tabela 4.1	– Malhas utilizadas na análise do índice de convergência 2D.....	73
Tabela 4.2	– Resultados da variável fração volumétrica para o estudo do ICM.....	74
Tabela 4.3	– Resultados da variável pressão para o estudo do ICM.....	76
Tabela 4.4	– Resultados da variável fração volumétrica ao longo das linhas.....	77
Tabela 4.5	– Resultados da variável pressão ao longo das linhas.....	78
Tabela 4.6	– Resultados da circularidade.....	82
Tabela 4.7	– Resultados do <i>MCSD</i> (mm).....	82
Tabela 4.8	– Área da pluma de cimento injetado através de parafusos com e sem fenestras.....	92
Tabela 4.9	– Malhas utilizadas na análise do ICM para o estudo 3D.....	104
Tabela 4.10	– Avaliação do ICM para a variável fração volumétrica.....	104
Tabela 4.11	– Avaliação do ICM para a variável pressão.....	104
Tabela 4.12	– Resultados do ICM para a variável pressão.....	106
Tabela 4.13	– Resultados do ICM para a variável fração volumétrica.....	107
Tabela 7.1	– Pontos utilizados na construção da geometria.....	123

LISTA DE QUADROS

Quadro 3.1	–	Parâmetros utilizados nas simulações.....	62
Quadro 3.2	–	Especificações dos casos simulados.....	71
Quadro 4.1	–	Efeitos da <i>Circ</i> e <i>MCSD</i> no comportamento da pluma de cimento.....	87

LISTA DE SIGLAS

CFD	–	<i>Computational Fluid Dynamics</i>
<i>Circ</i>	–	Circularidade
CSF	–	<i>Continuous Surface Force</i>
DMO	–	Densidade Mineral Óssea
HAp	–	Hidroxiapatita
IBGE	–	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
ICM	–	Índice de Convergência de Malha
IOF	–	<i>International Osteoporosis Foundation</i>
LabSMaC	–	Laboratório de Síntese de Materiais Cerâmicos
LPFI	–	Laboratório de Pesquisa em Fluidodinâmica e Imagem
LCTF	–	Laboratório Computacional de Térmica e Fluidos
<i>MCSD</i>	–	Distância média de espalhamento do cimento
MDF	–	Método das Diferenças Finitas
NPMs	–	Nanopartículas Magnéticas
OMS	–	Organização Mundial da Saúde
PMMA	–	Polimetacrilato de Metila
RMS	–	<i>Root Mean Square</i>
VOF	–	<i>Volume of Fluid</i>
UFCG	–	Universidade Federal de Campina Grande

LISTA DE SIMBOLOS

A_s	Área de uma forma S	$[m^2]$
C	Constante	$[-]$
k	Curvatura local	$[-]$
ρ	Densidade	$[kg.m^{-3}]$
ρ_q	Densidade da fase q	$[kg.m^{-3}]$
$\frac{\partial}{\partial t}$	Derivada parcial em relação ao tempo	$[s^{-1}]$
e_a^{21}, e_a^{32}	Erros relativos	$[-]$
q	Fase q	$[-]$
\vec{F}	Força de interação entre as fases	$[-]$
α_q	Fração volumétrica da fase q	$[-]$
ICM_{21}, ICM_{32}	Índices de Convergência de Malha	$[-]$
μ	Massa específica	$[kg]$
N	Número de elementos da malha	$[-]$
n	Número de pontos	$[-]$
p	Ordem de convergência	$[-]$
P_s	Perímetro de uma forma S	$[m]$
K	Permeabilidade	$[m^2]$
ϕ	Porosidade	$[-]$
r_{21}, r_{32}	Razão de refino da malha	$[-]$
$\varepsilon_{21}, \varepsilon_{32}$	Resultados de uma dada variável	$[-]$
$\phi_{ext}^{21}, \phi_{ext}^{31}$	Soluções extrapoladas	$[\%]$
h	Tamanho representativo de malha	$[-]$
T	Tensor de stress	$[-]$
S_{α_q}	Termo fonte para a fase q	$[-]$
σ	Tensão superficial	$[N/m]$
S_M	Termo Fonte de momento no meio poroso	$[-]$
\dot{m}_{jq}	Transferência de massa da fase j para fase q	$[kg]$
φ	Variável	$[-]$

\vec{U}	Velocidade	[m.s ⁻¹]
\vec{U}_i	Velocidade na direção i	[m.s ⁻¹]
\vec{v}_q	Vetor velocidade da fase q	[m.s ⁻¹]
η	Viscosidade da mistura	[Pa.s]
μ_e	Viscosidade efetiva	[Pa.s]
V	Volume celular	[m ³]
ΔV_i	volume ocupado pelo elemento i	[m ³]

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	17
1.1. OBJETIVOS	20
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	21
2.1. COLUNA VERTEBRAL	21
2.2. FRATURAS POR COMPRESSÃO VERTEBRAL OSTEOPORÓTICA	24
2.3. VERTEBROPLASTIA	29
2.4. INSTRUMENTAÇÃO PEDICULAR	30
2.4.1. Parafusos pediculares	33
2.5. CIMENTO ÓSSEO	35
2.6. ESTADO DA ARTE	37
2.7. FLUIDOS E FLUIDODINÂMICA COMPUTACIONAL	39
2.8. ESCOAMENTO MULTIFÁSICO	41
2.8.1. Modelo de volume de fluido	42
2.9. ESCOAMENTO DE FLUIDOS EM MEIOS POROSOS	43
2.10. EQUAÇÕES QUE MODELAM O ESCOAMENTO	44
2.11. ÍNDICE DE CONVERGÊNCIA DE MALHA	45
2.12. DISTRIBUIÇÃO DE CIMENTO ÓSSEO EM VÉRTEBRAS	48
3. METODOLOGIA	51
3.1. DOMÍNIO COMPUTACIONAL BIDIMENSIONAL	52
3.2. GERAÇÃO DA MALHA NUMÉRICA	55
3.3. QUALIDADE DA MALHA	57
3.4. MODELAGEM MATEMÁTICA	59
3.5. CONDIÇÕES INICIAIS E DE CONTORNO	62
3.6. DOMÍNIO COMPUTACIONAL TRIDIMENSIONAL	64
3.7. ESTUDO DA DEPENDÊNCIA DE MALHA	68
3.8. ESTUDO QUANTITATIVO DA DISTRIBUIÇÃO DO PMMA	68
3.9. CASOS AVALIADOS	70
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	73
4.1. AVALIAÇÃO DO ÍNDICE DE CONVERGÊNCIA DE MALHA	73
4.2. AVALIAÇÃO DO MODELO MATEMÁTICO	81
4.2.1. Comparação dos resultados com os reportados na literatura	81

4.3.	ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DO PMMA ATRAVÉS DE PARAFUSOS COM E SEM FENESTRAS.....	88
4.4.	INFLUÊNCIA DA VISCOSIDADE DO CIMENTO.....	94
4.5.	INFLUÊNCIA DA VAZÃO DE CIMENTO.....	95
4.6.	INFLUÊNCIA DA PERMEABILIDADE DA VÉRTEBRA	99
4.7.	MODELO TRIDIMENSIONAL.....	103
4.7.1.	Análise do ICM para o modelo 3D.....	104
4.7.2.	Influência das fenestrações do parafuso na distribuição de cimento ósseo.....	111
5.	CONCLUSÕES.....	115
5.1.	TRABALHOS FUTUROS	116
6.	REFERÊNCIAS	117
7.	APÊNDICE	123

Capítulo 1

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 deformam 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 dependente 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 apresentaram 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, a proposta deste trabalho é dar uma contribuição na avaliação da fluidodinâmica do escoamento do cimento ósseo ao redor de

parafusos pediculares em vértebras com baixa qualidade óssea, simulando o processo de vertebroplastia.

1.1. Objetivos

Este trabalho tem como objetivo geral estudar a distribuição de cimento ósseo à base de PMMA em vértebras através de parafusos pediculares, por meio da aplicação das técnicas de Fluidodinâmica Computacional (CFD), com o auxílio do pacote comercial ANSYS FLUENT 2021 R2.

Como objetivos específicos, tem-se:

- a) Definir um modelo matemático que descreva adequadamente o comportamento do cimento através do parafuso pedicular com base nas equações de conservação de massa e momento linear;
- b) Gerar malhas computacionais de vértebras com os parafusos pediculares;
- c) Avaliar a qualidade da malha computacional, aplicando o método do Índice de Convergência Malha (ICM);
- d) Investigar a distribuição do cimento através de parafusos pediculares com e sem fenestrações com base nos resultados das simulações de diferentes casos via CFD;
- e) Estudar o efeito da viscosidade, vazão do cimento, permeabilidade da vértebra e tipo de parafuso pedicular na distribuição do cimento;
- f) Comparar os resultados das simulações com os resultados reportados na literatura.

Capítulo 2

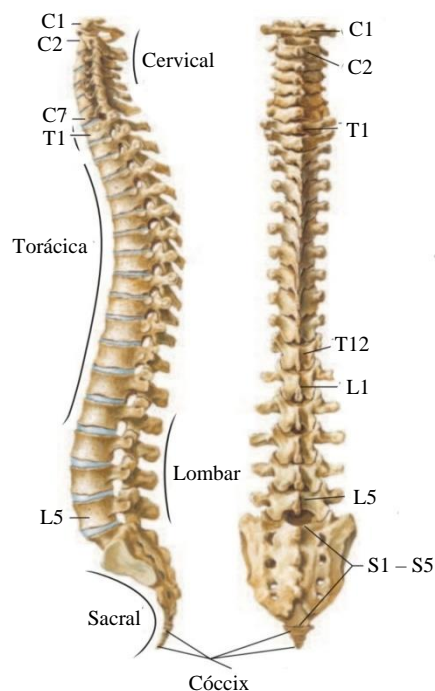
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo aborda alguns conceitos relacionados a utilização de cimento ósseo em procedimentos de vertebroplastia, suas causas e consequências. O estado da arte que tem por finalidade apresentar algumas pesquisas reportadas por diversos autores sobre o escoamento de cimentos ósseos em vértebras via CFD, que servirão como base para algumas justificativas apresentadas no presente trabalho. Além disso, é apresentado um breve resumo sobre fluidos, Fluidodinâmica Computacional e uma descrição sobre escoamento em meios porosos. Por fim, será explanado sobre o Índice de Convergência de Malha (ICM) que tem por finalidade avaliar a qualidade e a independência dos resultados.

2.1. Coluna vertebral

Segundo Hansen (2019), a coluna vertebral forma o eixo central do corpo humano e geralmente é composto de 33 vértebras distribuídas conforme a Figura 2.1.

Figura 2.1 - Coluna vertebral



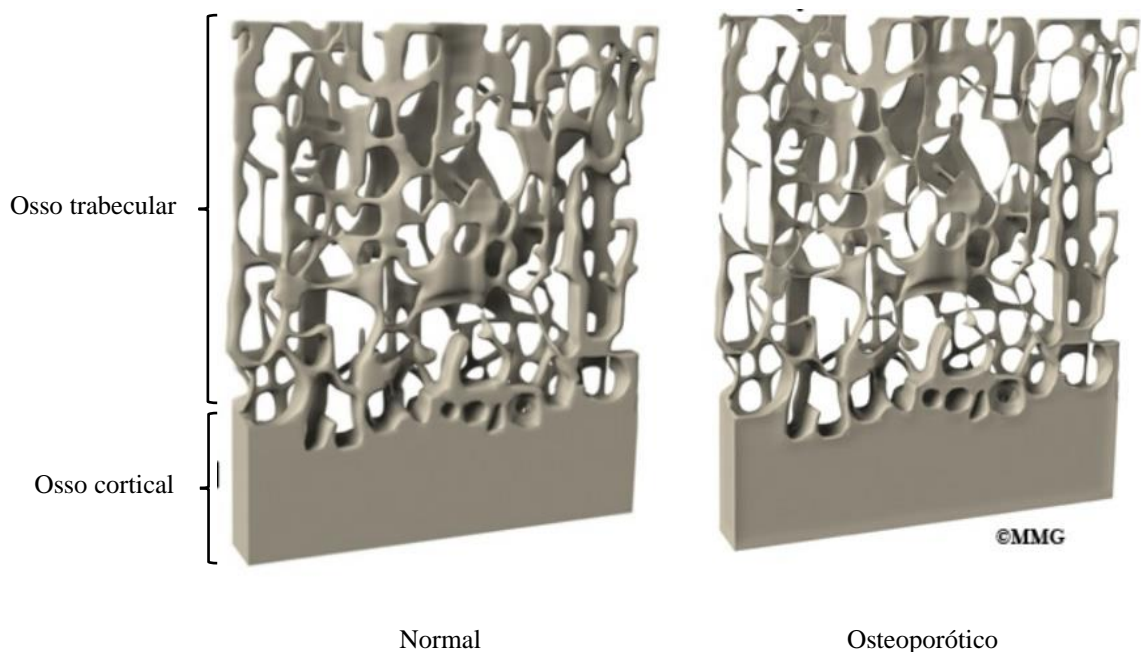
Fonte: Adaptado de Hanssem (2019).

- Cervical: sete vértebras (C1 a C7); está na parte superior da coluna vertebral, essas vértebras suportam o crânio e permitem movimentos de rotação da cabeça.
- Torácica: 12 vértebras (T1 a T12); está associada às costelas, ela protege os órgãos internos, como o coração e os pulmões.
- Lombar: cinco vértebras (L1 a L5); vértebras grandes para suporte do peso do corpo.
- Sacral: cinco vértebras (S1 a S5); fundidas para estabilidade na transferência de peso do tronco para a parte inferior dos membros.
- Cóccix: quatro vértebras, mas variáveis; Co1 frequentemente não está fundido, mas o Co2-Co4 está fundido (um remanescente da cauda embrionária).

O número real de vértebras pode variar, especialmente o número de vértebras coccígeas.

Assim como a maior parte do esqueleto humano, a coluna vertebral é formada por osso cortical, que é responsável pela função de suporte e proteção do esqueleto, e o restante é formado por tecidos trabeculares, que são mais esponjosos e encontrados na parte interna do osso. As vértebras da coluna são um dos principais locais acometidos pela osteoporose. Na Figura 2.2 observa-se o osso cortical e o trabecular normal e osteoporótico.

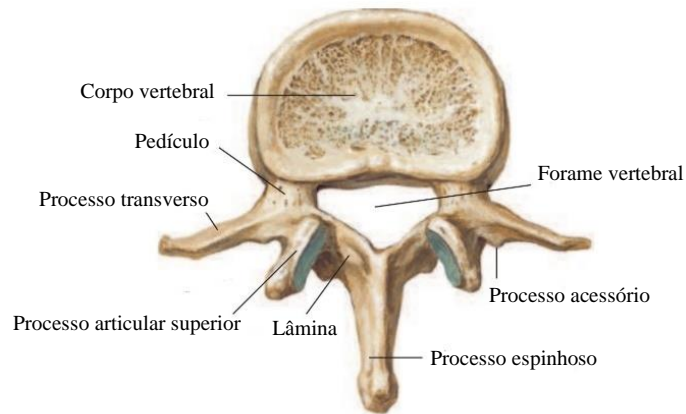
Figura 2.2 - Osso cortical e trabecular



Fonte: Adaptado de Eorthopod [s.d.].

Segundo Natour (2014), apesar das características anatômicas vertebrais poderem apresentar variações dependendo da região na coluna vertebral, as vértebras possuem morfologia básica semelhantes. Uma vértebra típica é constituída de um corpo, um arco que está ligado ao corpo por dois pilares, chamados pedículos, e processos vertebrais (Figura 2.3).

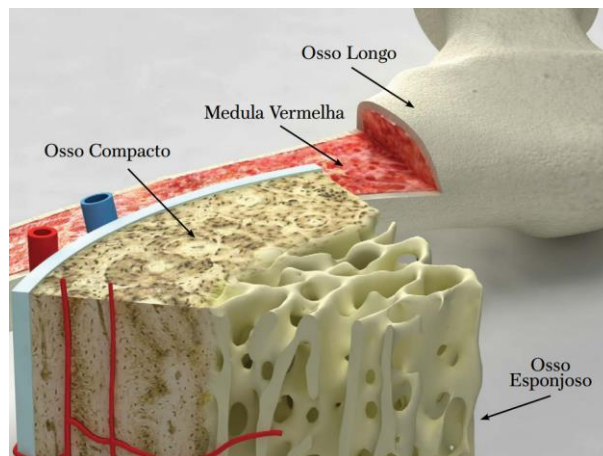
Figura 2.3 - Estrutura da vértebra



Fonte: Adaptado de Hansem (2019).

A espessura externa do corpo vertebral é constituída de osso cortical, que possui uma porosidade microscópica. Já internamente possui regiões constituídas de osso trabecular, com porosidade macroscópica e seus espaços preenchidos com medula óssea vermelha. A medula óssea é um tecido líquido-gelatinoso responsável pela produção dos componentes do sangue e que ocupa o interior de ossos (Figura 2.4).

Figura 2.4 - Medula vermelha localizada no interior do osso



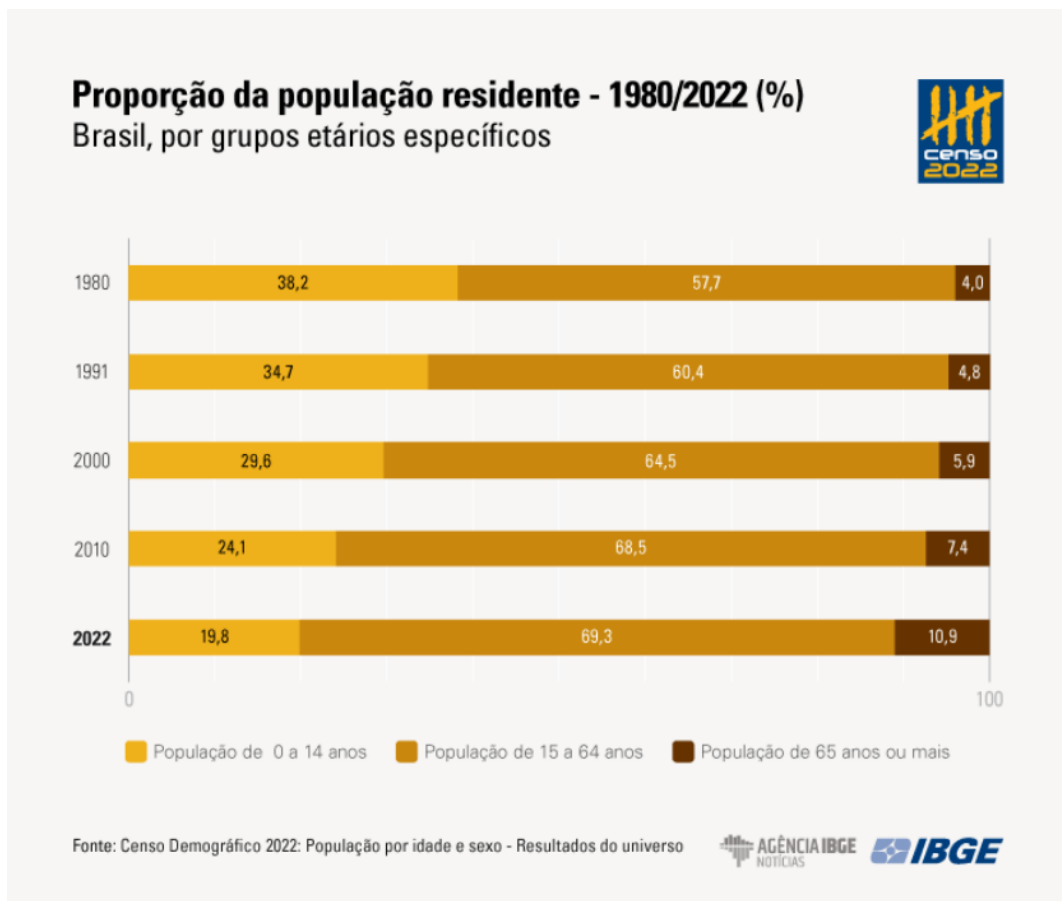
Fonte: MDS Foundation (2014).

A coluna vertebral desempenha um papel crucial na postura, mobilidade e proteção do sistema nervoso central, que inclui a medula espinhal. Lesões ou problemas na coluna vertebral podem ter impactos significativos na saúde e na qualidade de vida. Portanto, é essencial cuidar dessa estrutura vital.

2.2. Fraturas por compressão vertebral osteoporótica

Segundo dados estimados pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), através do Censo Demográfico 2022, o total de pessoas com 65 anos ou mais no país (22.169.101) chegou a 10,9% da população, com alta de 57,4% quando comparado com dados de 2010, onde esse contingente era cerca de 14.081.477, ou 7,4% da população. Na Figura 2.5 está ilustrada a evolução etária da população brasileira de acordo com medições dos censos.

Figura 2.5 - Evolução etária brasileira

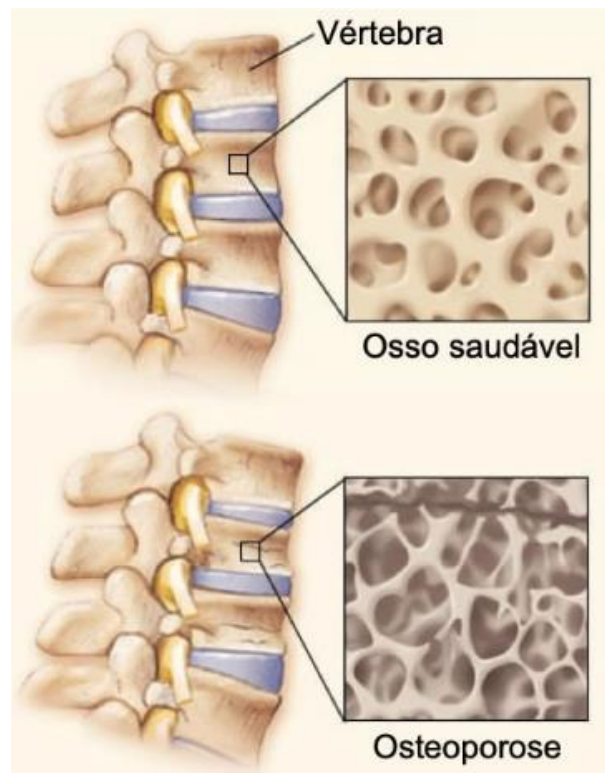


Fonte: IBGE (2022).

Estes dados indicam um possível aumento do número de pessoas com doenças relacionadas ao envelhecimento, a exemplo da osteoporose. Dessa forma, é de grande interesse a busca por conhecimentos acerca desta patologia e suas consequências, buscando meios para melhorar a qualidade de vida das pessoas que sofrem com esta doença.

A Fundação Internacional de Osteoporose (IOF - *International Osteoporosis Foundation*) define osteoporose como uma doença na qual a densidade e a qualidade do osso são reduzidas, causando perda de massa óssea, fragilidade e porosidade, como mostra a Figura 2.6. À medida que os ossos se tornam mais porosos e frágeis, o risco de fraturas tende a aumentar. A perda de massa óssea ocorre de forma silenciosa e progressiva, geralmente, não há sintomas até que a primeira fratura ocorra.

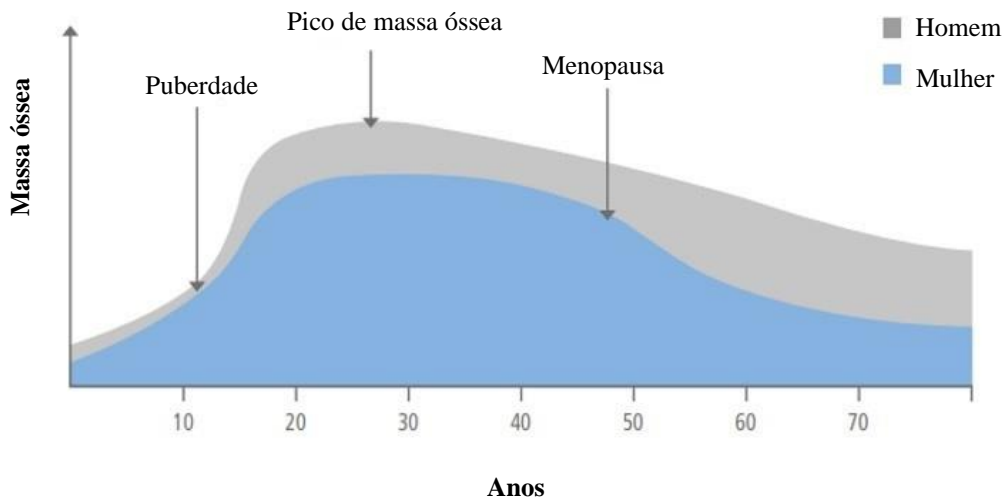
Figura 2.6 - Osso normal e osso com osteoporose



Fonte: Colunar (2021).

Segundo Hoppe e Keel (2017), a DMO tende a diminuir significativamente ao longo da vida. Desse modo, a osteoporose é uma doença comum na população idosa e está aumentando continuamente, conforme ilustra a Figura 2.7.

Figura 2.7 - Diminuição da DMO ao longo da vida



Fonte: Adaptado de Cooper e Ferrari (2017).

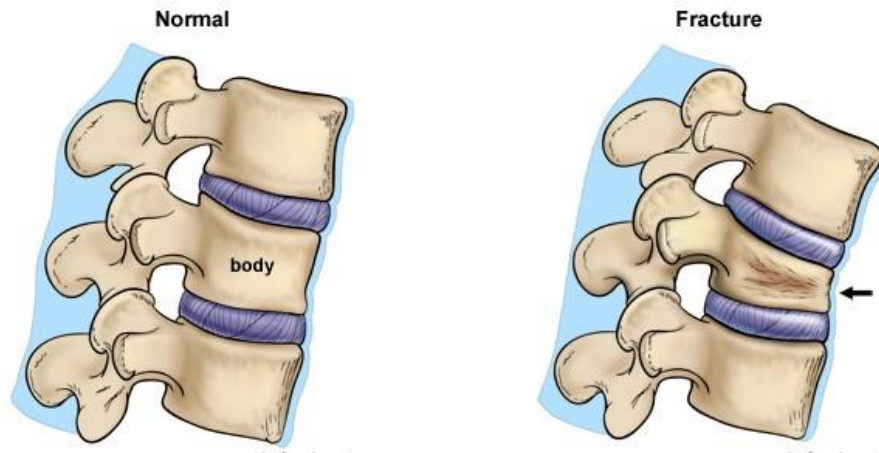
Para ambos os sexos, a DMO máxima é atingida em meados dos 20 anos, depois desse período uma diminuição gradual ocorre nos homens enquanto as mulheres passam por uma perda óssea acelerada por vários anos após a menopausa. De acordo com Abousayed *et al.* (2018), a diminuição resultante na força mecânica óssea geralmente se manifesta como fraturas por fragilidade, com cerca de metade das fraturas osteoporóticas ocorrendo na coluna vertebral.

De acordo com a IOF, em 2017, uma em cada três mulheres e um em cada cinco homens com 50 anos ou mais, em todo o mundo, correm risco de sofrer uma fratura osteoporótica. As fraturas mais comuns associadas à osteoporose ocorrem no quadril, coluna e punho. Em 2010, o número de indivíduos com 50 anos ou mais com alto risco de fratura osteoporótica em todo o mundo foi estimado em 158 milhões e isso deve dobrar até 2040 (COOPER e FERRARI, 2017). Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), cerca de 15 milhões de brasileiros são atingidos pela osteoporose em 2023.

Os pacientes com fraturas por compressão do corpo vertebral osteoporótica sintomática em geral apresentam dores nas costas, deformidade da coluna vertebral, atrofia muscular, hospitalização prolongada, conseqüentemente, têm suas atividades cotidianas limitadas, além da possibilidade de causar deficiência e morbidade significativas (PENG *et al.*, 2018). Se diversas vértebras das costas sofrerem fratura, as costas podem ficar arredondadas e curvadas.

Em fraturas por compressão, a vértebra sofre colapso e é esmagada adquirindo uma forma de cunha como ilustra a Figura 2.8.

Figura 2.8 - Fratura por compressão vertebral



Fonte: Karunakaran (2023).

Segundo Salomão (2016), as fraturas vertebrais podem levar a uma redução da altura da pessoa, além de uma cifose (corcunda) progressiva. Na Figura 2.9, é possível observar, na imagem das mulheres, a curvatura progressiva da coluna, que prejudica a respiração e digestão. Ao comparar a imagem das vértebras, observa-se a redução de altura do corpo vertebral fraturado. Essa fratura pode ser intensa a ponto de deixar o corpo vertebral completamente achatado.

Figura 2.9 - Curvatura progressiva da coluna



Fonte: Salomão (2016).

As fraturas osteoporóticas dolorosas podem ser tratadas, inicialmente, com a utilização de métodos convencionais, que incluem, entre outros, o repouso no leito, medicamentos anti-inflamatórios e analgésicos, juntamente com medicamentos para o tratamento da osteoporose (KOTHARI, 2018). Geralmente, os pacientes apresentam melhora em 4 a 6 semanas com esse tratamento conservador (RANADE *et al.*, 2018).

No entanto, de acordo com Wang *et al.* (2018), existem várias limitações para o tratamento convencional uma vez que o repouso prolongado no leito pode levar à desmineralização subsequente e à recorrência de fraturas por compressão vertebral osteoporótica. Além disso, os anti-inflamatórios e certos tipos de analgésicos causam efeitos colaterais intoleráveis para pacientes idosos, além de não reverter deformidades cifóticas.

Os pacientes que não respondem ao tratamento convencional podem ser submetidos a tratamento cirúrgico que envolve estabilização cirúrgica por meio de instrumentação dorsal. No entanto, devido à baixa qualidade do osso osteoporótico, a cirurgia clássica, com implantes metálicos, frequentemente falha e leva a dor lombar persistente, sintomas neurológicos e funções limitadas (WANG *et al.*, 2018). Tais limitações reduzem muito a qualidade de vida dos idosos, portanto, é necessário o desenvolvimento de métodos para prevenir e tratar doenças relacionadas à osteoporose, tendo em vista o aumento gradativo do envelhecimento da população.

Para os cirurgiões da coluna, está se tornando parte de sua rotina cirúrgica o tratamento de pacientes osteoporóticos com necessidade de descompressão da coluna vertebral (HOPPE e KEEL, 2017), em particular, a utilização de parafusos pediculares para a estabilização da coluna nos idosos, pois permitem uma recuperação mais fácil e rápida. No entanto, as falhas devidas ao afrouxamento ou afastamento dos parafusos estão se tornando uma das principais causas de morbidade em idosos, devido à sua baixa qualidade óssea (ABOUSAYED *et al.*, 2018).

Segundo Hoppe e Keel (2017), para melhorar a fixação dos parafusos pediculares na coluna osteoporótica, pode-se optar pela injeção de cimento ósseo aplicado no corpo vertebral usando um procedimento cirúrgico minimamente invasivo denominado vertebroplastia que tem por objetivo o alívio da dor e a estabilização das fraturas.

2.3. Vertebroplastia

A vertebroplastia é um procedimento cirúrgico minimamente invasivo, comumente realizado para tratar fraturas por compressão vertebral osteoporótica. O procedimento é realizado sob orientação de imagem e envolve a injeção de cimento ósseo no corpo vertebral fraturado, proporcionando melhora da estabilidade e alívio da dor (MANSOUR *et al.*, 2018).

Atualmente, a vertebroplastia tem sido aplicada mundialmente para o aumento do corpo vertebral com cimento ósseo, com o objetivo principal de restaurar a resistência mecânica e a rigidez do respectivo corpo vertebral (ZDERIC *et al.*, 2017). Os cirurgiões normalmente injetam quantidades de cimento variando de 1,5 cm³ até 4 cm³, no entanto, volumes maiores de cimento injetado podem ocasionar a dispersão de cimento no canal vertebral (WANG *et al.*, 2014). A Figura 2.10 expõe uma seringa especialmente projetada, que possui uma escala com graduação para medir com precisão a quantidade de cimento ósseo.

Figura 2.10 - Seringa para aplicação de cimento ósseo



Fonte: Liu *et al.* (2016).

De acordo com Mansour *et al.* (2018), a vertebroplastia foi introduzida pela primeira vez no Hospital Universitário de Amiens, na França, em 1984. Os autores Cordero *et al.* (2008) relataram no seu estudo, que 90% dos pacientes com fraturas ortopédicas apresentaram significativo alívio imediato da dor após a vertebroplastia. Zderic *et al.* (2017), corroboram com esse resultado, relatando um alívio instantâneo da dor dentro de 24 horas após o tratamento em

80% a 97% dos casos. Outras literaturas reportadas também ratificam esses resultados, como Deramond e Mathis, (2002); Mathis *et al.*, (2001); Sisodia, (2013) . A partir desses estudos, a vertebroplastia tornou-se uma intervenção terapêutica cada vez mais recomendada devido à alta eficácia demonstrada.

Embora seja um procedimento relativamente seguro, dados da literatura indicam que algumas complicações podem ser observadas após a vertebroplastia, tais como o vazamento de cimento que costuma ocorrer durante o período inicial após a injeção do cimento e, se o cimento vazar para a veia próxima ao corpo vertebral, ele pode penetrar no pulmão através da veia cava inferior e causar embolia pulmonar.

De acordo com Wang *et al.* (2014), um método para reduzir o risco de vazamento de cimento na vertebroplastia é aumentar a viscosidade do cimento. No entanto, o aumento da viscosidade do cimento é acompanhado por um aumento indesejável na pressão de injeção. Essas duas demandas conflitantes (ou seja, entre reduzir a pressão de injeção e reduzir o risco de vazamento de cimento) podem ser mais bem atendidas mudando a técnica ou fazendo melhorias nos dispositivos de distribuição/injeção. Um possível método alternativo de entrega de cimento é injetar cimento através de parafusos pediculares canulados e fenestrados.

Outra complicação reportada na literatura, relatado por Peng *et al.* (2018) e Hou *et al.* (2018), é que o excesso de cimento ósseo poderá predispor o paciente a novas fraturas ou fraturas no corpo vertebral de vértebras adjacentes. No entanto, outros autores sugerem que a vertebroplastia poderia reduzir a incidência de fraturas vertebrais por compressão osteoporótica (LI *et al.*, 2017). Assim, ainda existe controvérsia sobre se a vertebroplastia pode aumentar a incidência dessas fraturas. Embora, alguns estudos clínicos tenham comparado a vertebroplastia ao tratamento conservador (YI *et al.*, 2014), ainda não está claro se as novas fraturas são causadas pela vertebroplastia ou se é simplesmente devido ao desenvolvimento natural da osteoporose.

2.4. Instrumentação pedicular

A instrumentação com parafuso pedicular é o método mais utilizado nas cirurgias de estabilização da coluna vertebral (Figura 2.11). Pode ser indicado no tratamento de fraturas, doenças degenerativas, deformidades (escolioses e cifoses), entre outros problemas da coluna.

Figura 2.11 - Estabilização da coluna vertebral



Fonte: Medical (2023).

O procedimento proporciona a estabilidade da coluna pela imobilidade de alguns de seus segmentos. No entanto, quando parafusos pediculares são utilizados na coluna osteoporótica, devido à baixa DMO, a interface osso-parafuso é comprometida fazendo com que a força de fixação dos parafusos pediculares diminua significativamente, o que resulta em um risco maior de afrouxamento e afastamento dos parafusos.

Vários métodos têm sido sugeridos para aumentar a força de fixação de parafusos em pacientes com osteoporose, dentre eles está a utilização de cimento ósseo para melhorar a ancoragem do parafuso. Segundo Dai *et al.* (2015) e Abousayed *et al.* (2018), o método tradicional consiste na perfuração de um orifício piloto onde é injetado cimento ósseo e em seguida é inserido o parafuso pedicular. No entanto, com esse método tradicional, a distribuição do cimento não pode ser controlada durante o processo de injeção, o que leva a um alto risco de vazamento do cimento para a coluna vertebral.

Uma alternativa para evitar tais complicações é a utilização de um parafuso pedicular canulado com ponta fenestrada. Este tipo de parafuso pedicular permite a injeção de cimento

através de orifícios nas laterais do parafuso após a sua inserção, conforme ilustra a Figura 2.12. Quando o vazamento para o canal vertebral é observado usando o monitoramento de raio-x, a injeção de cimento na vértebra pode ser imediatamente interrompida (DAI *et al.*, 2015).

Figura 2.12 - Injeção de cimento através do parafuso



Fonte: Jardim *et al.* (2016).

Costa *et al.* (2016), observaram que a fixação do parafuso com cimento ósseo, independentemente das técnicas adotadas, mostra uma resistência ao arrancamento superior aos parafusos em que não foi utilizado cimento. Segundo os autores, tais resultados se mostraram consistentes com investigações anteriores. Erdem *et al.* (2017), verificaram que a aplicação de parafusos cimentados em todos os segmentos da coluna osteoporótica aumenta o volume de cimento e a taxa de complicações relacionadas ao cimento. No entanto, cimentando apenas

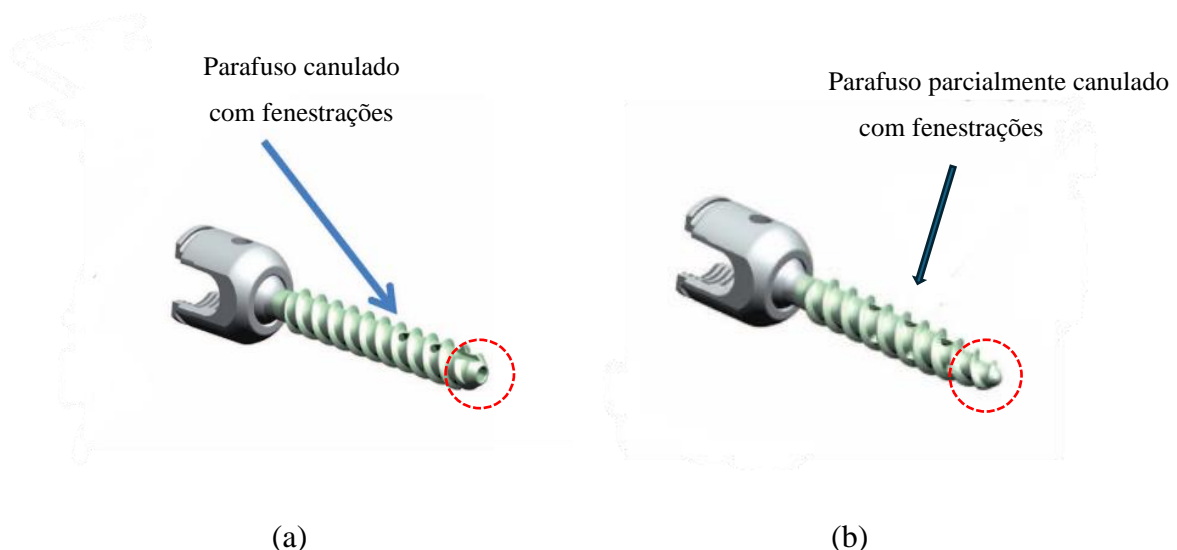
vértebras estratégicas implicará no aumento da força e da resistência de fixação assim como na diminuição das complicações causadas pela aplicação do cimento.

2.4.1. Parafusos pediculares

Os parafusos pediculares são amplamente utilizados em cirurgias que requerem estabilização óssea. Estes são semelhantes a um parafuso comum, porém com particularidades específicas para o local onde será implantado e possuem propriedades biocompatíveis com corpo humano. Os parafusos pediculares são frequentemente utilizados em cirurgias da coluna vertebral, com a finalidade de proporcionar estabilidade ao segmento vertebral ou corrigir deformidades. Os parafusos agem como ponto de ancoragem dos sistemas de fixação vertebral sobre os quais as forças de correção e neutralização são aplicadas (OPPERMANN, 2016).

Na Figura 2.13, pode-se observar dois tipos de parafusos pediculares: (a) um parafuso pedicular canulado com fenestrações onde a saída do cimento ósseo ocorre tanto através da ponta do parafuso como através dos orifícios laterais e (b) um parafuso parcialmente canulado com fenestrações, neste tipo de parafuso sua ponta é fechada e a saída do cimento se dá apenas através dos orifícios laterais.

Figura 2.13 - Parafusos com fenestrações



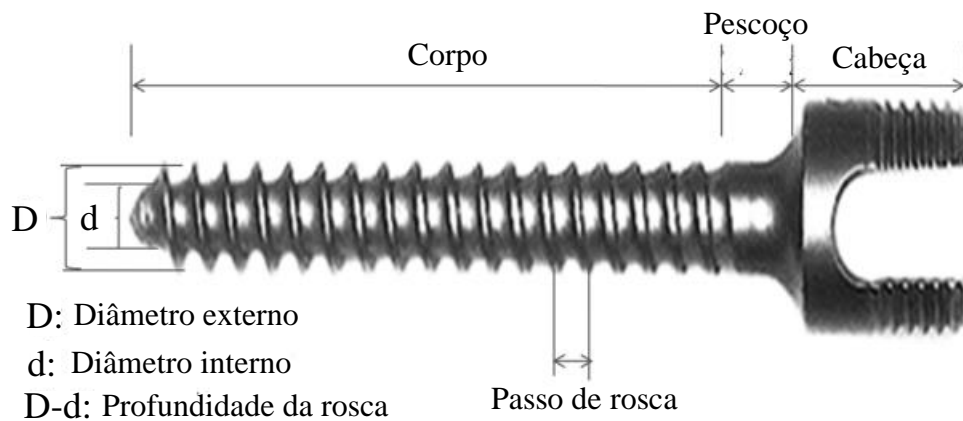
Fonte: Adaptado de Choma *et al.* (2012).

Choma *et al.* (2012), analisaram os efeitos da inserção de PMMA através de parafusos fenestrados, e mostrou que a técnica e o tipo de parafuso escolhidos podem ter impacto relevantes na força de retenção dos parafusos no osso. Mostraram, também, que parafusos

canulados possuem uma capacidade de definir o espaço onde o cimento é injetado de maneira a trazer uma maior segurança na hora da cirurgia.

Segundo Oppermann (2016), existem pontos cruciais necessários no design do parafuso pedicular. A Figura 2.14 apresenta o desenho esquemático de algumas dimensões que podem variar num parafuso pedicular.

Figura 2.14 - Estrutura geométrica de um parafuso pedicular



Fonte: Adaptado de Cho (2010).

As dimensões do parafuso pedicular são escolhidos respeitando as dimensões e estrutura do pedículo e do corpo vertebral, onde serão implantados os parafusos. Com base nas dimensões descritas por Garza *et al.* (2009) para o pedículo e para o corpo vertebral, Oppermann (2016) indica que os parafusos poderão variar em comprimento de 47,25mm ($\pm 4,22$) até 58,2mm ($\pm 7,66$) e a variação no diâmetro (condicionado apenas pelo diâmetro do pedículo) não poderá ser maior do que 7,81mm.

Alguns problemas, tais como afrouxamento dos parafusos pediculares, fraturas do corpo vertebral, após fixação, ou ainda, falha metálica foram relatados após o uso dos implantes em vértebras osteoporóticas (BAUM *et al.*, 2015; PONNUSAMY *et al.*, 2011). Outros estudos identificaram complicações como migração e arrancamento do parafuso (LIU *et al.*, 2016).

De acordo com Choma *et al.* (2012), a inserção de cimento ósseo no osso osteoporótico melhorou a fixação do parafuso pedicular. Outros estudos mostram que uma melhor fixação é obtida com parafusos fenestrados e canulados que permitem a injeção através da haste do parafuso, resultando em uma forma cilíndrica de cimento infiltrado. Esses resultados sugerem

que o risco de vazamento de cimento pode ser significativamente diminuído com a aplicação por meio de parafusos fenestrados e canulados, sem comprometer a resistência da fixação (WANG *et al.*, 2014).

Segundo Wang *et al.* (2014), há também vantagens de manuseio com parafusos canulados e fenestrados. Uma vez que o parafuso canulado é inserido e sua posição confirmada, ele permanecerá no lugar durante a entrega do cimento. No caso da inserção do parafuso após a entrega do cimento, o caminho do parafuso pode mudar durante a inserção, devido a múltiplos fatores e é difícil reposicionar os parafusos sem comprometer a força de fixação. Além disso, o cimento pode ser distribuído de forma relativamente rápida para vários parafusos canulados, diminuindo o número de vezes que o cimento deve ser preparado e economizando tempo e custos durante a cirurgia.

2.5. Cimento ósseo

O Polimetilmetacrilato (PMMA) é o tipo de cimento mais comumente usado para vertebroplastia. Segundo Peng *et al.* (2018), o PMMA, além de aumentar a estabilidade e a altura do corpo vertebral, alivia rapidamente a dor dos pacientes. O PMMA é caracterizado pela sua bioinertização e biocompatibilidade para uso a longo prazo e custos relativamente baixos (REYAD *et al.*, 2017). No entanto, de acordo com Hoppe e Keel (2017), o PMMA também pode trazer algumas desvantagens, como a sua capacidade de remodelação e osteointegração óssea que é limitada por ser bioinertada.

Atualmente, diferentes cimentos e materiais são propostos como alternativas ao PMMA com o objetivo de superar as limitações e os riscos que regem o seu uso (FILIPPIADIS *et al.*, 2017). Os materiais de cimento alternativos à base de cálcio, como por exemplo, fosfato de cálcio, sulfato de cálcio e triglicerídeo de cálcio foram implementados. O fosfato de cálcio se converte em hidroxiapatita (HAp) e possui, devido à sua osteocondutividade e osteoindutividade, um alto potencial de remodelação óssea e osseointegração (HOPPE e KEEL, 2017).

Atualmente, vem sendo realizada pesquisa no Laboratório de Síntese de Materiais Cerâmicos (LabSMaC) da Universidade Federal de Campina Grande (UFCG) sobre a utilização de nanopartículas magnéticas (NPMs) e HAp sintetizadas por reação de combustão, modificando sua superfície com agentes silanos, com o objetivo de desenvolver um cimento

ósseo com fluidez e tempo de secagem adequado para que haja uma boa fixação do parafuso ao osso. Para isso, será utilizada uma fonte de campo magnético externo que possibilitará o controle do transporte do cimento em direção a pontos desejáveis do osso-parafuso reduzindo assim o risco de vazamento do cimento.

Segundo Zderic *et al.* (2017), a principal complicação na vertebroplastia está ligada ao vazamento de cimento durante o procedimento de injeção, constatado em 30% a 67% dos casos. Uma vez que o processo de injeção geralmente é interrompido quando se observa vazamento, isso compromete a competência mecânica do corpo vertebral devido ao preenchimento insuficiente de cimento. Bleiler *et al.* (2015), relatam que vários fatores biomecânicos, por exemplo, viscosidade do cimento, pressão de injeção, taxa de injeção e volume de cimento injetado, influenciam no processo de injeção podendo contribuir com o vazamento de cimento.

Os casos de vazamento de cimento ósseo e embolia pulmonar por cimento são relatados, principalmente em pacientes com osteoporose (MANSOUR *et al.*, 2018). Rahimi *et al.* (2018), relatam que em pacientes com embolia pulmonar por cimento, o tratamento conservador pode ser recomendado, em vez de uma remoção cirúrgica, exceto quando a obstrução é extensa o suficiente para causar alterações hemodinâmicas.

Segundo Rodríguez *et al.* (2017), foram observados vários fatores que podem aumentar o risco de embolia pulmonar por cimento, dentre eles, a rigidez excessiva do cimento ósseo, posição incorreta da agulha e preenchimento excessivo do corpo vertebral que pode causar a migração do cimento para o sistema venoso. Lee *et al.* (2017), relatam ainda que o vazamento de cimento pode ocorrer quando este é injetado a baixa viscosidade ou alta pressão. Outro fator importante é a forma como o cimento é distribuído no corpo vertebral e a interação que mantém ou não com o osso nativo (HIGGINS *et al.*, 2007; LUO *et al.*, 2007), assim é necessário conhecer melhor essas variáveis para garantir o bom andamento do processo de injeção do cimento ósseo.

Choma *et al.* (2012), relatam que aplicação de cimento de PMMA melhora claramente a fixação do parafuso pedicular em vértebras osteoporóticas, fato que também é ratificado por Wang *et al.*, (2014). Os parafusos fenestrados têm a capacidade de limitar a colocação do cimento no corpo vertebral e podem fornecer maior segurança contra vazamento do cimento no canal espinhal. Além disso, é possível injetar PMMA de alta viscosidade através dessa geometria de fenestração, e cimento de alta viscosidade pode aumentar o efeito de fixação do

parafuso, além de fornecer uma distribuição mais segura do cimento, diminuindo o risco de vazamento no canal espinhal ou no sistema vascular (CHOMA *et al.*, 2012).

2.6. Estado da arte

Além de estudos experimentais, os processos de vertebroplastia e instrumentação pedicular vêm sendo objeto de pesquisa por meio de investigações numéricas. Geralmente, as pesquisas buscam analisar a técnica de injeção durante o procedimento, o processo de solidificação do cimento ósseo dentro do corpo humano e a melhoria da fixação do parafuso com cimento ósseo em pacientes com osteoporose. O processo de injeção do cimento ósseo é um problema de dinâmica de fluidos, o qual pode ser examinado numericamente usando diferentes métodos computacionais. A seguir são apresentados alguns trabalhos reportados na literatura.

Baroud e Yahia (2004), propuseram um modelo reológico para descrever o comportamento do fluxo de PMMA. O modelo foi implementado no ANSYS usando FORTRAN, o qual foi validado por meio de comparação com soluções analíticas e mostrou boa concordância. Um modelo em elementos finitos para a predição da distribuição do PMMA numa cânula foi desenvolvido com o objetivo de examinar as condições de fluxo durante um procedimento de vertebroplastia. A análise mostrou um aumento logarítmico da pressão de injeção, o qual foi justificado devido ao perfil de viscosidade altamente não uniforme na cânula. Por fim, os autores concluíram que o modelo reológico implementado no ANSYS pode ser usado para analisar problemas práticos de fluxo relacionados ao PMMA e que os efeitos no tempo e na taxa de cisalhamento do PMMA são cruciais para estimar o comportamento do fluxo com precisão.

Teo *et al.* (2007), simularam a distribuição de cimento à base de PMMA por meio de CFD para realizar análises de tensão e deformação após a vertebroplastia. Para isso, utilizaram dados de tomografia computadorizada do corpo vertebral para o desenvolvimento do modelo numérico em elementos finitos. Para implementação do modelo foi utilizado o ANSYS CFX. A simulação foi realizada para diferentes volumes de PMMA e em diferentes posicionamentos. Os autores observaram que o aumento do volume de PMMA acarretou o aumento da pressão da injeção assim como da rigidez do corpo vertebral.

Wang *et al.* (2014), utilizaram a análise de elementos finitos para fazer uma comparação entre uma vértebra normal e vértebras osteoporóticas, com e sem a utilização do cimento ósseo para a fixação dos parafusos. Assim, foi observado que a força de fixação aumenta consideravelmente em ossos osteoporóticos quando é utilizado cimento ósseo, quanto maior o volume de cimento injetado maior é a força de retenção, já quando injetado em menores quantidades os parafusos fenestrados fazem com que a distribuição seja melhor, aumentando assim a estabilidade do parafuso.

Landgraf *et al.* (2015), investigaram os processos de injeção e cura de cimento ósseo à base de PMMA durante o procedimento de vertebroplastia. Para isso foram gerados modelos computacionais das microestruturas baseados em imagens de microtomografias. As simulações computacionais da injeção do cimento ósseo na estrutura trabecular em conjunto com análises de elementos finitos, o modelo foi implementado do OPENFOAM[®]. O estudo revelou padrões razoáveis de preenchimento durante o processo de injeção e os resultados referentes ao processo termoquímico corresponderam aos resultados descritos na literatura. Além disso, foi demonstrado que o encolhimento do cimento ósseo devido à cura leva a tensões residuais no tecido ósseo e pode induzir danos no interior da estrutura do osso esponjoso.

Liu *et al.* (2016), estudaram a segurança e a estabilidade biomecânica da injeção de PMMA com parafusos fenestrados, observando a interface parafuso-cimento-osso através da análise de elementos finitos, os autores chegaram à conclusão de que o uso de parafusos fenestrados é um método que aumenta potencialmente a estabilidade de parafusos pediculares em pacientes com osteoporose.

Justino e Farias Neto (2018), estudaram o comportamento fluidodinâmico do escoamento de cimento na vértebra a partir do CFD. Foi empregado o ANSYS CFX para avaliar os perfis de espalhamento do cimento e a influência da vazão de entrada na pressão interna da vértebra. Os resultados obtidos indicaram um perfil de espalhamento radial no interior da vértebra devido a porosidade e permeabilidade ter sido considerada distribuída de maneira uniforme, além disso, foi observado que aumentando-se a vazão de cimento na entrada a pressão no interior da vértebra aumenta consideravelmente. Os resultados obtidos pelos autores apresentaram uma boa concordância entre os valores numéricos e experimentais reportados na literatura.

2.7. Fluidos e fluidodinâmica computacional

É possível observar fluidos em movimentos nas mais diversas partes da natureza, como por exemplo, no ar, no vento, na água, na circulação sanguínea, etc. Devido à influência desses fluidos em nossas vidas, como o movimento do ar na atmosfera que influencia as condições climáticas, por exemplo, eles têm sido constantemente objeto de estudos, desde análises teóricas até métodos experimentais, que fornecem algum nível de detalhes sobre o escoamento do fluido, quando não é possível descrever o fenômeno de forma adequada apenas teoricamente (FORTUNA, 2000).

Segundo Fortuna (2000), os métodos analíticos nem sempre permitem desenvolver estudos sobre movimento de fluidos, por isso análises experimentais costumam ser realizadas na obtenção de soluções para os mais diversos problemas que envolvem movimentos de fluidos e seus efeitos. No entanto, em virtude de limitações tais como: custo, tempo, equipamentos, impossibilidade de reprodução de determinados eventos em laboratório, nem sempre é possível obter soluções satisfatórias para esses problemas. Dessa forma, com o avanço tecnológico e surgimento de computadores cada vez mais potentes, tem-se utilizado como alternativa a tais limitações o estudo do escoamento de fluidos por meio de simulações numéricas.

Tanto os métodos analíticos quanto os numéricos têm como objetivo a resolução de equações diferenciais, diferenciando-se apenas pela complexidade da equação em que cada método pode ser utilizado. Apesar dos métodos analíticos fornecerem soluções exatas, requerendo baixo tempo de computação, a desvantagem desse método é que, em muitos casos, para obtenção de soluções é necessário estabelecer simplificações que nem sempre representam de forma realística o fenômeno físico real. Por sua vez, os métodos numéricos possibilitam a resolução de problemas mais complexos praticamente sem restrições, de forma muito próxima ao problema real. Os métodos analíticos e experimentais podem ser utilizados para validação das soluções numéricas (MALISKA, 2004).

De acordo com Fortuna (2000), é comum as três técnicas, métodos numéricos, experimentais e teóricos, serem utilizadas em conjunto, dessa forma os resultados das simulações podem ser usados para nortear a escolha dos experimentos a serem realizados. Bem como as equações de novos modelos teóricos podem ser resolvidas numericamente, e os resultados comparados com experimentos, para validar esses novos modelos, por fim, pode-se

verificar se os resultados das simulações estão corretos, comparando-os com valores assintóticos previstos por análises teóricas.

As soluções numéricas podem ser obtidas por meio da dinâmica dos fluidos computacional (CFD - *Computational Fluid Dynamics*) que é um método computacional que possibilita o estudo de problemas relacionados com o fluxo de um fluido. Essa ferramenta fornece a possibilidade de resolver modelos matemáticos baseados em equações diferenciais, possibilitando a caracterização dos fenômenos envolvidos utilizando métodos numéricos de discretização. O CFD abrange os mais diversos fenômenos como escoamentos, aerodinâmica, processos químicos dentre outros.

Por meio do CFD, é possível obter informações a cerca das distribuições de velocidade, pressão e temperatura na região do escoamento. Esses dados podem ser utilizados para prever o comportamento de um produto, processo ou material em determinadas condições assumidas ou aferidas. Com base nos dados obtidos, pode-se otimizar o problema em estudo reduzindo custos e melhorando o desempenho (FORTUNA, 2000).

A simulação de escoamentos baseada em CFD também vem crescendo em aplicações biomédicas, por exemplo, durante a pandemia do COVID-19 que se disseminou, também, pelo Brasil no ano de 2020, foram realizadas pesquisas utilizando-se conhecimentos de CFD para a simulação de algumas situações de possível contágio através das gotículas provenientes da saliva humana. Além disso, o CFD tem sido bastante utilizada para o estudo do escoamento de fluidos no interior do organismo humano.

Considerando o tema abordado neste estudo, experimentos utilizando modelos cadavéricos, por exemplo, estão sujeitos à degradação da vértebra durante o experimento e variações na densidade óssea de vértebra para vértebra. Pequenas variações no posicionamento do implante podem afetar grosseiramente os resultados do teste do parafuso pedicular. Além disso, testar múltiplas variáveis em vértebras humanas torna-se exponencialmente demorado e caro com cada variável adicionada. A modelagem de elementos finitos permite que os problemas e a variabilidade que muitas vezes afetam os modelos humanos e animais sejam eliminados ou controlados (WANG *et al.*, 2014).

O método de solução mais comumente usado nos códigos de CFD é o Método dos Volumes Finitos. Neste método, a região de interesse é dividida em pequenas sub-regiões,

chamadas de volumes de controle. Todas as equações são discretizadas e resolvidas iterativamente para cada volume de controle levando em consideração a interface com os demais volumes vizinhos ao volume de análise na malha computacional. Como resultado, uma aproximação do valor de cada variável nos pontos específicos do domínio pode ser obtida. Dessa forma, é possível obter uma representação completa do comportamento do escoamento (SILVA, 2019).

2.8. Escoamento multifásico

O escoamento multifásico caracteriza-se pelo fluxo simultâneo de duas ou mais fases em um meio. Uma fase é uma região do espaço limitada por uma interface de espessura infinitesimal, que no seu interior a composição química é homogênea. O escoamento multifásico pode ser classificado de acordo com as fases envolvidas em: gás-líquido, gás-sólido, líquido-sólido e líquido-líquido (ROSA, 2012).

A modelagem matemática do escoamento multifásico possibilita, em geral, a obtenção de um modelo capaz de prever os fenômenos envolvidos no transporte desses fluidos. Na modelagem matemática usada para descrever o escoamento multifásico pode ser adotada duas abordagens: a Euleriana- Lagrangeana e a Euleriana- Euleriana.

A abordagem Euleriana-Lagrangeana resolve um sistema de equações de conservação (massa, quantidade de movimento, energia, etc.) para a fase contínua (aproximação Euleriana) e, com os campos de velocidades desta fase, são calculadas as forças exercidas sobre as partículas dispersas (bolhas, gotas ou partículas sólidas), a partir das quais são calculadas as trajetórias destas partículas (aproximação Lagrangeana) (SCHUTZ *et al.*, 2009).

Na abordagem Euleriana-Euleriana, todas as fases são resolvidas como contínuas, sendo que as equações médias de conservação de massa, momento e energia são resolvidas para todas as fases. Nessa abordagem, as interações partícula/partícula são levadas em consideração, ou seja, cada partícula (ou grupo de partículas) é simulada individualmente, o que a torna mais indicada para concentrações elevadas de partículas (SCHUTZ *et al.*, 2009).

Segundo Santos (2015), na abordagem Euleriana-Euleriana, as fases são matematicamente tratadas como contínuas e interpenetrantes, na qual o volume de uma fase não pode ocupar o volume de outra fase, sendo assim introduzido o conceito de fração volumétrica de fases. Neste caso, assume-se que a fração volumétrica é contínua, dependente

do espaço e do tempo, e a soma das frações volumétricas de todas as fases envolvidas deve ser igual a 1. A equação de conservação pode ser construída para cada fase, sendo similar para as fases em função da fração volumétrica.

Diferentes modelos são usados quando se considera a abordagem Euleriana-Euleriana no tratamento de um escoamento multifásico. Este estudo fará uso do Modelo de Volume de Fluido (VOF, do inglês *Volume of Fluid*).

2.8.1. Modelo de volume de fluido

O Modelo de Volume de Fluido (VOF) é aplicado quando dois ou mais fluidos imiscíveis são considerados e tem-se interesse em identificar e descrever a posição da interface entre os fluidos. Além disso, apenas uma equação de momento é solucionada para os fluidos, e a fração de volume em cada célula computacional é rastreada no domínio de estudo. Este modelo é comumente aplicado em fluxos de superfícies livres, preenchimento, movimentos de bolhas largas em líquidos, dentre outros (CHAVES, 2020).

As frações de volume das fases somam a unidade, em cada volume de controle. Desta forma, os campos para todas as variáveis e propriedades são compartilhados pelas fases e representam valores médios de volume, desde que a fração de volume de cada uma das fases seja conhecida em cada local. É possível concluir que as variáveis e propriedades em qualquer célula são puramente representativas de uma das fases ou representativas de uma mistura das fases, dependendo dos valores da fração de volume. Assim, sendo para a fração de volume do fluido q , denotada na célula como α_q , será possível obter três condições apresentadas (ANSYS, 2013), a seguir:

- $\alpha_q = 0$: a célula está vazia (para o fluido q);
- $\alpha_q = 1$: a célula está preenchida (para o fluido q);
- $0 < \alpha_q < 1$: a célula contém uma interface entre os fluidos (com relação ao fluido q).

O rastreamento das interfaces entre as fases é realizado pela solução da equação da continuidade (para uma ou mais fases) em cada célula computacional do volume de controle. A partir da solução da equação da continuidade para cada fase, é possível distribuir as frações

volumétricas e quantidade de movimento das fases em cada célula, tornando possível delimitar o comportamento de cada fase. Para a fase q , a equação da continuidade é escrita como:

$$\frac{1}{\rho_q} \left[\frac{\partial}{\partial t} (\alpha_q \rho_q) + \nabla \cdot (\alpha_q \rho_q \vec{v}_q) \right] = S_{\alpha_q} + \sum_{j=1}^n (\dot{m}_{jq} - \dot{m}_{qj}) \quad (2.1)$$

onde ρ_q é a densidade da fase q , α_q a fração volumétrica da fase q , \vec{v}_q o vetor velocidade da fase q , S_{α_q} o termo fonte para a fase q , relacionado à geração ou consumo, \dot{m}_{jq} corresponde a transferência de massa da fase j para fase q e \dot{m}_{qj} a transferência de massa da fase q para fase j .

A equação da fração de volume não será resolvida para a fase primária. A fração de volume da fase primária será calculada com base na restrição dada pela Equação 2.2. Esta equação pode ser resolvida por meio de formulação implícita ou explícita:

$$\sum_{q=1}^n \alpha_q = 1. \quad (2.2)$$

A maioria dos escoamentos que utilizam a modelagem VOF são simulados de forma transiente, ou seja, ao longo do tempo.

O modelo VOF pode incluir os efeitos da tensão superficial ao longo da interface entre as fases. Assim, é possível especificar um coeficiente de tensão superficial como uma constante ou como uma função (ANSYS FLUENT, 2013). Neste estudo foi utilizado o modelo de força de superfície contínua (CSF), este modelo adiciona a tensão superficial ao cálculo VOF resultando em um termo fonte na equação do momento.

2.9. Escoamento de fluidos em meios porosos

Meios porosos são materiais que contém espaços vazios entre os elementos sólidos de sua composição, por exemplo, esponjas, tijolos, areias, cascalhos, etc. O fluido atravessa o meio poroso através dos vazios existentes entre as partículas, porém em muitos materiais porosos os espaços vazios não possuem interconexões, o que impossibilita o escoamento de fluidos através deles, por exemplo, uma caixa de isopor. Por outro lado, uma pilha de areia tem seus poros interconectados, de modo que os fluidos podem atravessá-los facilmente. Os materiais cujos

poros não estão ligados entre si, são descritos como impermeáveis e aqueles com poros interconectados como permeáveis (FRANCIS, 1980).

Um parâmetro importante de um meio poroso é a porosidade. A porosidade é um parâmetro que varia de 0 a 1 e estabelece quão “vazio” é o espaço. Matematicamente, a porosidade é definida como sendo a razão entre o volume de vazios e o volume total do sólido ou do meio. Quanto mais poroso o meio, maior a quantidade de espaços vazios presentes nele. Um outro parâmetro importante no meio poroso é a permeabilidade que determina como os poros estão interconectados, formando canais. Alta porosidade não significa necessariamente um bom escoamento, pois, se os poros não estiverem interconectados não haverá escoamento algum. Quanto maior a permeabilidade do meio, maior a facilidade que o fluido terá em seu escoamento (JUSTINO e FARIAS NETO, 2018).

O escoamento em meios porosos tem importantes aplicações em diversas áreas, como na indústria de petróleo, biomecânica, engenharia agrícola, civil, etc. Dentre as aplicações pode-se citar recuperação de gás e petróleo, migração de fertilizantes em solos, processos de separação, preparação de cimentos, etc. As condições de escoamento em meios porosos dependem do tipo de partículas, da forma e dimensões dos elementos que compõem o meio (FRANÇA, 2000). Dessa forma, existe uma necessidade de melhorar a compreensão dos fenômenos envolvidos no escoamento em meios porosos a fim de otimizar esses processos.

2.10. Equações que modelam o escoamento

As principais equações que modelam os problemas de CFD são as de conservação de massa, momento e energia. No entanto, dependendo da física analisada no problema, equações ou termos adicionais podem ser inseridos para que a solução do sistema se aproxime da realidade. De modo geral, pode-se dizer que escoamentos de fluidos são descritos pelas equações de Navier-Stokes.

Essas equações podem ser deduzidas da lei de conservação de massa (equação da continuidade), conservação de momento (segunda lei de Newton) e conservação de energia (primeira lei da termodinâmica). No entanto, nem todas estas leis são utilizadas ao mesmo tempo para a solução de um problema. Por exemplo, para um fluido em meio poroso com taxa de dissipação baixa, supõe-se que a temperatura é constante e não se leva em conta a equação que descreve o fluxo de calor (energia) (OLIVEIRA, 2009).

As equações que regem escoamentos em geral são definidas a seguir.

a) Equação da continuidade

O princípio da conservação de massa no volume de fluido diz que a taxa de aumento de massa no volume deve ser igual ao fluxo de massa através do volume.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla(\rho \vec{U}) = 0 \quad (2.3)$$

onde ρ é a densidade e \vec{U} a velocidade.

b) Equação de momento

A conservação de momento está baseada na Segunda Lei de Newton, que diz que a taxa de variação do momento da partícula no tempo é igual ao somatório de forças.

$$\frac{\partial(\rho \vec{U})}{\partial t} + \nabla(\rho \vec{U} \otimes \vec{U}) = -\nabla p + \nabla \tau + S_M \quad (2.4)$$

onde S_M representa a fonte de momento linear e τ o tensor de stress definido por:

$$\tau = \mu(\nabla \vec{U} + (\nabla \vec{U})^T - \frac{2}{3} \delta \nabla \vec{U}). \quad (2.5)$$

2.11. Índice de convergência de malha

As simulações numéricas são sujeitas a incertezas e erros, dessa forma faz-se necessário à aplicação de uma metodologia que possibilite validar e verificar os resultados obtidos a fim de garantir sua confiabilidade.

Os erros podem surgir de três maneiras em uma simulação fluidodinâmica: dos dados de entrada, de aproximações feitas no modelo matemático e na solução numérica das equações de Navier-Stokes, sendo que o último tipo, em geral, pode ser proveniente de malhas com pouco refinamento. Os erros de incerteza numérica não podem ser evitados, porém podem ser minimizados. O método mais utilizado para minimizar os erros provenientes de incerteza numérica é o refinamento de malhas (PAUDEL e SAENGER, 2017).

De acordo com Fortuna (2000), pesquisas em CFD buscam soluções numéricas que sejam independentes da malha, ou seja, quando a malha é refinada, a solução não se altera, dentro de um critério de tolerância. Assim, para realizar o estudo de dependência de malha

pode-se adotar a metodologia de verificação proposta por Roache (1994), que descreve um método denominado Índice de Convergência de Malha (ICM). Este método prevê uma abordagem objetiva para quantificação da incerteza quanto a convergência de malha.

O índice de convergência de malha (*Grid Convergence Index*) é um método baseado na generalização de Richardson que envolve comparação de soluções discretas em dois intervalos de malhas diferentes. O ICM é definido como uma porcentagem de erro e fornece uma estimativa quando a solução numérica está convergindo para a solução exata. Este índice fornece um percentual da diferença entre o valor computado e o valor assintótico. Valores pequenos desse índice indicam que a solução está na região assintótica. Segundo Karatekin (1997), se o valor deste índice não for superior a 10%, pode-se garantir que a solução se encontra no intervalo assintótico.

Para determinar o índice de convergência de malha e quantificar as incertezas em relação aos erros de discretização, tendo como objetivo escolher a melhor malha que não interfira nos resultados obtidos, determina-se, inicialmente, um tamanho representativo de malha h , dado pela Equação 2.6.

$$h = \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta V_i \right]^{\frac{1}{3}} \quad (2.6)$$

onde N é o número de elementos da malha utilizada para o cálculo computacional e ΔV_i é o volume ocupado pelo elemento i .

Adotam-se três malhas, de modo que o refinamento das malhas seja feito sistematicamente, onde $h_1 < h_2 < h_3$, a razão de refino das malhas $r_{21} = h_2/h_1$ e $r_{32} = h_3/h_2$ deve ser maior que 1,3. Como as razões de refinamento diferem, a ordem de convergência é calculada usando a razão de refinamento entre a malha mais fina e a malha intermediária e entre a malha intermediária e a mais grosseira.

A ordem de convergência p , ou ordem aparente, é calculada com o auxílio das Equações 2.7, 2.8 e 2.9 a seguir:

$$p = \frac{1}{\ln(r_{21})} |\ln|\varepsilon_{32}/\varepsilon_{21}| + q(p)| \quad (2.7)$$

$$q(p) = \ln \left(\frac{r_{21}^p - s}{r_{32}^p - s} \right) \quad (2.8)$$

$$s = 1. \text{sign}(\varepsilon_{32}/\varepsilon_{21}) \quad (2.9)$$

onde $\varepsilon_{32} = \phi_3 - \phi_2$, $\varepsilon_{21} = \phi_2 - \phi_1$ e ϕ_1, ϕ_2, ϕ_3 sendo os resultados de uma dada variável para as respectivas malhas. Note que se r_{21} e r_{32} são iguais e constantes então $q(p) = 0$. Para verificar a convergência da solução, de acordo com Paudel e Saenger (2017), determina-se o valor da constante C definida pela Equação 2.10. Assim, se $0 < C < 1$ indica que a convergência é monotônica, $C < 0$ indica convergência oscilatória e $C > 1$ indica divergência da solução.

$$C = \frac{\phi_1 - \phi_2}{\phi_2 - \phi_3}. \quad (2.10)$$

As soluções extrapoladas são determinadas de acordo com a Equação 2.11 e 2.12.

$$\phi_{ext}^{21} = \frac{r_{21}^p \phi_1 - \phi_2}{r_{21}^p - 1}. \quad (2.11)$$

$$\phi_{ext}^{32} = \frac{r_{32}^p \phi_1 - \phi_3}{r_{32}^p - 1}. \quad (2.12)$$

O erro relativo aproximado entre as malhas é então determinado de acordo com as Equações 2.13 e 2.14.

$$e_a^{21} = \left| \frac{\phi_1 - \phi_2}{\phi_1} \right| \quad (2.13)$$

$$e_a^{32} = \left| \frac{\phi_2 - \phi_3}{\phi_2} \right|. \quad (2.14)$$

Logo, os Índices de Convergência de Malha são determinados utilizando as Equações 2.15 e 2.16, a seguir:

$$\text{ICM}_{21} = \frac{1,25e_a^{21}}{r_{21}^p - 1} \quad (2.15)$$

$$\text{ICM}_{32} = \frac{1,25e_a^{32}}{r_{32}^p - 1}. \quad (2.16)$$

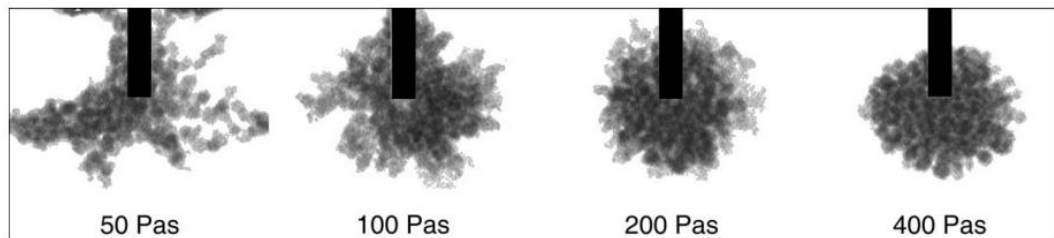
Um aspecto importante na utilização dessa metodologia de verificação é determinar se um par de malhas representa uma sequência de refinamentos válidos para um estudo de dependência de malha, ou seja, garantir que as malhas estejam dentro do intervalo assintótico. Desta forma, Roache (1994) afirma que casos em que a solução exata não é conhecida, a fórmula dada pela Equação 2.17 indica que o intervalo assintótico foi atingido.

$$ICM_{32} \simeq r^p ICM_{21}. \quad (2.17)$$

2.12. Distribuição de cimento ósseo em vértebras

A distribuição do cimento ósseo na vértebra foi observada no trabalho de Loeffel *et al.* (2008), a Figura 2.15, exibe as plumas de cimento ósseo resultantes para diferentes viscosidades de cimento consideradas.

Figura 2.15 - Perfil de espalhamento obtido por Loeffel *et al.* (2008)



Fonte: Loeffel *et al.* (2008).

Baroud *et al.* (2006), indicam que, idealmente, quando o cimento ósseo é injetado em um corpo vertebral, ele deve se espalhar como uma única nuvem em expansão uniforme. Por outro lado, o cimento não deve divergir e formar estruturas como os “dedos de uma luva”. A propagação desses dedos é muito mais rápida e mais difícil de prever e controlar do que a propagação de uma nuvem uniforme. Dessa forma, pode-se observar que quando o cimento é injetado com uma viscosidade de 50 Pa.s, é observado a formação de estruturas como os “dedos de uma luva”, já a partir de 100 Pa.s, o espalhamento tende a ser mais uniforme.

Para descrever quantitativamente o padrão de espalhamento do cimento ósseo no interior da vértebra, Loeffel *et al.* (2008) utilizaram dois indicadores, a circularidade (*Circ*), dada pela Equação 2.18, e a distância média de espalhamento do cimento (*MCSD*), definida pela Equação 2.19.

A circularidade é uma medida de compacidade que é calculada comparando a área A_S e o perímetro P_S de uma forma S com o perímetro P_C de um círculo com a mesma área que S .

$$Circ = \frac{2\sqrt{\pi A_s}}{P_s} = \frac{P_c}{P_s} \quad 2.18$$

Uma forma perfeitamente circular tem uma circularidade 1, enquanto o indicador se aproxima de 0 para contornos cada vez mais alongados. A circularidade é um identificador invariante de tamanho, por exemplo, a circularidade de um círculo é sempre 1, independente do seu tamanho.

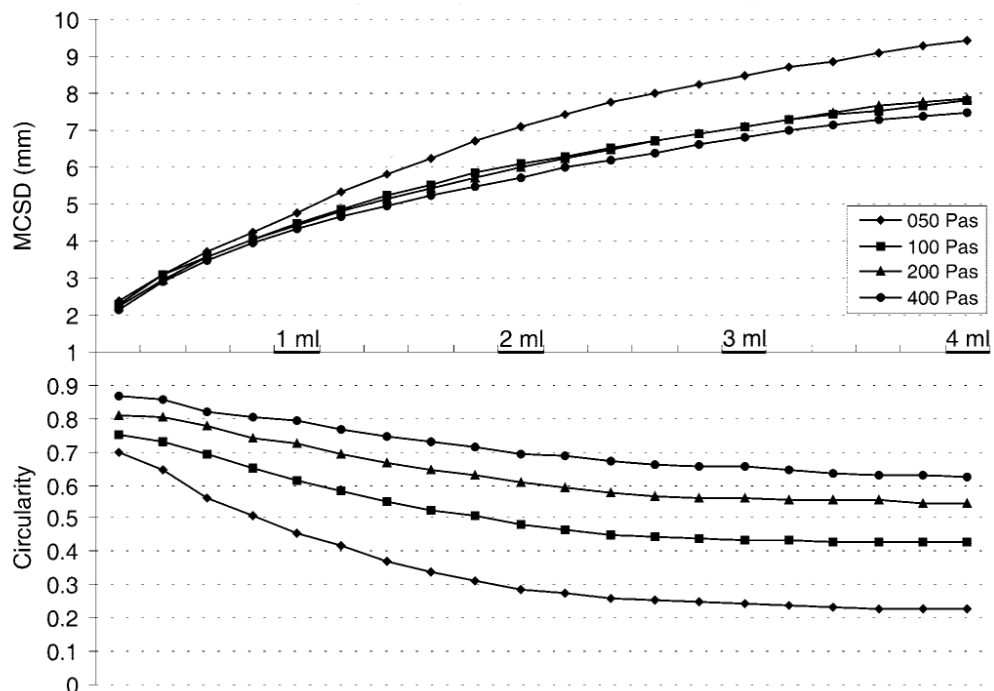
A distância média de espalhamento do cimento é obtida calculando a distância euclidiana média de todos os pontos $P_i = (p_x, p_y)$ preenchido com cimento até a origem da injeção $O = (o_x, o_y)$, a ponta do parafuso.

$$MCSD = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sqrt{(p_x - o_x)^2 + (p_y - o_y)^2} \quad 2.19$$

para todo P_i preenchido com cimento.

Na Figura 2.16 estão representados os resultados obtidos por Loeffel *et al.* (2008) para a distância de espalhamento e circularidade do cimento.

Figura 2.16 - Efeito da viscosidade na distância de espalhamento e circularidade do cimento



Fonte: Loeffel *et al.* (2008).

Os autores observaram que com o aumento da viscosidade, a distância média de espalhamento diminui, enquanto a circularidade da pluma de cimento aumenta ao longo da

injeção. Também é possível perceber que quando o cimento é injetado a 50 Pa.s, há uma maior discrepância na circularidade comparado ao cimento injetado a 400 Pa.s, isso acontece justamente pelo fato de que o cimento menos viscoso formou estruturas como os “dedos de uma luva”, apresentando um aspecto menos circular. Por outro lado, esse comportamento acarreta uma maior distância de espalhamento do cimento.

Desse modo, a utilização destes dois indicadores *MCS*D e circularidade possibilita a obtenção de uma maior previsibilidade do padrão de espalhamento de cimento ósseo na vértebra.

Para obtenção da viscosidade de PMMA consideradas no experimento, Loeffel *et al.* (2008) utilizaram um dispositivo de injeção assistido por computador para verificar a viscosidade do cimento. Em um ambiente clínico, alterar o tempo entre a mistura do cimento e o início da injeção modifica a viscosidade do cimento ósseo. Os autores relataram que a variação no tempo de cura para o PMMA atingir 100 Pa.s foi surpreendentemente grande, durou de 6 minutos e 30 segundos a 7 minutos e 45 segundos após a mistura.

Segundo Baroud *et al.* (2006), quando o cimento é injetado 5 a 7 minutos após a mistura há uma alta probabilidade de ocorrência de vazamento do cimento, caso no corpo vertebral exista a presença de um caminho de menor resistência causado por irregularidades na estrutura vertebral, como vasos sanguíneos ou danos a casca vertebral, que pode ser causado por uma fratura, por exemplo. Baroud *et al.* (2006), ainda relataram que, quando a injeção ocorre mais de 7 minutos após a mistura, é observado vazamento moderado ou nenhum vazamento. No entanto, apesar do cimento de alta viscosidade parecer estabilizar o fluxo de cimento, as forças necessárias para a injeção do cimento de alta viscosidade podem se aproximar ou exceder o limite físico humano das forças de injeção. Além disso, Loeffel *et al.* (2008), levantaram a hipótese de que a viscosidade excessiva pode destruir a estrutura trabecular.

Loeffel *et al.* (2008), apontaram que o tempo desde a mistura e o início da injeção não é uma base confiável para a previsão da viscosidade, pois vários fatores, como condições de armazenamento, métodos de mistura e temperatura ambiente, influenciam no comportamento de cura. Portanto, a utilização de instrumentos que forneçam medições de viscosidade na sala de cirurgia antes da injeção, pode fornecer um meio simples de reduzir o risco de vazamento de cimento.

Capítulo 3

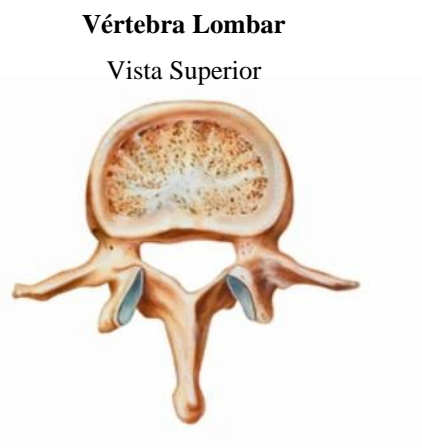
Este capítulo apresenta as etapas de construção da geometria representativa da vértebra bidimensional e tridimensional, geração da malha numérica sobre o domínio computacional, condições iniciais e de contorno, análise de algumas métricas para avaliação da qualidade da malha e descrição do modelo matemático implementado.

3. METODOLOGIA

A pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Pesquisa em Fluidodinâmica e Imagem (LPFI) do Departamento de Engenharia Química e no Laboratório Computacional de Térmica e Fluidos (LCTF) do Departamento 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, como a ilustrada na Figura 3.1.

Figura 3.1 - Imagem característica da terceira vértebra lombar



Fonte: Adaptado de Hansem (2019).

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 e tridimensional 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.

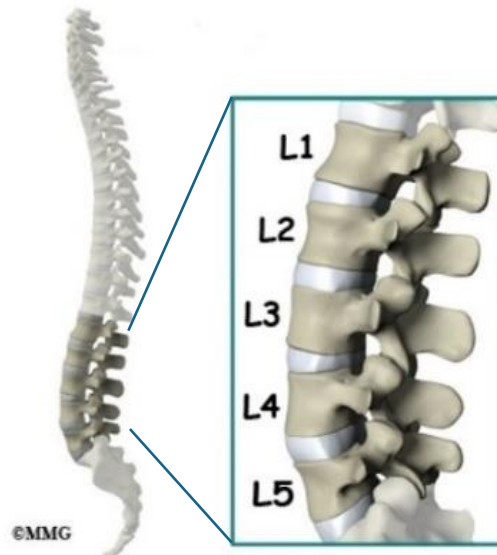
3.1. Domínio computacional bidimensional

A construção da geometria 2D 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 (Tabela 7.1 da Seção Apêndice) utilizando o aplicativo computacional *Grapher* 8 da *Golden Software*, adotando os mesmos critérios utilizados por Justino e Farias Neto (2018). Foi utilizado como cimento ósseo

para a realização das simulações o PMMA (Poli-Metacrialto 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 (Figura 3.2).

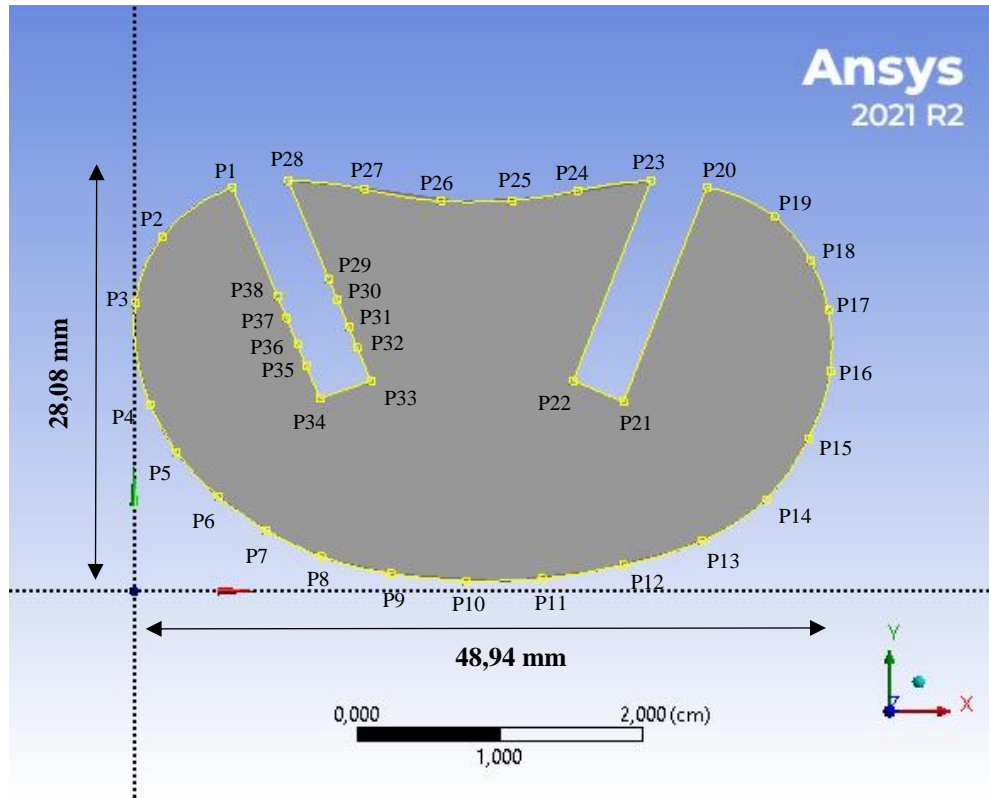
Figura 3.2 - Localização da vértebra lombar L3



Fonte: Adaptado de Eorthopod [s.d.].

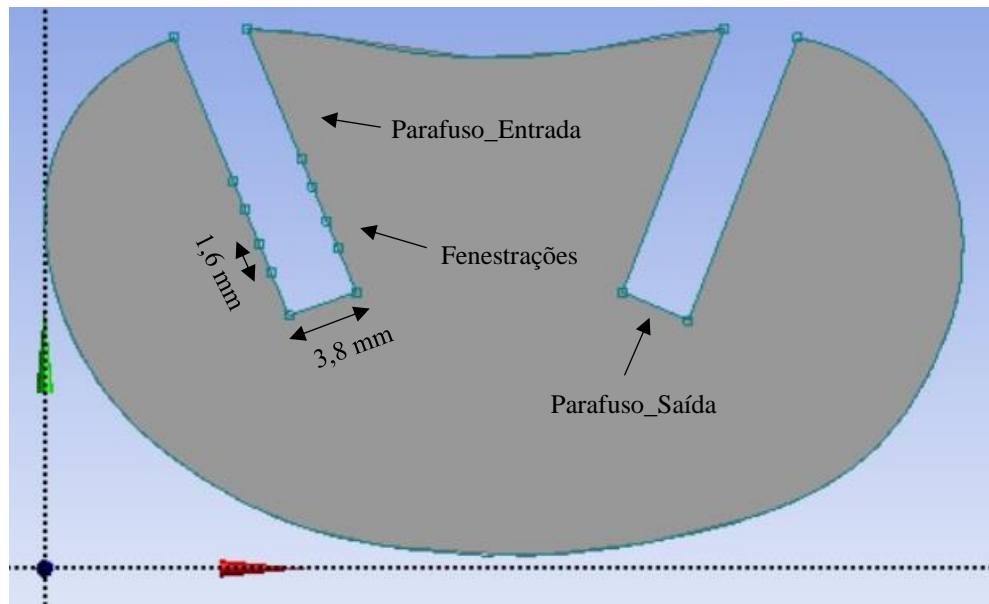
Na Figura 3.3 está representada a forma geométrica do corpo vertebral em um domínio bidimensional com comprimento e altura iguais a 48,94 e 28,08 mm, respectivamente. Antes de realizar a confecção da malha computacional, algumas modificações foram feitas tais como os furos do parafuso fenestrado e a inserção de 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 vertebra tende a comprimir-se, aumentando a pressão interna de maneira progressiva. Na Figura 3.4, são mostrados os diâmetros dos orifícios através dos quais o cimento ósseo será 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 no trabalho de Vendrame (2008).

Figura 3.3 - Representação do domínio computacional 2D referente ao corpo vertebral e suas respectivas dimensões



Fonte: A autora (2022).

Figura 3.4 – Diâmetros dos orifícios dos parafusos



Fonte: A autora (2022).

3.2. Geração da 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, foram criadas três malhas, com diferentes refinamentos para se obter uma boa distribuição dos elementos sobre o domínio de estudo. Foi realizada a análise da qualidade da malha, utilizando 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.

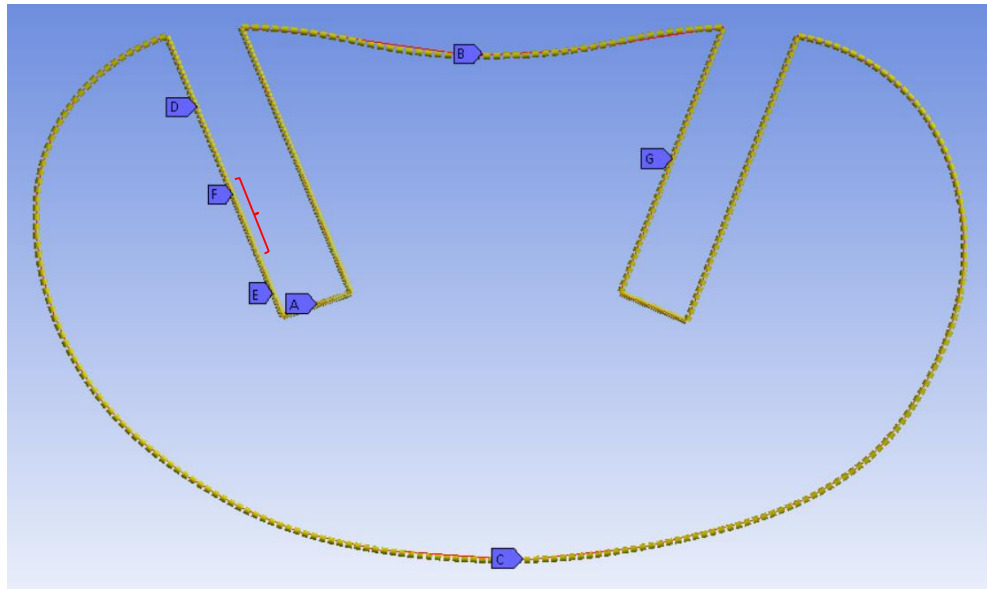
As três malhas criadas são representadas por M1 (mais refinada), M2 (intermediária) e M3 (menos refinada) onde foram estabelecidos alguns critérios para as suas configurações. Foram utilizadas as razões de refino entre as malhas M1 e M2 de 1,5, e entre as malhas M2 e M3 igual a 1,9, estes valores estão conforme o proposto por Roache (1994). As malhas foram geradas utilizando-se elementos quadriláteros, uma vez que estes reduzem os erros numéricos, além disso é possível gerar uma malha de boa qualidade com poucos elementos (ANSYS INC, 2016). Em seguida, foi utilizada a ferramenta *Sizing*, no qual foi definido o parâmetro de entrada para o tamanho do elemento, onde foi aplicado nas três malhas um *Edge sizing* na fronteira da geometria com números de divisões, conforme Tabela 3.1 e Figura 3.5.

Tabela 3.1 – Número de divisões do *Edge sizing*

Localização	Número de divisões
A	30
B	50
C	200
D	30
E	15
F	10
G	40

Fonte: A autora (2022).

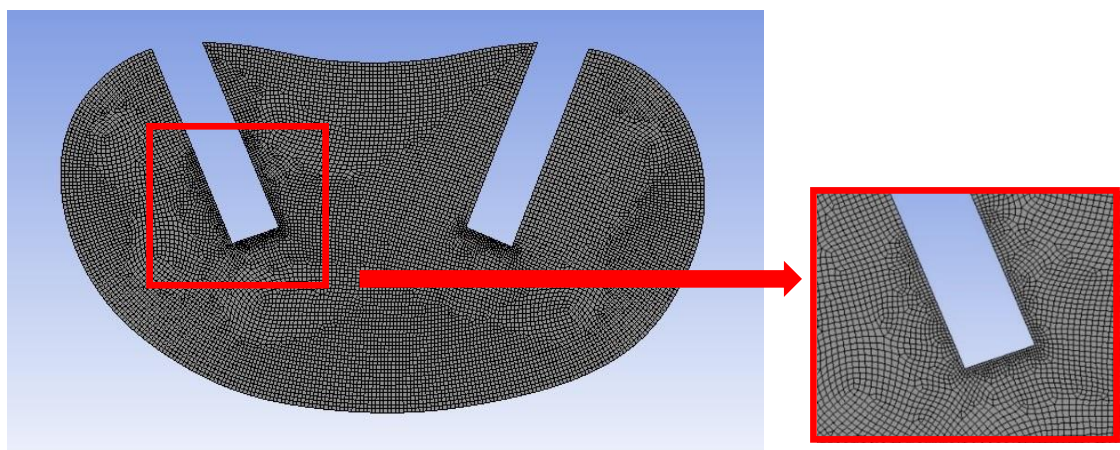
Figura 3.5 - Edge sizing aplicado na fronteira da geometria



Fonte: A autora (2023).

Também foi aplicado um *face sizing* e 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. 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 3.6, é possível observar alguns detalhes da malha composta por elementos quadriláteros com a presença de um maior refinamento no parafuso de entrada.

Figura 3.6 - Malha com refinamento no parafuso de entrada



Fonte: A autora (2022).

3.3. Qualidade da malha

Ter uma malha de boa qualidade significa que critérios de qualidade da malha estão dentro de uma faixa aceitável, onde detalhes importantes da geometria são bem capturados. Se a malha não for de boa qualidade pode ocasionar dificuldades de convergência ou fornecer resultados que não condizem com a realidade do problema. Por isso, é necessário a utilização de alguns métodos de verificação da qualidade da malha.

O ANSYS *Mesh* disponibiliza várias métricas para avaliação da qualidade da malha gerada, algumas delas são, *skewness*, *orthogonal quality* e *element quality*. O parâmetro *skewness* informa o quanto o elemento da face está distorcido em relação a um elemento padrão ou normalizado, então, quanto maior o valor de assimetria mais a malha está distorcida, podendo variar de 0 a 1, sendo o zero representado como ideal. A métrica *orthogonal quality* avalia o quanto o ângulo do elemento gerado na malha está próximo do ângulo tido como ideal, neste caso 60° para elementos de face triangular e 90° para elementos de face quadrilateral, a métrica varia de 0 a 1, sendo 1 o melhor valor para a ortogonalidade média dos elementos. O critério *element quality* fornece uma métrica de qualidade cujo princípio é a razão entre o volume dividido pelo comprimento de uma aresta do elemento, onde seu valor varia de 0 a 1, sendo 1 indicado por um quadrado ou um cubo perfeito, enquanto 0 indica um elemento que possui volume zero ou negativo (ANSYS INC, 2016).

Uma malha de baixa qualidade pode gerar erros numéricos que dificultam ainda mais a convergência do sistema. Assim, uma das dificuldades durante a criação da malha é construir uma malha que seja refinada o suficiente para dar bons resultados, mas grossa o suficiente para rodar sem necessitar de grandes recursos computacionais.

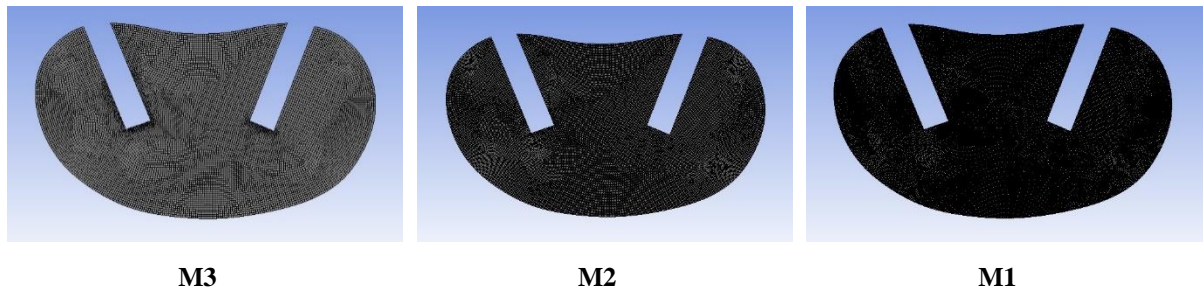
As estatísticas das métricas foram obtidas diretamente no MESH, onde foi gerada a malha e realizada sua avaliação. Com a opção *Quality* foi efetuada a avaliação dos critérios *skewness*, *orthogonal quality* e *element quality*, e a partir dessas métricas foi analisado o quão viável é a utilização de cada malha. Na Tabela 3.2, pode-se observar parâmetros das malhas utilizadas tais como, o número de nós e de elementos estabelecidos durante sua geração.

Tabela 3.2 - Número de nós e elementos das malhas 2D

Malha	Número de nós	Número de elementos
M1	104894	104054
M2	47313	46744
M3	12832	12509

Fonte: A autora (2022).

O tempo de simulação para cada uma das malhas geradas foi em torno de 4 horas para a malha M3, 7 horas para a malha M2 e 12 horas para a malha M1. Na Figura 3.7, pode-se observar as três malhas M1, M2 e M3 utilizadas nas simulações.

Figura 3.7 - Malhas M3, M2 e M1

Fonte: A autora (2022).

Nas Tabelas 3.3, 3.4 e 3.5 tem-se a média, desvio padrão e qualidade do elemento de cada métrica avaliada segundo os critérios de qualidade da malha.

Tabela 3.3 - Métrica de *skewness*

Malha	Média dos elementos métricos	Desvio padrão	Qualidade do elemento
M1	0,059	0,077	Excelente
M2	0,063	0,079	Excelente
M3	0,084	0,093	Excelente

Fonte: A autora (2022).

Em *skewness*, observa-se que o melhor valor obtido foi para a malha M1, pois, quanto menor o valor de assimetria menos a malha está distorcida em relação a um elemento padrão.

Tabela 3.4 - Métrica de *orthogonal quality*

Malha	Média dos elementos métricos	Desvio padrão	Qualidade do elemento
M1	0,990	0,023	Excelente
M2	0,990	0,024	Excelente
M3	0,987	0,026	Excelente

Fonte: A autora (2022).

Em *orthogonal quality*, foi observado resultados semelhantes para as malhas M1 e M2, no entanto, a malha M1 ainda apresentou melhor resultado. Os valores obtidos indicam que a forma geométrica na qual elas estão dispostas atende aos critérios do ângulo tido como ideal para o elemento, 90° para os elementos da malha de face quadrilateral.

Tabela 3.5 - Métrica de *element quality*

Malha	Média dos elementos métricos	Desvio padrão	Qualidade do elemento
M1	0,947	0,070	Muito bom
M2	0,943	0,071	Muito bom
M3	0,924	0,084	Muito bom

Fonte: A autora (2022).

Em *element quality* o melhor resultado foi obtido pela malha M1. Esse critério indica a qualidade da malha em relação a um quadrado perfeito.

3.4. 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 com geometria de duas dimensões (2D), 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 3.1 e 3.2 representam as equações de conservação de massa e de quantidade de movimento e se reduzem a:

$$\frac{\partial(\rho\gamma)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho K \vec{U}) = 0. \quad (3.1)$$

$$\frac{\partial(\rho\gamma\vec{U})}{\partial t} + \nabla \cdot [\rho(K\vec{U}) \otimes \vec{U}] - \nabla \cdot \left[\mu_e K \left[\nabla\vec{U} + (\nabla\vec{U})^T \right] \right] = \gamma S_M - \gamma \nabla\rho + \vec{F} \quad (3.2)$$

onde μ_e é a viscosidade efetiva. S_M corresponde ao termo fonte de momento no meio poroso dado pelas Equações 3.3, 3.4 e 3.5.

$$S_{M,x} = -\frac{\mu}{K_{perm}} \vec{U}_x. \quad (3.3)$$

$$S_{M,y} = -\frac{\mu}{K_{perm}} \vec{U}_y. \quad (3.4)$$

$$S_{M,z} = -\frac{\mu}{K_{perm}} \vec{U}_z. \quad (3.5)$$

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 3.6

$$\vec{F} = \sigma \frac{\rho k \nabla \alpha}{\frac{1}{2}(\rho_1 + \rho_2)} \quad (3.6)$$

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

O efeito da tensão superficial entre os fluidos é incluído no modelo VOF. Neste trabalho, 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 da Equação 3.6. 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 rastreo 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 3.7.

$$\frac{1}{\rho_q} \left[\frac{\partial}{\partial t} (\alpha_q \rho_q) + \nabla \cdot (\alpha_q \rho_q \vec{v}_q) \right] = 0. \quad (3.7)$$

A equação da fração volumétrica é resolvida com base na restrição estabelecida pela Equação 3.8.

$$\sum_{q=1}^n \alpha_q = 1. \quad (3.8)$$

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 3.6.

Tabela 3.6 - 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 na Quadro 3.1.

Quadro 3.1 - 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	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 Pressure = PRESTO! Momentum = Second Order Upwind Volume Fraction = Compressive Transient Formulation = First Order Implicit</i>
Passo de tempo	0,1 s
Loops para cada iteração	100
Tempo total de inserção simulado	120 s

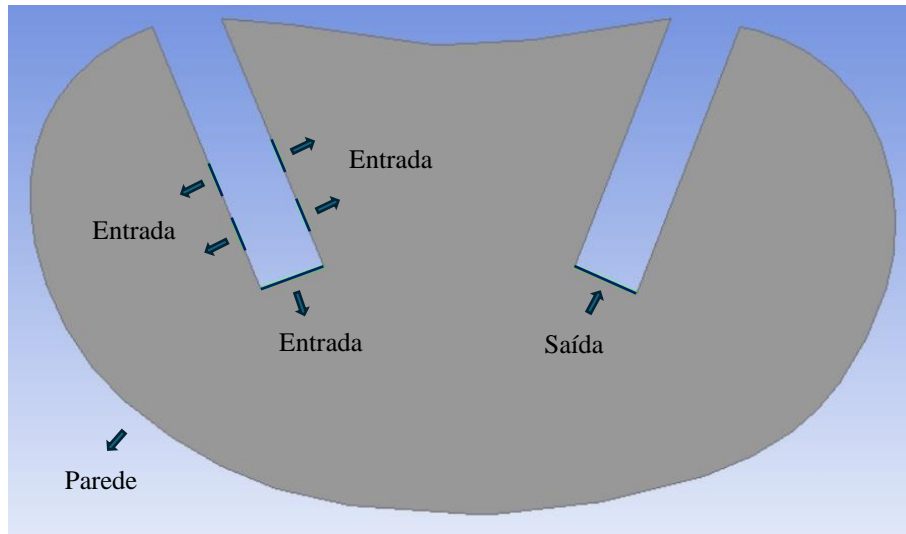
Fonte: A autora (2022).

3.5. 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.

As condições de contorno no domínio de estudo foram definidas sobre as fronteiras como ilustradas na Figura 3.8.

Figura 3.8 - Condições de contorno nas fronteiras



Fonte: A autora (2022).

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 foram utilizadas duas condições, de acordo com o caso avaliado, as quais estão especificadas no Quadro 3.2. Deste modo, em alguns casos foi utilizada a condição de entrada *pressure inlet*, onde foi considerada a pressão determinada pela expressão dada pela Equação 3.9

$$P = 3,2803t + 3,9512 \quad (3.9)$$

onde P é a pressão em MPa em um intervalo de tempo t de 5 *min*. A Equação 3.9 foi obtida a partir do gráfico de comparação da pressão determinada numericamente e analiticamente por Baroud e Yahia (2004), que propôs um modelo reológico para descrever o comportamento do fluxo de PMMA. Em outros casos, foi utilizada como condição de entrada a opção *mass flow inlet* com vazões mássicas adotadas como descrito no Quadro 3.2.

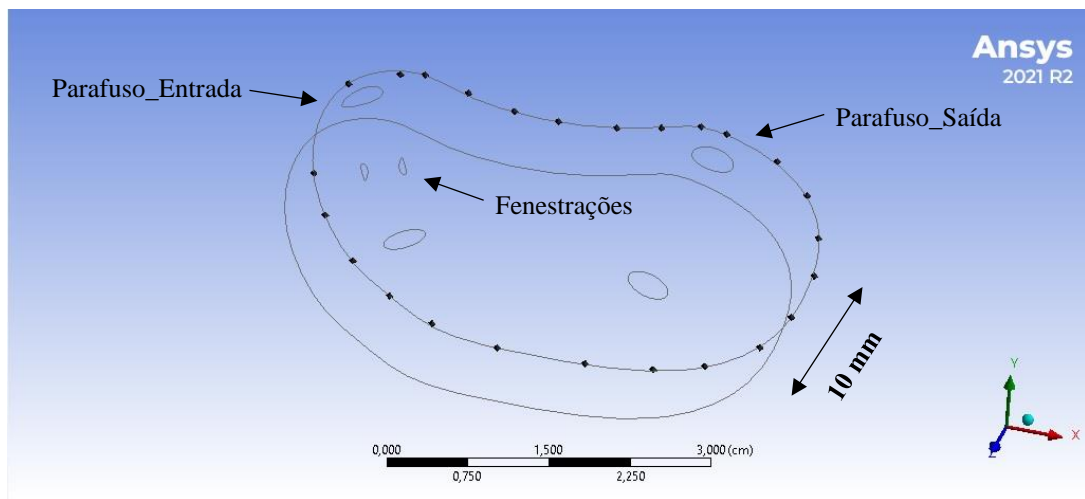
O PMMA é injetado gradativamente, a simulação é conduzida sob regime transiente, o fluxo de cimento através do parafuso foi simulado durante um período de 120 segundos com base no estudo de Baroud e Yahia (2004).

Os casos simulados inicialmente foram utilizados para realizar o estudo do Índice de Convergência de Malhas (ICM). Para realizar a simulação desses casos considerou-se parafusos canulados sem fenestrações conforme o parafuso utilizado no estudo de Justino e Farias Neto (2018) para que fosse possível realizar uma comparação visual do espalhamento do cimento.

3.6. Domínio computacional tridimensional

Com o intuito de avaliar a aplicabilidade do modelo matemático proposto na análise bidimensional em casos com domínio tridimensional, foi construída, a partir da geometria bidimensional (Figura 3.3), uma geometria 3D com espessura de 10 mm, conforme ilustrado na Figura 3.9.

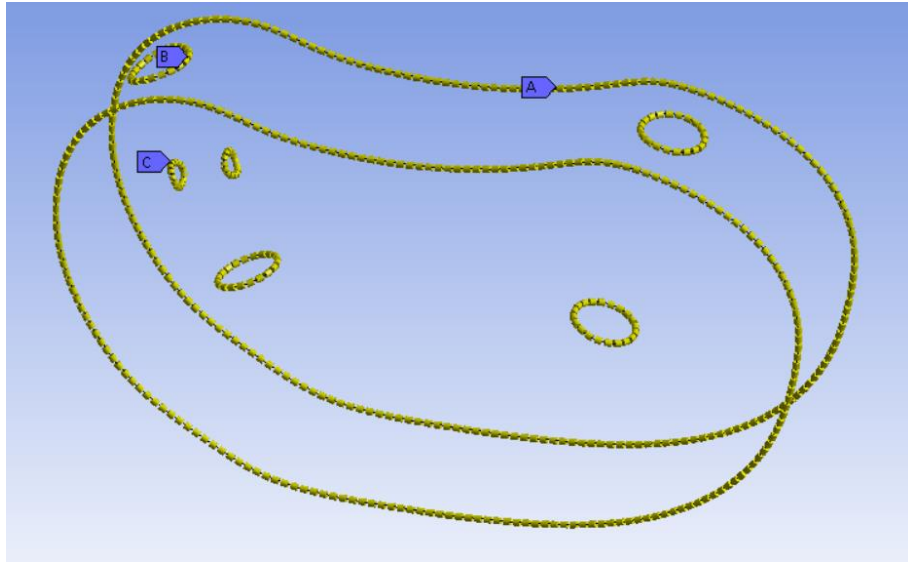
Figura 3.9 - Representação do domínio computacional 3D



Fonte: A autora (2024).

Assim como no caso 2D, foram criadas três malhas M1, M2 e M3 com razões de refino entre as malhas M1 e M2 de 1,6, e entre as malhas M2 e M3 igual a 1,4, tais valores estão em conformidade com o proposto por Roache (1994). As malhas foram geradas utilizando-se elementos tetraédricos. Em seguida, utilizando-se a ferramenta *Sizing*, foi definido o parâmetro de entrada para o tamanho do elemento, onde foi aplicado nas três malhas um *Edge sizing* com os seguintes números de divisões: (A) 200, (B) 20 e (C) 15 (Figura 3.10).

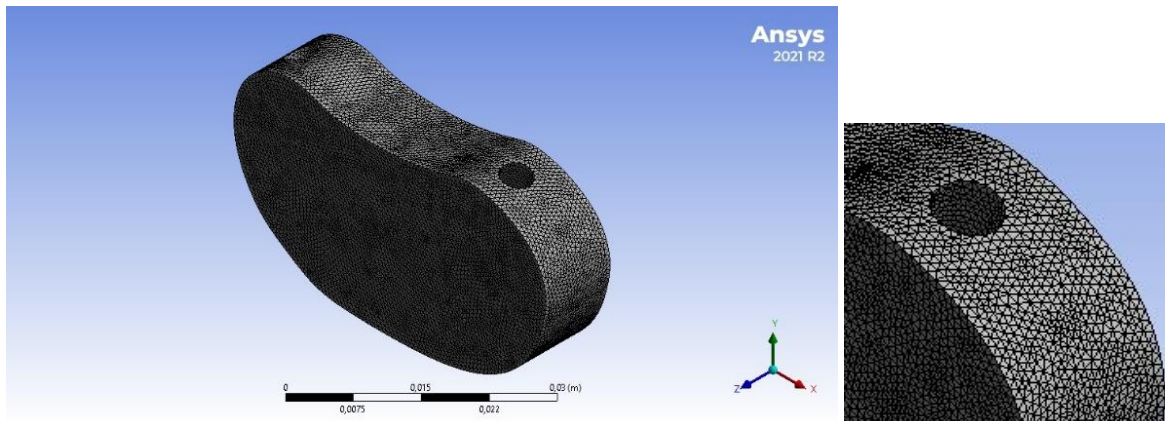
Figura 3.10 - Edge sizing aplicado na geometria 3D



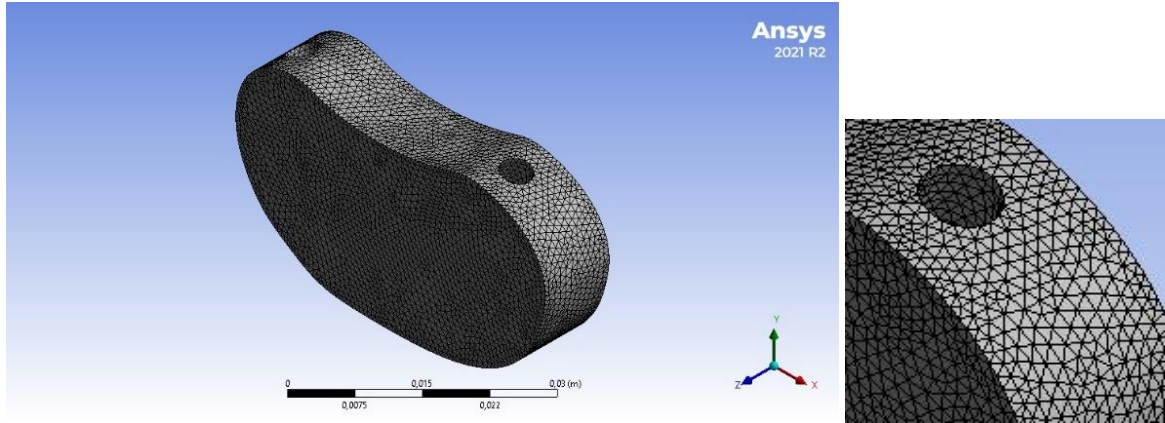
Fonte: A autora (2024).

Também foi aplicado um *face sizing* e 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 das malhas confeccionadas são apresentados na Figura 3.11.

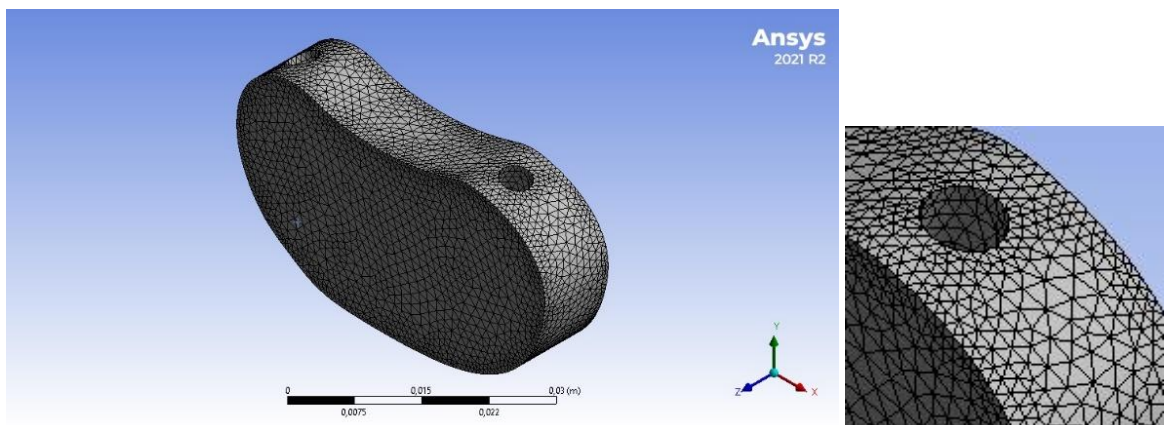
Figura 3.11 – Malhas geradas para a geometria 3D e detalhes das malhas (a) M1, (b) M2, (c) M3



(a) M1



(b) M2



(c) M3

Fonte: A autora (2024).

Para analisar o quão viável é a utilização de cada malha, efetuou-se a avaliação dos critérios *skewness*, *orthogonal quality* e *element quality*. Na Tabela 3.7, pode-se observar parâmetros das malhas 3D utilizadas tais como, o número de nós e de elementos estabelecidos.

Tabela 3.7 - Número de nós e elementos das malhas 3D

Malha	Número de nós	Número de elementos
M1	907934	656785
M2	233401	164433
M3	84855	56543

Fonte: A autora (2022).

Nas Tabelas 3.8, 3.9 e 3.10 tem-se a média, desvio padrão e qualidade do elemento de cada métrica avaliada segundo os critérios de qualidade da malha.

Tabela 3.8 - Métrica de *skewness* 3D

Malha	Média dos elementos métricos	Desvio padrão	Qualidade do elemento
M1	0,214	0,094	Excelente
M2	0,221	0,097	Excelente
M3	0,247	0,119	Excelente

Fonte: A autora (2022).

Em *skewness*, o melhor valor obtido foi para a malha M1, pois, quanto menor o valor de assimetria menos a malha está distorcida em relação a um elemento padrão.

Tabela 3.9 - Métrica de *orthogonal quality* 3D

Malha	Média dos elementos métricos	Desvio padrão	Qualidade do elemento
M1	0,785	0,093	Muito bom
M2	0,778	0,096	Muito bom
M3	0,751	0,117	Muito bom

Fonte: A autora (2022).

Em *orthogonal quality*, a malha M1 também apresentou melhor resultado, indicando que a forma geométrica na qual ela está disposta atende aos critérios do ângulo tido como ideal para o elemento.

Tabela 3.10 - Métrica de *element quality* 3D

Malha	Média dos elementos métricos	Desvio padrão	Qualidade do elemento
M1	0,845	0,079	Muito bom
M2	0,839	0,081	Muito bom
M3	0,822	0,093	Muito bom

Fonte: A autora (2022).

Em *element quality*, o melhor resultado foi obtido pela malha M1. Esse critério indica a qualidade da malha em relação a um cubo perfeito.

Por fim, foram simulados alguns casos tridimensionais para avaliar o comportamento da distribuição de cimento ósseo no interior da vértebra. Para realizar as simulações,

considerando-se o domínio tridimensional, foi utilizado o modelo matemático, condições iniciais e de contorno descritos nas simulações do domínio bidimensional, bem com os parâmetros e propriedades apresentados na Tabela 3.6 e no Quadro 3.1.

3.7. Estudo da dependência de malha

O estudo da dependência de malha 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. Com o intuito de avaliar a aplicabilidade do modelo matemático proposto foi avaliado a não dependência dos resultados com relação a malha utilizada, usando o método do Índice de Convergência de Malha (ICM). Para isso, foram realizadas simulações, uma para cada malha M1, M2 e M3, sob as mesmas condições iniciais e de contorno. Ao término foram analisadas a variação de algumas variáveis escolhidas para avaliar a independência de malha.

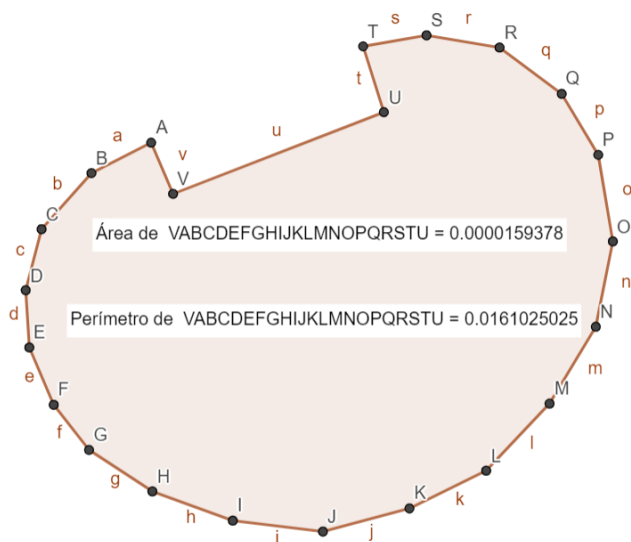
As simulações numéricas foram realizadas estabelecendo critérios de convergência que determina quando uma solução é alcançada, desta forma, o *solver* pode parar de realizar iterações. Os resíduos *Root Mean Square* (RMS) são uns dos critérios de convergência mais importantes, uma vez que eles relacionam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

3.8. Estudo quantitativo da distribuição do PMMA

Para descrever quantitativamente a distribuição do cimento ósseo no interior da vértebra, utilizou-se os dois indicadores descritos no trabalho de Loeffel *et al.* (2008), a circularidade (*Circ*), dada pela Equação 2.18, e a distância média de espalhamento do cimento (*MCSD*), definida pela Equação 2.19.

Para determinar a circularidade, considerou-se a forma *S*, representada pela pluma de cimento resultante da distribuição do PMMA. A área A_s e o perímetro P_s foram obtidos por meio de medições digitais no *software* GeoGebra Clássico 6, para isso, foram considerados alguns pontos ao redor da pluma de cimento resultante, os quais foram inseridos no GeoGebra, onde foi construído um polígono a partir destes pontos. Em seguida, utilizou-se as ferramentas do *software* para a obtenção do perímetro e da área da pluma (Figura 3.12), por fim, foi utilizada a Equação 2.18 para realizar o cálculo da circularidade.

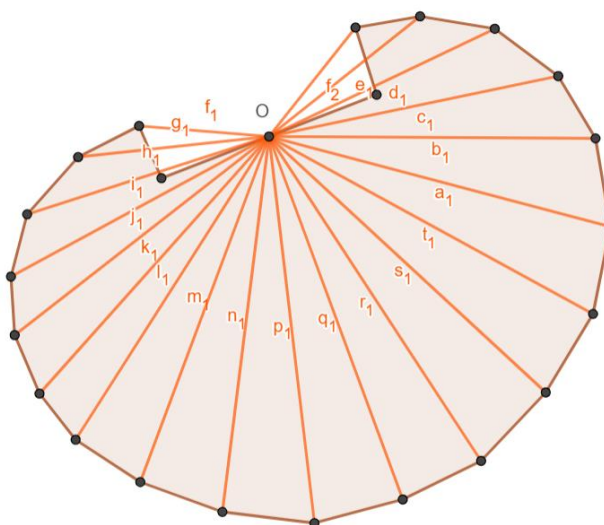
Figura 3.12 - Perímetro P_s e área A_s da pluma de cimento resultante



Fonte: A autora (2023).

Para determinar a distância média de espalhamento do cimento $MCSD$, considerou-se a distância euclidiana dos mesmos pontos utilizados no cálculo da circularidade até a origem da injeção O , a ponta do parafuso (Figura 3.13).

Figura 3.13 - Distâncias utilizadas no cálculo da distância média de espalhamento do cimento $MCSD$



Fonte: A autora (2023).

Com cada uma das distâncias previamente obtidas, aplica-se a Equação 2.19 para obtenção da distância média de espalhamento do cimento ósseo (*MCS**D*).

3.9. Casos avaliados

A distribuição do cimento ósseo na vértebra foi avaliada a partir da realização de simulações numéricas empregando o pacote computacional ANSYS FLUENT[®], na versão 2021 R2. Para as simulações foram utilizados computadores com processador Intel Core i5-7400 3.00 GHz e 16 GB de memória RAM disponibilizados no Laboratório de Pesquisa em Fluidodinâmica e Imagem (LPFI) da Unidade Acadêmica de Engenharia Química da Universidade Federal de Campina Grande.

Os casos estudados foram modelados com base nas condições descritas nas Seções 3.4 e 3.5. No Quadro 3.2, estão descritos os parâmetros estudados e utilizados para realizar as simulações dos casos propostos.

Quadro 3.2 - Especificações dos casos simulados

Casos avaliados	Tipo de Caso	Malha	Viscosidade do PMMA	Permeabilidade da vértebra	Condição de Entrada
1	ICM – Caso 2D	M1	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
2	ICM – Caso 2D	M2	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
3	ICM – Caso 2D	M3	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
4	Comparativo com Loeffel <i>et al.</i> (2008)	M1	50 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
5	Comparativo com Loeffel <i>et al.</i> (2008)	M1	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
6	Comparativo com Loeffel <i>et al.</i> (2008)	M1	200 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
7	Comparativo com Loeffel <i>et al.</i> (2008)	M1	400 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
8	Distribuição do PMMA através de parafuso sem janelas	M1	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
9	Distribuição do PMMA através de parafuso com janelas	M1	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
10	Influência da viscosidade do cimento	M1	50 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
11	Influência da viscosidade do cimento	M1	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
12	Influência da viscosidade do cimento	M1	200 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
13	Influência da viscosidade do cimento	M1	400 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
14	Influência da vazão de cimento	M1	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Vazão: 0,19 g/s
15	Influência da vazão de cimento	M1	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Vazão: 0,23 g/s
16	Influência da vazão de cimento	M1	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Vazão: 0,33 g/s

17	Influência da permeabilidade da vértebra	M1	50 Pa.s	$2 \times 10^{-11} \text{ m}^2$	Vazão: 0,19 g/s
18	Influência da permeabilidade da vértebra	M1	50 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Vazão: 0,19 g/s
19	Influência da permeabilidade da vértebra	M1	50 Pa.s	$9,7 \times 10^{-6} \text{ m}^2$	Vazão: 0,19 g/s
20	Distribuição do PMMA através de parafuso parcialmente canulado	M1	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Vazão: 0,19 g/s
21	Influência de permeabilidades diferentes na vértebra	M1	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$ e $2 \times 10^{-11} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
22	ICM – Caso 3D	M1	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
23	ICM – Caso 3D	M2	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
24	ICM – Caso 3D	M3	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
25	Distribuição do PMMA através de parafuso com 2 fenestrações (3D)	M1	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9
26	Distribuição do PMMA através de parafuso com 4 fenestrações (3D)	M1	100 Pa.s	$9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$	Pressão: Equação 3.9

Fonte: A autora (2023).

Capítulo 4

Neste capítulo são apresentados os resultados da avaliação da qualidade de malha, os resultados obtidos para avaliar a modelagem matemática, análise da distribuição do cimento ósseo através de parafusos pediculares com e sem fenestrações e avaliação dos parâmetros como viscosidade do cimento, permeabilidade da vértebra, variação de fração volumétrica e variação da pressão no interior da vértebra. Foram gerados gráficos com o intuito de realizar comparações dos resultados obtidos numericamente com os resultados reportados na literatura.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste tópico serão apresentados os resultados obtidos dos casos de avaliação de malha, o caso de avaliação do modelo matemático, o caso para avaliar a distribuição do cimento ósseo na vértebra e os casos em que foram avaliados os parâmetros: fração volumétrica, pressão, viscosidade, vazão de cimento, permeabilidade da vértebra e tipo de parafuso utilizado citados no quadro 3.2.

4.1. Avaliação do índice de convergência de malha

A análise da dependência de malha sobre os resultados das simulações para o caso 2D foi realizada adotando-se o método do Índice de Convergência de Malha (ICM), apresentado na Seção 2.11, nesta análise foram utilizados os casos 1, 2 e 3 (Quadro 3.2). Para isso, foram geradas três malhas denominadas M1, M2 e M3, com diferentes refinamentos, sendo M1 a malha mais refinada, M2 uma malha intermediária e M3 a malha que apresenta o menor número de elementos. A Tabela 4.1 apresenta o número de elementos das malhas utilizadas na análise do índice de convergência e o tamanho representativo da malha h definido pela Equação 2.6 da Seção 2.11.

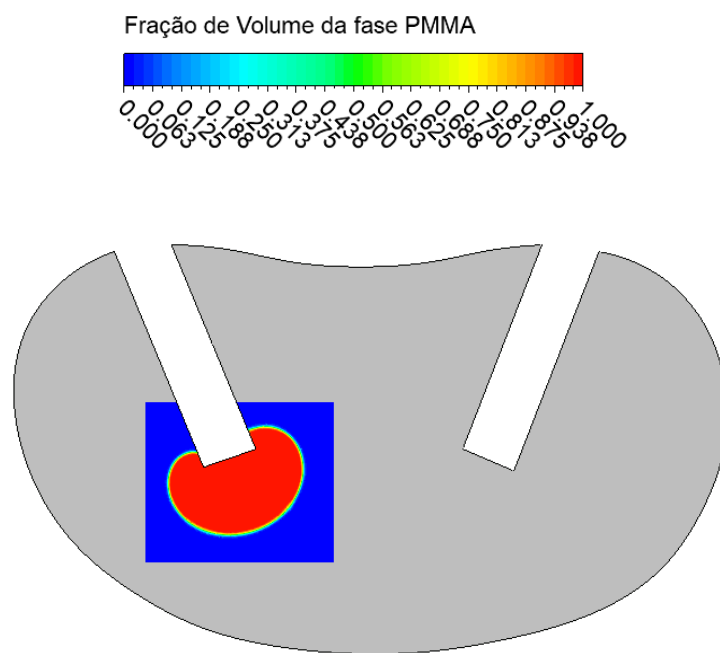
Tabela 4.1 - Malhas utilizadas na análise do índice de convergência 2D

Malha	Número de Elementos	h
M1	104054	$9,909 \times 10^{-5}$
M2	46744	$1,478 \times 10^{-4}$
M3	12509	$2,858 \times 10^{-4}$

Fonte: A autora (2023).

Para realização do estudo da independência dos resultados em relação a malha no processo de injeção de cimento ósseo na vértebra foram consideradas as condições iniciais, condições de contorno e parâmetros apresentados no Quadro 3.1, descritos no capítulo anterior. Além disso, foram consideradas as médias da fração volumétrica e pressão ao redor da entrada, para isso foi criado um isoclip com os seguintes parâmetros de visibilidade: $0,009 \text{ m} \leq x \leq 0,022 \text{ m}$ e $0,007 \text{ m} \leq y \leq 0,018 \text{ m}$, conforme ilustrado na Figura 4.1. As médias dos parâmetros utilizados no estudo foram obtidas por meio do FLUENT.

Figura 4.1 – Isoclip utilizado no estudo do ICM



Fonte: A autora (2022).

A Tabela 4.2 apresenta os resultados do estudo de convergência para a variável de fração volumétrica, onde foi considerada a média da fração volumétrica, para as malhas M1, M2 e M3, em comparação com a solução extrapolada.

Tabela 4.2 - Resultados da variável fração volumétrica para o estudo do ICM

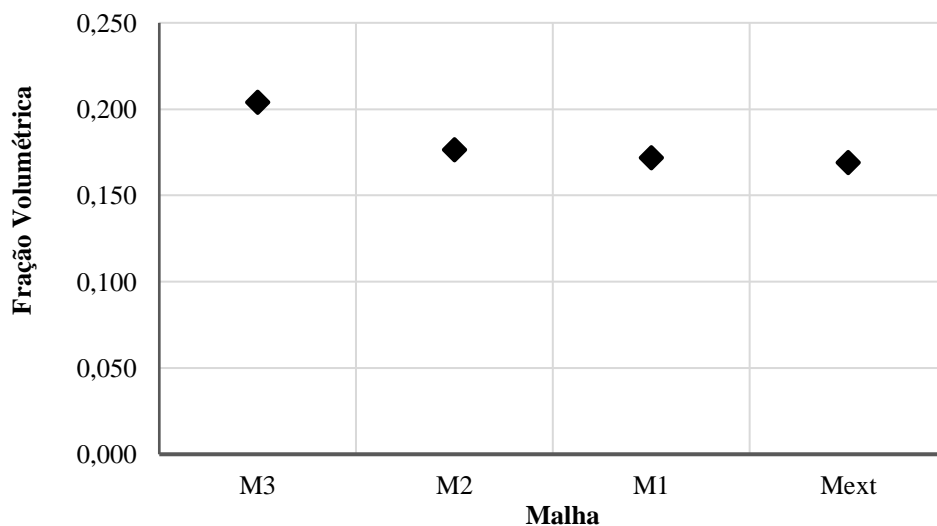
M1	M2	M3	p	ϕ_{ext}^{21}	ICM ₂₁ (%)	ICM ₃₂ (%)	C	r^p ICM ₂₁ (%)
0,172	0,176	0,204	2,375	0,169	2,066	5,207	0,169	5,344

Fonte: A autora (2023).

Os resultados mostram que ao se refinar as malhas, a solução tende a se aproximar do valor assintótico da solução extrapolada. O valor da constante C indica convergência monotônica da solução, pois $0 < C < 1$. Também é possível afirmar que a solução numérica tende a um comportamento assintótico permitindo se aproximar da solução exata para esta variável devido as proximidades de valores de ICM_{32} e $r^p ICM_{21}$. Além disso, pode-se observar ainda que $ICM_{21} < ICM_{32}$, o que indica que a dependência dos resultados em relação ao tamanho dos elementos da malha foi reduzido e se aproxima de uma solução independente da malha, visto que os valores de ICM_{21} e ICM_{32} estão dentro do limite de 10% conforme indicado por Karatekin (1997).

A Figura 4.2 apresenta os resultados obtidos para a fração volumétrica das malhas M1, M2 e M3 em comparação com a solução extrapolada, que está indicada por Mext no gráfico.

Figura 4.2 - Fração volumétrica para diferentes tamanhos de malha utilizadas no estudo do ICM



Fonte: A autora (2023).

Estes resultados indicam que ao se refinar as malhas, a solução se aproxima do valor assintótico da solução extrapolada, sendo a solução da malha M1 a que mais se aproximou. A solução extrapolada representa uma estimativa da solução exata da variável estudada, calculada pelas Equações 2.11 e 2.12.

A Tabela 4.3 apresenta os resultados do estudo de convergência de malha para a variável pressão, considerando a pressão média para as malhas M1, M2 e M3, em comparação com a solução extrapolada.

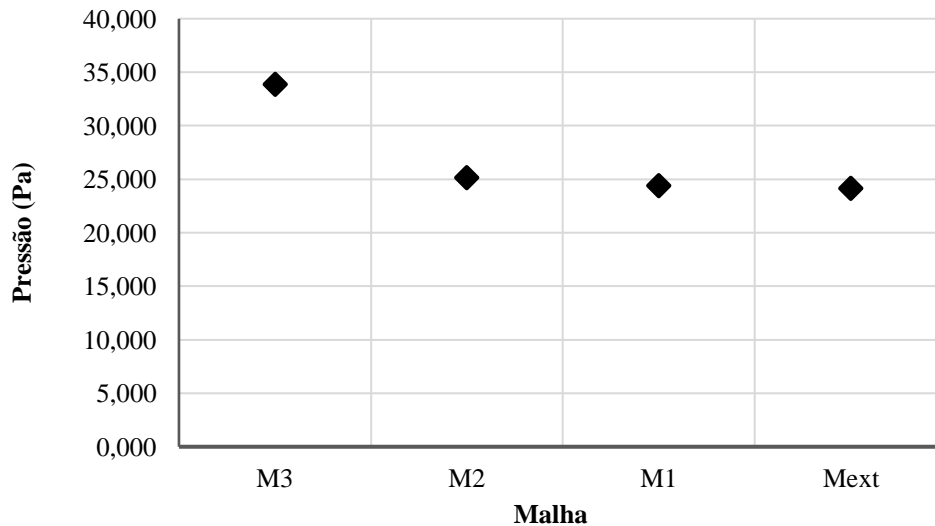
Tabela 4.3 - Resultados da varável pressão para o estudo do ICM

M1	M2	M3	p	ϕ_{ext}^{21}	ICM₂₁	ICM₃₂	C	r^p ICM ₂₁
(Pa)	(Pa)	(Pa)		(Pa)	(%)	(%)		(%)
24,387	25,159	33,859	3,395	24,120	1,370	5,164	0,089	5,328

Fonte: A autora (2023).

De acordo com os resultados obtidos, pode-se observar que o valor de C também se encontra entre 0 e 1, sendo assim, pode-se afirmar que esta variável converge de forma monotônica. Comparando-se os valores de ICM₃₂ e r^p ICM₂₁ é possível afirmar que a solução numérica tende a um comportamento assintótico permitindo se aproximar da solução exata, tendo em vista a proximidade dos valores obtidos. Os valores de ICM₂₁ e ICM₃₂ se encontram dentro do limite de 10%, conforme indicado por Karatekin (1997). Observa-se também que ICM₂₁ < ICM₃₂, o que indica que a solução se aproxima da independência de malha para esta variável.

A Figura 4.3 apresenta uma comparação das soluções da variável pressão de cada malha em relação ao valor assintótico da solução extrapolada (Mext).

Figura 4.3 - Pressão para diferentes tamanhos de malha utilizadas no estudo do ICM

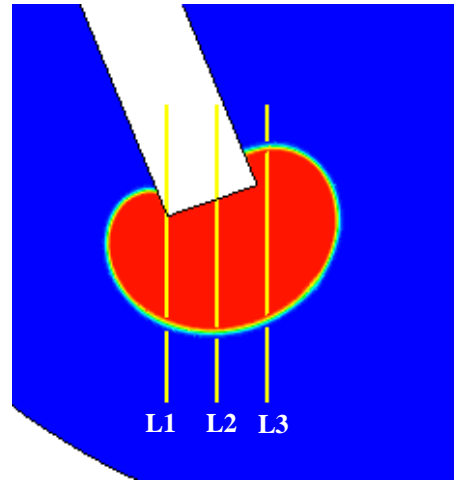
Fonte: A autora (2023).

É possível observar um comportamento semelhante ao que foi observado para a variável fração volumétrica, em que a malha que mais se aproxima do valor assintótico Mext é a malha M1, que é a mais refinada.

Ainda no estudo da dependência de malha foram traçadas linhas verticais distribuídas próximas a entrada do parafuso em três posições diferentes, conforme ilustrado na Figura 4.4.

Para 1ª linha L1 foram tomados dois pontos cujas coordenadas são: (0,013; 0,018; 0) e (0,013; 0,006; 0), para a 2ª linha L2 (0,015; 0,018; 0) e (0,015; 0,006; 0), para a 3ª linha L3 (0,017; 0,018; 0) e (0,017; 0,006; 0).

Figura 4.4 - Linhas utilizadas para o estudo do ICM



Fonte: A autora (2023).

A Tabela 4.4 apresenta os resultados do estudo do índice de convergência de malha para a fração volumétrica média ao longo das linhas L1, L2 e L3, para diferentes tamanhos de malhas M1, M2 e M3.

Tabela 4.4 - Resultados da varável fração volumétrica ao longo das linhas

Linha	M1	M2	M3	ϕ_{ext}^{21}	ICM ₂₁	ICM ₃₂	C	r^p ICM ₂₁
					(%)	(%)		(%)
L1	0,545	0,547	0,557	0,544	0,275	0,678	0,173	0,680
L2	0,600	0,603	0,617	0,599	0,308	0,785	0,165	0,788
L3	0,568	0,567	0,552	0,569	0,109	0,410	0,094	0,409

Fonte: A autora (2023).

Os resultados apresentados mostram que os valores de ICM₂₁ são menores que os valores de ICM₃₂, isto aponta que a dependência dos resultados em relação ao tamanho dos elementos de malha foi reduzida, se aproximando de uma solução independente da malha. O valor de C para esta variável está entre 0 e 1, o que indica a convergência monotônica. Observa-se ainda que a solução numérica tende a um comportamento assintótico permitindo se aproximar da solução exata, devido à proximidade dos valores de ICM₃₂ e r^p ICM₂₁. Pode-se observar, também, que os valores de ICM₂₁ e ICM₃₂ estão dentro do limite de 10% conforme relatado por Karatekin (1997), o que indica que a dependência dos resultados em relação ao

tamanho dos elementos da malha foi reduzido e se aproxima de uma solução independente da malha.

A Tabela 4.5 apresenta os resultados do estudo de convergência de malha para a variável pressão, onde foi considerada a pressão média ao longo das linhas L1, L2 e L3, para as malhas M1, M2 e M3.

Tabela 4.5 - Resultados da varável pressão ao longo das linhas

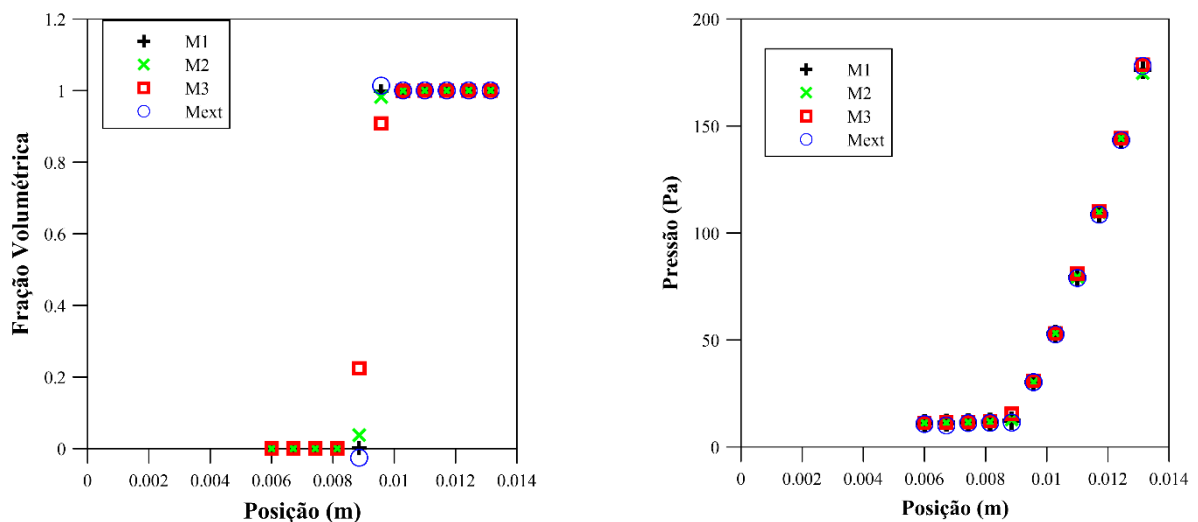
Linha	M1 (Pa)	M2 (Pa)	M3 (Pa)	ϕ_{ext}^{21} (Pa)	ICM ₂₁ (%)	ICM ₃₂ (%)	C	r^p ICM ₂₁ (%)
L1	58,921	59,084	59,981	58,803	0,249	0,594	0,182	0,595
L2	100,915	101,150	101,636	99,649	1,568	1,855	0,484	1,859
L3	53,347	53,808	54,391	52,438	1,400	2,129	0,792	3,210

Fonte: A autora (2023).

A partir dos resultados referentes a pressão, verifica-se que $ICM_{21} < ICM_{32}$ aponta que a dependência dos resultados em relação ao tamanho dos elementos de malha foi reduzida, se aproximando de uma solução independente da malha. O valor de C encontra-se dentro do intervalo entre 0 e 1 indicando que a solução é monotônica. É possível afirmar que a solução numérica tende a um comportamento assintótico permitindo se aproximar da solução exata, tendo em vista a proximidade dos valores de ICM_{32} e $r^p ICM_{21}$. Além disso, os valores de ICM_{21} e ICM_{32} encontram-se dentro do limite de 10%, conforme indicado por Karatekin (1997).

As Figuras 4.5 mostra os resultados referentes as variáveis fração volumétrica e pressão gerados na linha L1.

Figura 4.5 - Fração volumétrica e pressão obtidas na linha L1

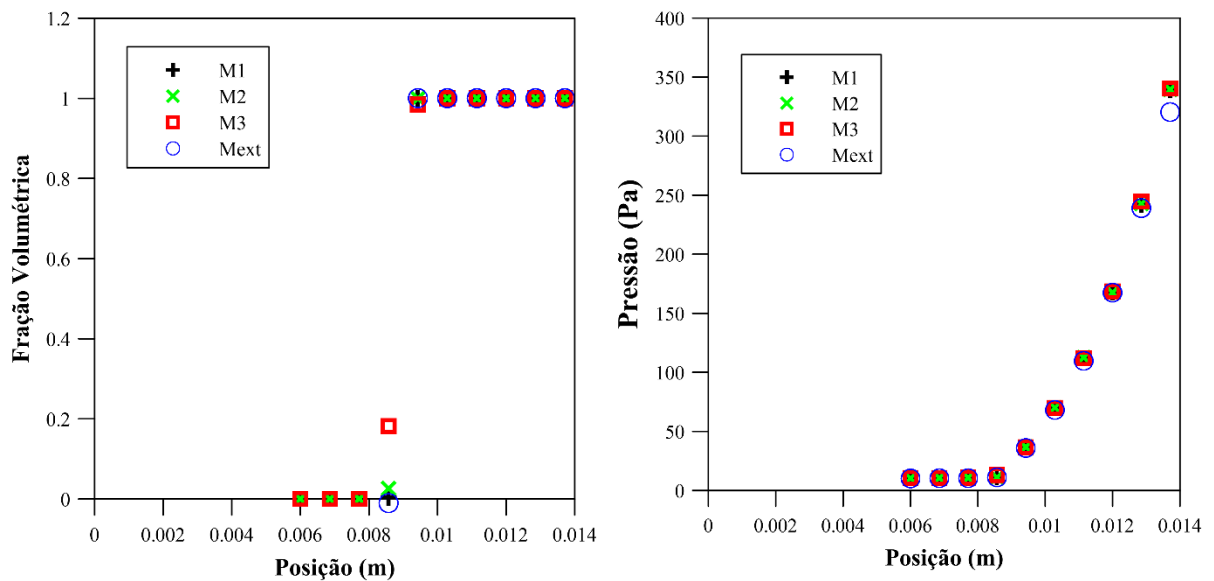


Fonte: A autora (2023).

Observa-se que para fração volumétrica houve um maior desvio dos resultados obtidos em comparação com os resultados extrapolados nos pontos em que a linha L1 atravessa a interface, devido aos altos gradientes nessa região. Para a pressão verifica-se que os resultados apresentam uma boa concordância com os resultados extrapolados. Ambos os gráficos mostram que a solução da malha M1 é a que mais se aproxima dos resultados gerados pela solução extrapolada.

As Figuras 4.6 mostra os resultados referentes as variáveis fração volumétrica e pressão gerados na linha L2.

Figura 4.6 - Fração volumétrica e pressão obtidas na linha L2

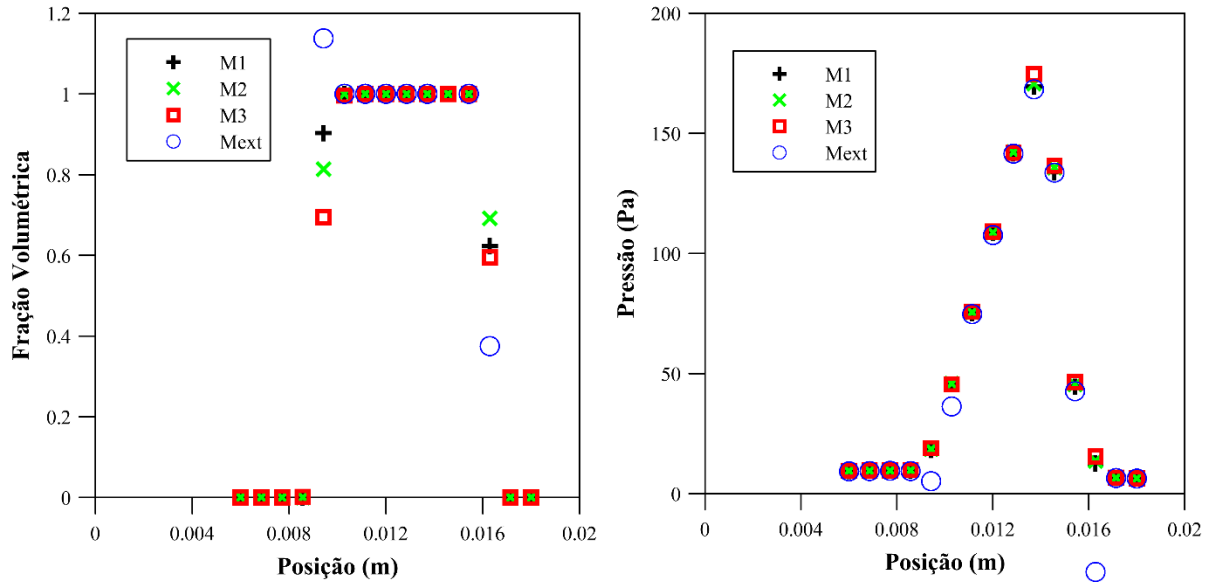


Fonte: A autora (2023).

É possível observar uma boa correlação entre as malhas M1, M2, M3 e a solução extrapolada Mext, para as variáveis fração volumétrica e pressão. Estes gráficos mostram que ao se refinar as malhas a solução obtida se aproxima do valor assintótico da solução extrapolada, sendo a solução da malha M1 a que mais se aproximou.

As Figuras 4.7 mostra os resultados referentes as variáveis fração volumétrica e pressão gerados na linha L3.

Figura 4.7 - Fração volumétrica e pressão obtidas na linha L3



Fonte: A autora (2023).

Por meio dos gráficos gerados é possível observar uma aproximação dos resultados das malhas ao resultado assintótico com o aumento do número de elementos, sendo a malha M1 a que teve resultados mais próximos da solução extrapolada.

Por fim, foi observado que, em todos os gráficos, a fração volumétrica apresentou um maior desvio dos resultados obtidos em relação a solução extrapolada para os pontos localizados na interface por causa dos altos gradientes. Portanto, um melhor refinamento poderia ser obtido nesta região com a utilização de uma malha adaptativa.

Por meio dos resultados obtidos, referentes as variáveis fração volumétrica e pressão, é possível observar que os menores valores de ICM foram entre as malhas M2 e M1, outro fator observado é que todas as variáveis consideradas tiveram o valor de C entre 0 e 1, indicando que a convergência monotônica foi atingida. Percebe-se ainda que todas as malhas geraram resultados semelhantes a malha extrapolada, mas em todos os gráficos para as duas variáveis consideradas a malha M1 gerou os melhores resultados em todos os pontos. O que significa que ao se refinar a malha, a solução tende a se aproximar do valor assintótico da solução extrapolada, fazendo com que as malhas não interfiram na obtenção dos resultados. Portanto, verificou-se a partir do Índice de Convergência de Malha que entre as três malhas analisadas a malha M1 foi a que gerou melhores resultados sendo a escolhida para a realização das simulações e prosseguimento do estudo.

4.2. Avaliação do modelo matemático

A distribuição de cimento ósseo a base de PMMA na vértebra foi modelada com o modelo Volume de Fluido (VOF). Para este modelo foram realizadas simulações utilizando-se a malha M1 selecionada por meio do estudo do ICM. Os parâmetros, condições iniciais e de contorno utilizados nas simulações estão explicitadas nas Seções 3.4, 3.5 e no Quadro 3.2.

Para a avaliação da modelagem matemática utilizada, foi realizado uma comparação dos resultados com dados experimentais disponíveis na literatura, destacando sempre as simplificações adotadas.

4.2.1. Comparação dos resultados com os reportados na literatura

Para verificar a eficiência do modelo implementado foram utilizados os dados dos indicadores circularidade e *MCSD* comparando com os dados experimentais reportados na pesquisa de Loeffel *et al.* (2008). Os autores avaliaram a distribuição do cimento ósseo PMMA no corpo vertebral em função da viscosidade do cimento. Para isso, utilizaram um modelo de vértebra artificial baseado em espuma de alumínio porosos abertos imersos em manteiga láctea derretida para simular o osso trabecular completo com medula óssea, os modelos utilizados por Loeffel *et al.* (2008) correspondem as vértebras L2-L5.

Infelizmente, detalhes do protocolo experimental não foram fornecidos, portanto, não foi possível realizar uma comparação entre as grandezas envolvidas no experimento, sendo assim, a avaliação foi realizada apenas de forma qualitativa e comparativa em relação ao comportamento do fluxo de cimento ósseo observado por Loeffel *et al.* (2008) e o comportamento do fluxo de cimento ósseo observado nas simulações. Para a realização das simulações utilizadas nesta comparação foram utilizados os parâmetros e condições descritos na metodologia apresentada no Capítulo 3.

Para analisar a distribuição do cimento ósseo no interior da vértebra e comparar os resultados com os reportados na literatura, foram mantidos iguais os parâmetros do modelo e as propriedades dos materiais, variando apenas a viscosidade do cimento (casos 4, 5, 6 e 7 do Quadro 3.2). Adotou-se o valor da viscosidade do cimento ósseo PMMA igual a 50, 100, 200 e 400 Pa.s com base no trabalho de Loeffel *et al.* (2008). Foi avaliado o comportamento da pluma de cimento ósseo e comparado com os resultados obtidos por Loeffel *et al.* (2008).

No tempo de 120 segundos de injeção do cimento ósseo na vértebra, foram analisados os valores obtidos da circularidade (*Circ*) e da distância média de espalhamento do cimento (*MCS**D*), os resultados obtidos estão ilustrados nas Tabelas 4.6 e 4.7, respectivamente.

Tabela 4.6 - Resultados da circularidade

Viscosidade	Tempo					
	20 s	40 s	60 s	80 s	100 s	120 s
50 Pa.s	0,913	0,923	0,877	0,839	0,833	0,832
100 Pa.s	0,856	0,932	0,911	0,877	0,847	0,837
200 Pa.s	0,820	0,935	0,929	0,913	0,889	0,863
400 Pa.s	0,763	0,940	0,939	0,925	0,915	0,902

Fonte: A autora (2023).

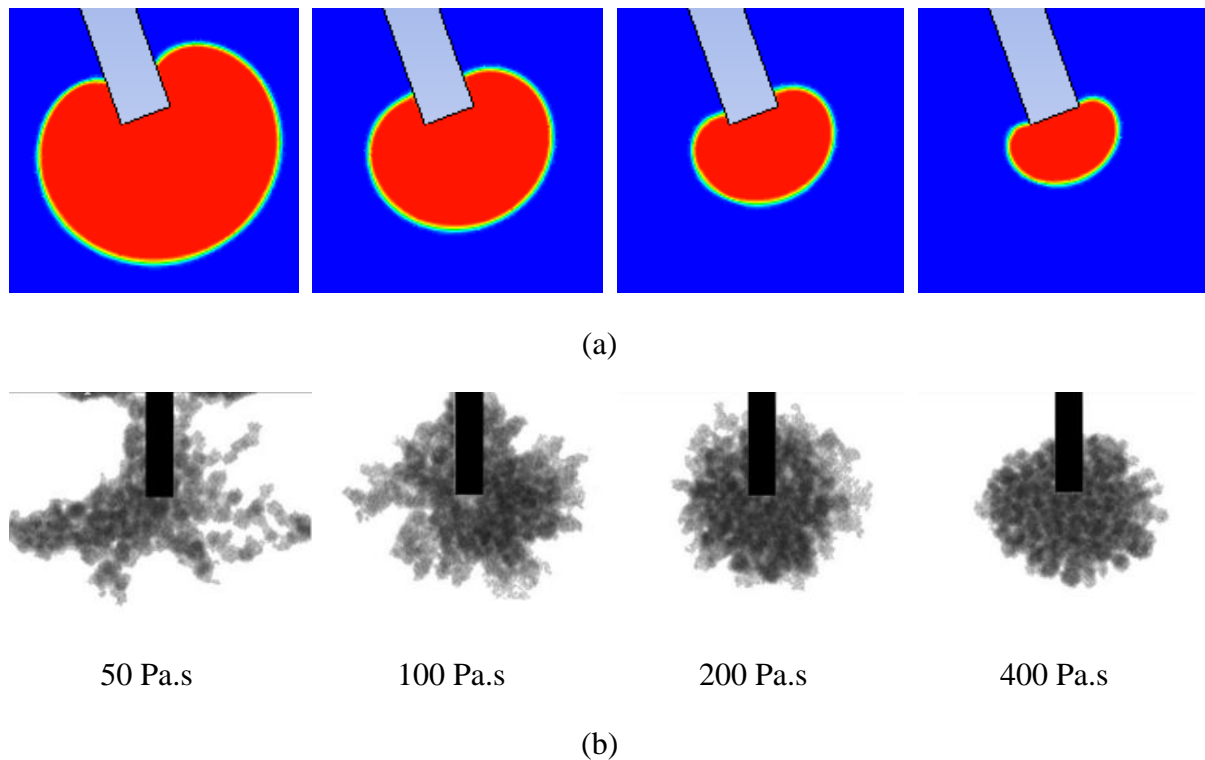
Tabela 4.7 - Resultados do *MCSD* (mm)**

Viscosidade	Tempo					
	20 s	40 s	60 s	80 s	100 s	120 s
50 Pa.s	1,166	1,889	2,498	3,103	3,783	4,209
100 Pa.s	0,996	1,693	2,016	2,477	2,945	3,348
200 Pa.s	0,911	1,339	1,715	2,009	2,326	2,619
400 Pa.s	0,821	1,131	1,461	1,672	1,906	2,078

Fonte: A autora (2023).

Na Figura 4.8-(a), é apresentada a distribuição da fração volumétrica de cimento ósseo sobre um plano médio do parafuso pedicular de injeção. Estes resultados indicam o comportamento das plumas de PMMA em 120 segundos de injeção, obtidas a partir das simulações, com as 4 viscosidades consideradas. Na Figura 4.8-(b), observa-se o perfil de espalhamento das plumas de PMMA obtido por Loeffel *et al.*, (2008).

Figura 4.8 – Perfil de espalhamento de PMMA obtido: (a) nesta pesquisa e na (b) pesquisa de Loeffel *et al.* (2008)



Fonte: A autora (2023).

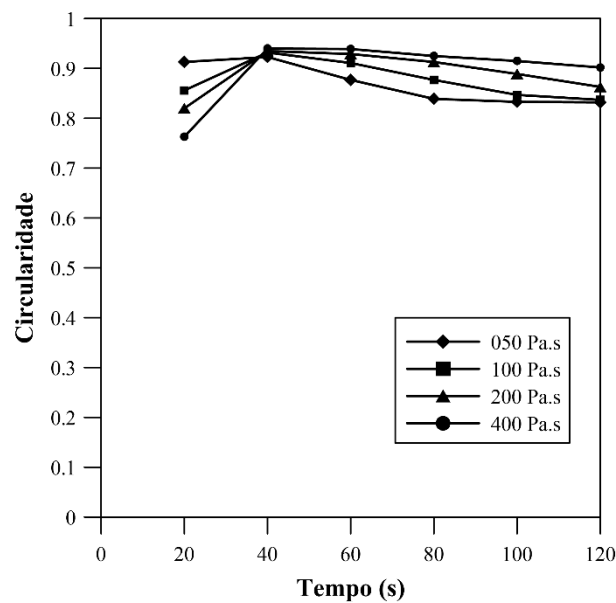
É possível observar que o cimento ósseo com valores com viscosidade menor promove uma maior distância de espalhamento do cimento em comparação com o cimento injetado com maior viscosidade. Este fato pode ser explicado pelo efeito da resistência viscosa ao escoamento do fluido, ou seja, quanto menor a viscosidade mais facilidade de escoamento do fluido e quanto mais viscoso, mais resistência é encontrada pelo fluido ao escoar. Vale salientar que o formato da pluma é fortemente influenciado pelas propriedades (porosidade e permeabilidade) do meio poroso. Os resultados apresentados na Figura 4.8-(a) adotaram uma distribuição uniforme e constante da porosidade e da permeabilidade.

Observa-se ainda, uma uniformidade no espalhamento do cimento ósseo para todas as viscosidades consideradas, assim como foi observado por Loeffel *et al.*, (2008) para viscosidades acima de 100 Pa.s, conforme foi ilustrado na Figura 4.8-(b). No entanto, não foram observadas estruturas que apresentam uma forma como os “dedos de uma luva” para a viscosidade mais baixa e, para valores maiores de viscosidade, dentro da faixa avaliada, nota-se a tendência da pluma de cimento ósseo injetado apresentar um comportamento com forma circular, ou seja, ausência da forma de “dedos de luva”. O comportamento da pluma observado

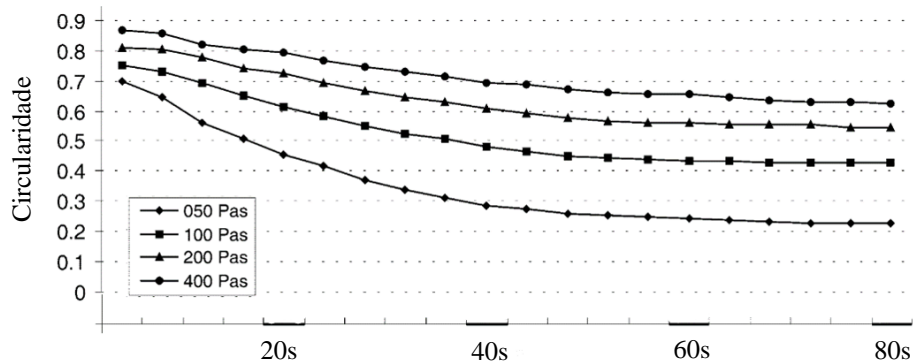
para as viscosidades de 200 e 400 Pa.s possui uma semelhança ao observado quando a porosidade e permeabilidade do meio poroso tem uma distribuição uniforme e isotrópica, comportamento este que se assemelha aos apresentados na Figura 4.8-(a) e também observado por Bohner *et al.* (2003), que relataram que se um fluido newtoniano é injetado num meio poroso e isotrópico, espera-se que o fluido se espalhe esfericamente.

Na Figura 4.9-(a), está representada a evolução da circularidade da pluma de cimento em função do tempo de injeção através do parafuso pedicular obtido nas simulações. A Figura 4.9-(b) apresenta os resultados que descrevem o comportamento da circularidade obtidos por Loeffel *et al.* (2008).

Figura 4.9 - Circularidade da pluma de cimento ósseo em função do tempo: (a) obtido nas simulações e (b) obtido por Loeffel *et al.* (2008)



(a)



(b)

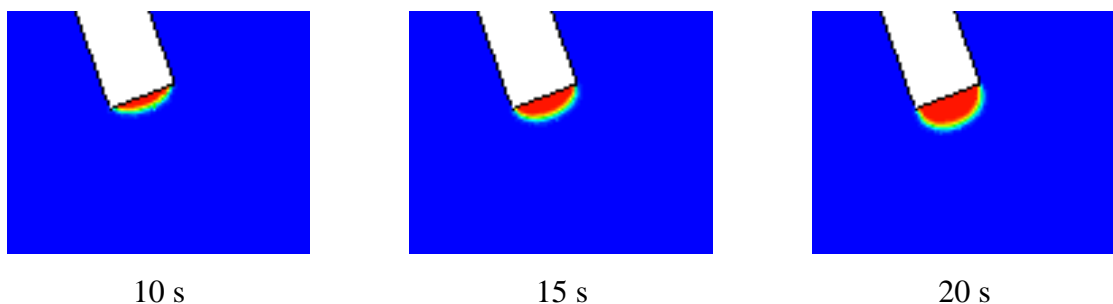
Fonte: (a) A autora (2023) e (b) Adaptado de Loeffel *et al.* (2008).

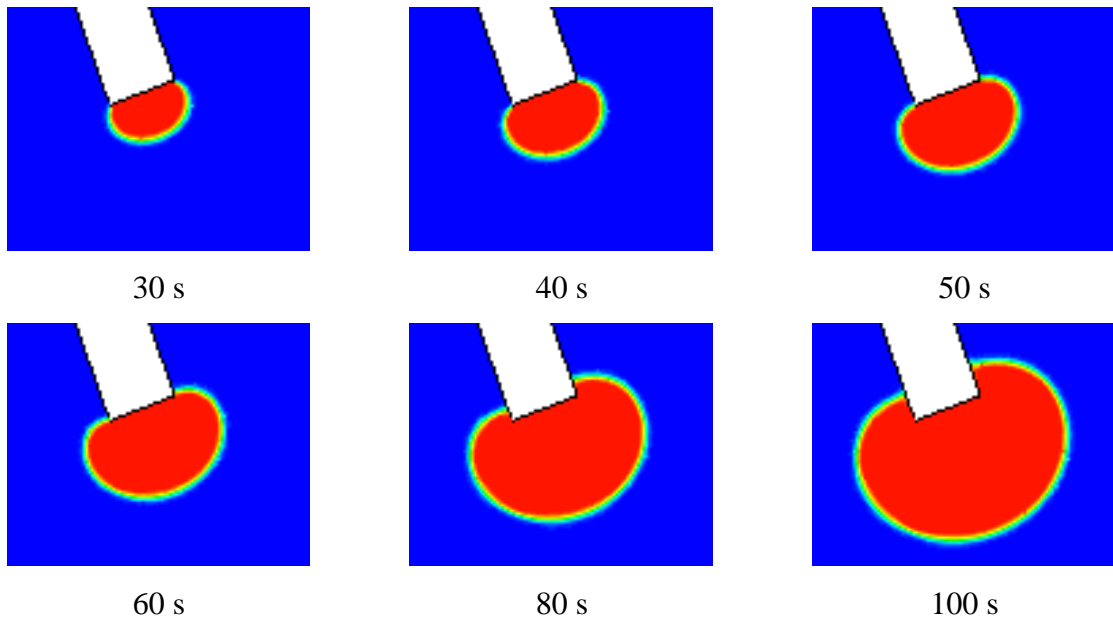
O comportamento das curvas mostra que os cimentos mais viscosos conduzem a obtenção de valores da circularidade tendendo a 1, que indica que está se aproximando de um círculo perfeito. Estes resultados ratificam o comportamento da circularidade obtido por Loeffel *et al.* (2008), que também indicam que o cimento mais viscoso produziu um aumento na circularidade da pluma de cimento ao longo do tempo de injeção.

Comparando-se as Figuras 4.9-(a) e 4.9-(b), observa-se que os casos simulados não apresentam uma grande discrepância no comportamento da circularidade ao se alterar a viscosidade do cimento ósseo como o reportado por Loeffel *et al.* (2008), o que pode ser explicado pelo fato do cimento ter mantido um comportamento radial para todas as viscosidades consideradas. No entanto, à medida que o cimento é injetado ao longo do tempo, a circularidade tende a diminuir, comportamento também observado nos resultados obtidos por Loeffel *et al.* (2008).

Ao se avaliar a evolução da pluma de cimento ósseo injetado através do parafuso pedicular em função do tempo para a viscosidade de 100 Pa.s, ilustrado na Figura 4.10, nota-se que nos primeiros 40 segundos há um aumento da circularidade, pois o cimento tende a se distribuir de forma mais circular. Para tempos maiores que 40 segundos os efeitos das resistências viscosas e de permeação (decorrentes das propriedades do meio poroso, porosidade e permeabilidade) conduzem a uma deformação da frente de avanço da pluma passando de uma forma circular para uma forma mais próxima de uma elipse, reduzindo assim a sua circularidade. Assim, a partir dos 40 segundos, os resultados observados estão em conformidade com os resultados obtidos experimentalmente por Loeffel *et al.* (2008).

Figura 4.10 - Evolução da injeção de PMMA ao longo do tempo

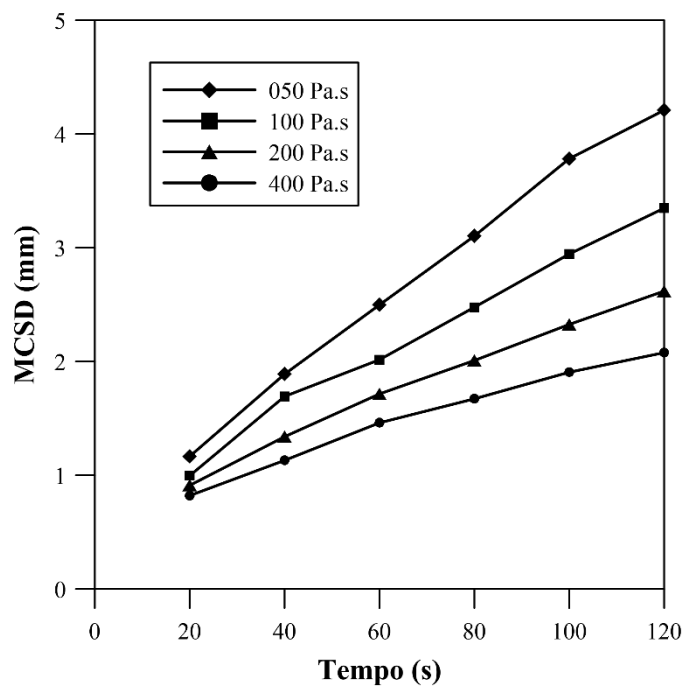




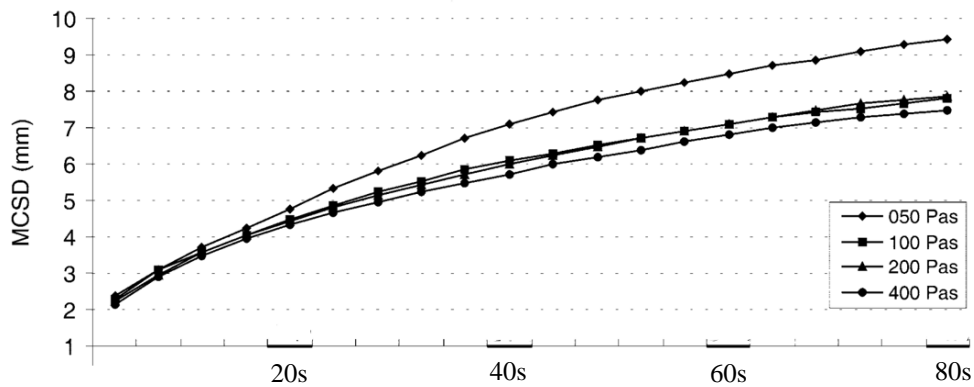
Fonte: A autora (2023).

Na Figura 4.11-(a), estão representadas as curvas da evolução da distância média de espalhamento do cimento (*MCSD*) em função do tempo de injeção do cimento ósseo para as viscosidades de 50, 100, 200 e 400 Pa.s. Os resultados para o comportamento do *MCSD* obtido por Loeffel *et al.* (2008) pode ser visto na Figura 4.11-(b).

Figura 4.11 - Distância média de espalhamento do cimento em função do tempo:
(a) obtido nas simulações e (b) obtido por Loeffel *et al.* (2008)



(a)



(b)

Fonte: A autora (2023) e (b) Loeffel *et al.* (2008).

Os resultados apresentados nesta figura indicam que a distância média de espalhamento do cimento (*MCSD*) aumenta com o tempo de injeção e diminui com o aumento da viscosidade em virtude das mudanças de mobilidade do cimento ósseo no interior da vértebra (meio poroso) proporcionados pelas resistências viscosas e de permeação, este comportamento é similar ao que foi observado por Loeffel *et al.* (2008).

Os resultados da distância média de espalhamento do cimento (*MCSD*) do presente trabalho se mostram menores do que os resultados obtidos por Loeffel *et al.* (2008), este fato pode ser explicado porque o cimento se espalha formando uma única nuvem compacta em expansão uniforme, quando isso acontece o cimento tende a atingir menores distâncias de espalhamento, acumulando-se ao redor do parafuso, o que pode favorecer a prevenção de vazamentos.

O Quadro 4.1 apresenta um resumo do comportamento da pluma de cimento resultante com relação a circularidade (*Circ*) e a distância média de espalhamento (*MCSD*), observados por Loeffel *et al.* (2008) e pelas simulações obtidas no presente trabalho.

Quadro 4.1 - Efeitos da *Circ* e *MCSD* no comportamento da pluma de cimento

Aumento de	<i>Circ</i> Loeffel <i>et al.</i> (2008)	<i>Circ</i> Simulações	<i>MCSD</i> Loeffel <i>et al.</i> (2008)	<i>MCSD</i> Simulações
Viscosidade	Aumenta	Aumenta	Diminui	Diminui
Tempo de injeção	Diminui	Diminui	Aumenta	Aumenta

Fonte: A autora (2023).

Foi observado uma boa concordância entre o comportamento da pluma de cimento resultante observado nas simulações e o comportamento da pluma de cimento reportado por Loeffel *et al.* (2008), o que nos permite afirmar que o modelo proposto foi capaz de prever adequadamente o comportamento da distribuição de cimento ósseo a base de PMMA, se espalhando no meio poroso (vértebra) decorrente da injeção através do parafuso pedicular.

Neste estudo, os indicadores *MCSD* e circularidade foram usados para caracterizar o padrão de espalhamento de cimento ósseo numa vértebra osteoporótica. Uma vez que um comportamento de fluxo circular é mais fácil de prever do que um comportamento de fluxo aleatório, a circularidade pode ser considerada como uma medida de previsibilidade. A utilização dos dois indicadores *MCSD* e circularidade possibilitou a obtenção de uma maior previsibilidade do padrão de espalhamento de cimento ósseo na vértebra.

Os níveis de viscosidade mais elevados tiveram um efeito positivo na compacidade da distribuição do cimento, mas a pressão necessária para fornecer cimento com viscosidade acima de 200 Pa.s requer sistemas de injeção especificamente projetados como o empregado por Loeffel *et al.* (2008).

Os resultados obtidos neste estudo, indicam que cimentos com maiores viscosidade tendem a ficar mais compactados ao redor do parafuso, o que está de acordo com o reportado por Baroud *et al.* (2006), que mostraram que o aumento da viscosidade do cimento parece estabilizar o fluxo de cimento, melhorar a uniformidade do preenchimento e reduzir as chances de vazamento de cimento. Ao mesmo tempo, o aumento da viscosidade do cimento pode aumentar consideravelmente a pressão de injeção do cimento.

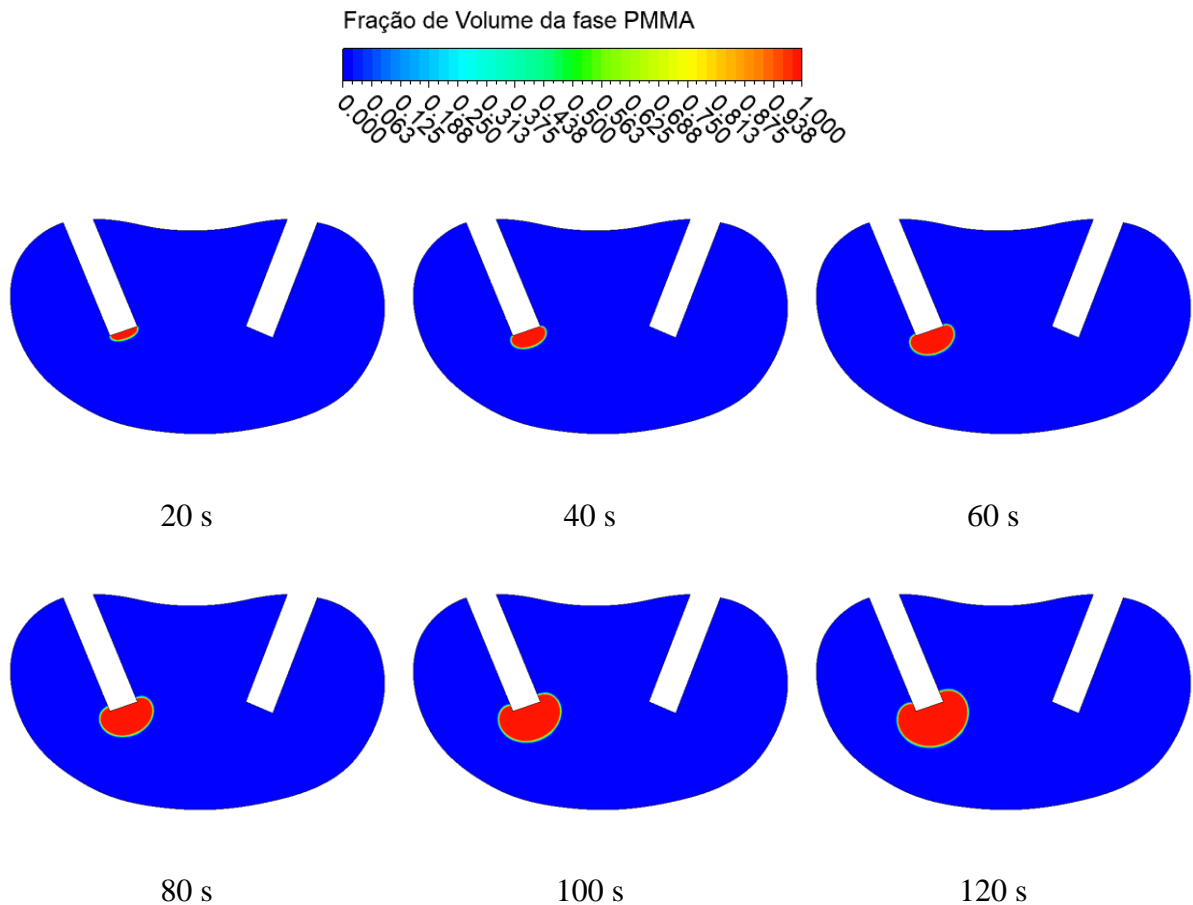
Desse modo, com base nos resultados apresentados, um cimento ósseo ideal seria aquele que cura rapidamente até 100 Pa.s e permanece abaixo de 200 Pa.s por um longo tempo antes de sofrer o endurecimento final.

4.3. Análise da distribuição do PMMA através de parafusos com e sem janelas

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 janelas, estão representados, nas Figuras 4.12 e 4.13, 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 janelas, respectivamente (casos 8 e 9 do Quadro 3.2).

Na Figura 4.12 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 4.12 - Evolução da injeção de PMMA através de parafuso sem fenestras ao longo do tempo

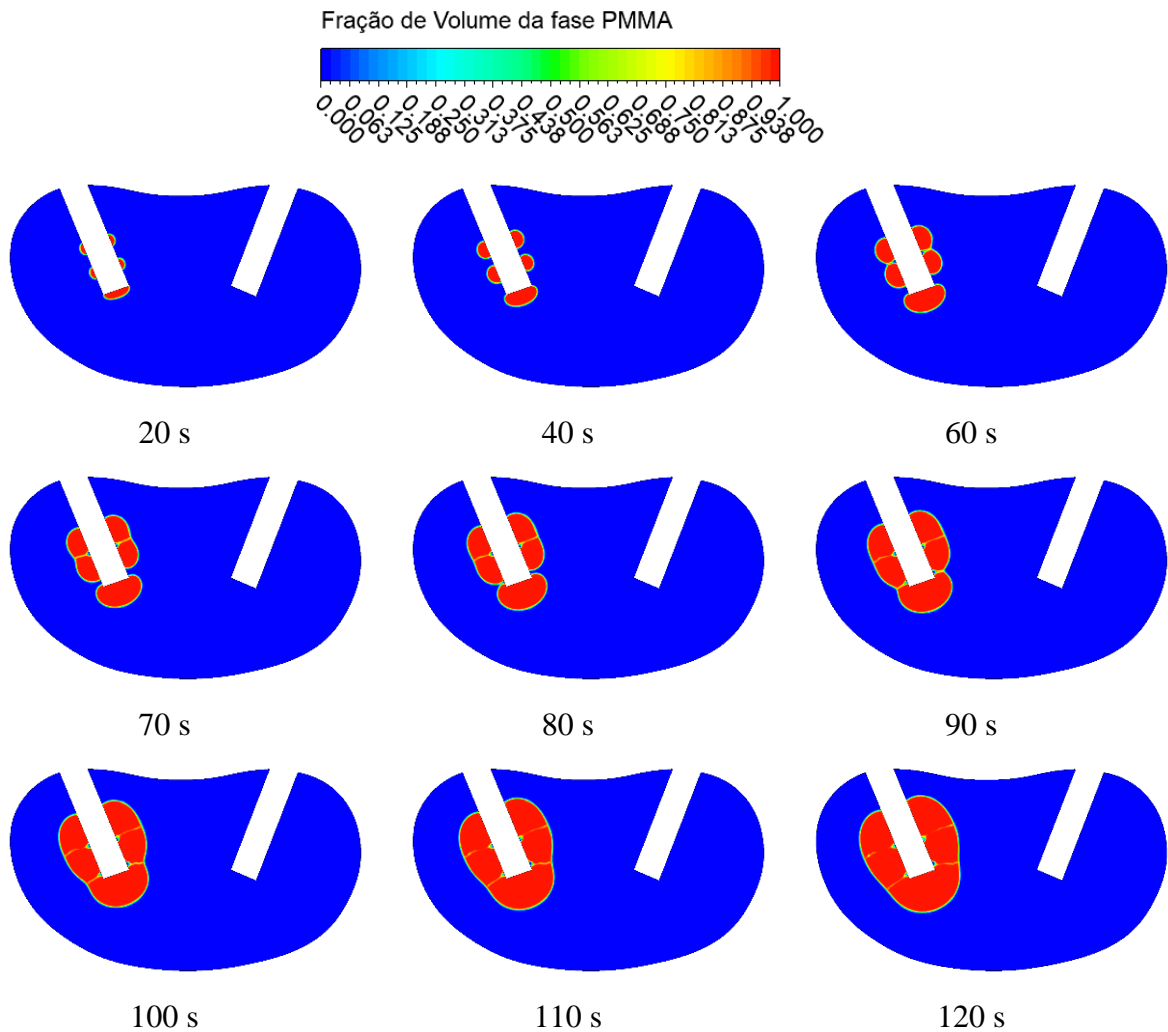


Fonte: A autora (2023).

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 4.13 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 4.13 - Evolução da injeção de PMMA através de parafuso com fenestras ao longo do tempo



Fonte: A autora (2023).

Observa-se que ao longo do tempo o cimento tende a se concentrar em torno 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 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.

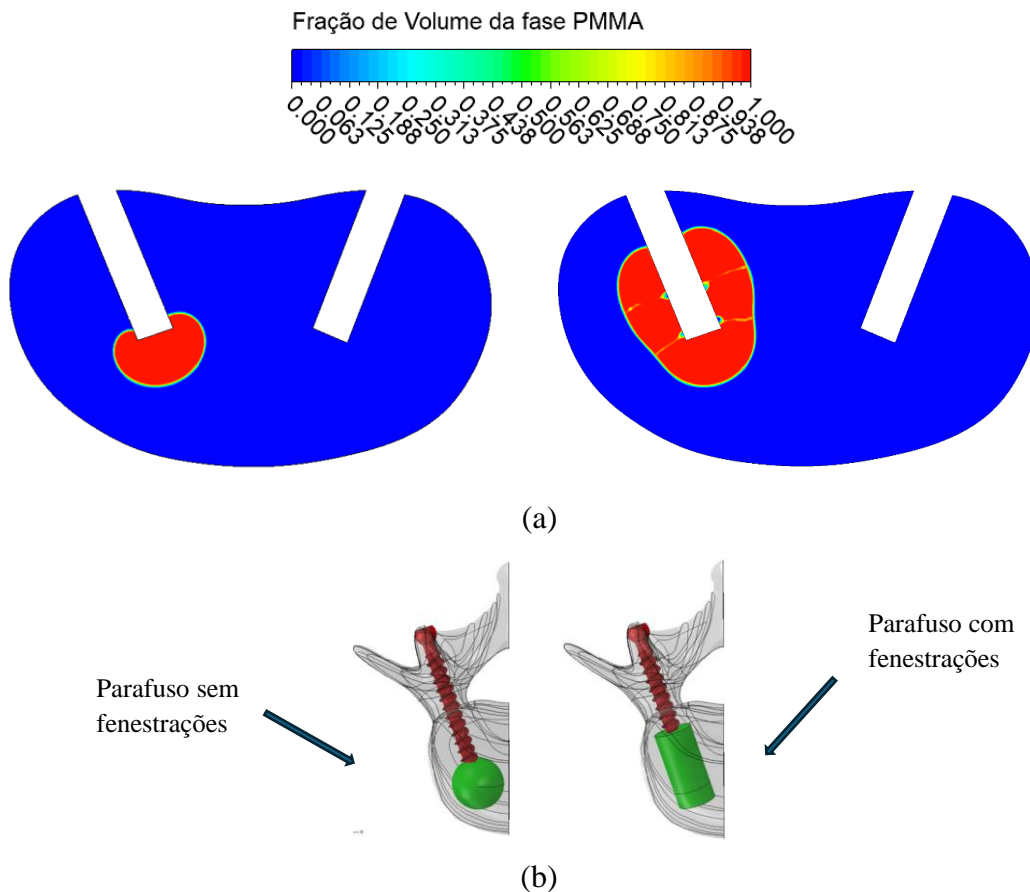
Os resultados da atual análise indicam que ao utilizar-se parafusos fenestrados, mesmo injetando uma quantidade menor de cimento, o fato das fenestrações permitirem a injeção através da haste do parafuso, possibilitam um espalhamento mais uniforme ao redor de uma área maior do parafuso, comportamento 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 4.14-(a) compara a injeção de cimento através de parafusos com e sem fenestras aos 120 segundos de simulação. Na Figura 4.14-(b) pode ser observado o comportamento do espalhamento de cimento através de parafusos com e sem fenestras reportado por Wang *et al.* (2014).

Figura 4.14 - Comparação da injeção de PMMA através de parafuso com e sem fenestras: (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 4.14-(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 4.14-(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 4.8 está representada a área A_s invadida pelo cimento quando injetado através de parafusos com e sem fenestrações.

Tabela 4.8 - Área da pluma de cimento injetado através de parafusos com e sem fenestras

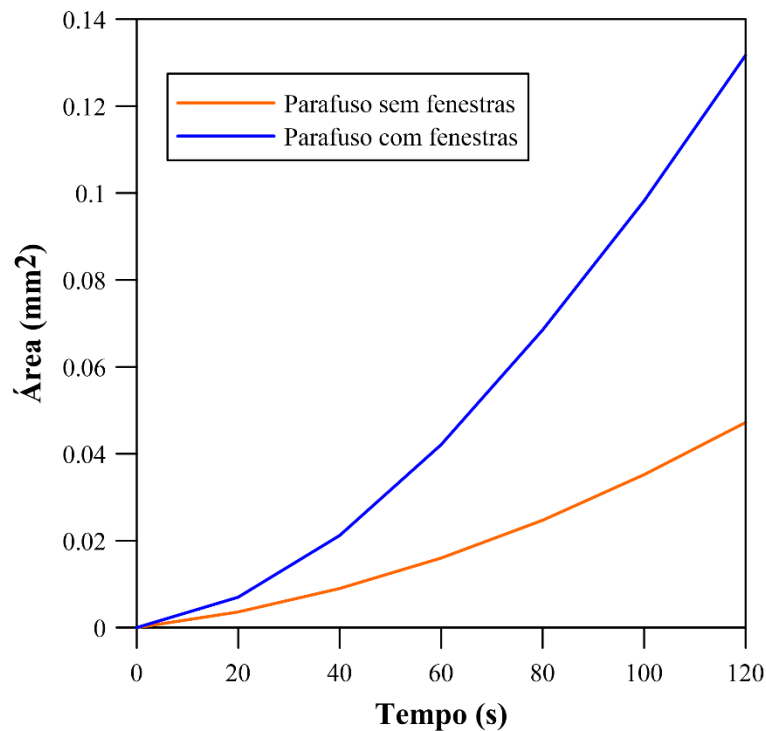
Tempo (s)	Parafuso sem fenestras (mm²)	Parafuso com fenestras (mm²)
20	0,0036	0,0070
40	0,0090	0,0212
60	0,0160	0,0421
80	0,0247	0,0685
100	0,0352	0,0982
120	0,0472	0,1317

Fonte: A autora (2023).

Como esperado, a entrega de cimento é maior quando injetado através de parafusos pediculares fenestrados, dessa forma, uma mesma quantidade de cimento pode ser injetada através de parafusos pediculares fenestrados num menor tempo quando comparado com os parafusos sem fenestrações.

A Figura 4.15, apresenta uma comparação da área obtida a partir da injeção através de parafusos pediculares com e sem fenestrações.

Figura 4.15 - Área da pluma de cimento injetado através de parafusos com e sem fenestras



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 4.15 também ratifica que a utilização de parafusos fenestrados pode reduzir o tempo necessário para injetar maiores quantidades de cimento.

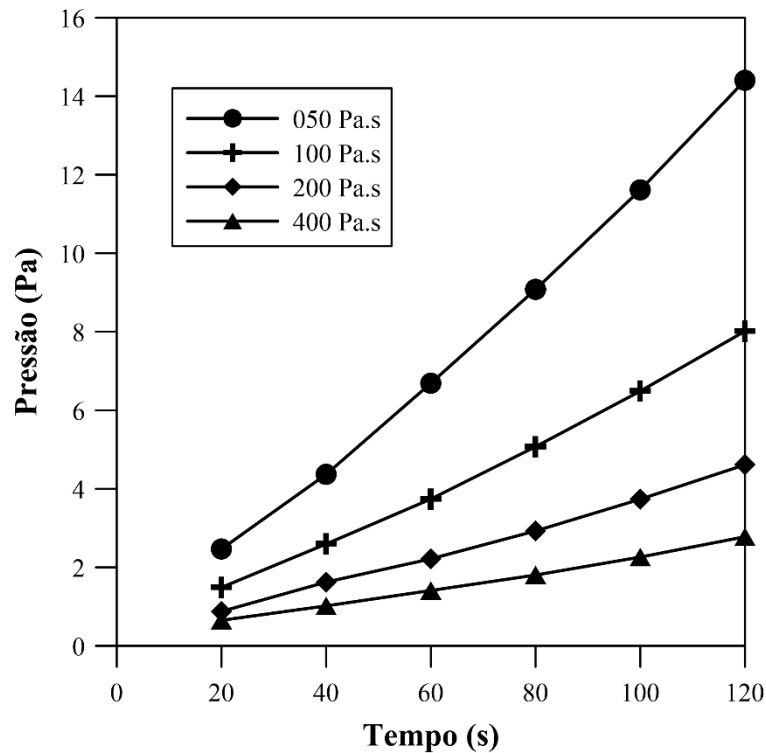
A maior preocupação com a injeção de cimento é a possibilidade de vazamento que pode causar diversos danos à saúde do paciente, e maiores quantidades de cimento aumentam o risco de vazamento. Baroud *et al.* (2006), indicam que o aumento da viscosidade do cimento pode reduzir as chances de vazamento. 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.

4.4. Influência da viscosidade do cimento

Com a finalidade de se avaliar o efeito da viscosidade do cimento ósseo na vértebra, foram realizadas mudanças na viscosidade de 50, 100, 200 e 400 Pa.s e avaliada a variação da pressão interna da vértebra, referente aos casos 10, 11, 12 e 13 do Quadro 3.2.

A Figura 4.16 mostra a pressão interna da vértebra em função do tempo, para as diferentes viscosidades consideradas.

Figura 4.16 - Pressão interna em função do tempo



Fonte: A autora (2023).

O gráfico mostra que com o aumento da viscosidade, a pressão interna da vértebra diminui, isso pode ser explicado pelo fato de que à medida que a viscosidade aumenta a quantidade de cimento injetado é reduzida, devido a maior resistência ao escoamento, assim há uma menor compressão da medula óssea, inicialmente dentro da vértebra, acarretando a diminuição da pressão interna.

Observa-se também, para todas as viscosidades de cimento consideradas, que a pressão interna aumenta ao longo do tempo, comportamento este esperado, uma vez que, à medida que o cimento vai sendo injetado ao longo do tempo, a quantidade de cimento no interior da vértebra

tende a aumentar, comprimindo cada vez mais a medula óssea e, conseqüentemente, aumentando a pressão interna.

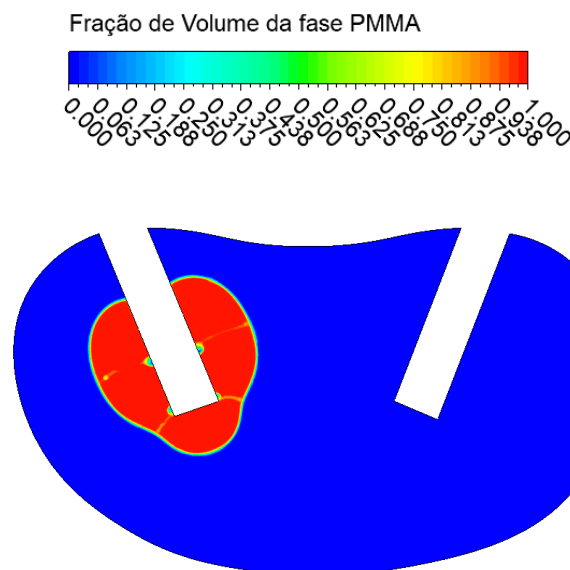
É possível visualizar, ainda, que quando o cimento é injetado a 50 Pa.s, há um aumento consideravelmente maior da pressão interna quando comparado ao cimento injetado a 400 Pa.s. Isso acontece pelo fato de que com uma menor viscosidade o cimento infiltra-se na vértebra com mais facilidade, resultando em um aumento considerável da quantidade de cimento injetada. Ao ocupar uma área maior no interior da vértebra, a pressão tende a aumentar significativamente.

4.5. Influência da vazão de cimento

Com o intuito de analisar a influência da vazão de injeção de cimento ósseo na vértebra através de parafusos canulados fenestrados, realizou-se simulações referentes aos casos 14, 15 e 16 do Quadro 3.2. Nestes casos, foram variadas as vazões de entrada de cimento ósseo, mantendo-se as propriedades físicas e parâmetros constantes, assumindo 0,19 g/s (LOEFFEL *et al.*, 2008), 0,23 g/s (BOHNER *et al.*, 2003) e 0,33 g/s (BAROUD *et al.*, 2004).

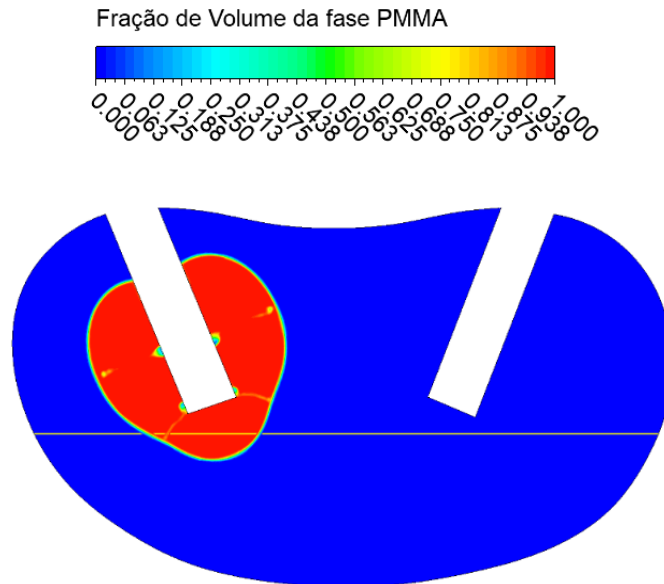
Nas Figuras 4.17, 4.18 e 4.19 estão representadas as distribuições da fração volumétrica do cimento no tempo igual a 120 segundos, onde é possível observar uma distribuição de cimento uniforme ao longo do parafuso.

Figura 4.17 - Distribuição do cimento ósseo para uma vazão de 0,19 g/s



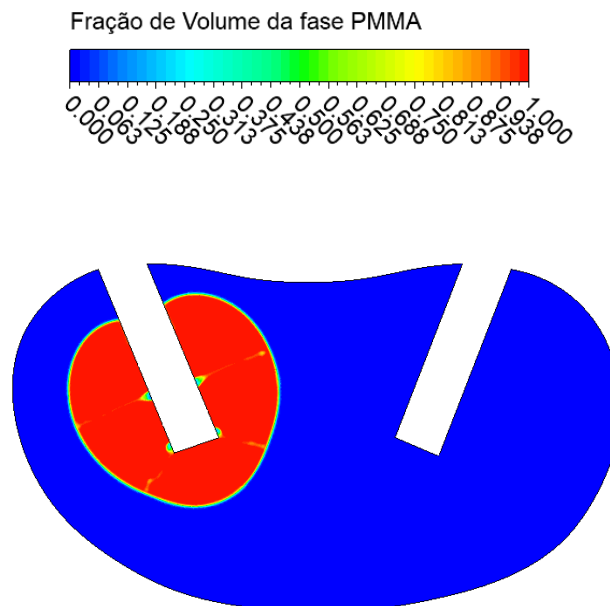
Fonte: A autora (2023).

Figura 4.18 - Distribuição do cimento ósseo para uma vazão de 0,23 g/s



Fonte: A autora (2023).

Figura 4.19 - Distribuição do cimento ósseo para uma vazão de 0,33 g/s



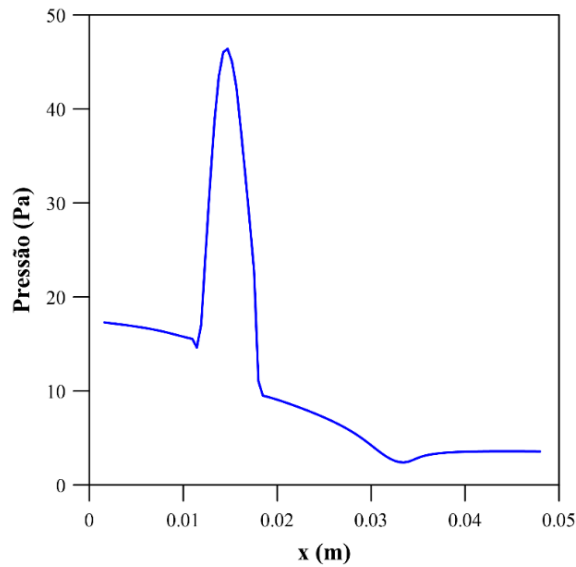
Fonte: A autora (2023).

Pode-se observar que os perfis de espalhamento se mantêm semelhantes com relação à pluma de cimento ósseo, variando o tamanho da pluma de cimento de acordo com a taxa de

injeção, nota-se também uma maior área preenchida com cimento à medida que a vazão de cimento aumenta.

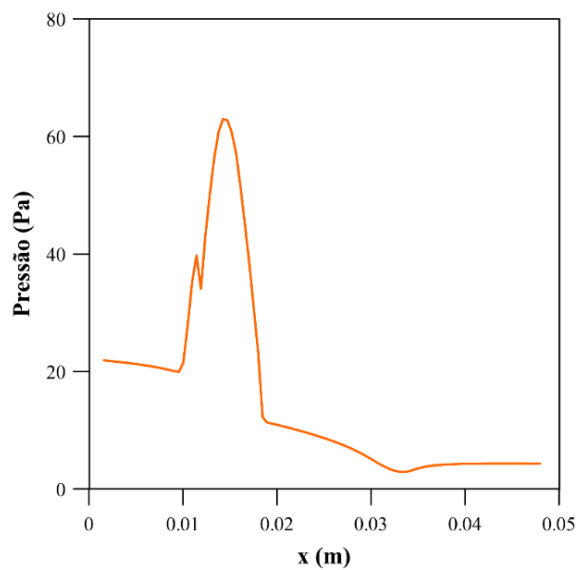
Nas Figuras 4.20, 4.21 e 4.22 estão representados o perfil de pressão em função da posição x (m), referente à linha L criada a partir dos pontos cujas coordenadas são: (0,0016; 0,012; 0) e (0,048; 0,012; 0), ilustrada na Figura 4.18.

Figura 4.20 - Pressão na linha L em função da posição x para uma vazão de 0,19 g/s



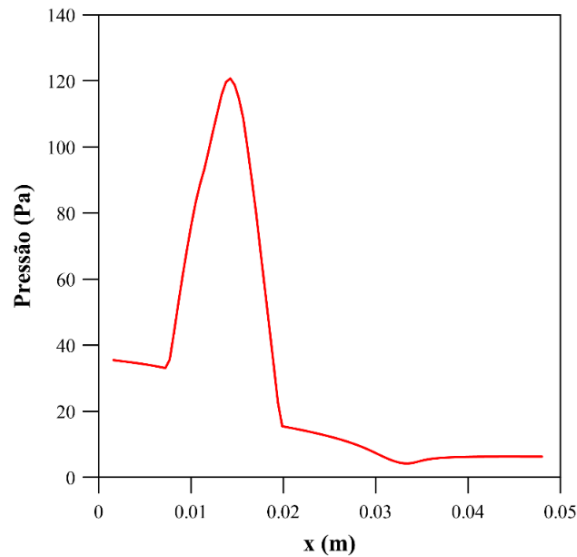
Fonte: A autora (2023).

Figura 4.21 - Pressão na linha L em função da posição x para uma vazão de 0,23 g/s



Fonte: A autora (2023).

Figura 4.22 - Pressão na linha L em função da posição x para uma vazão de 0,33 g/s

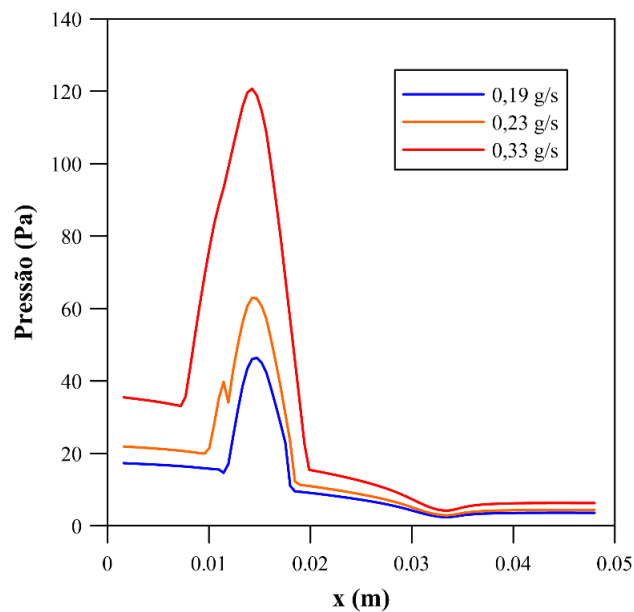


Fonte: A autora (2023).

Estas figuras ilustram que os perfis de pressão interna apresentam um comportamento semelhante, sendo observado picos de pressão nas regiões de entrada do cimento. Este comportamento se deve ao fato da distribuição de cimento ser semelhante para as diferentes vazões consideradas.

A Figura 4.23 apresenta uma comparação dos perfis de pressão em função da posição x para as vazões 0,19, 0,23 e 0,33 g/s.

Figura 4.23 - Comparação dos perfis de pressão em função da posição x



Fonte: A autora (2023).

A partir desta figura é possível observar claramente a influência do aumento da vazão de injeção do cimento ósseo na vértebra, sendo possível observar que com o aumento de vazão existe também um aumento considerável na pressão interna, principalmente quando se comparam as vazões de 0,23 e 0,33 g/s. O aumento da pressão pode ser explicado pelo fato de que à medida que o osso fica mais saturado de cimento ósseo, a medula óssea inicialmente dentro da vértebra, tende a comprimir-se, aumentando a pressão.

Por outro lado, na região próxima a inserção do segundo parafuso observa-se uma pequena diminuição na pressão, o que pode indicar que a utilização de um segundo parafuso pode ser útil para aliviar a pressão no interior da vértebra.

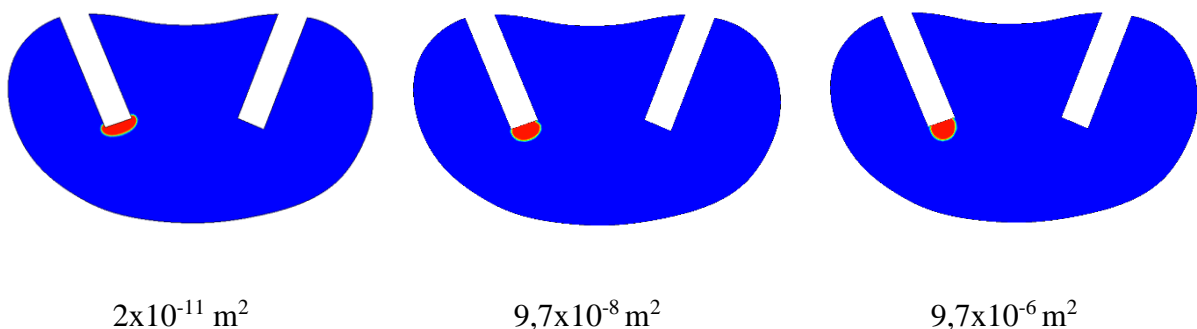
Os resultados sugerem que a utilização de baixas vazões de injeção de cimento ósseo através de parafusos pediculares fenestrados favorecem a redução da pressão interna na vértebra, além de proporcionar um espalhamento de cimento que cobre uma maior área do parafuso de maneira uniforme.

4.6. Influência da permeabilidade da vértebra

Para avaliar a influência da permeabilidade do corpo vertebral na forma como o cimento ósseo se espalha, foram feitas mais três simulações (casos 17, 18 e 19 do Quadro 3.2) com a vazão de entrada de 0,19 g/s, fixa e variações na permeabilidade de $2 \times 10^{-11} \text{ m}^2$ (Nauman *et al.*, 1999), $9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$ (BAROUD *et al.*, 2006) e $9,7 \times 10^{-6} \text{ m}^2$ (valor arbitrário).

A Figura 4.24 apresenta as distribuições da fração volumétrica do cimento no tempo igual a 40 segundos, onde é possível observar o comportamento do espalhamento do cimento para as diferentes permeabilidades adotadas.

Figura 4.24 - Perfil de espalhamento do cimento em função da permeabilidade



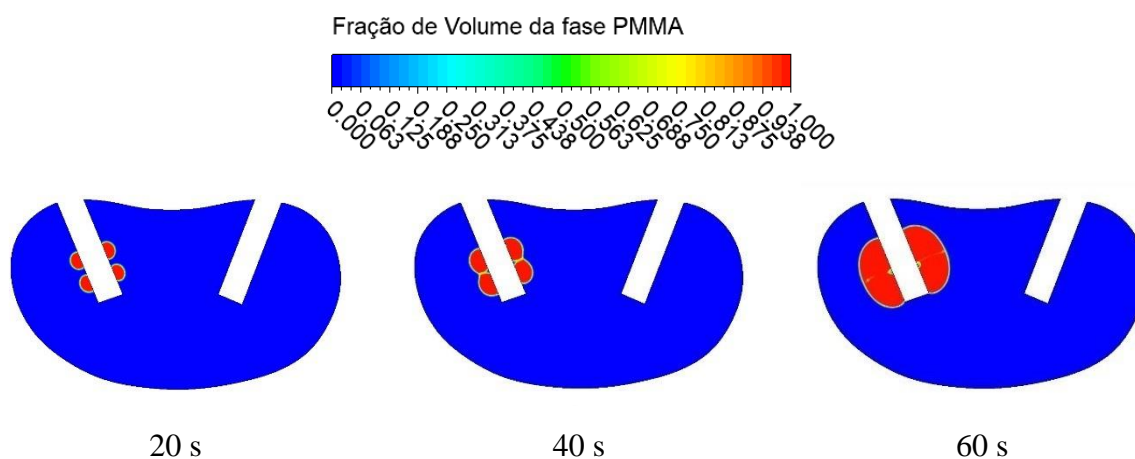
Fonte: A autora (2023).

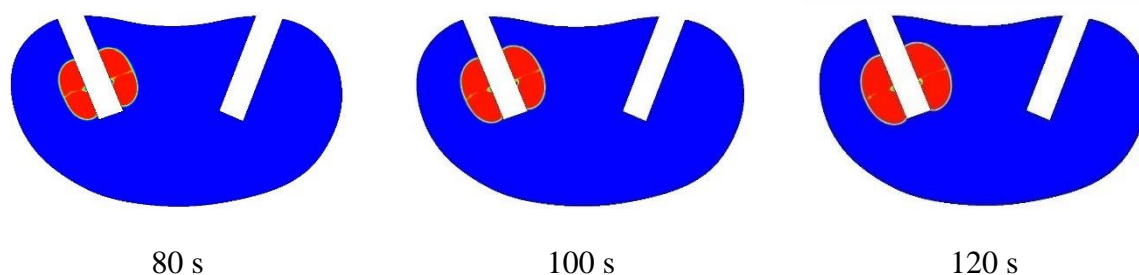
Pode-se observar que uma menor permeabilidade faz com que o cimento ósseo se espalhasse mais facilmente na direção transversal, enquanto a permeabilidade mais alta promoveu um melhor espalhamento na direção longitudinal. Estes resultados corroboram com resultados obtidos por Nauman *et al.* (1999), que relataram que para valores elevados de permeabilidade, o PMMA fluirá mais facilmente na direção longitudinal do que na direção transversal.

Dessa forma, numa vértebra com alta permeabilidade, para que o PMMA se espalhe mais facilmente na direção transversal, são necessárias maiores diferenças de pressão nesta direção, o que pode ser alcançável se o fluxo for de alguma forma restringido na direção longitudinal, o que pode ser obtido com a utilização de um parafuso com fenestrações e parcialmente canulado, neste tipo de parafuso sua ponta é fechada como o ilustrado na Figura 2.13 no Capítulo 2.

Para avaliar a distribuição de cimento ósseo quando injetado através de parafusos parcialmente canulados, considerou-se o caso 20 do Quadro 3.2. Na Figura 4.25 está representado 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 deste tipo de parafuso. Neste caso, a simulação foi realizada com permeabilidade fixa de $9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$ (BAROUD *et al.*, 2006).

Figura 4.25 - Evolução da injeção de PMMA através de parafuso parcialmente canulado ao longo do tempo



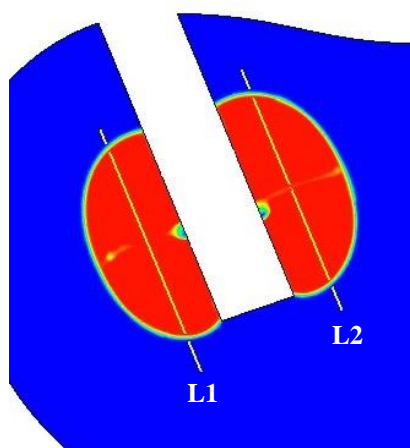


Fonte: A autora (2024).

Pode-se observar que ao fechar a ponta do parafuso, o cimento ósseo tende a envolver o parafuso de forma simétrica se espalhando mais facilmente na direção transversal, o que corrobora com os resultados reportados Nauman *et al.* (1999). O resultado indica ainda que ao utilizar-se parafusos parcialmente canulados, onde o cimento ósseo é distribuído através das fenestrações do parafuso, é possível obter-se um espalhamento simétrico e mais concentrado na haste do parafuso. Este comportamento também pode favorecer a estabilidade do parafuso, conforme observado no estudo de Gonzáles *et al.* (2018), em que os autores observaram que a distribuição simétrica do fluxo de cimento ao redor do parafuso pedicular melhora a fixação do parafuso no corpo vertebral.

A Figura 4.26, mostra as linhas L1 e L2 criadas a partir dos pontos cujas coordenadas para a 1ª linha L1 são (0,007; 0,023; 0) e (0,012; 0,011; 0) e para a 2ª linha L2 são (0,014; 0,026; 0) e (0,019; 0,014; 0). Estas linhas foram distribuídas próximas as fenestrações do parafuso com o intuito de avaliar o comportamento da pressão nessa região.

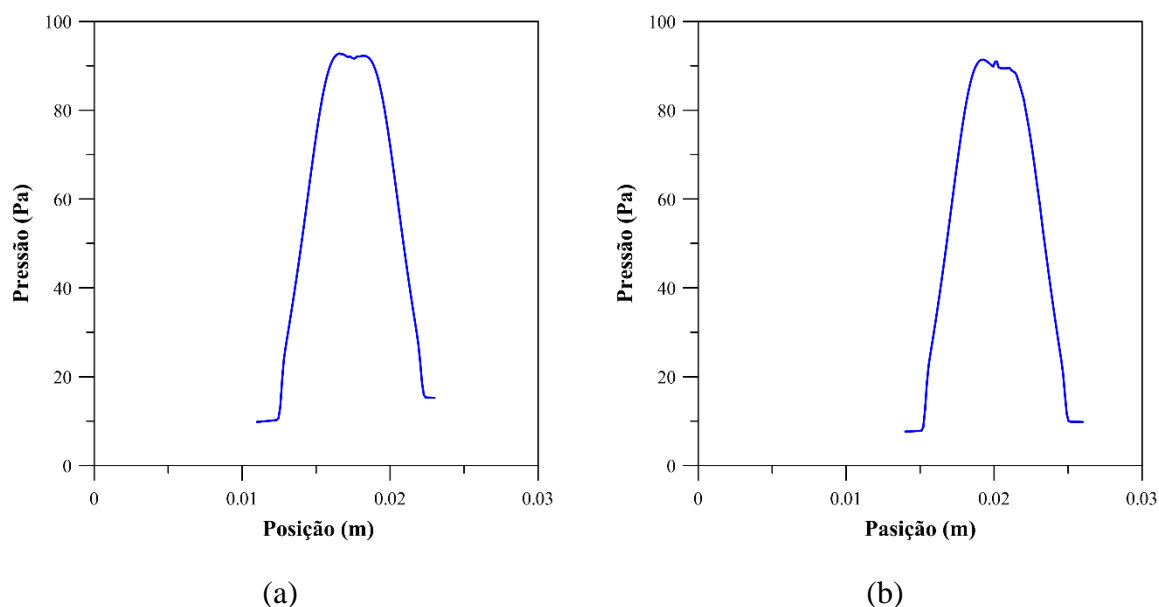
Figura 4.26 – Posição das linhas L1 e L2



Fonte: A autora (2024).

Na Figura 4.27, estão representados os perfis de pressão em função da posição (m), ao longo das linhas L1 e L2.

Figura 4.27 - Perfis de pressão em função da posição para as linhas: (a) L1 e (b) L2

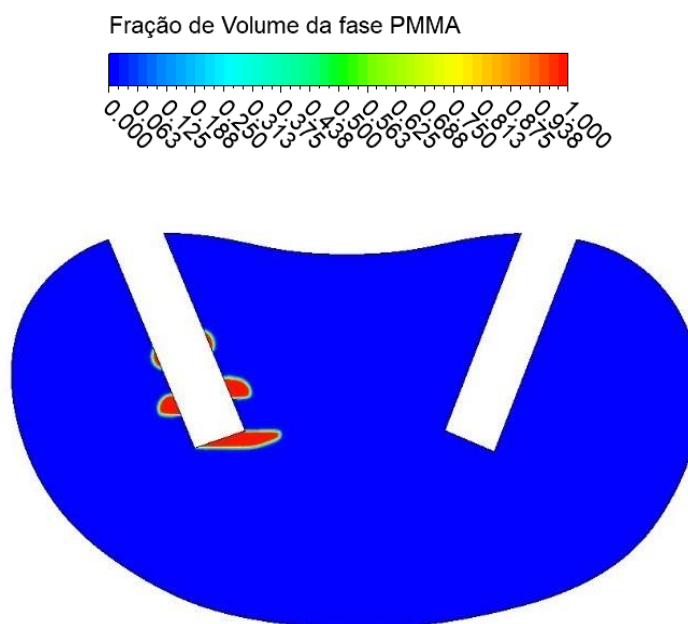


Fonte: A autora (2024).

Pode-se observar que as duas curvas, tanto para a pressão ao longo da linha L1 quanto para a pressão ao longo da linha L2, apresentam comportamento semelhante, sendo observado picos de pressão praticamente iguais para as duas posições consideradas. Este resultado ratifica o comportamento simétrico observado quanto a distribuição do cimento ósseo injetado através do parafuso parcialmente canulado.

Ainda no que diz respeito a permeabilidade da vértebra simulou-se o caso 21 para representar uma situação anisotrópica. Para produzir um efeito de anisotropia durante o processo de injeção de cimento ósseo foi considerada uma permeabilidade de $2 \times 10^{-11} \text{ m}^2$ na direção transversal e $9,7 \times 10^{-8} \text{ m}^2$ na direção longitudinal. A Figura 4.28 mostra o perfil da distribuição de cimento ósseo para este caso.

Figura 4.28 – Distribuição do PMMA na vértebra



Fonte: A autora (2024).

Ao contrário do que foi observado para o caso isotrópico, o perfil de cimento injetado na vértebra neste caso não apresenta um padrão de distribuição de cimento ósseo simétrico. No entanto, como esperado, o comportamento do escoamento exibe um fluxo preferencial do cimento na direção transversal, que é a direção em que se considerou uma permeabilidade menor, o que ratifica o resultado apresentado no início desta seção, onde foi observado que uma menor permeabilidade faz com que o cimento ósseo se espalhasse mais facilmente na direção transversal. Além disso, observa-se que o fluxo de cimento que escoar na ponta do parafuso tende a se distribuir no sentido em que está posicionado o segundo parafuso, isso leva à possibilidade de que o cimento injetado tenha encontrado um caminho preferencial nesse sentido em vez de permanecer no entorno do parafuso.

4.7. Modelo tridimensional

Com o objetivo de avaliar a não dependência dos resultados com relação a malha utilizada para o domínio tridimensional, foi realizada a análise de dependência de malha, referente aos casos 22, 23 e 24 do Quadro 3.2. Para isto, foi utilizado o método do Índice de Convergência de Malha (ICM).

4.7.1. Análise do ICM para o modelo 3D

A análise da dependência de malha foi realizada adotando-se o método do ICM, descrito na Seção 2.11. Assim como no caso bidimensional, foram geradas três malhas denominadas M1, M2 e M3, com diferentes refinamentos, sendo M1 a malha mais refinada, M2 a malha intermediária e M3 a malha que apresenta o menor número de elementos. Na Tabela 4.9, pode-se observar as malhas utilizadas, o número de elementos estabelecidos durante sua geração, além do tamanho representativo dos elementos.

Tabela 4.9 - Malhas utilizadas na análise do ICM para o estudo 3D

Malha	Número de Elementos	h
M1	656785	$2,515 \times 10^{-4}$
M2	164433	$3,990 \times 10^{-4}$
M3	56543	$5,696 \times 10^{-4}$

Fonte: A autora (2024).

Para avaliar a independência dos resultados em relação as malhas no processo de injeção de cimento ósseo no interior da vértebra, foram realizadas simulações de 60 segundos considerando-se as mesmas condições iniciais e de contorno utilizados no domínio bidimensional, além dos parâmetros descritos na Tabela 3.6 e no Quadro 3.1.

As tabelas 4.10 e 4.11 apresentam os resultados do estudo de convergência para as variáveis fração volumétrica e pressão para as malhas M1, M2 e M3, em comparação com a solução extrapolada.

Tabela 4.10 – Avaliação do ICM para a variável fração volumétrica

M1	M2	M3	p	ϕ_{ext}^{21}	ICM ₂₁	ICM ₃₂	C	r^p ICM ₂₁
					(%)	(%)		(%)
0,086	0,091	0,105	3,203	0,084	2,247	9,290	0,363	9,855

Fonte: A autora (2024).

Tabela 4.11 - Avaliação do ICM para a varável pressão

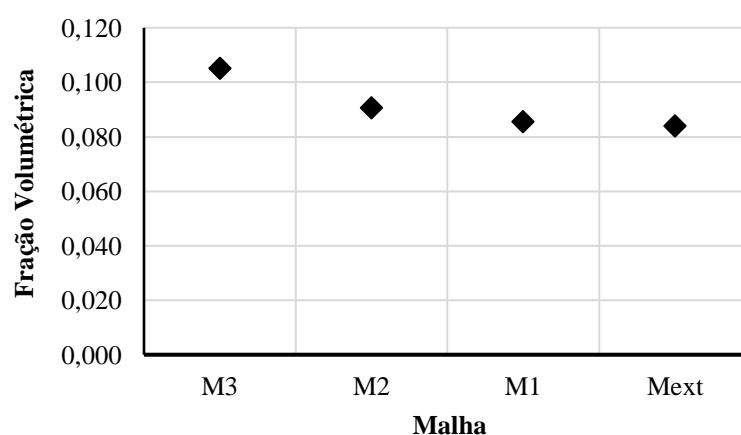
M1	M2	M3	p	ϕ_{ext}^{21}	ICM ₂₁	ICM ₃₂	C	r^p ICM ₂₁
(Pa)	(Pa)	(Pa)		(Pa)	(%)	(%)		(%)
11,037	11,376	12,691	4,096	10,977	0,682	4,385	0,258	4,519

Fonte: A autora (2024).

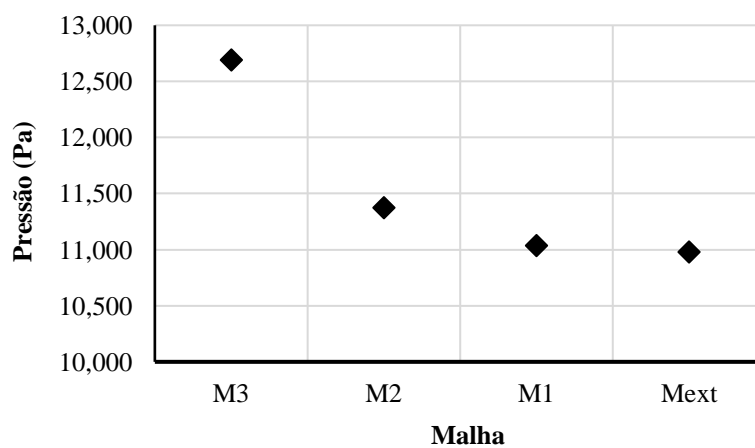
De acordo com os resultados apresentados nas Tabelas 4.10 e 4.11, é possível observar que $ICM_{21} < ICM_{32}$, o que indica que a dependência dos resultados em relação ao tamanho dos elementos da malha foi reduzido e se aproxima de uma solução independente da malha. Os índices ICM_{21} e ICM_{32} estão dentro do limite de 10% conforme estabelecido no estudo realizado por Karatekin (1997). Os resultados da solução numérica tendem a um comportamento assintótico permitindo se aproximar da solução exata para estas variáveis devido à proximidade dos valores ICM_{32} e $r^p ICM_{21}$. Para as duas variáveis consideradas, o valor da constante C encontra-se entre 0 e 1, indicando convergência monotônica da solução.

A Figura 4.29 apresenta os resultados obtidos para a fração volumétrica e a pressão, para diferentes tamanhos de malha M1, M2 e M3, bem como os valores extrapolados para a malha, em comparação com a solução extrapolada (Mext).

Figura 4.29 – Resultados obtidos para: (a) Fração volumétrica e (b) Pressão



(a)



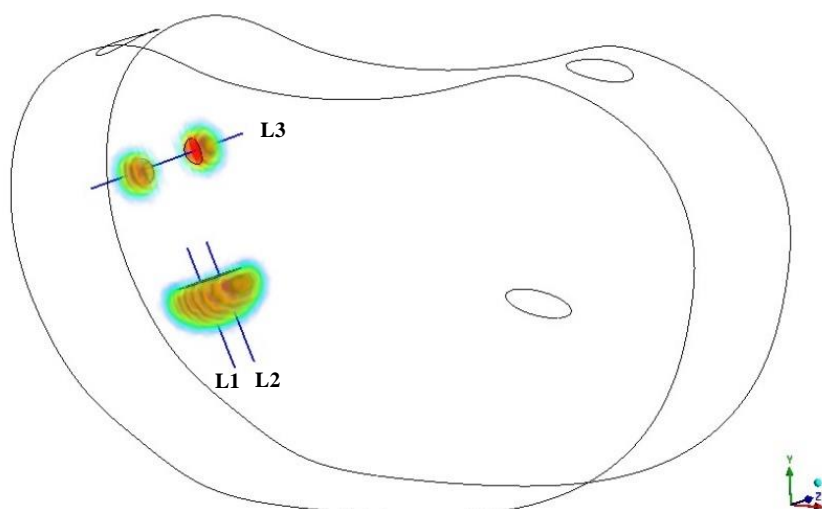
(b)

Fonte: A autora (2024).

Os resultados apresentados na figura, indicam que quanto mais refinada a malha, mais a solução se aproxima do valor assintótico da solução da malha extrapolada Mext, sendo a solução da malha M1 a que mais se aproximou. Para os casos analisados, a solução extrapolada representa uma estimativa da solução exata das variáveis estudadas.

Ainda no estudo da independência dos resultados em relação a malha, foram traçadas três linhas distribuídas nas regiões de entrada de cimento ósseo em três posições diferentes, conforme ilustrado na Figura 4.30. Para a 1ª linha L1 foram tomados dois pontos cujas coordenadas são: (0,01; 0,016; 0,004) e (0,013; 0,009; 0,004), para a 2ª linha L2 (0,01; 0,016; 0,006) e (0,013; 0,009; 0,006) e para a 3ª linha L3 (0,003; 0,019; 0,0045) e (0,014; 0,023; 0,0045).

Figura 4.30 – Posições das linhas L1, L2 e L3 no domínio de estudo



Fonte: A autora (2024).

A Tabela 4.12 apresenta os resultados do estudo do ICM para a variável pressão ao longo das linhas L1, L2 e L3, para diferentes tamanhos de malha M1, M2 e M3.

Tabela 4.12 – Resultados do ICM para a varável pressão

Linha	M1	M2	M3	ϕ_{ext}^{21}	ICM₂₁	ICM₃₂	C	r^p ICM₂₁
	(Pa)	(Pa)	(Pa)	(Pa)	(%)	(%)		(%)
L1	51,434	51,508	54,155	51,433	0,002	0,182	0,028	0,182
L2	51,435	52,330	54,083	50,971	1,128	3,247	0,511	3,303
L3	45,221	44,304	37,410	45,287	0,182	2,772	0,133	2,715

Fonte: A autora (2024).

A partir dos resultados obtidos, observa-se uma diminuição do valor do ICM_{32} para o ICM_{21} o que indica que a solução se aproxima da independência dos resultados em relação a malha para esta variável. Comparando-se os valores de ICM_{32} e $r^p ICM_{21}$ pode-se observar que a solução numérica tende a um comportamento assintótico permitindo se aproximar da solução exata para esta variável, devido à proximidade destes valores.

A Tabela 4.13 apresenta o resultado do ICM para a varável fração volumétrica ao longo das linhas posicionadas nas regiões de entrada do cimento ósseo.

Tabela 4.13 - Resultados do ICM para a varável fração volumétrica

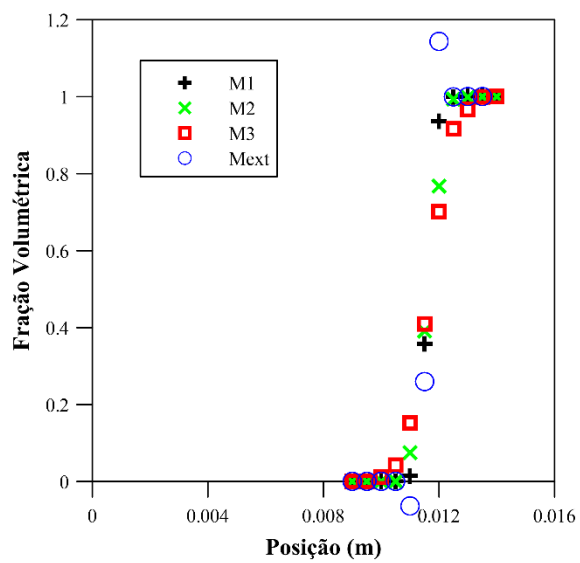
Linha	M1	M2	M3	ϕ_{ext}^{21}	ICM_{21} (%)	ICM_{32} (%)	C	$r^p ICM_{21}$ (%)
L1	0,483	0,475	0,473	0,490	1,872	0,938	2,875	3,795
L2	0,492	0,476	0,462	0,634	35,929	41,521	1,176	40,127
L3	0,393	0,379	0,349	0,400	2,208	7,064	0,489	6,804

Fonte: A autora (2024).

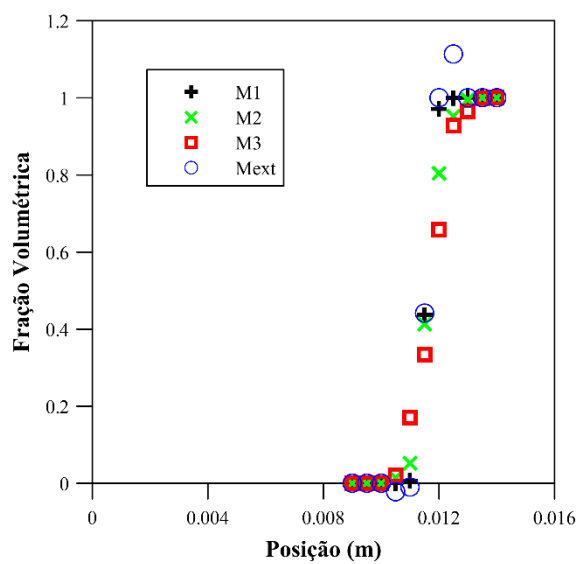
Analisando a Tabela 4.13, percebe-se que a dependência dos resultados desta variável em relação ao tamanho dos elementos da malha foi reduzido e se aproxima de uma solução independente da malha quando considera-se os resultados obtidos sobre a linha L3, os quais satisfazem os critérios de convergência descritos pelo método do ICM. No entanto, considerando-se os resultados obtidos sobre as linhas L1 e L2, verifica-se que o valor de C é maior que 1, o que indica divergência da solução para esta variável sobre estas linhas. Assim, melhores resultados podem ser obtidos realizando-se um melhor refinamento da malha nesta região.

A Figura 4.31 ilustra os valores dos perfis de fração volumétrica ao longo das linhas L1, L2 e L3 para as malhas M1, M2 e M3, em comparação com a solução da malha extrapolada.

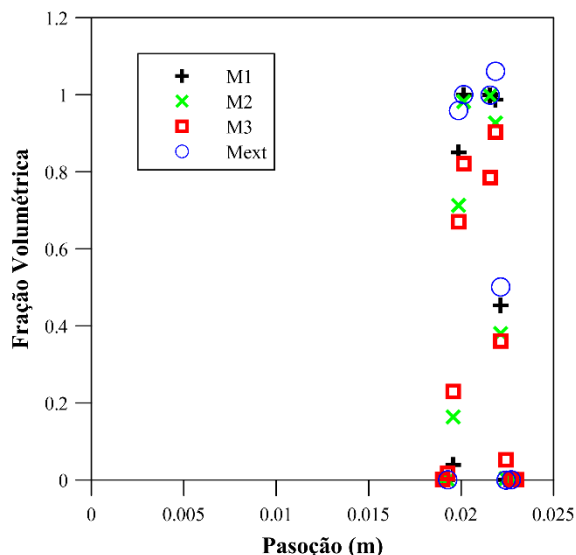
Figura 4.31 – Perfil de fração volumétrica ao longo das linhas (a) L1, (b) L2 e (c) L3, para diferentes malhas



(a)



(b)



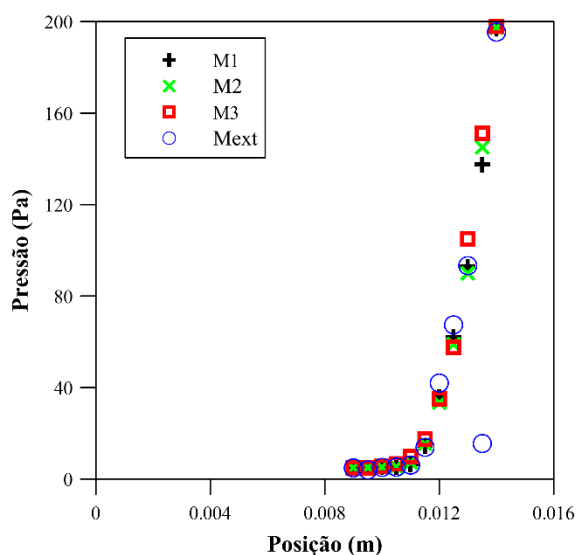
(c)

Fonte: A autora (2024).

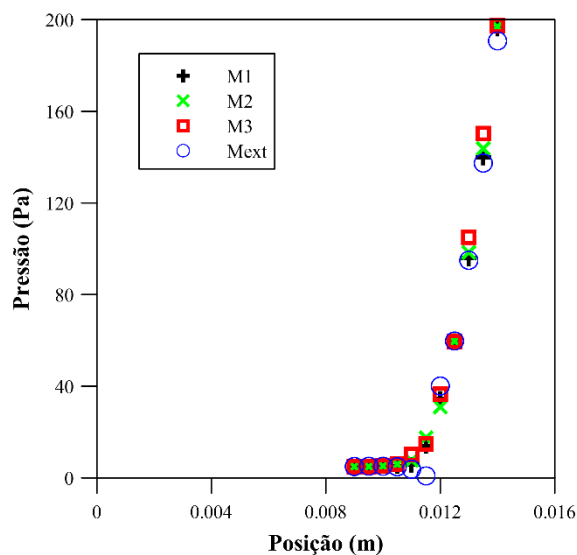
O perfil da fração volumétrica ao longo das linhas consideradas indica maior discrepâncias dos resultados em relação a malha extrapolada na região próxima a interface devidos aos altos gradientes nesta região, o que indica necessidade de maior refinamento próximo a interface. No entanto, é possível observar que para esta variável a solução obtida da malha M1 foi a que mais se aproximou da solução extrapolada para as três linhas consideradas.

Os valores dos perfis de pressão ao longo das linhas L1, L2 e L3, para as malhas M1, M2 e M3, em comparação com a solução da malha extrapolada, estão ilustrados na Figura 4.32.

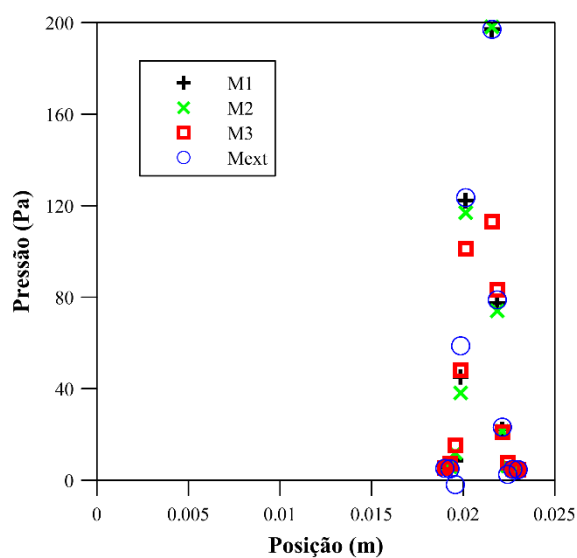
Figura 4.32 – Perfil de pressão ao longo das linhas (a) L1, (b) L2 e (c) L3, para diferentes malhas



(a)



(b)



(c)

Fonte: A autora (2024).

Analisando-se os resultados obtidos, é possível observar que, para esta variável, houve uma melhor concordância dos resultados em comparação com os resultados obtidos para a malha extrapolada, percebe-se que há uma maior semelhança entre os perfis de pressão. Observando-se as regiões da interface onde os gradientes são maiores, nota-se que a malha M3, que é a menos refinada, foi a que mais se distanciou da solução extrapolada. A malha que mais se aproxima do valor assintótico é a malha M1, que é a mais refinada.

Os parâmetros de convergência de malha confirmam que, com o refinamento da malha, a solução tende a se aproximar do valor assintótico da solução extrapolada, ou seja, as malhas

não interferem nos resultados obtidos. Além disso, de acordo com os resultados apresentados, pode-se afirmar que a solução extrapolada está próxima da solução exata.

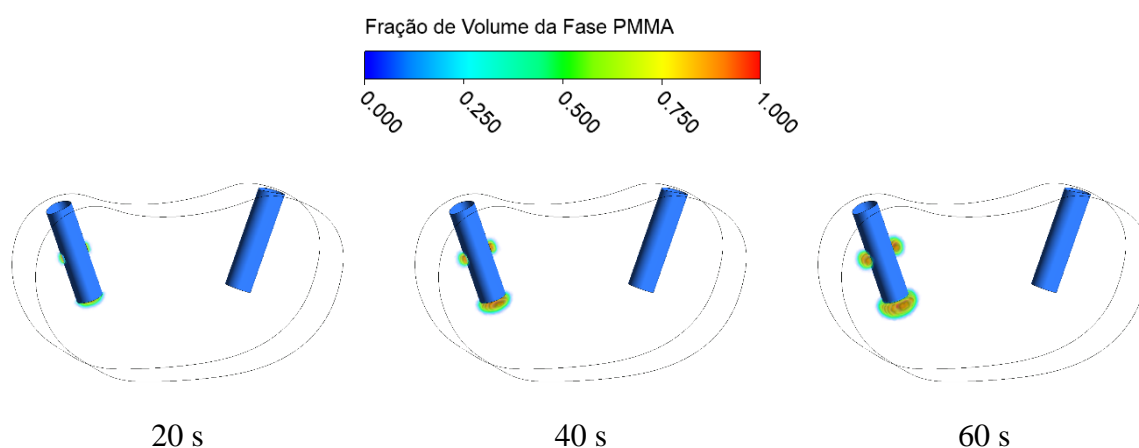
O estudo do ICM indicou que, melhores resultados podem ser obtidos com um melhoramento no refinamento da malha numérica, ciente de que isto pode aumentar consideravelmente o tempo de simulação, entretanto, maiores refinamentos não foram aqui explorados em consequência do alto custo computacional e tempos elevados para a obtenção dos resultados.

Por fim, verificou-se, a partir do índice de convergência de malha, que entre as três malhas analisadas, a malha M1 foi a que gerou melhores resultados sendo a escolhida para a realização das simulações.

4.7.2. Influência das fenestrações do parafuso na distribuição de cimento ósseo

Para avaliar a distribuição de cimento ósseo injetado através de parafusos canulados com duas e quatro fenestrações, foram realizadas as simulações dos casos 25 e 26 do Quadro 3.2, respectivamente. As Figuras 4.33 e 4.34 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 4.33 - Evolução da injeção de PMMA através de parafuso com 2 fenestrações ao longo do tempo



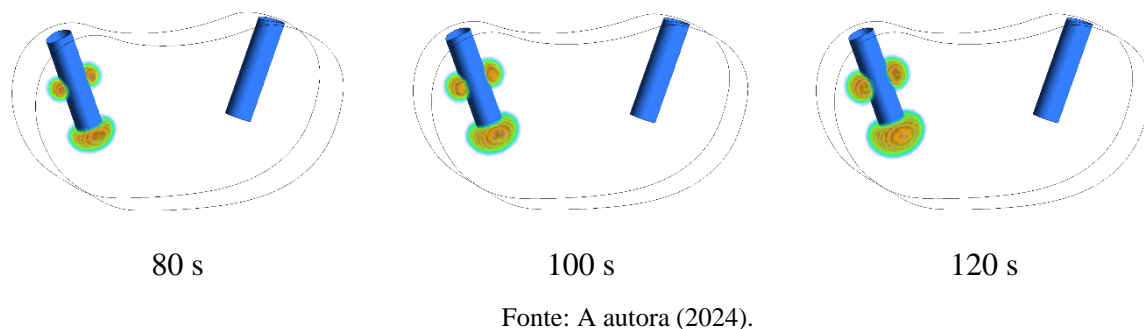
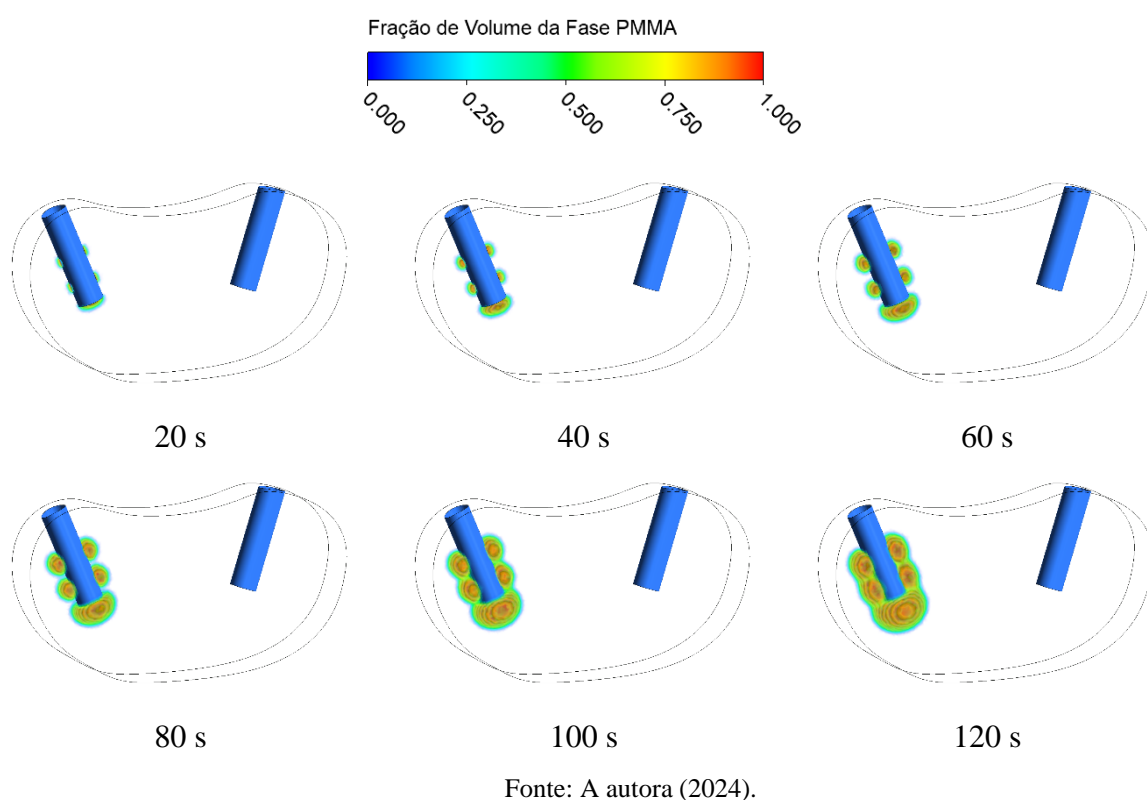


Figura 4.34 - Evolução da injeção de PMMA através de parafuso com 4 fenestrações ao longo do tempo

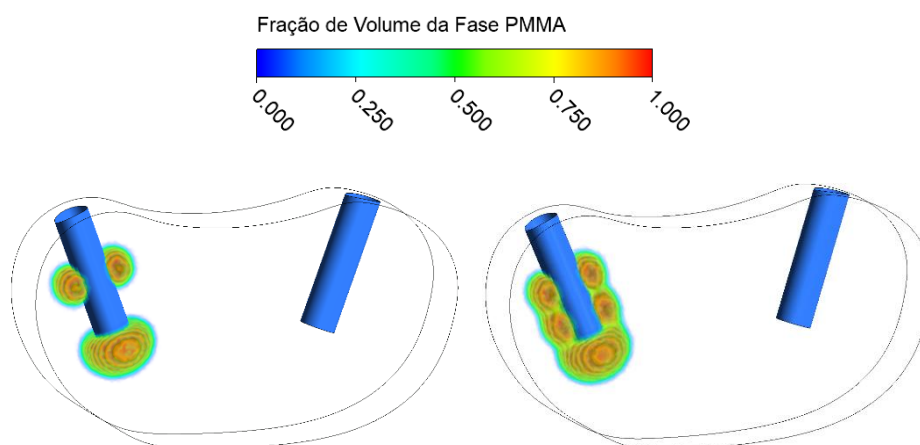


Como pode ser visto nas Figuras 4.33 e 4.34, para ambos os parafusos, o cimento distribuiu-se uniformemente ao redor da haste do parafuso, no entanto, no parafuso com mais fenestrações o cimento envolveu uma maior área da haste. O comportamento observado, quando o cimento é injetado através do parafuso 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 esta quantidade dependerá

do não comprometimento da resistência do parafuso para não sofrer rompimento tendo em vista as fenestras.

A Figura 4.35 compara os perfis de distribuição de cimento ósseo na vértebra no tempo de 120 segundos para um parafuso com duas e quatro fenestrações laterais.

Figura 4.35 - Comparação da injeção de PMMA através de parafuso com 2 e 4 fenestrações



Fonte: A autora (2023).

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

Por fim, como já foi discutido no caso bidimensional estudado anteriormente, é possível injetar PMMA de alta viscosidade através dessa geometria de fenestração com mais facilidade, e cimento de alta viscosidade pode aumentar o efeito de fixação do parafuso. Isso pode representar uma opção mais segura para as cirurgias de coluna, diminuindo os riscos de complicações durante o procedimento. Isto é especialmente importante para as vértebras osteoporóticas que além de ter maior incidência de vazamento de cimento, apresentam maiores dificuldades de fixação do parafuso devido à baixa densidade mineral óssea.

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.

Capítulo 5

Neste capítulo são apresentadas as conclusões obtidas a partir do estudo realizado sobre a distribuição de cimento ósseo à base de PMMA em vértebra através de parafusos pediculares.

5. CONCLUSÕES

O presente trabalho analisou, a partir de simulações numéricas, a distribuição de cimento ósseo à base de PMMA em vértebras através de parafusos pediculares, para tal fim foi utilizada a fluidodinâmica computacional. A partir dos resultados obtidos pode-se concluir que:

- As análises comparativas permitiram verificar uma boa concordância entre os resultados numéricos e os resultados reportados na literatura.
- O modelo matemático proposto foi capaz de prever o comportamento da distribuição de cimento ósseo através de parafusos pediculares na vértebra.
- O método do Índice de Convergência de Malha (ICM) mostrou que ao se refinar a malha, a solução tende a se aproximar do valor assintótico da solução extrapolada, fazendo com que as malhas não interfiram na obtenção dos resultados.
- A vazão e a viscosidade do cimento influenciam diretamente na pressão no interior da vértebra para um tempo de injeção constante.
- A utilização de parafusos canulados com fenestrações pode reduzir o risco de vazamento de cimento ósseo e melhorar a estabilidade do parafuso, podendo ser, este parafuso, potencialmente útil no tratamento de pacientes com coluna osteoporótica.
- Os indicadores *MCSD* e Circularidade possibilitaram uma melhor previsibilidade sobre o comportamento do cimento injetado em vértebras através de parafusos pediculares.
- Os resultados obtidos indicam que um cimento ósseo ideal seria aquele que cura rapidamente até 100 Pa.s e permanece abaixo de 200 Pa.s por um longo tempo antes de sofrer o endurecimento final.

- Melhores resultados podem ser obtidos com uma avaliação de um meio anisotrópico e utilização de malha numérica adaptativa, ciente que isto pode aumentar consideravelmente o gasto computacional.
- A utilização de parafusos fenestrados possibilita a injeção de 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.
- O posicionamento e o número de fenestrações dos parafusos podem modificar o fluxo e a distribuição do cimento ósseo na vértebra.
- Os efeitos da quantidade e posicionamento das fenestrações do parafuso precisam ser melhor avaliados possibilitando a realização novas aplicações da fluidodinâmica computacional associado à ortopedia.

5.1. Trabalhos futuros

Como sugestão para trabalhos futuros, tomando como base o estudo aqui desenvolvido, pode-se destacar:

- Analisar os efeitos de variáveis que podem afetar a capacidade de fixação do parafuso, como por exemplo, posicionamento e número de fenestrações.
- Analisar a distribuição de cimento ósseo com características magnéticas em vértebras via CFD.
- Analisar o padrão de espalhamento de cimento com diferentes viscosidades em uma vértebra fraturada.
- Desenvolver um modelo com malha adaptativa e levar em consideração o efeito de diferentes porosidades.

6. 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.
- ANSYS FLUENT. User' s Guide Release 15.0. **ANSYS**, v. 15317, n. November, p. 724–746, 2013.
- ANSYS, Inc. ANSYS Fluent User's Guide, Release 17.2. **ANSYS**, 2016.
- 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.
- BAUM, T; GARCIA, E. G.; BURGKART, R.; GORDIJENKO, O.; LIEBL, H.; JUNGSMANN, P.; GRUBER, M.; ZAHHEL, T.; RUMMENY, E. J.; WALDT, S.; BAUER, J. S. Osteoporosis imaging: effects of bone preservation on MDCT-based trabecular bone microstructure parameters and finite element models. **BMC Medical Imaging**, v. 15, n. 1, p. 22, 2015.
- BLEILER, C.; WAGNER, A.; STADELMANN, V. A.; WINDOLF, M.; KOSTLER, H.; BOGER. A.; RUEGG, B. G.; EHLERS, W.; ROHRLE, O. Multiphasic modelling of bone-cement injection into vertebral cancellous bone. **International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering**, v. 31, p. 37-57, 2015.
- 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.
- CHAVES, I. L. Investigação da dinâmica de formação de gotas no interior de microcanais via técnicas de CFD. Dissertação (Mestrado em Engenharia Química) - **Universidade Federal de Goiás**. Goiânia. p. 1-55, 2020.
- 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.

CHO, W.; CHO, S. K.; WU, C. The biomechanics of pedicle screw-based instrumentation. **J Bone Joint Surg [Br]**. v. 92-B, n. 8, p.1061-1065, 2010.

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.

COLUNAR. **Fratura por osteoporose**. 2021. Disponível em:<<https://www.colunar.com.br/problemas/fratura-por-osteoporose/>>. Acesso em: 08/12/2023.

COOPER, C.; FERRARI, S. **IOF Compendium of Osteoporosis**. [s.l: s.n.], 2017.

CORDERO, N. G. G.; CORDERO, J. O. R. G.; VIEIRA, L. A. G. Vertebroplastia percutânea : uma efetiva técnica cirúrgica minimamente invasiva. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 43, p. 15-22, 2008.

COSTA, F.; ORTOLINA, A.; GALBUSERA, F.; CARDIA, A.; SALA, G.; RONCHI, F.; UCCELLI, C.; GROSSO, R.; FORNARI, M. Pedicle screw cement augmentation. A mechanical pullout study on different cement augmentation techniques. **Medical Engineering and Physics**, v. 38, n. 2, p. 181-186, 2016.

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.

DERAMOND, H.; MATHIS, J. M. Vertebroplasty in Osteoporosis. **Seminars in Musculoskeletal Radiology**, v. 6, n. 3, p. 263-268, 2002.

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.

EORTHOPOD. **Anatomia da coluna lombar**. [s.d.]. Disponível em:<<https://eorthopod.com/category/spine/lumbar-spine/>>. Acesso em: 24/11/2023.

ERDEM, I.; TRUUMES, 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.

ERDEM, M. N.; KARACA, S.; DARI, S.; YUMRUKCAL, F.; TANLI, R. Application of cement on strategic vertebrae in the treatment of the osteoporotic spine. **The Spine Journal**, v. 17, n. 3, p. 328-337, 2017.

FILIPPIADIS, D. K.; MARCIA, S.; MASSALA, S.; DESCHAMPS, F.; KELEKIS, A. Percutaneous Vertebroplasty and Kyphoplasty: Current Status, New Developments and Old Controversies. **CardioVascular and Interventional Radiology**, v. 40, n. 12, p. 1815-1823, 2017.

FORTUNA, A. DE O. Técnicas computacionais para dinâmica dos fluidos. São Paulo: **Editora da Universidade de São Paulo**, 2000.

FRANÇA, Antonio Carlos. Escoamentos em meios porosos: uma análise teórica e experimental dos efeitos dos esforços capilares provocados por percolação de água em elementos de alvenaria. 2000. 51 f. Dissertação (mestrado) - **Universidade Estadual Paulista**, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2000.

FRANCIS, F. O. Hidráulica de meios permeáveis: escoamento em meios porosos. Rio de Janeiro: Interciência; São Paulo: **Ed. Da Universidade de São Paulo**. 1980.

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.

GARZA, D. E. L. A; GUZM, Á. N.; MORPHOMETRY, L. S. Morphometry of Pedicle and Vertebral Body in a Mexican Population by CT and Fluroscopy Morfometr í a del Cuerpo Vertebral y Ped í culo en una. **International Journal of Morphology**, v. 27, n. 4, p. 1299-1303, 2009.

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 vértebrae. **International Orthopaedics**. n. 43, p. 1873-1882, 2018.

HANSEN, J. T. Netter's Clinical Anatomy. 4. ed. Philadelphia: **Elsevier Inc.**, 2019.

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.

HIGGINS, K. B. et al. Biomechanical Alterations in Intact Osteoporotic Spine Due to Synthetic Augmentation : Finite. **Journal of Biomechanical de Engineering**, v. 129, n. August 2007, p. 575-585, 2007.

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.

HOU, Y.; YAO, Q.; ZHANG, G.; DING, L. X.; HUANG, H. Polymethylmethacrylate distribution is associated with recompression after vertebroplasty or kyphoplasty for osteoporotic vertebral compression fractures: A retrospective study. **PLoS ONE**, v. 13, n. 6, p. 1-11, 2018.

JARDIM, C.; MARIANO, C.; JUDAS, F. **Cirurgia de fraturas ósseas na osteoporose fraturas da coluna vertebral**. Coimbra: [s.n.], 2016.

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.

KARATEKIN, I. C. O. Numerical Experiments on Application of Richarson Extrapolation with Nonuniform Grids. **ASME Journal of Fluid Engineering**, v. 119, p. 584-590, 1997.

KARUNAKARAN, S. **Fraturas da Coluna.** 2023 Disponível em:<<http://www.sudishkarunakaran.com/spine-fractures/>>. Acesso em: 24/11/2023.

KOTHARI, K. Percutaneous Vertebroplasty : Current Controversy. **Indian Journal of Pain**, v. 32, n. 3, p. 123-124, 2018.

LANDGRAF, R.; IHLEMANN, J.; KOLMEDER, S.; LION, A.; LEBSACK, H.; KOBER, C. Modelling and simulation of acrylic bone cement injection and curing within the framework of vertebroplasty. **ZAMM Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Mechanik**, v. 95, n. 12, p. 1-26, 2015.

LEE, J. H.; LEE, J.-H.; JIN, Y. Surgical techniques and clinical evidence of vertebroplasty and kyphoplasty for osteoporotic vertebral fractures. **Osteoporosis and Sarcopenia**, v. 3, n. 2, p. 82-89, 2017.

LI, H.; YANG, D. L.; MA, L.; WANG, H.; DING, W. Y.; YANG, S. D. Risk factors associated with adjacent vertebral compression fracture following percutaneous vertebroplasty after menopause: A retrospective study. **Medical Science Monitor**, v. 23, p. 5271-5276, 2017.

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.

LUO, J.; SKRZYPIEC, D. M.; POLLINTINE, P.; ADAMS, M. A.; WILLIAMS, D. J. A.; DOLAN, P. Mechanical efficacy of vertebroplasty: Influence of cement type, BMD, fracture severity, and disc degeneration. **Bone**, v. 40, n. 4, p. 1110-1119, 2007.

MALISKA, C. R. Transferência de calor e mecânica dos fluidos computacional. **Ed. LTC**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos. 2004.

MANSOUR, A.; RAZEQ, N. A.; ABUALI, H.; MAKOSEH, M.; SALEM, N. S.; ABUSHALHA, K.; SALAH, S. Cement pulmonary embolism as a complication of percutaneous vertebroplasty in cancer patients. **BioMed Central**, v. 18, n. 7, p. 1-6, 2018.

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.

MATHIS, J. M.; BARR, J. D.; BELKOFF, S. M.; BARR, M. S.; JENSEN, E. U.; DERAMOND, H. Percutaneous Vertebroplasty : A Developing Standard of Care for Vertebral Compression Fractures. **American Journal of Neuroradiology**, v. 22, n. 2, p. 373-381, 2001.

MEDICAL. **Sistema de osteossíntese tóraco-lombar.** 2023. Disponível em:<<https://www.medicaexpo.com/pt/prod/signus-medical/product-103954-1004998.html>>. Acesso em: 08/12/2023.

MDS FOUNDATION, Inc. O que faz a minha medula óssea? **Myelodysplastic Syndromes Foundation**, Inc., 2014.

NATOUR, J. Coluna Vertebral Conhecimentos Básicos. 2. ed. São Paulo: **ETCetera**. 2014.

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.

OLIVEIRA, R. S. **Propriedades de escala no escoamento de fluido em meio poroso modelado por empacotamento Apoloniano**. Salvador: [s.n.], 2009.

OPPERMANN, M. Estudo com elementos finitos em vértebras lombares após subtração pedicular. Orientador: Lourdes Mattos Brasil. 184 p. Dissertação (Mestrado). Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade da Gama, **Universidade de Brasília**, Brasília, 2016.

PAUDEL, S.; SAENGER, N. Grid refinement study for three dimensional CFD model involving incompressible free surface flow and rotating object. **Computers & Fluids**, v. 134-140, n. ISSN 0045-7930, 2017.

PENG, Y.; DU, X.; HUANG, L.; LI, J.; ZHAN, R.; WANG, W.; XU, B.; WU, C.; PENG, C.; CHEN, S. Optimizing bone cement stiffness for vertebroplasty through biomechanical effects analysis based on patient-specific three-dimensional finite element modeling. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 56, n. 11, p. 2137-2150, 2018.

PONNUSAMY, K. E. et al. Instrumentation of the osteoporotic spine: biomechanical and clinical considerations. **The spine journal: official journal of the North American Spine Society**, v. 11, n. 1, p. 54-63, jan. 2011.

RANADE; R. GEERAERT; H. PANDIT, M. Vertebroplasty : For whom and when. **Maturitas**, v. 118, p. 76-77, 2018.

RAUSCHMANN, M. A.; STECHOW, D. V.; THOMANN, K. D.; SCALE, D. Komplikationen in der Vertebroplastie. **Der Orthopade**, v. 33, p. 40–47, 2004.

REYAD, R. M. et al. Thick cement usage in percutaneous vertebroplasty for malignant vertebral fractures at high risk for cement leakage. **Diagnostic and Interventional Imaging**, v. 98, n. 10, p. 721-728, 2017.

ROACHE, P. J. Perspective: A method for uniform Reporting of Grid Refinement studies. **ASME Journal of Fluids Engineering**, v. 16, p. 405–413, 1994. RODRÍGUEZ, L. J. V.; SANABRIA, M. B. A.; ORTIZ, E. J. R. Embolia pulmonar por metilmetacrilato. **Revista Colombiana de Cardiologia**, v. 25, n. 5, p. 341.e1-341.e5, 2017.

ROSA, E. S. Escoamento multifásico isotérmico: modelos de fluidos e de mistura. Porto Alegre: **Bookman**, 2012.

SALOMÃO, C. E. Osteoporose: O Tamanho do Problema. **ReumatologiaeDor**. Publicado em Junho 29, 2016. Disponível em: <<https://reumatologiaeDor.wordpress.com/2016/07/29/osteoporose-o-tamanho-do-problema/>>. Acesso em: 19/11/2023.

SANTOS, D. A. Estudo experimental e numérico da dinâmica de partículas granulares em um tambor rotatório. 2015. 227 f. Tese (Doutorado em Engenharias) - **Universidade Federal de Uberlândia**, Uberlândia, 2015.

SCHUTZ, S.; GORBACH, G.; PIESCHE, M. Modeling fluid behavior and droplet interactions during liquid-liquid separation in hydrocyclones. **Chemical Engineering Science**, v. 64, p. 3935-3952, 2009.

SILVA, C. V. Introdução ao Ansys CFX. **Erechim**: [s.n.], 2019.

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.

SISODIA, G. B. Methods of predicting vertebral body fractures of the lumbar spine. **World Journal of Orthopedics**, v. 4, n. 4, p. 241-247, 2013.

TEO, J.; WANG, S. C.; TEOH, S. H. Preliminary Study on Biomechanics of Vertebroplasty. **Spine**, v. 32, n. 12, p. 1320-1328, 2007.

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, B. et al. Balloon kyphoplasty versus percutaneous vertebroplasty for osteoporotic vertebral compression fracture: A meta-analysis and systematic review. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, v. 13, n. 1, p. 1-8, 2018.

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.

YI, X. et al. Recompression in new levels after percutaneous vertebroplasty and kyphoplasty compared with conservative treatment. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 134, n. 1, p. 21-30, 2014.

ZDERIC, I.; STEINMETZ, P.; BENNEKER, L. M.; SPRECHER, C.; ROHRLER, O.; WINDOLF, M.; BOGER, A.; GUEORGUIEV, B. Bone cement allocation analysis in artificial cancellous bone structures. **Journal of Orthopaedic Translation**, v. 8, p. 40-48, 2017.

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.

7. APÊNDICE

Tabela 7.1 - Pontos utilizados na construção da geometria

Ponto	x (cm)	y (cm)
P1	0,6909	2,8299
P2	0,1958	2,4797
P3	0,0091	2,0197
P4	0,1142	1,3095
P5	0,2997	0,9700
P6	0,5913	0,0659
P7	0,9274	0,4267
P8	1,3155	0,2396
P9	1,8018	0,1205
P10	2,3308	0,0689
P11	2,8642	0,0856
P12	3,4343	0,1815
P13	3,9848	0,3512
P14	4,4364	0,6438
P15	4,7303	1,0643
P16	4,8859	1,5366
P17	4,8729	1,9652
P18	4,7477	2,3176
P19	4,4905	2,6213
P20	4,0174	2,8293
P21	3,4335	1,3243
P22	3,0818	1,4743
P23	3,6257	2,8760
P24	3,1110	2,8073
P25	2,6502	2,7344
P26	2,1481	2,7319
P27	1,6195	2,8161
P28	1,0824	2,8760
P29	1,3680	2,1849

P30	1,4291	2,0371
P31	1,5055	1,8522
P32	1,5666	1,7044
P33	1,6621	1,4733
P34	1,3029	1,3494
P35	1,2074	1,5805
P36	1,1463	1,7283
P37	1,0699	1,9132
P38	1,0088	2,0610

Fonte: A autora (2022).