



Simulação Computacional da Cimentoplastia na Evolução de Metástases

CATARINA GIL RIBEIRO DE SÁ PIRES

julho de 2024

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DA CIMENTOPLASTIA NA EVOLUÇÃO DE METÁSTASES

Catarina Gil Ribeiro de Sá Pires

**Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica**

Orientador: Maria Arcelina Marques

Co-orientador: Elza Maria Morais Fonseca

Júri:

Presidente:

Prof. Doutor Joaquim Fernando Almeida Alves, ISEP

Vogais:

Prof. Doutora Elza Maria Morais Fonseca, ISEP

Doutora Vânia Cristina Castro Oliveira, Centro Hospitalar Universitário de Santo António

Porto, julho 2024

Resumo

As metástases ósseas resultam da disseminação de células cancerígenas do tumor primário para os ossos. A incidência de metástases ósseas tem aumentado devido à maior longevidade dos pacientes com tumores primários, resultante dos avanços nos tratamentos oncológicos. Em pacientes com múltiplas metástases ósseas, os tratamentos apresentam um carácter paliativo, com o objetivo de melhorar a sua qualidade de vida, através do alívio da dor. As metástases ósseas estão fortemente associadas a fraturas patológicas, nomeadamente no fémur. Nestes casos recorre-se cada vez mais a tratamentos minimamente invasivos, como a cimentoplastia percutânea e a fixação interna com hastes intramedulares.

A presente tese baseou-se no estudo destas duas terapêuticas, através do desenvolvimento de modelos computacionais no programa ANSYS® (versão académica). A realização de análises térmicas e termomecânicas permitiu avaliar o efeito do calor resultante da polimerização de diferentes tipos de cimento ósseo, bem como avaliar os benefícios da combinação com a fixação interna por hastes intramedulares de materiais distintos.

Os resultados destacaram as vantagens da combinação das duas técnicas, em detrimento da cimentoplastia de forma isolada. Além disso, o uso do CMW 3, com haste intramedular de qualquer um dos materiais demonstrou ser a combinação que permite uma melhoria funcional mais significativa.

Palavras-chave: Metástases Ósseas, Cimentoplastia Percutânea, Fixação Interna, *Stress Shielding*, Método dos Elementos Finitos, Análise Termomecânica

Abstract

Bone metastases occur when cancer cells from the primary tumor spread to the bones. The incidence of bone metastases is increasing due to the longer survival of patients with primary tumors, driven by advances in oncological treatments. In patients with multiple bone metastases, care is primarily palliative, aiming to improve their quality of life through pain relief. Bone metastases are strongly associated with pathological fractures, particularly in the femur. In these cases, minimally invasive treatments such as percutaneous cementoplasty and internal fixation with intramedullary nails are growing in popularity.

This thesis focused on studying these two therapies by developing computational models using the ANSYS® software (academic version). Thermal and thermomechanical analyses were conducted to evaluate the heat effect resulting from the polymerization of different types of bone cement and to assess the benefits of combining it with internal fixation using intramedullary nails made from different materials.

The results emphasized the advantages of combining these two techniques over standalone cementoplasty. Furthermore, the use of CMW 3 with an intramedullary nail of either material was shown to provide more significant functional improvement.

Keywords: Bone Metastases, Percutaneous Cementoplasty, Internal Fixation, Stress Shielding, Finite Element Method, Thermomechanical Analysis

Agradecimentos

À Professora Arcelina Marques, pelo acompanhamento e auxílio no decorrer deste trabalho.

À Professora Elza Fonseca, deixo o meu profundo agradecimento, por todas as horas disponibilizadas, pelos conhecimentos transmitidos e pela constante preocupação, paciência e grande dedicação ao longo destes meses.

Ao serviço de Ortopedia do Centro Hospitalar do Porto (CHP), nomeadamente à Dra. Vânia Oliveira e toda a sua equipa médica, pela facilidade na obtenção de imagens médicas e pelo conhecimento transmitido.

A toda a minha família, por todo o apoio, carinho e dedicação, não só nesta fase, mas ao longo de toda a minha vida.

A todos os meus amigos, que de alguma forma fizeram parte do meu percurso académico, pelos momentos passados, pela entreaajuda e pelas palavras amigas nos momentos mais difíceis.

Por fim, ao Instituto Superior de Engenharia do Porto, por todo o conhecimento adquirido e memórias criadas ao longo destes cinco anos.

Índice

1	Introdução	1
1.1	Motivação e Objetivos	1
1.2	Apresentação dos Capítulos	2
2	Estado da Arte	5
2.1	Tecido Ósseo	5
2.2	Metástases.....	7
2.2.1	Metástases Ósseas	8
2.3	Tratamento de Metástases Ósseas	9
2.3.1	Cimentoplastia.....	10
2.3.2	Fixação Interna	14
2.3.3	Stress Shielding	16
3	Modelação Computacional	19
3.1	Método dos Elementos Finitos	19
3.1.1	Modelação Geométrica	21
3.1.2	Criação da Malha	24
3.1.3	Análise Térmica	25
3.1.4	Análise Termomecânica	28
4	Apresentação dos Resultados	31
4.1	Análise Térmica	31
4.2	Análise Termomecânica	35
5	Discussão dos Resultados	45
6	Conclusão	49

Lista de Figuras

Figura 1 - Diagrama do fémur proximal (Adobe, 2024)	7
Figura 2 - Curvas de polimerização do Palacos R e do CMW 3	13
Figura 3 - Fixação interna do fémur proximal com haste intramedular	15
Figura 4 - Medições para a construção dos modelos numéricos.....	20
Figura 5 - Fluxograma geral das análises térmica e termomecânica através do MEF	21
Figura 6 - Modelos 3D originais: a) Modelo sem haste e b) Modelo com haste	22
Figura 7 - Geometrias finais: a) Modelo sem haste e b) Modelo com haste	23
Figura 8 - Geometrias construídas no software ANSYS®: a) Modelo sem haste e b) Modelo com haste.....	23
Figura 9 – Simetria das geometrias em relação ao eixo x: a) Modelo sem haste e b) Modelo com haste.....	24
Figura 10 - Malhas de 0,25 mm: a) Modelo sem haste e b) Modelo com haste	24
Figura 11 – Campos de temperatura obtidos para a malha de 0,25 mm: a) Modelo sem haste e b) Modelo com haste	25
Figura 12 - Geometria do elemento PLANE77 (Ansys, 2011a).....	28
Figura 13 - Geometria do elemento PLANE183 (Ansys, 2011b)	30
Figura 14 – Gráficos do efeito de <i>stress shielding</i> para o género feminino com mais de 70 anos: a) Haste de Ti e b) Haste de CF-PEEK	42

Orientador: Maria Arcelina Marques

Co-orientador: Elza Maria Morais Fonseca

Júri:

Presidente:

Prof. Doutor Joaquim Fernando Almeida Alves, ISEP

Vogais:

Prof. Doutora Elza Maria Morais Fonseca, ISEP

Doutora Vânia Cristina Castro Oliveira, Centro Hospitalar Universitário de Santo António

Porto, julho 2024

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Propriedades térmicas e mecânicas do tecido ósseo	6
Tabela 2 - Propriedades térmicas e mecânicas do cimento PMMA	12
Tabela 3 - Variação da temperatura ao longo do tempo no processo de polimerização dos cimentos ósseos Palacos R e CMW 3	13
Tabela 4 - Propriedades térmicas e mecânicas dos materiais das hastes intramedulares.....	16
Tabela 5 - A influência da geometria utilizada na distribuição de temperatura	32
Tabela 6 - Análise das diferenças na necrose térmica entre os dois tipos de cimento ósseo ...	33
Tabela 7 - Análise da influência de hastes intramedulares na distribuição da temperatura	34
Tabela 8 - Análise da influência da geometria nos campos de tensão obtidos	36
Tabela 9 - Análise das diferenças nos campos de tensão obtidos para os dois tipos de cimento ósseo	37
Tabela 10 - Análise das diferenças nos campos de deslocamentos obtidos para os dois tipos de cimento	38
Tabela 11 – Influência da haste intramedular nos campos de tensão obtidos	39
Tabela 12 - Análise da distribuição da tensão térmica nos modelos sem haste	40

Acrónimos e Símbolos

Lista de Acrónimos

CF-PEEK	Fibra de Carbono Reforçada com Poliéter-Éter-Cetona
CHP	Centro Hospitalar do Porto
CP	Cimentoplastia Percutânea
MEF	Método dos Elementos Finitos
PET-TC	Tomografia de Emissão de Positrões – Tomografia Computorizada
PMMA	Polimetilmetacrilato
RMN	Ressonância Magnética Nuclear
TC	Tomografia Computorizada
TEM	Transição Epitélio-Mesenquimal

Lista de Símbolos

h_{cr}	Coeficiente de transferência de calor por radiação e convecção
\bar{q}	Fluxo de calor prescrito por unidade de área
\dot{Q}	Calor interno gerado por unidade de volume e tempo

Orientador: Maria Arcelina Marques

Co-orientador: Elza Maria Morais Fonseca

Júri:

Presidente:

Prof. Doutor Joaquim Fernando Almeida Alves, ISEP

Vogais:

Prof. Doutora Elza Maria Morais Fonseca, ISEP

Doutora Vânia Cristina Castro Oliveira, Centro Hospitalar Universitário de Santo António

Porto, julho 2024

B	Matriz das derivadas parciais das funções de forma
C	Matriz de capacidade térmica
c_p	Calor específico
D	Matriz das constantes elásticas
d	Vetor de deslocamentos
E	Módulo de elasticidade
F	Vetor de carregamento e restrições
G	Módulo de corte
k	Condutividade térmica
K	Matriz de condutividade térmica, matriz de rigidez
N	Funções de forma
Ti	Titânio
W	Funções de peso
α	Coefficiente de dilatação térmica
β	Ângulo de injeção do cimento ósseo
ϵ	Campo de deformações
ν	Coefficiente de Poisson
ρ	Massa volúmica
σ	Campo de tensões
σ_v	Tensão de von Mises
σ_y	Tensão de cedência
τ	Tensão de corte
γ	Deformação de corte

1 Introdução

1.1 Motivação e Objetivos

O contínuo progresso dos tratamentos oncológicos, nos últimos anos, tem contribuído de forma significativa para o aumento da esperança de vida de pacientes, diagnosticados com câncros primários. Esta evolução, apesar de positiva, está associada a um aumento da prevalência de metástases, uma vez que, anteriormente, a maioria dos pacientes não sobrevivia tempo suficiente para as desenvolver. As metástases ósseas estão fortemente associadas a eventos relacionados com o esqueleto, como dor óssea, fraturas patológicas iminentes ou reais, hipercalcemia e compressão da medula espinhal e das raízes nervosas, que resultam na perda de mobilidade, redução da autonomia e aumento da morbidade e mortalidade, sendo crucial investir em novos tratamentos. Pacientes com múltiplas metástases ósseas apresentam um prognóstico bastante desfavorável, não sendo possível alcançar uma cura completa. Deste modo, os tratamentos administrados a estes pacientes têm um carácter essencialmente paliativo, com o objetivo de diminuir a dor e melhorar a sua qualidade de vida. A combinação de diferentes procedimentos, com efeito sinérgico e complementar, tem apresentado resultados benéficos.

Nesta dissertação são estudados dois tipos de terapêuticas frequentemente utilizadas no tratamento paliativo das metástases ósseas: a cimentoplastia de forma isolada e a cimentoplastia combinada com fixação interna com hastes intramedulares. Para tal, foram estabelecidos os seguintes objetivos:

- Desenvolver modelos computacionais para a análise térmica e termomecânica;

- Analisar o efeito benéfico da produção de calor resultante da polimerização do cimento ósseo injetado em tecidos com lesões metastáticas;
- Analisar a influência de diferentes tipos de cimentos ósseos nos tecidos com lesões metastáticas;
- Analisar o efeito benéfico da combinação da cimentoplastia com a fixação interna com hastes intramedulares de diferentes materiais (Ti e CF-PEEK).

Neste sentido, foi realizada uma colaboração inicial com o serviço de Ortopedia do Centro Hospitalar do Porto (CHP), para uma melhor aprendizagem das metodologias clínicas, interpretação e recolha de imagens médicas. Através da avaliação prévia dessas imagens médicas por grupos de análise (género e idade) serão desenvolvidos os diferentes modelos computacionais, que permitirão uma discussão de resultados para o cumprimento dos objetivos propostos.

1.2 Apresentação dos Capítulos

Esta tese encontra-se dividida em 6 capítulos, apresentados de forma resumida neste subcapítulo.

O Capítulo 1 corresponde à introdução do trabalho, onde é realizada uma breve contextualização do tema em estudo e definidos os seus principais objetivos. Este capítulo também inclui a estruturação da tese.

No Capítulo 2 é realizado um levantamento do estado da arte, fornecendo uma revisão abrangente de estudos relevantes relacionados com o tema desta tese. Neste capítulo, são abordados conceitos relacionados com o tecido ósseo, metástases ósseas e o tratamento de metástases ósseas.

O Capítulo 3 aborda a modelação computacional utilizando o método dos elementos finitos. Inclui a descrição de todos os passos necessários para a construção dos modelos numéricos, começando pela modelação geométrica e criação da malha, que são comuns aos dois tipos de análises realizadas. Posteriormente são apresentadas as equações que descrevem o comportamento térmico e termomecânico do sistema e definidas as respetivas condições de fronteira, permitindo estabelecer uma resposta que será analisada detalhadamente no pós-processamento.

No Capítulo 4, são analisadas as respostas obtidas pela resolução das equações apresentadas no Capítulo 3. Os campos de temperatura obtidos na análise térmica são avaliados quanto à influência da geometria utilizada, ao tipo de cimento ósseo utilizado e à influência de hastes intramedulares. Na análise termomecânica, os campos de deslocamento e de tensão obtidos são alvo das mesmas avaliações, apresentado um estudo adicional, relativo ao efeito de *stress shielding* na fronteira com o osso cortical.

O Capítulo 5, focado na discussão dos resultados obtidos, resume as principais descobertas das simulações computacionais realizadas, comparando-as com a informação contida na literatura existente.

Por último, no Capítulo 6, são apresentadas as considerações finais e conclusões do trabalho desenvolvido.

2 Estado da Arte

2.1 Tecido Ósseo

O tecido ósseo é um tipo de tecido conjuntivo especializado, composto pela matriz óssea, colagénio e três tipos de células principais (osteoblastos, osteócitos e osteoclastos). Este tecido desempenha diversas funções no corpo humano, incluindo suporte estrutural, proteção de órgãos vitais, armazenamento de cálcio e fosfato, e facilitação da locomoção (Florencio-Silva et al., 2015).

O sistema esquelético é mantido pela contínua remoção e substituição de tecido ósseo antigo por tecido novo, através de um processo denominado remodelação óssea. Este processo encontra-se dividido essencialmente em três fases: a reabsorção, na qual os osteoclastos digerem o osso antigo; a reversão da reabsorção para a formação do novo osso, onde as células mesenquimais começam a diferenciar-se em osteoblastos; e a formação óssea, durante a qual os osteoblastos depositam novo osso até que o osso reabsorvido seja completamente substituído. A remodelação óssea normal é essencial para a cicatrização de fraturas e para a adaptação do esqueleto às cargas mecânicas e tensões. Um desequilíbrio entre a reabsorção e a formação óssea pode ter como consequência várias doenças ósseas (Florencio-Silva et al., 2015; Hadjidakis & Androulakis, 2006).

Macroscopicamente, o tecido ósseo é classificado em dois tipos: osso cortical, que representa aproximadamente 80% do sistema esquelético, e osso esponjoso, que compõe os restantes 20%. O osso cortical constitui a parte externa de todas as estruturas esqueléticas, é denso e compacto, apresentando elevada resistência à flexão e torção, e, ainda, uma taxa de renovação lenta. O osso esponjoso, pelo contrário, está localizado principalmente nas extremidades

proximais dos ossos longos, é menos denso, mais elástico e apresenta uma taxa de renovação mais rápida do que o osso cortical (Hadjidakis & Androulakis, 2006). Na Tabela 1 estão representadas as propriedades térmicas (massa volúmica (ρ), condutividade térmica (k) e calor específico (c_p)) e mecânicas (módulo de elasticidade (E), tensão de cedência (σ_y), coeficiente de Poisson (ν) e coeficiente de dilatação térmica (α)) do osso cortical e esponjoso (Akhbar & Yusoff, 2019; Bazyar et al., 2023; Fonseca et al., 2013; Kundu et al., 2014; Lai et al., 2015).

Tabela 1 - Propriedades térmicas e mecânicas do tecido ósseo

		Material	
		Osso Cortical	Osso Esponjoso
Propriedades Térmicas	ρ (kg/m ³)	2100	1100
	k (W/K.m)	0,38	0,5
	c_p (J/kg.K)	1260	1490
Propriedades Mecânicas	E (GPa)	17	0,35
	σ_y (MPa)	108	7,5
	ν	0,4	0,25
	α (°C ⁻¹)	$27,5 \times 10^{-6}$	$27,5 \times 10^{-6}$

Os ossos são categorizados em quatro grupos principais: ossos longos, ossos curtos, ossos planos e ossos irregulares. Os ossos longos apresentam uma parte cilíndrica central, designada diáfise, que conecta as suas extremidades, as epífises. Na transição entre a diáfise e as epífises encontram-se as metáfises, local onde ocorre o crescimento ósseo. A diáfise é predominantemente composta por osso cortical, enquanto as metáfises e as epífises são compostas por osso esponjoso envolto por uma fina camada de osso cortical. O fémur é o osso mais longo e resistente do corpo humano, possibilitando o suporte de peso e a estabilidade durante a marcha. A sua extremidade proximal é composta pela cabeça femoral, colo do fémur, grande e pequeno trocânter. A cabeça femoral articula-se com o acetábulo para formar a articulação da anca. O colo do fémur conecta a cabeça femoral à diáfise, conferindo estabilidade e facilitando os movimentos na articulação do quadril. O grande e pequeno trocânter são tuberosidades onde se inserem músculos essenciais para o funcionamento da articulação da anca (Gupta et al., 2022). Na Figura 1 está representado o diagrama do fémur proximal.

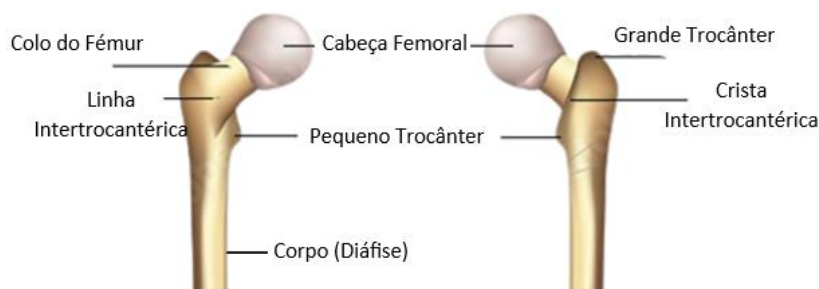


Figura 1 - Diagrama do fêmur proximal (Adobe, 2024)

2.2 Metástases

As metástases surgem da disseminação de células cancerígenas do tumor primário para outros órgãos e tecidos, e posterior colonização dos mesmos (Chambers et al., 2002). O processo de metastização é bastante complexo, encontrando-se dividido em diversas etapas. Primeiramente, as células cancerígenas do tumor primário passam por uma transição epitélio-mesenquimal (TEM), onde há perda de adesão celular e um aumento do potencial migratório, promovendo a invasão de tecidos circundantes e a entrada nos vasos sanguíneos (intravasão) (Eger & Mikulits, 2005). As células cancerígenas são então transportadas pela corrente sanguínea e, se conseguirem sobreviver neste ambiente, saem dos vasos sanguíneos (extravasão), estabelecendo-se em tecidos / órgãos estranhos, onde podem proliferar para formar metástases (Clézardin et al., 2021).

A metastização é considerada um processo ineficiente, uma vez que apenas uma pequena percentagem de células libertadas do tumor primário é capaz de formar lesões tumorais em outros tecidos / órgãos (Clézardin et al., 2021). No entanto, quando ocorre a formação de metástases, os tratamentos disponíveis revelam-se significativamente menos eficazes em comparação com as fases iniciais da doença, antes da metastização, resultando em 90% da mortalidade associada ao cancro (Chaffer & Weinberg, 2011; Chambers et al., 2002).

Certos tipos de cancro têm tendência para se disseminar em regiões específicas do corpo, podendo fazê-lo predominantemente para um órgão específico (por exemplo, o cancro da próstata dissemina-se essencialmente para os ossos e o cancro pancreático para o fígado), apresentar colonização sequencial específica do órgão (por exemplo, o cancro colorretal que frequentemente se dissemina primeiro para o fígado e depois para os pulmões) ou colonizar simultaneamente ou de forma sequencial órgãos distintos, como acontece com o cancro da

mama, o cancro do pulmão e o melanoma. Os órgãos mais frequentemente colonizados por diversos tipos de cancros são o fígado, os pulmões, os ossos e o cérebro. A pele, os ovários e o baço, em contrapartida, constituem locais menos comuns de metástases (Chambers et al., 2002; Obenauf & Massagué, 2015).

2.2.1 Metástases Ósseas

Os ossos representam a terceira região do corpo humano com maior incidência de metástases, imediatamente após o fígado e os pulmões, sendo a coluna vertebral a área mais frequentemente afetada, seguida pela pélvis, anca, fémur proximal e costelas (Ren et al., 2015; Turpin et al., 2020). No caso de lesões no fémur proximal, 50% ocorrem no colo do fémur, 30% na região subtrocantérica e 20% na região intertrocantérica (Kitridis et al., 2020). As metástases ósseas podem surgir de diferentes tipos de tumores primários, incluindo cancro dos rins, dos pulmões, do pâncreas, da tiroide, entre outros. No entanto, o cancro da mama e o cancro da próstata são os principais causadores destas metástases, sendo observadas em cerca de 60-80% dos casos (Hofbauer et al., 2014).

As metástases ósseas ocorrem quando as células tumorais interferem no processo normal de remodelação, afetando o equilíbrio entre a reabsorção e a formação óssea, e, consequentemente a integridade do osso (Vičić & Belev, 2021). As etapas iniciais da colonização do osso por células do tumor primário são comuns ao processo de metastização de qualquer outro tecido/órgão. As células cancerígenas começam por sofrer uma TEM, que promove a sua entrada nos vasos sanguíneos e posterior extravasão e direcionamento para um nicho pré-metastático. Este nicho consiste num microambiente preparado especificamente para a colonização pelas células cancerígenas provenientes da corrente sanguínea (Weilbaecher et al., 2011). Na metastização óssea, o nicho pré-metastático é formado na medula óssea e, após o estabelecimento das células tumorais, evolui para um nicho metastático, propício à sobrevivência dessas células (Clézardin et al., 2021). No nicho metastático, as células cancerígenas interagem com as células ósseas, estimulando a atividade dos osteoclastos ou dos osteoblastos. Se estas células estimularem a atividade dos osteoclastos, ocorre uma reabsorção óssea excessiva, resultando numa metástase osteolítica caracterizada pela destruição do tecido ósseo. Pelo contrário, quando a atividade dos osteoblastos é estimulada, a formação óssea ocorre de forma descontrolada, dando origem a uma metástase osteoblástica (David Roodman, 2004). As metástases ósseas no cancro da mama são principalmente osteolíticas, enquanto no

cancro da próstata são predominantemente osteoblásticas. No entanto, a maioria dos tumores primários induz ambos os tipos de lesões ósseas (Mundy, 2002).

Nas metástases ósseas, o enfraquecimento dos ossos devido à interferência das células tumorais no processo de remodelação, pode desencadear eventos relacionados com o esqueleto, tais como dor óssea, fraturas patológicas, hipercalcemia e compressão da medula espinhal e das raízes nervosas, resultando em dor neuropática (Guerrieri et al., 2020; Hofbauer et al., 2014). Estes eventos estão associados à perda de mobilidade, redução da autonomia, aumento da morbidade e mortalidade, e, de uma forma geral, à deterioração da qualidade de vida dos pacientes (Ban et al., 2021; Clézardin et al., 2021).

Os métodos de imagem convencionais para a deteção de metástases ósseas incluem radiografia, tomografia computadorizada (TC) e cintigrafia óssea. No entanto, estes métodos não apresentam a sensibilidade necessária para detetar precocemente as metástases e avaliar a resposta à terapêutica, recorrendo-se cada vez mais a exames imagiológicos de alta sensibilidade, como a ressonância magnética nuclear (RMN) ou a tomografia de emissão de positrões – tomografia computadorizada (PET-TC) (Ban et al., 2021; Clézardin et al., 2021).

2.3 Tratamento de Metástases Ósseas

A prevalência de metástases, em particular as ósseas, tem vindo a crescer devido ao aumento da esperança de vida de pacientes com tumores primários, resultante do avanço dos tratamentos oncológicos. Assim, é fundamental investir em tratamentos de metástases, de modo a proporcionar uma melhoria na qualidade de vida dos pacientes (Castro de Oliveira, 2020).

A terapêutica aplicada aos pacientes com metástases ósseas depende de vários fatores, nomeadamente do número de metástases, da localização da lesão e das características do paciente (tumor primário, idade, comorbidades existentes, tempo de vida restante e histórico de tratamentos realizados até ao momento) (Ban et al., 2021; Castro de Oliveira, 2020). Pacientes que apresentam lesões metastáticas solitárias ou doença oligometastática (entre 4 e 10 lesões metastáticas) podem beneficiar de tratamentos locais mais agressivos, como ressecção cirúrgica e radioterapia, para melhorar o prognóstico (Castro de Oliveira, 2020). Contudo, na maioria dos casos, os pacientes apresentam um número superior de metástases,

resultando num prognóstico desfavorável e uma expectativa de sobrevida bastante reduzida. Desta forma, os tratamentos utilizados têm essencialmente um carácter paliativo, com o objetivo de proporcionar o alívio da dor, melhorar a qualidade de vida e, se possível, retardar o desenvolvimento da doença, prolongando a vida dos pacientes (Bădilă et al., 2021; Guerrieri et al., 2020). Estes tratamentos consistem na combinação de terapias locais e sistémicas (quimioterapia, hormonoterapia, radiofármacos e bifosfonatos), em conjunto com a administração de analgésicos, como os opioides (Clézardin et al., 2021; Goetz et al., 2004). No entanto, estas estratégias apresentam algumas desvantagens que restringem a sua aplicação e comprometem a sua eficácia, tais como efeitos colaterais intensos, resistência a terapias sistémicas, ocorrência de eventos relacionados com o esqueleto e a possibilidade de não proporcionarem alívio eficaz da dor, sendo necessário recorrer a estratégias alternativas (Bădilă et al., 2021).

As metástases ósseas estão fortemente associadas a fraturas patológicas iminentes ou reais. Estas fraturas ocorrem em 9-29% dos pacientes, das quais 90% necessitam de intervenção cirúrgica (Agarwal & Nayak, 2015). Mais de metade destas fraturas ocorrem no fémur, sendo a cabeça e o colo do fémur os locais mais afetados devido ao stress do peso. O tratamento das metástases no fémur proximal visa principalmente aliviar a dor e restaurar a capacidade de carga, utilizando abordagens cirúrgicas e não cirúrgicas (Cornelis & Deschamps, 2017). Pacientes com fraturas patológicas iminentes ou reais nem sempre beneficiam de tratamentos convencionais, como a radioterapia, que não contribui para a estabilidade óssea, recorrendo-se cada vez mais a tratamentos minimamente invasivos, como a ablação por radiofrequência, a cimentoplastia percutânea e a fixação interna, através da colocação de hastes intramedulares. Estas estratégias podem ser utilizadas isoladamente ou em conjunto, sendo que quando combinadas proporcionam uma redução rápida e significativa da dor e melhoria funcional, tendo um impacto positivo na qualidade de vida dos pacientes (Castro de Oliveira, 2020; Papalexis et al., 2022).

2.3.1 Cimentoplastia

A cimentoplastia percutânea (CP) é, atualmente, um dos tratamentos minimamente invasivos de metástases ósseas mais utilizado. Inicialmente aplicada com sucesso em metástases vertebrais (vertebroplastia) e em metástases acetabulares (acetabuloplastia), a CP tornou-se uma opção viável também para lesões osteolíticas no fémur proximal (Cornelis & Deschamps,

2017). Esta técnica consiste na injeção de cimento ósseo, polimetilmetacrilato (PMMA), numa lesão osteolítica através de uma agulha, com o intuito de consolidar o osso que se encontra enfraquecido devido à presença de metástases, aliviar a dor e reduzir a atividade metastática (Papalexis et al., 2022).

As propriedades físicas e estruturais do PMMA, como a resistência à compressão, a biocompatibilidade e a facilidade de manipulação, permitem a sua aplicação em diversas áreas da ortopedia, nomeadamente no tratamento paliativo de metástases ósseas (Lee, 2005). Uma vez injetado na lesão, o PMMA polimeriza rapidamente, formando um manto sólido que fornece estabilidade mecânica ao osso e alivia a dor. Durante o processo de polimerização, há libertação de calor (reação exotérmica), que provoca um efeito de necrose térmica na interface cimento-tumor-osso. No entanto, se a libertação de calor for excessiva, podendo atingir uma temperatura até 90°C, ocorre necrose térmica das células do tecido ósseo saudável (osteócitos e osteoblastos), resultando em danos no osso. Assim, é crucial conhecer o limite máximo de calor que o osso é capaz de suportar sem se verificar necrose térmica. O grau do dano observado depende da temperatura e do tempo de exposição, não existindo um limite consensual entre os profissionais de saúde, dada a diversidade de resultados obtidos em diferentes estudos. No entanto, para evitar a ocorrência de necrose térmica, é aconselhável não exceder o limite de 47°C por 1 minuto (Castro de Oliveira, 2020; Kniha et al., 2020). Para além do efeito de necrose térmica na interface cimento-tumor-osso, o calor libertado também provoca alterações volumétricas do cimento, que podem induzir tensões térmicas. Inicialmente, a mistura contrai, expandindo na fase de libertação de calor, e diminuindo novamente à medida que arrefece (C. Rua et al., 2020).

A quantidade de calor gerado durante o processo de polimerização e a duração da hipertermia resultante, responsáveis pela forma e tamanho do manto criado, dependem do volume e do tipo de cimento ósseo utilizado, sendo necessário ter um conhecimento aprofundado das suas propriedades para alcançar os resultados desejados (Janssen et al., 2012). Na Tabela 2 estão presentes as propriedades térmicas e mecânicas do PMMA, obtidas a partir da literatura (Castro de Oliveira, 2020; Indusmart, 2024).

Tabela 2 - Propriedades térmicas e mecânicas do cimento PMMA

		Material
		PMMA
Propriedades Térmicas	ρ (kg/m ³)	1200
	k (W/K.m)	0,20
	c_p (J/kg.K)	2000
Propriedades Mecânicas	E (GPa)	2,7
	σ_y (MPa)	65
	ν	0,35
	α (°C ⁻¹)	80×10^{-6}

Apesar do PMMA ser o principal constituinte dos cimentos ósseos disponíveis no mercado, estes diferem na sua composição e fórmula química, o que resulta em diferentes características físicas, como viscosidade, libertação de calor e inclusão de antibióticos (Spierings, 2005). Um dos cimentos ósseos mais utilizados a nível mundial é o PALACOS R (Heraeus Medical GmbH, Alemanha), um cimento de alta viscosidade que não contém antibióticos. É essencialmente indicado para a fixação estável de endopróteses articulares totais ou parciais no osso, bem como para o preenchimento e estabilização de lesões ósseas no contexto do tratamento de fixação interna (Heraeus Medical GmbH, 2024). Outro cimento bastante utilizado na área da ortopedia, desta vez de baixa viscosidade, é o CMW 3 (DePuy Synthes, Estados Unidos da América). Além da viscosidade, estes dois cimentos ósseos também diferem na quantidade de calor libertado durante a polimerização. Na Tabela 3, encontram-se as temperaturas registadas ao longo do processo de polimerização do Palacos R e do CMW 3, obtidas através da literatura (Castro de Oliveira, 2020).

Tabela 3 - Variação da temperatura ao longo do tempo no processo de polimerização dos cimentos ósseos Palacos R e CMW 3

Palacos R		CMW 3	
t (s)	T (°C)	t (s)	T (°C)
0	25	0	25
400	35	246	67
500	50	264	72
600	68	384	83
1000	50	1200	60
1500	40	1800	37
1800	35		

Através destes valores foi possível construir as curvas de polimerização dos cimentos ósseos Palacos R e CMW 3, representadas na Figura 2. O Palacos R atinge um máximo de temperatura de 68 °C ao fim de 600 segundos, apresentando 1200 segundos de arrefecimento. O CMW 3, por sua vez, atinge a temperatura máxima de 83 °C aos 384 segundos, seguido por um período de arrefecimento de 1416 segundos.

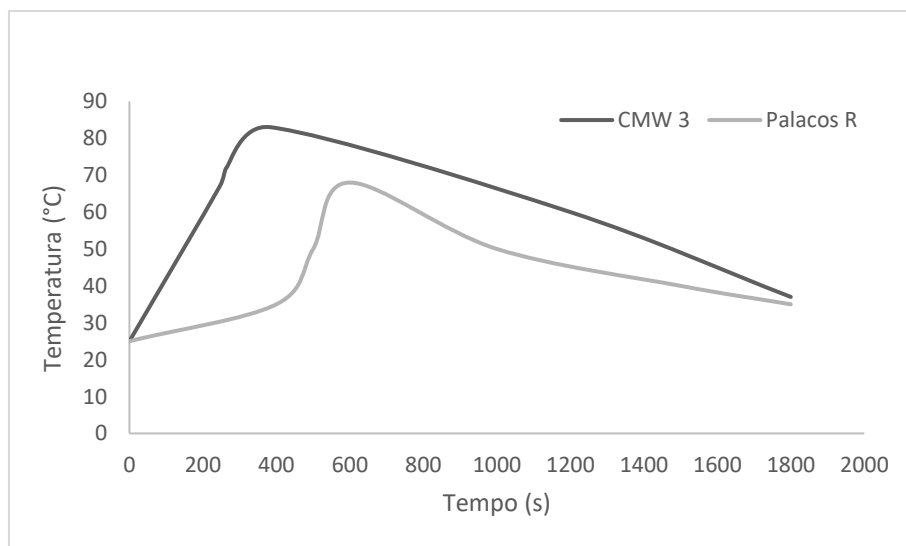


Figura 2 - Curvas de polimerização do Palacos R e do CMW 3

A CP demonstra ter um efeito analgésico, contribuindo para uma redução da dor em 80-97% dos pacientes com metástases ósseas, sendo particularmente eficaz nos ossos longos, com uma melhoria significativa da dor em 91% dos casos (Deschamps & De Baere, 2012). Esta técnica

pode ser utilizada isoladamente ou em associação com outras terapias. A ablação por radiofrequência é um dos tratamentos mais frequentemente aplicados em conjunto com a CP, sendo executada através do posicionamento percutâneo de elétrodos, que produzem uma corrente alternada de alta frequência. Esta corrente provoca alterações no movimento dos iões presentes nos tecidos, o que resulta em aquecimento por atrito e consequente necrose (Papalexis et al., 2022). A ablação por radiofrequência permite a redução da dor através da destruição das células cancerígenas, da diminuição da concentração de citocinas e fatores de crescimento do tumor, e da inibição da atividade dos osteoclastos. A combinação desta terapia com a CP para o tratamento paliativo das metástases ósseas pode proporcionar um alívio de dor mais rápido e minimizar o risco de fraturas patológicas, uma vez que o calor gerado durante o processo de polimerização do cimento ajuda a potenciar os efeitos anticancerígenos da ablação por radiofrequência (Castro de Oliveira, 2020; Li et al., 2022).

2.3.2 Fixação Interna

Os benefícios resultantes da prática da CP e da ablação por radiofrequência, tanto de forma isolada como combinada, são mais significativos quando aplicados a metástases na coluna vertebral ou em ossos planos, como a pélvis. Quando as metástases estão localizadas em ossos longos, como o fémur, o risco de fratura patológica permanece elevado se não houver combinação com o processo de fixação interna, uma vez que o PMMA é considerado resistente a forças compressivas, mas não a forças de tração e torção (Deschamps et al., 2018; Kitridis et al., 2020; Li et al., 2022).

A fixação interna é um tratamento paliativo e minimamente invasivo das metástases ósseas, cujo principal objetivo é prevenir fraturas iminentes ou estabilizar fraturas patológicas. Para fraturas patológicas em ossos longos, são utilizados essencialmente dois tipos de dispositivos de fixação interna: hastes intramedulares ou placas. A fixação com placa requer uma incisão extensa, tornando o procedimento mais demorado em comparação com a fixação com hastes intramedulares. Estas últimas permitem proteger um segmento ósseo considerável, manter o fornecimento de sangue ao perióstio e alcançar uma fixação rígida, sendo, por isso, mais frequentemente utilizadas do que as placas (Castro de Oliveira, 2020; Li et al., 2022). A Figura 3 demonstra as radiografias de uma paciente de 88 anos, submetida ao procedimento de fixação interna com haste intramedular no fémur esquerdo, fornecidas pelo serviço de Ortopedia do CHP.

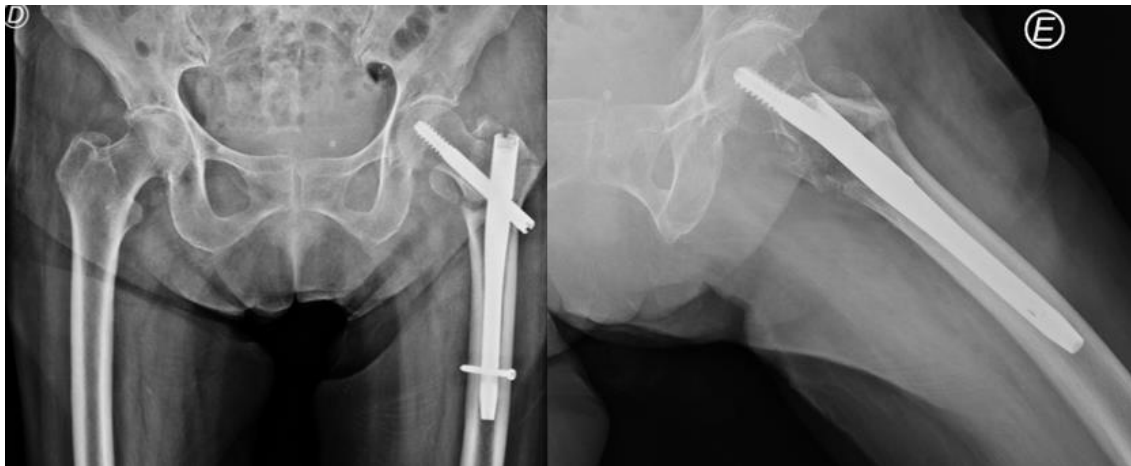


Figura 3 - Fixação interna com haste intramedular de uma fratura não patológica no fêmur proximal

As hastes intramedulares utilizadas para o tratamento de fraturas dos ossos longos são frequentemente feitas de aço inoxidável ou ligas de titânio (Ti). Contudo, as imagens obtidas por TC de pacientes com esses implantes metálicos podem exibir anomalias, resultantes da interação do metal com os raios-X, que dificultam a visualização adequada dos tecidos, comprometendo a precisão da terapia aplicada. Além disso, essas hastes podem influenciar a dose de radiação que atinge os tecidos circundantes (efeito modulador), resultando em áreas com doses mais altas ou mais baixas do que o pretendido. Como resposta a estes desafios, foram incorporados no fabrico de hastes intramedulares novos materiais com características mecânicas semelhantes às dos ossos humanos. As hastes de fibra de carbono reforçada com poliéter-éter-cetona (CF-PEEK), em contraste com os implantes metálicos, apresentam baixos números atômicos, estabilidade química e um módulo de elasticidade semelhante aos ossos humanos. A utilização de hastes CF-PEEK resolve não só o problema das anomalias em imagens de TC, como também minimiza a interferência na dose de radiação durante a radioterapia, sendo amplamente aceite como uma alternativa às hastes de ligas de Ti e de aço inoxidável (Laux et al., 2018; Nevelsky et al., 2017). Na Tabela 4 estão representadas as propriedades térmicas e mecânicas das hastes de CF-PEEK (Ensinger, Alemanha) e de Ti (Maher Ltd, Reino Unido), obtidas através da literatura (Ensinger, 2024; Maher, 2020; Sarot et al., 2010).

Tabela 4 - Propriedades térmicas e mecânicas dos materiais das hastes intramedulares

		Material	
		CF-PEEK	Liga Ti6Al4V
Propriedades Térmicas	ρ (kg/m ³)	1420	4430
	k (W/K.m)	0,59	6,7
	c_p (J/kg.K)	1700	526,3
Propriedades Mecânicas	E (GPa)	6	114
	σ_y (MPa)	115	830
	ν	0,39	0,33
	α (°C ⁻¹)	5×10^{-5}	$8,6 \times 10^{-6}$

Quando aplicada de forma isolada, a fixação interna com hastes intramedulares, não proporciona um controlo eficaz do tumor nem melhoria funcional, resultando num deterioramento da qualidade de vida ao longo do tempo. A probabilidade de ocorrerem complicações associadas a falhas, nomeadamente a falta de consolidação adequada (não união), aumenta com a sobrevida prolongada do paciente, sendo que a maioria das complicações se manifesta após 1 ano da realização do tratamento. As hastes intramedulares apresentam propriedades de partilha de carga, o que significa que suportam a maior parte da carga inicial e, à medida que a fratura cicatriza, transferem gradualmente essa carga para o osso, não sendo projetadas para suportar a carga total durante o resto da vida do paciente. Em casos de pacientes com fraturas que podem nunca consolidar completamente, a carga contínua exercida sobre as hastes intramedulares torna-as mais suscetíveis a falhas, aumentando o risco de complicações. Deste modo, esta técnica deve ser restrita a pacientes com uma sobrevida reduzida, evitando o desenvolvimento de complicações associadas. Para obter estabilidade óssea e um alívio significativo da dor, é recomendada a aplicação combinada com CP, ou em simultâneo com CP e ablação por radiofrequência, para uma abordagem mais abrangente e um menor risco de complicações (Errani et al., 2017; Harvey et al., 2012).

2.3.3 Stress Shielding

Para além de interferirem na qualidade das imagens obtidas por TC e na administração da radioterapia, as hastes intramedulares metálicas também podem provocar o efeito de *stress shielding*, um fenómeno mecânico no qual a carga normalmente suportada pelo osso adjacente

é transferida para a haste, após o processo de fixação interna. Esta diminuição da carga fisiológica exercida sobre o osso ocorre devido à diferença de rigidez entre o material da haste e o osso cortical. A maior rigidez do implante dificulta a remodelação óssea, resultando na perda de massa óssea (Millis, 2013; Sumner, 2014).

O módulo de elasticidade da liga Ti6Al4V (114 GPa) é significativamente superior ao módulo de elasticidade do osso cortical (17 GPa), o que provoca o efeito de *stress shielding* na fronteira osso-implante. Este efeito provoca o enfraquecimento do osso adjacente, comprometendo a fixação e a estabilidade da haste. Por esse motivo, pode haver o aumento do risco de complicações, incluindo a falha do implante e a dor significativa no paciente, sendo necessário encontrar estratégias que permitam contornar este problema. A prevenção ou a redução do efeito do *stress shielding* envolve estratégias que ajustem a rigidez do implante e melhorem a distribuição da carga entre o implante e o osso adjacente. Utilizar materiais de haste com um módulo de elasticidade mais próximo ao do osso cortical, como o CF-PEEK (6 GPa), minimiza a diferença de rigidez entre as estruturas e possibilita uma distribuição de tensão mais natural, semelhante à condição pré-cirúrgica, reduzindo o *stress shielding* na fronteira osso-implante e a reabsorção óssea (Kumar et al., 2021; Naghavi et al., 2022).

A combinação da CP com a fixação interna, como tratamento paliativo de metástases ósseas, conduz a inúmeros benefícios para os pacientes, como referido anteriormente. Adicionalmente, esta técnica possibilita a redução do efeito do *stress shielding*. O PMMA, em contraste com o Ti, apresenta um módulo de elasticidade (2,7 GPa) muito mais próximo do osso cortical, funcionando como um atenuador entre os dois materiais. Apesar da capacidade de atenuação proporcionada pelo PMMA, ainda há a possibilidade de ocorrer *stress shielding* na fronteira osso-cimento, o que sugere uma possível deterioração na ligação entre o osso e o PMMA ao longo do tempo (Phull et al., 2020).

A escolha do tratamento paliativo mais apropriado para as metástases ósseas é um processo complexo que exige a intervenção de uma equipa multidisciplinar de especialistas, incluindo oncologistas, ortopedistas, radiologistas, patologistas, entre outros. O tratamento aplicado a cada paciente depende de uma série de fatores, nomeadamente das características individuais do paciente, localização da lesão, número de metástases e histórico de tratamentos realizados. No caso de pacientes com múltiplas metástases ósseas e com um prognóstico de vida curto/médio, há estudos que comprovam que a combinação de cimentoplastia, ablação por

radiofrequência e fixação interna com hastes intramedulares, proporciona um efeito favorável e sinérgico, tendo um impacto positivo na qualidade de vida dos pacientes (Castro de Oliveira, 2020; Deschamps et al., 2018; Li et al., 2022).

3 Modelação Computacional

3.1 Método dos Elementos Finitos

O método de elementos finitos (MEF) é uma técnica numérica amplamente utilizada para resolver problemas complexos em diversas áreas, particularmente na engenharia. O MEF permite resolver esses problemas dividindo geometrias contínuas em partes mais simples (elementos finitos), ligados entre si por nós, através da formulação de equações. Após a resolução dessas equações, é estabelecida a resposta global do sistema, permitindo uma análise detalhada do comportamento do domínio em resposta a diferentes condições de fronteira (Abidin & Misro, 2022).

Nesta dissertação, foi utilizado o programa ANSYS® (versão académica) para a criação de diferentes modelos numéricos que mimetizam lesões metastáticas femorais. O objetivo desses modelos é avaliar, através de análises térmicas e termomecânicas, os efeitos decorrentes da utilização de diferentes materiais no tratamento paliativo das metástases ósseas. Os modelos numéricos foram construídos através das dimensões médias da região subtrocantérica do fémur direito de 20 pacientes não tumorais do CHP, obtidas a partir de radiografias digitais.

A uma distância de 50 mm do pequeno trocânter mediu-se a espessura da cortical interna e da cortical externa, o diâmetro do osso esponjoso e o diâmetro total do fémur, conforme representado na Figura 4.



Figura 4 - Medições para a construção dos modelos numéricos

As informações relativas aos 20 pacientes estão presentes no Anexo I. Para a construção dos modelos numéricos, os pacientes foram divididos por gênero, com 10 pacientes do sexo feminino e 10 do sexo masculino. Adicionalmente, cada gênero foi segmentado por grupos etários, em menores e maiores de 70 anos, como representado no Anexo II, o que permitiu a criação de 4 geometrias distintas, assegurando uma representação mais abrangente das características físicas e anatômicas associadas ao gênero e à idade.

Para cada uma destas geometrias foram realizadas análises térmicas e termomecânicas dos efeitos produzidos pela polimerização de dois tipos de cimento ósseo (Palacos R e CMW 3), introduzidos para preencher uma área de lesão osteolítica, com ou sem hastes intramedulares de diferentes materiais (Ti e CF-PEEK). Estes dois tipos de análises encontram-se divididos de forma semelhante em três etapas: pré-processamento, solução e pós-processamento (análise dos resultados), representadas na Figura 5.

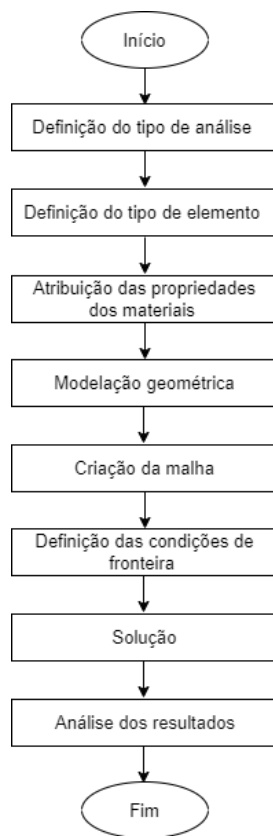


Figura 5 - Fluxograma geral das análises térmica e termomecânica através do MEF

O pré-processamento engloba a definição do tipo de análise e do tipo de elemento, assim como a criação do modelo numérico, onde a geometria é definida. Nesta etapa, são atribuídas as propriedades dos materiais e as condições de fronteira, de modo a preparar o modelo para a fase da solução. Este processo é bastante semelhante entre a análise térmica e termomecânica, diferindo apenas em alguns aspetos. O tipo de elemento, as propriedades atribuídas aos materiais e as condições fronteira impostas são distintas entre os dois tipos de análises, o que influencia significativamente os resultados obtidos.

Durante a fase da solução, ocorre o processamento numérico do modelo criado, através da resolução das equações que descrevem o comportamento térmico e termomecânico do sistema. Isto permite estabelecer uma resposta que será analisada detalhadamente no pós-processamento.

3.1.1 Modelação Geométrica

As dimensões obtidas através das radiografias digitais permitiram criar as geometrias base de acordo com o género e a idade. No entanto, para proceder às análises térmicas e

termomecânicas, foi necessário introduzir as dimensões relativas ao PMMA e à haste intramedular, caso esta exista. Para isso, foram idealizados os modelos apresentados na Figura 6. O PMMA (representado a vermelho) é injetado percutaneamente no local onde se encontram as metástases ósseas, com o objetivo de minimizar a sua atividade e fortalecer o osso, neste caso o fêmur. Como referido no capítulo anterior, a CP pode ser realizada isoladamente ou em combinação com a fixação interna, pelo que foram criados modelos com e sem haste (representada a azul). Na Figura 6, a cor verde corresponde ao osso cortical e o roxo ao osso esponjoso. No modelo com haste, esta é inserida dentro do osso esponjoso e o PMMA ocupa a restante área, tornando o osso esponjoso invisível nessa região. No modelo sem haste, por sua vez, o PMMA ocupa apenas uma parte do osso esponjoso, que permanece visível.

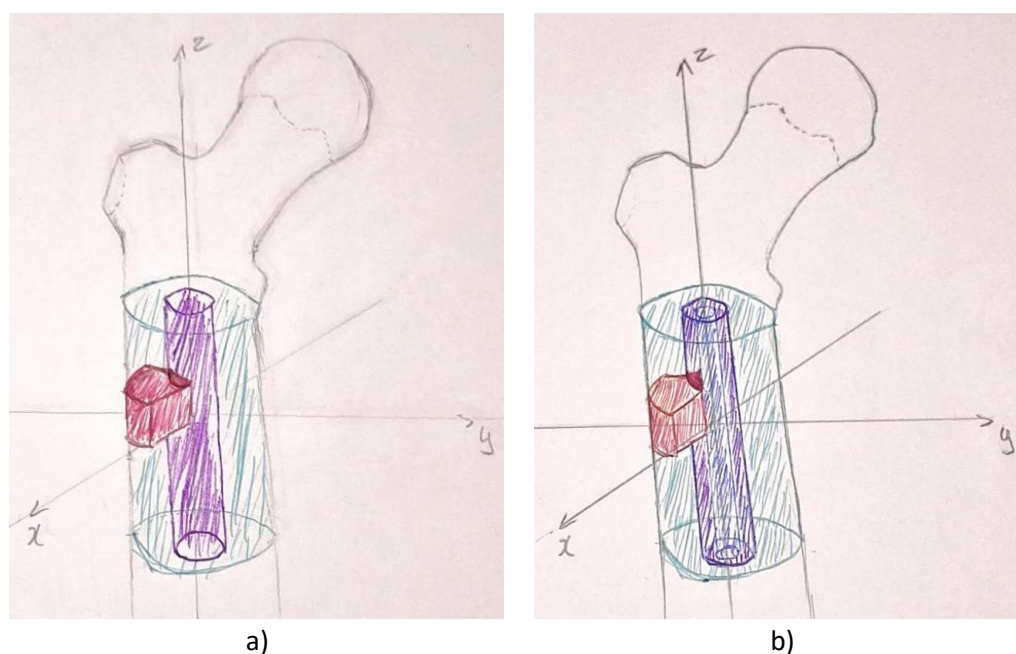


Figura 6 - Modelos 3D originais: a) Modelo sem haste e b) Modelo com haste

O modelo em estudo, por se assemelhar a um cilindro, possibilita que qualquer plano de corte perpendicular ao eixo do cilindro produza uma fatia geometricamente idêntica, ao longo da região onde o PMMA foi injetado. Isto permite que o problema seja tratado como um estado de plano de deformação, onde as deformações ocorrem apenas no plano xy e a deformação na terceira direção é desprezada ($\varepsilon_z = 0$). De modo a facilitar o processo de modelação, reduzir a complexidade computacional da solução, simplificar a visualização e potenciar a interpretação dos resultados, a fatia circular foi reduzida apenas a um quadrante com condições de simetria, tendo sido criadas as geometrias representadas na Figura 7. Com base nas dimensões previamente recolhidas, foram considerados diferentes parâmetros geométricos:

DE corresponde ao diâmetro total do fêmur, DI ao diâmetro do osso esponjoso e d ao diâmetro da haste intramedular. O PMMA é injetado segundo um ângulo $\beta=40^\circ$, determinado com base em experiência médica, para cobrir toda a extensão da lesão.

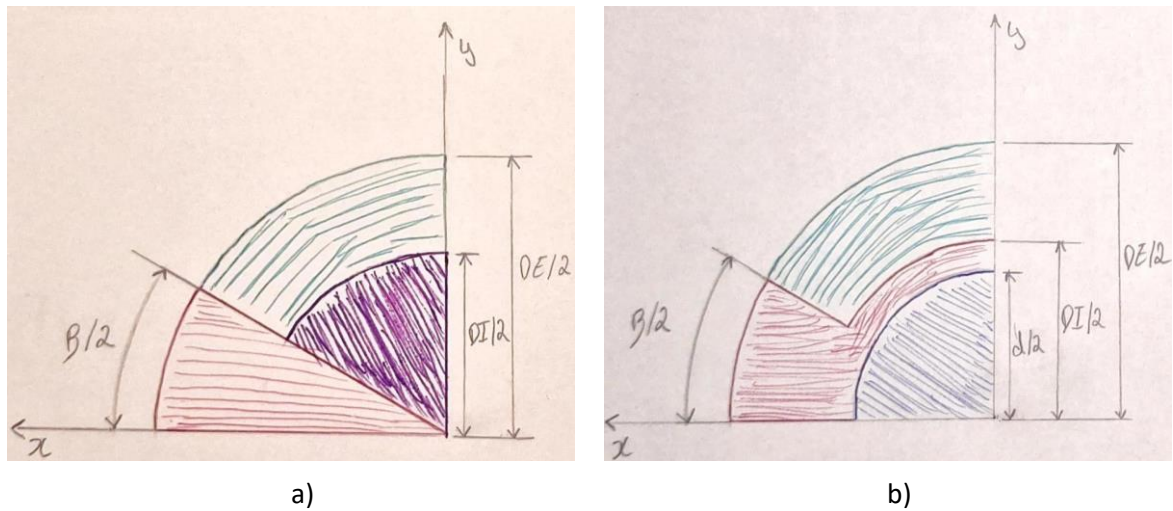


Figura 7 - Geometrias finais: a) Modelo sem haste e b) Modelo com haste

As geometrias correspondentes, construídas no software ANSYS®, estão presentes na Figura 8.

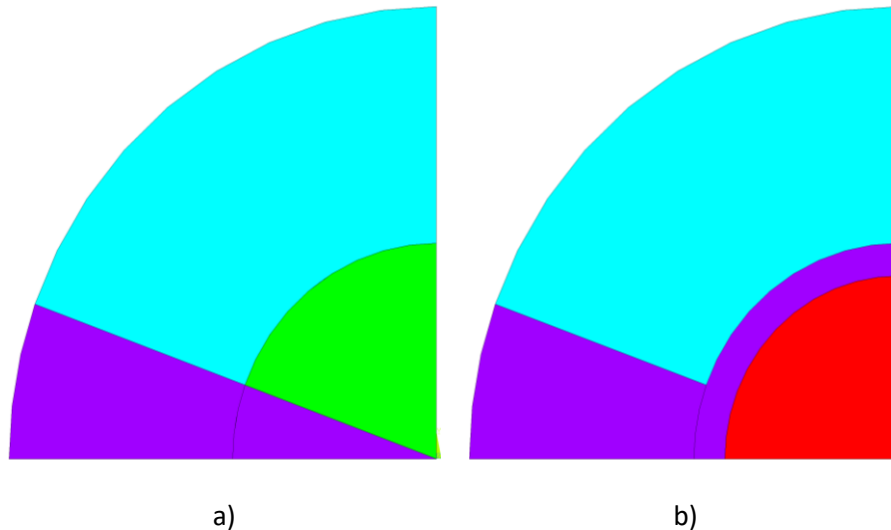


Figura 8 - Geometrias construídas no software ANSYS®: a) Modelo sem haste e b) Modelo com haste

Estes modelos permitem analisar os efeitos produzidos na região próxima onde o PMMA é injetado. É importante ressaltar que a simetria é observada ao longo do eixo x , não se estendendo ao longo do eixo y . Ou seja, apesar de o estudo ser efetuado num quadrante da geometria, pode refletir metade do modelo em relação ao eixo x , conforme representado na Figura 9.

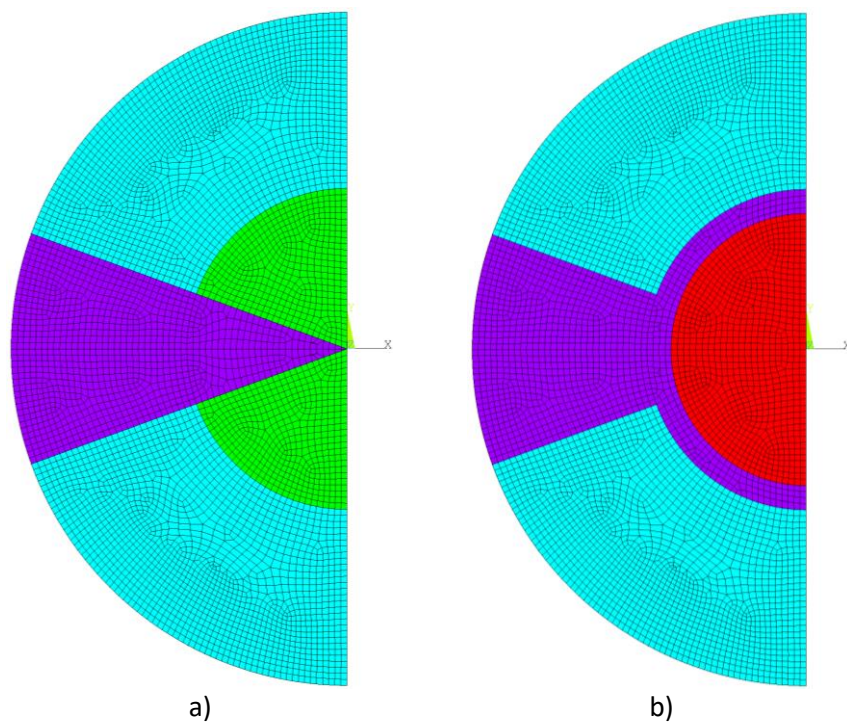


Figura 9 – Simetria das geometrias em relação ao eixo x: a) Modelo sem haste e b) Modelo com haste

3.1.2 Criação da Malha

Após a modelação geométrica procedeu-se à geração da malha, sendo necessário identificar um tamanho de elemento que proporcionasse resultados numéricos estáveis (Carneiro, 2022; XCEED Engineering, 2017). Foram criadas malhas com elementos de aresta de 0,25 mm, conforme representado na Figura 10.

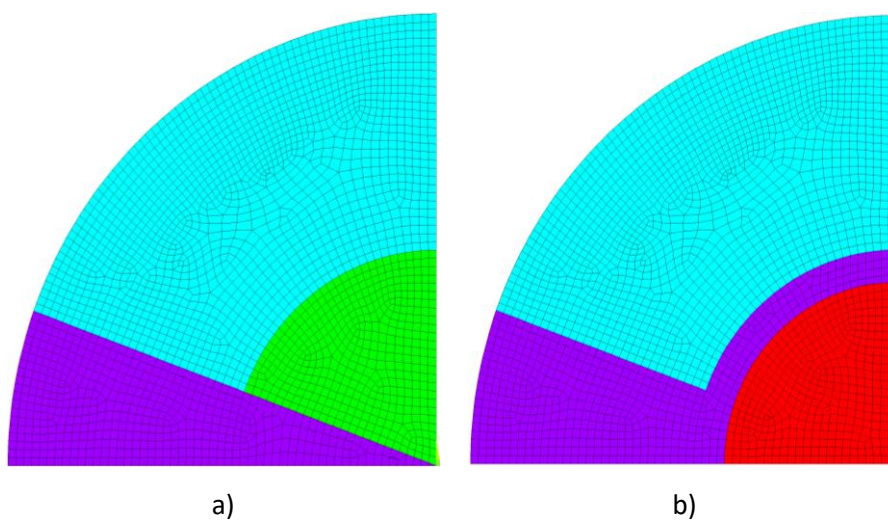


Figura 10 - Malhas de 0,25 mm: a) Modelo sem haste e b) Modelo com haste

Este tamanho de malha permitiu obter resultados uniformes, apresentados na Figura 11.

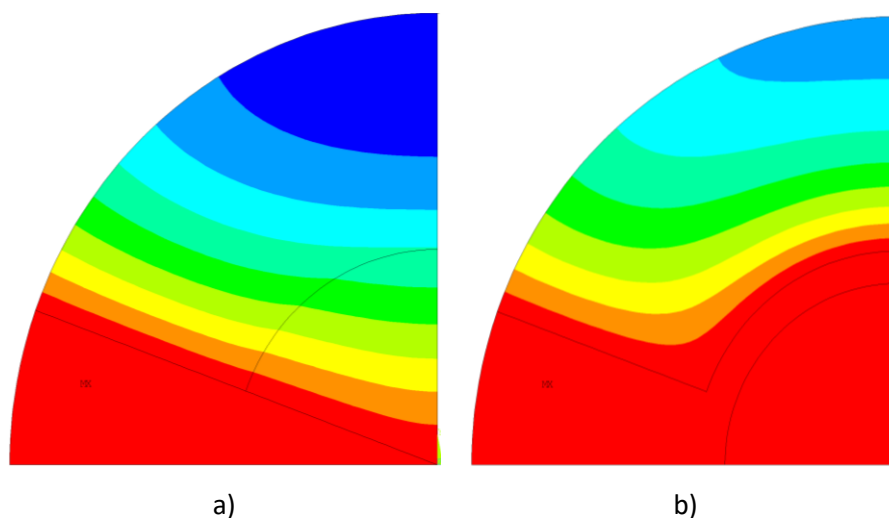


Figura 11 – Campos de temperatura obtidos para a malha de 0,25 mm: a) Modelo sem haste e b) Modelo com haste

Valores abaixo de 0,25 mm não evidenciaram melhorias significativas em comparação com os resultados obtidos para esta malha, apenas resultando numa solução computacional mais dispendiosa, pelo que a decisão foi considerar a elaboração dos modelos com este tamanho de malha.

3.1.3 Análise Térmica

Durante a polimerização do PMMA há libertação de calor, transferido por condução para o tecido circundante. A presente análise térmica visa determinar o campo de temperatura no tecido ósseo durante o processo de polimerização do PMMA, através da resolução da equação da condução de calor. Para um modelo computacional 2D, a equação é expressa da seguinte forma (Rong et al., 2018):

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(k \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(k \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \dot{Q} = \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} \quad (1)$$

onde T corresponde ao campo de temperatura que se pretende determinar, k à condutividade térmica, ρ à massa volúmica, c_p ao calor específico e \dot{Q} ao calor gerado internamente por unidade de volume e tempo [J/m^3s]. Desta forma, as propriedades necessárias a atribuir aos materiais para a análise térmica são a massa volúmica, a condutividade térmica e o calor específico numa solução em regime transiente.

A resolução da equação diferencial da condução do calor depende de determinadas condições iniciais e de fronteira. A condição inicial, especifica a temperatura do modelo no primeiro instante da análise. As condições de fronteira a aplicar no modelo podem ser do tipo: temperatura prescrita, fluxo de calor prescrita, e fronteiras convectivas e/ou radiativas (Hahn & Özisik, 2012). Nesta análise, a temperatura inicial foi definida como 37 °C, que corresponde à temperatura normal do corpo humano. A condição de fronteira imposta foi a curva de polimerização dos cimentos ósseos, tratando-se, por isso, de uma fronteira térmica com temperatura prescrita.

De forma a obter um sistema de equações diferenciais, que permita a solução computacional da equação diferencial da condução de calor, é necessário realizar uma discretização do espaço, ou seja, a divisão do domínio em elementos finitos. Para tal, aplica-se o método dos resíduos pesados, à equação de calor em regime transitório e no domínio Ω . Há diferentes métodos de solução com abordagens distintas, cujo objetivo comum é minimizar o resíduo. Uma das abordagens mais utilizada é o método de Galerkin, que envolve a multiplicação da equação diferencial por uma função de peso W_i e a integração da equação resultante sobre todo o domínio (Fonseca, 2003; Rong et al., 2018). A equação final é expressa da seguinte forma:

$$\begin{aligned}
& - \int_{\Omega} \left(\frac{\partial W_i}{\partial x} k \frac{\partial T}{\partial x} + \frac{\partial W_i}{\partial y} k \frac{\partial T}{\partial y} \right) d\Omega + \int_{\Gamma_T} W_i k \frac{\partial T}{\partial n} d\Gamma_T + \int_{\Omega} W_i \dot{Q} d\Omega - \\
& - \int_{\Omega} W_i \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} d\Omega - \int_{\Gamma_q} W_i \bar{q} d\Gamma_q - \int_{\Gamma_h} W_i h_{cr} T d\Gamma_h + \int_{\Gamma_h} W_i h_{cr} T_{\infty} d\Gamma_h = 0 \quad (2)
\end{aligned}$$

onde $\frac{\partial T}{\partial n}$ traduz o gradiente de temperatura na direção do fluxo de calor, \bar{q} representa o fluxo de calor prescrita por unidade de área, h_{cr} o coeficiente de transferência de calor por radiação e convecção, e T_{∞} a temperatura ambiente.

A equação (2) é resolvida através de uma discretização parcial que permite obter um sistema de equações diferenciais, posteriormente integradas no tempo (Fonseca, 2003; Rua, 2019). O campo de temperaturas para qualquer instante de tempo t , pode ser aproximado através do uso de temperaturas nodais T_j , da seguinte forma:

$$T = \sum_{j=1}^m N_j(x, y) T_j(t) = NT^e \quad (3)$$

$$\dot{T} = \frac{\partial T}{\partial t} = \sum_{j=1}^m N_j(x, y) \dot{T}_j(t) = NT^e \quad (4)$$

onde m representa o número de nós no domínio Ω e N_j as funções de forma. O método de Galerkin estabelece que definir estas últimas funções, como funções de peso, e substituir as expressões (3) e (4) na equação (2), resulta no seguinte sistema de equações para cada elemento:

$$[K]\{T\} + [C]\{\dot{T}\} = \{F\} \quad (5)$$

onde K corresponde à matriz de condutividade térmica, C à matriz de capacidade térmica e F ao vetor de fluxo de calor, que contém as fontes de calor aplicadas ao sistema em cada nó (Fonseca, 2003; Rong et al., 2018). Para $1 \leq i$ e $j \leq m$, cada termo da equação (5) é expresso da seguinte maneira:

$$K_{ij} = \sum_{e=1}^E \int_{\Omega^e} \left(\frac{\partial N_i}{\partial x} k \frac{\partial N_j}{\partial x} + \frac{\partial N_i}{\partial y} k \frac{\partial N_j}{\partial y} \right) d\Omega^e + \sum_{e=1}^n \int_{\Gamma_h^e} N_i N_j h_{cr} d\Gamma_h^e \quad (6)$$

$$C_{ij} = \sum_{e=1}^E \int_{\Omega^e} \rho c_p N_i N_j d\Omega^e \quad (7)$$

$$F_i = \sum_{e=1}^E \int_{\Omega^e} N_i \dot{Q} d\Omega^e - \sum_{e=1}^p \int_{\Gamma_q^e} N_i \bar{q} d\Gamma_q^e + \sum_{e=1}^n \int_{\Gamma_h^e} h_{cr} T_{\infty} N_i d\Gamma_h^e \quad (8)$$

onde E representa o número total de elementos, n o número de elementos com fronteira do tipo Γ_h , p o número de elementos de fronteira do tipo Γ_q , $d\Gamma_h^e$ e $d\Gamma_q^e$ elementos de área e $d\Omega^e$ um elemento de volume.

Para além das propriedades atribuídas aos materiais e das condições de fronteira impostas, outra diferença entre a análise térmica e termomecânica de um sistema, é a definição do tipo de elemento utilizado. Para avaliar o comportamento térmico do sistema durante o processo de polimerização do PMMA foi utilizado o PLANE77, um elemento térmico 2D de 8 nós com apenas um grau de liberdade por nó, a temperatura (Ansys, 2011a). Na Figura 12 está representada a geometria do PLANE77.

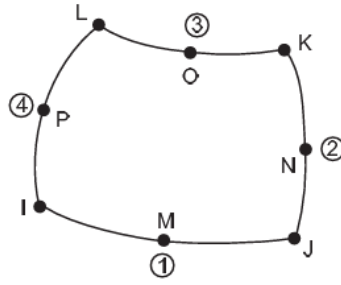


Figura 12 - Geometria do elemento PLANE77 (Ansys, 2011a)

3.1.4 Análise Termomecânica

Uma vez obtidas as variações de temperatura durante o processo de polimerização do PMMA, foi realizada uma análise termomecânica que permitiu determinar o campo de tensões. Primeiramente, foi obtido o campo de deformações, através do cálculo do campo de deslocamentos nodais, d . Este último é definido por u , v e w , ao longo dos eixos cartesianos x , y e z , respectivamente, e é obtido durante a fase de solução, pela resolução da seguinte equação:

$$[K]\{d\} = \{F\} \quad (9)$$

onde K corresponde à matriz de rigidez elementar e F ao vetor de carregamento e restrições. Nesta análise, as condições de fronteira consistem na imposição de restrições ao deslocamento nas direções do plano 2D em estudo, em x e y . A matriz de rigidez caracteriza a resistência de um elemento à deformação sob a aplicação de cargas e é expressa da seguinte forma (Fonseca, 2003; Medeiros Gomes, 2019):

$$[K] = \int_A [B]^T [D] [B] dA \quad (10)$$

onde B corresponde à matriz das derivadas parciais das funções de forma, que para um problema bidimensional é dada por:

$$B = \begin{bmatrix} \frac{\partial N_1}{\partial x} & 0 & \frac{\partial N_2}{\partial x} & 0 & \dots & \frac{\partial N_n}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_1}{\partial y} & 0 & \frac{\partial N_2}{\partial y} & \dots & 0 & \frac{\partial N_n}{\partial y} \\ \frac{\partial N_1}{\partial y} & \frac{\partial N_1}{\partial x} & \frac{\partial N_2}{\partial y} & \frac{\partial N_2}{\partial x} & \dots & \frac{\partial N_n}{\partial y} & \frac{\partial N_n}{\partial x} \end{bmatrix} \quad (11)$$

Por sua vez, D corresponde à matriz das constantes elásticas, determinada pelo módulo de elasticidade (E) e pelo coeficiente de Poisson (ν), expressa da seguinte forma:

$$D = \begin{bmatrix} \frac{E}{1-\nu^2} & \frac{E\nu}{-1+\nu^2} & 0 \\ \frac{E\nu}{1-\nu^2} & \frac{E}{1-\nu^2} & 0 \\ 0 & 0 & G \end{bmatrix} \quad (12)$$

onde G é o módulo de corte, definido por:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (13)$$

O campo de deslocamentos e de deformações (térmica e/ou mecânica) encontram-se intimamente relacionados pela teoria da elasticidade, permitindo a análise das deformações nos elementos em função dos deslocamentos nodais conhecidos (Fonseca, 2003; Medeiros Gomes, 2019). A relação seguinte representa o campo de deformações de origem mecânica:

$$\{\varepsilon\}^{mec} = [B]\{d\} \quad (14)$$

O campo de deformações de origem térmica, resultantes das alterações de temperatura associadas à polimerização do cimento ósseo, é obtido através da equação:

$$\{\varepsilon\}^{th} = \alpha\Delta T \quad (15)$$

onde α corresponde ao coeficiente de dilatação térmica. O vetor de deformação total é então obtido através da seguinte equação:

$$\{\varepsilon\} = \{\varepsilon\}^{mec} + \{\varepsilon\}^{th} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ 0 \\ \gamma_{xy} \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} \alpha\Delta T \\ \alpha\Delta T \\ \alpha\Delta T \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (16)$$

onde $\varepsilon_x, \varepsilon_y$ são as deformações normais nas direções x e y , e γ_{xy} a deformação de corte. Através do vetor de deformação total é possível obter o vetor de tensões, σ , segundo a lei de Hooke generalizada, cuja expressão é dada por:

$$\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon\} \quad (17)$$

O vetor de tensões resultante pode ser organizado na forma de um tensor de tensões, que descreve o estado de tensão num ponto específico do domínio de um material. Este tensor é definido por:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & 0 \\ \tau_{yx} & \sigma_y & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_z \end{bmatrix} \quad (18)$$

onde $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ representam as tensões normais e $\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yx}, \tau_{yz}, \tau_{zx}, \tau_{zy}$ as tensões de corte, que podem ser combinadas para obter um único valor de tensão equivalente, simplificando a análise do estado de tensão em cada ponto do domínio. Este valor pode ser obtido através de diferentes critérios, nomeadamente o critério de von Mises. A tensão de von Mises, σ_v , é frequentemente utilizada para determinar se um material irá ceder quando sujeito a cargas complexas. Segundo este critério, um material só apresenta comportamento plástico quando o valor máximo de σ_v excede a tensão de cedência do material (Ansys, 2023).

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}{2}} \quad (19)$$

Adicionalmente, para avaliar o comportamento termomecânico do sistema durante o processo de polimerização do PMMA foi necessário alterar o tipo de elemento finito, substituindo-se o PLANE77 (utilizado previamente na análise térmica) por um elemento estrutural equivalente com o mesmo número de nós, o PLANE183. A geometria deste elemento está representada na Figura 13.

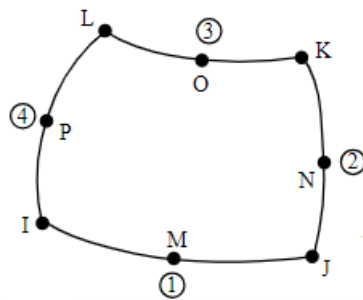


Figura 13 - Geometria do elemento PLANE183 (Ansys, 2011b)

O PLANE183 trata-se um elemento 2D definido por 8 nós, com 2 graus de liberdade em cada um: translações nas direções x e y, podendo degenerar-se em elementos triangulares de 6 nós (Ansys, 2011b).

4 Apresentação dos Resultados

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos para as análises térmicas e termomecânicas realizadas para os diferentes modelos numéricos.

4.1 Análise Térmica

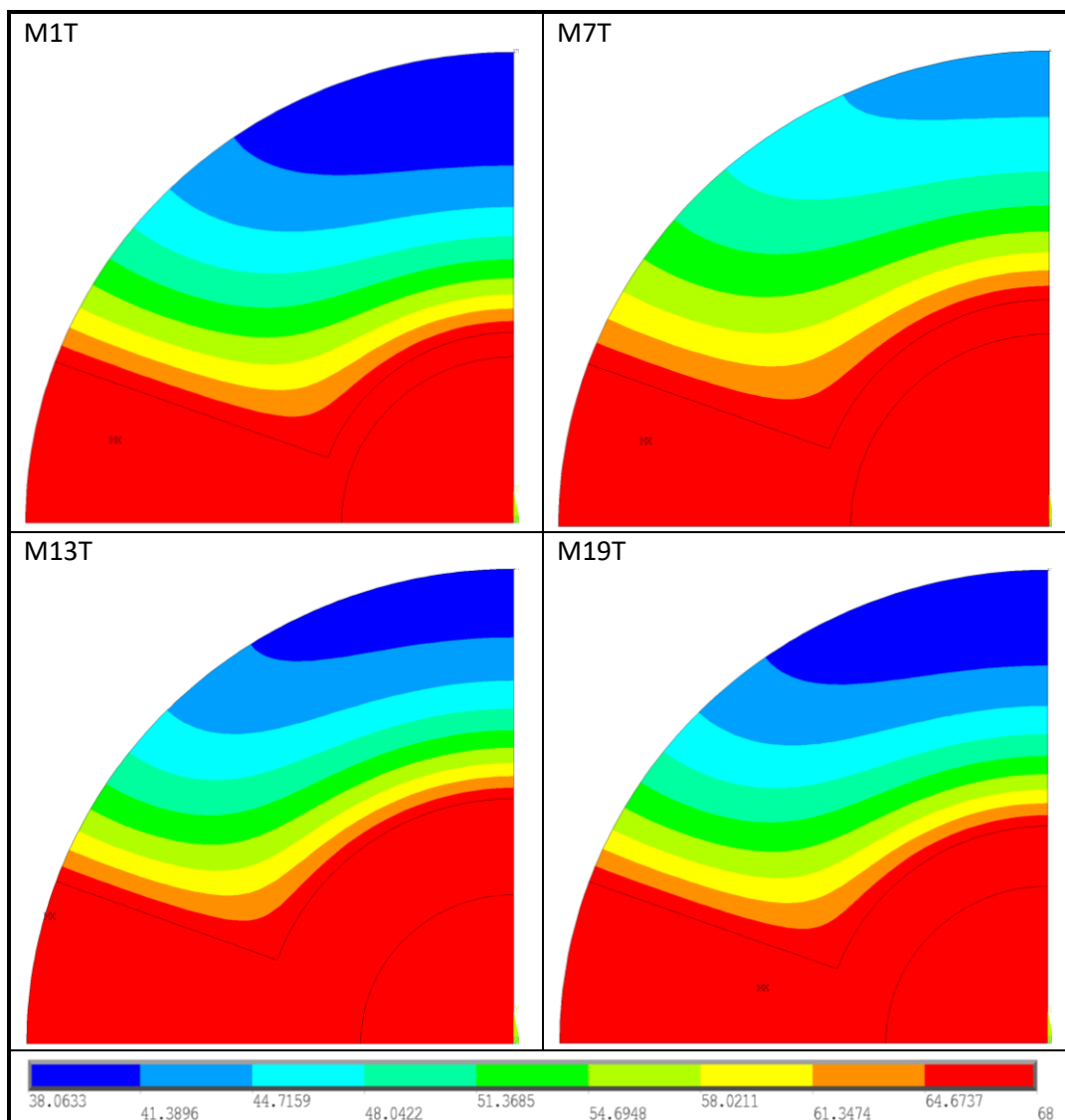
Para cada uma das geometrias base em estudo, foram efetuadas seis análises térmicas com base no efeito da polimerização do cimento ósseo. Os campos de temperatura obtidos para os modelos do género feminino encontram-se representados no Anexo IV e os do género masculino no Anexo V. Dentro destas análises, três modelos retratam a simulação da polimerização do Palacos R (linha superior) e as outras três a do CMW 3 (linha inferior). Ainda para cada tipo de cimento, foram efetuadas simulações em modelos com hastes intramedulares de Ti e de CF-PEEK, e sem haste, apresentadas nesta ordem. A escala de temperatura representada encontra-se entre os valores de 34,8 °C a 83 °C. Estes valores correspondem à temperatura mínima registada nos diferentes modelos e à temperatura máxima atingida durante a polimerização do cimento CMW 3, respetivamente.

Com base nos resultados obtidos foram conduzidos três tipos de avaliações, relativas: 1 - à influência da geometria utilizada; 2 - à comparação entre os dois tipos de cimentos ósseos; 3 - à influência de hastes intramedulares, no mesmo tipo de cimento ósseo.

Para a primeira avaliação, onde se pretende verificar se o campo de temperatura varia com o género e idade dos pacientes, foram comparadas as quatro geometrias base com o mesmo tipo de cimento ósseo (Palacos R) e haste intramedular (Ti), representadas na Tabela 5. De forma a facilitar a análise e interpretação dos resultados, a escala de temperatura foi limitada ao

intervalo [38; 68] °C, o valor mínimo registado entre os quatro modelos seleccionados e a temperatura de polimerização do Palacos R, respetivamente.

Tabela 5 - A influência da geometria utilizada na distribuição de temperatura

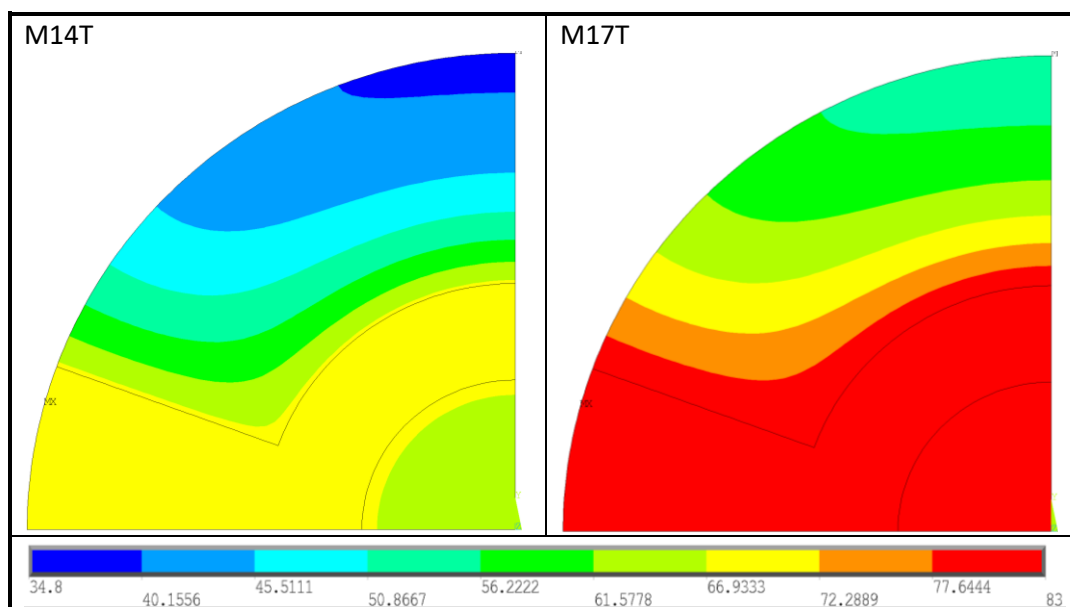


Os modelos demonstram o efeito da polimerização do cimento Palacos R ao fim de 600s, momento em que atinge a temperatura máxima. Pela observação das figuras, é possível retirar que, em todas elas, a distribuição da temperatura na região da haste e do cimento é idêntica, correspondendo à temperatura máxima atingida. No osso cortical, o modelo que apresenta a maior extensão de temperaturas mais elevadas, especificamente acima de 47°C, é o M7T, resultando, por isso, numa maior área de necrose térmica em comparação com os restantes modelos. O M1T exhibe as menores temperaturas a uma maior distância do cimento, enquanto

os modelos M13T e M19T demonstram distribuições de temperatura bastante semelhantes ao longo de todo o osso cortical.

Na segunda análise, foram comparados os resultados obtidos para as geometrias correspondentes ao género masculino, com idade inferior a 70 anos, e com hastes intramedulares do mesmo material (CF-PEEK), variando apenas o tipo de cimento ósseo. Estes resultados encontram-se representados na Tabela 6.

Tabela 6 - Análise das diferenças na necrose térmica entre os dois tipos de cimento ósseo

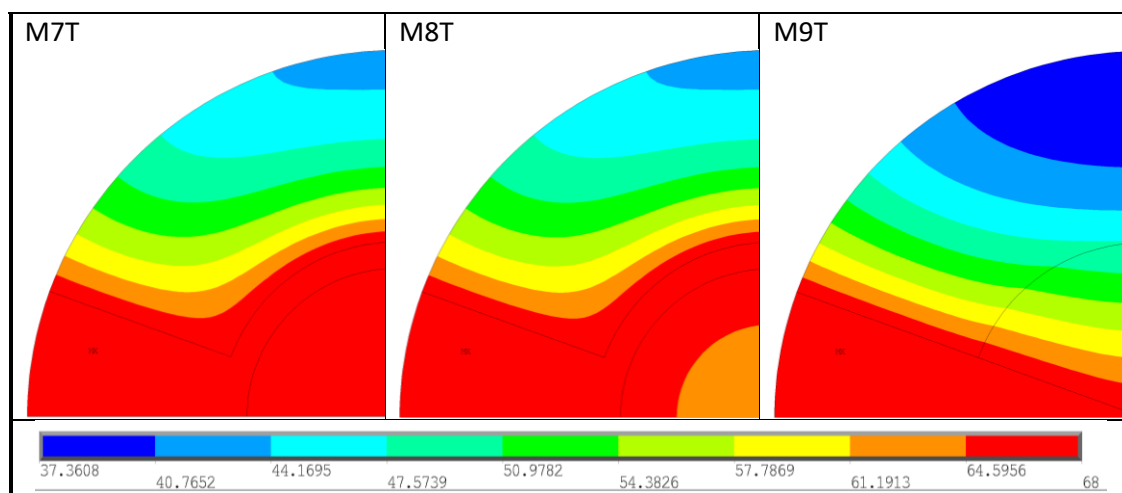


O modelo M14T demonstra o efeito da polimerização do Palacos R ao fim de 600s, enquanto o M17T representa o efeito da polimerização do CMW 3 após 384s. O CMW 3 possui uma temperatura de polimerização superior à do Palacos R, resultando na produção de uma maior quantidade de calor. A haste intramedular absorve parte desse calor, por isso, quanto maior a quantidade de calor gerado, maior a quantidade absorvida pela haste, o que justifica os valores mais elevados da haste quando utilizado o cimento CMW 3 em comparação com o Palacos R. Relativamente aos resultados obtidos no osso cortical, a utilização do CMW 3 resulta em temperaturas superiores a 47°C em todo o osso cortical, provocando necrose térmica na sua extensão. O Palacos R, pelo contrário, produz temperaturas inferiores a 47°C, resultando numa menor área de necrose térmica.

Para a terceira análise, foram realizados estudos para compreender os efeitos resultantes da presença de haste intramedular, bem como do tipo de material utilizado, na distribuição da

temperatura. Na Tabela 7 estão presentes os resultados obtidos para as geometrias correspondentes ao género feminino, com idade igual ou superior a 70 anos, e com o mesmo tipo de cimento ósseo (Palacos R), com e sem haste intramedular. Para possibilitar uma melhor análise dos resultados, restringiu-se a escala de temperatura ao intervalo [37; 68] °C, que corresponde à menor temperatura registada entre os três modelos e à temperatura de polimerização do cimento utilizado (Palacos R).

Tabela 7 - Análise da influência de hastes intramedulares na distribuição da temperatura



Estes modelos demonstram o efeito da polimerização do Palacos R ao fim de 600s. Pela observação das imagens, verifica-se uma distribuição mais ampla de temperaturas superiores no osso cortical para os modelos com haste (M7T e M8T) em comparação com o modelo sem haste (M9T). Nos modelos com haste, o PMMA injetado é distribuído ao redor da haste, contribuindo para uma maior área de osso cortical em contacto com o cimento. Isto produz temperaturas mais elevadas ao longo de uma distância superior e, conseqüentemente, uma maior extensão de necrose térmica, decorrente do processo de polimerização.

Relativamente ao tipo de material utilizado, a distribuição da temperatura no osso cortical é bastante semelhante em ambos os modelos, provocando a mesma área de necrose térmica. A principal diferença encontra-se na região da haste intramedular. O calor gerado no processo de polimerização do PMMA é, em primeira instância, absorvido pela haste. Como o Ti é um material mais condutor que o CF-PEEK, absorve uma maior quantidade de calor, resultando em valores de temperatura mais elevados na haste de Ti comparativamente à haste de CF-PEEK, conforme ilustrado.

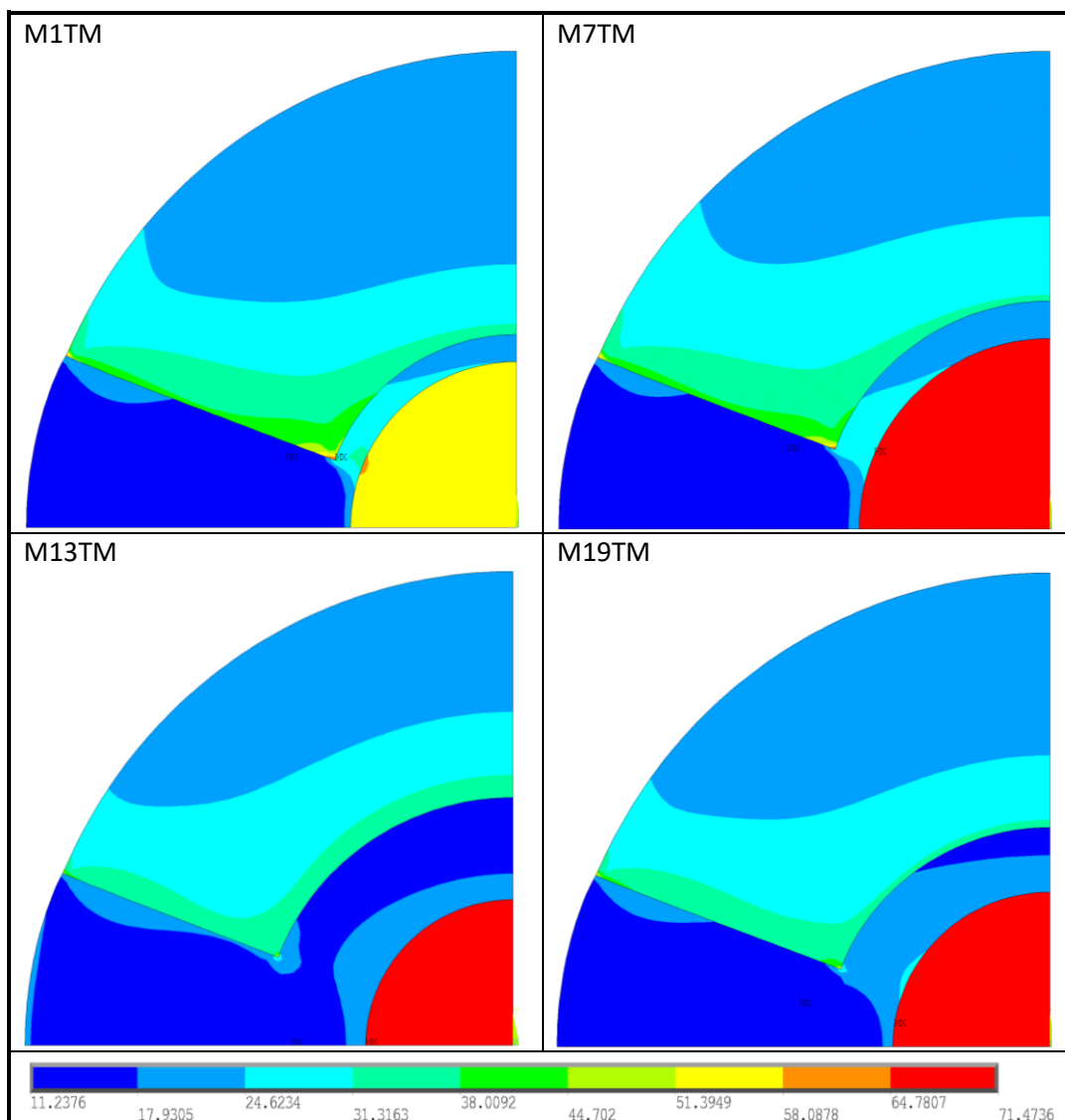
4.2 Análise Termomecânica

Para cada análise térmica efetuada foram obtidos os respectivos campos de deslocamentos, os relativos ao género feminino estão apresentados no Anexo VI e os do género masculino no Anexo VII. As imagens estão organizadas da mesma forma que nas análises térmicas, a linha superior mostra a polimerização do Palacos R e a inferior do CMW 3. Para cada cimento, foram realizadas simulações com hastes de Ti, CF-PEEK e sem haste, ilustradas nesta ordem. A escala apresentada varia entre [0; 0,1077] mm, representando o valor mínimo e máximo registados nas diferentes geometrias. Os campos de tensão térmica correspondentes aos deslocamentos também foram determinados e encontram-se divididos em género feminino (Anexo VIII) e género masculino (Anexo IX). Os campos de tensão representados correspondem ao instante final de cada simulação, quando a temperatura máxima de polimerização do PMMA foi atingida. A tensão equivalente varia no intervalo [0,55; 88,70] MPa, representando a tensão mínima e máxima assinaladas nas diferentes geometrias.

De modo a compreender a influência da geometria e dos materiais utilizados, para a distribuição do campo de tensão, foram repetidas o tipo de avaliações realizadas anteriormente: 1 - a influência da geometria utilizada; 2 – a comparação entre os dois tipos de cimentos ósseos; 3 – a avaliação da influência de hastes intramedulares, no mesmo tipo de cimento ósseo. Por fim, foi conduzida uma última verificação, com o objetivo de compreender o impacto do *stress shielding* produzido pelos diferentes materiais na fronteira com o osso cortical.

Primeiramente, foram efetuadas comparações para verificar se os campos de tensão térmica obtidos variam em função do tipo de geometria utilizada. Para isso, foram consideradas quatro geometrias com o mesmo tipo de cimento ósseo (Palacos R) e o mesmo material de haste intramedular (Ti), representadas na Tabela 8. De forma a facilitar a interpretação dos resultados, a escala de tensão foi limitada ao intervalo [11,24;71,47] MPa, a tensão mínima e máxima registadas entre os quatro modelos, respetivamente.

Tabela 8 - Análise da influência da geometria nos campos de tensão obtidos

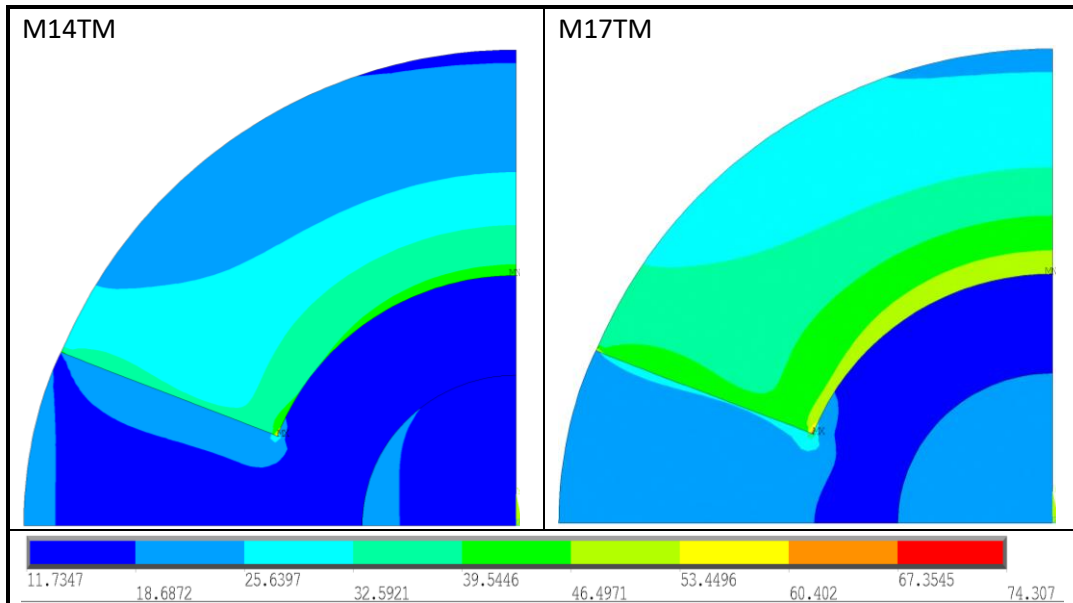


As imagens representadas mostram que o modelo M7TM apresenta a maior extensão de valores de tensão superiores no osso cortical, devido aos maiores valores de temperatura registrados a uma distância maior, conforme verificado na análise térmica anteriormente realizada. Os restantes modelos exibem uma distribuição de tensão ao longo do osso cortical bastante semelhante. Quanto à região da haste, o modelo M1T apresenta tensões significativamente inferiores aos outros modelos, mas tensões superiores na zona do cimento.

Para averiguar se o tipo de cimento utilizado provoca alterações no campo de tensões térmicas obtido, foram comparadas duas geometrias idênticas, com o mesmo material de haste, variando unicamente o tipo de cimento ósseo. Na Tabela 9 estão presentes as geometrias

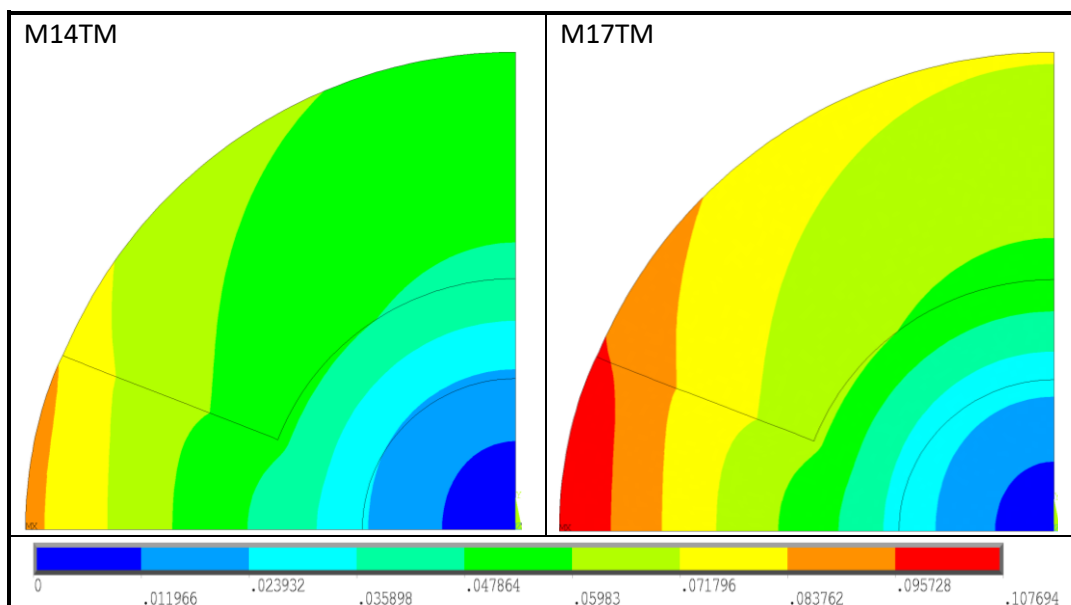
correspondentes ao género masculino, com idade inferior a 70 anos, com hastes intramedulares de CF-PEEK. Para uma melhor interpretação e comparação dos resultados obtidos para cada tipo de cimento, a escala de tensões foi restrita ao intervalo [11,73;74,31] MPa, os valores limite entre os dois modelos.

Tabela 9 - Análise das diferenças nos campos de tensão obtidos para os dois tipos de cimento ósseo



O modelo relativo à simulação da polimerização do CMW 3 (M17TM) revela uma distribuição mais ampla de valores de tensão elevada, quando comparado com o Palacos R (M14TM). A temperatura de polimerização do CMW 3 é consideravelmente mais alta do que a do Palacos R, gerando uma maior quantidade de calor, que é posteriormente absorvido pelo osso cortical, conforme comprovado anteriormente. Quanto mais acentuadas as variações de temperatura, maiores são os deslocamentos observados nos materiais, como representado na Tabela 10.

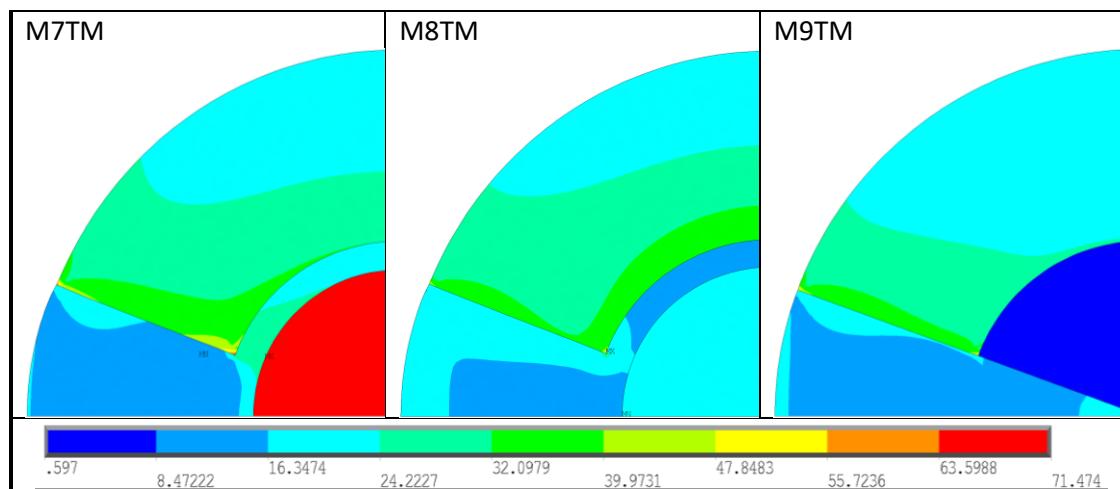
Tabela 10 - Análise das diferenças nos campos de deslocamentos obtidos para os dois tipos de cimento



Os deslocamentos observados em M17TM são superiores aos de M14TM, devido às variações de temperatura mais significativas. Quanto maiores os deslocamentos, maiores os valores de tensão térmica, a uma distância superior. Em ambos os modelos, a tensão máxima é registada na fronteira entre o cimento e o osso cortical, sendo mais elevada em M17TM. No entanto, este valor encontra-se bastante abaixo da tensão de cedência do osso cortical, sugerindo que não há risco de cedência, devido às cargas térmicas, para nenhum dos cimentos.

De modo a compreender os efeitos resultantes da presença de haste intramedular e do tipo de material utilizado nos campos de tensão térmica, foram comparados modelos com e sem haste, utilizando dois tipos diferentes de materiais. Na Tabela 11 estão representados os resultados obtidos para as geometrias correspondentes ao género feminino, com idade igual ou superior a 70 anos, mesmo tipo de cimento ósseo (Palacos R), com e sem haste intramedular, respetivamente. De forma a facilitar a interpretação dos resultados, variou-se a escala de tensões no intervalo [0,597;71,474] MPa, correspondendo à tensão mínima e máxima registadas entre os três modelos representados.

Tabela 11 – Influência da haste intramedular nos campos de tensão obtidos

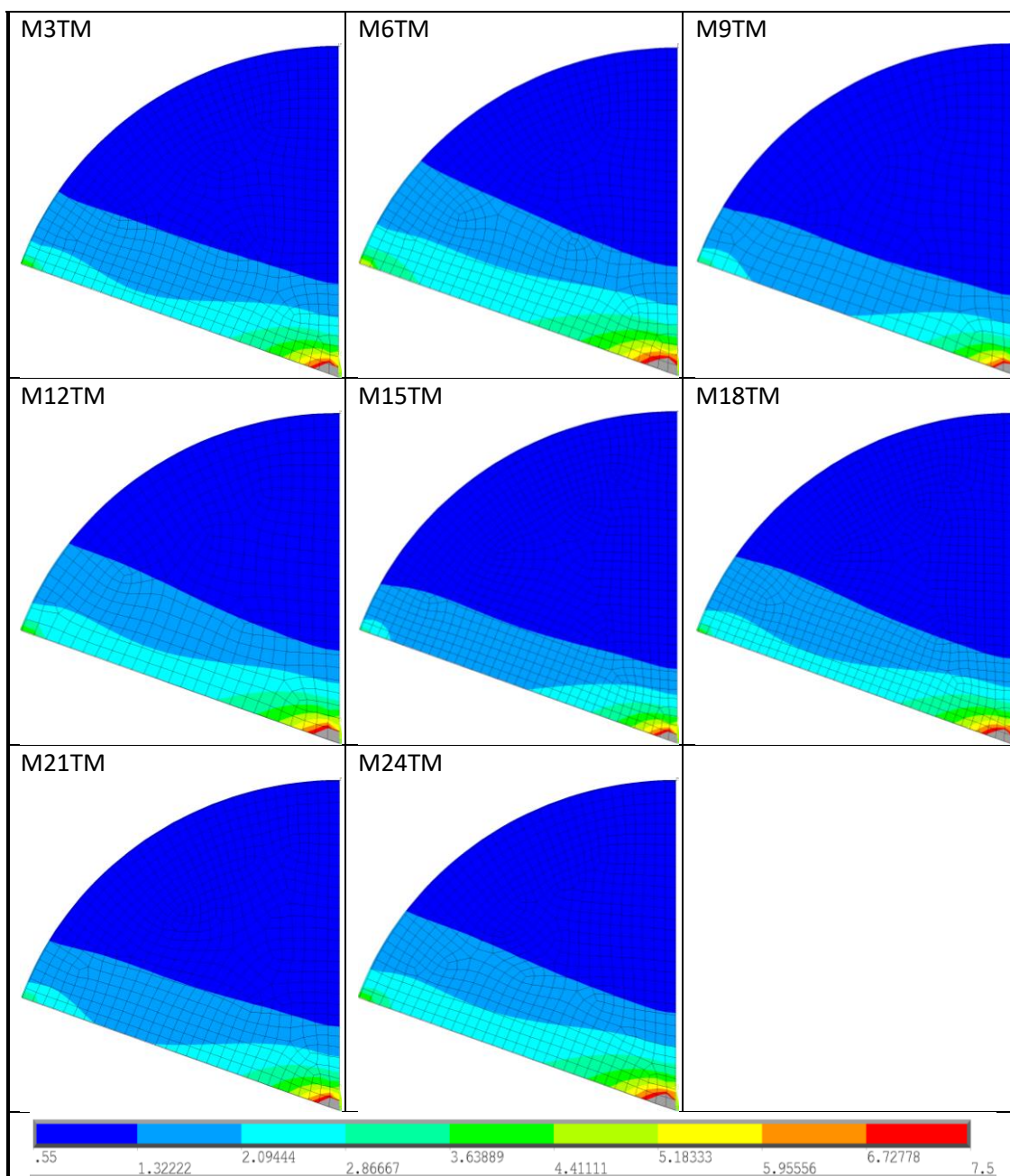


Dentro das simulações com o mesmo tipo de cimento, verifica-se uma distribuição mais ampla de valores superiores de tensão para os modelos com haste (M7TM e M8TM), comparativamente com o modelo sem haste (M9TM). Em relação ao material de haste utilizado, a distribuição de tensão na região do osso cortical é bastante semelhante entre os dois modelos. Apesar de registar uma tensão superior na fronteira entre o cimento e o osso, o modelo com haste de Ti apresenta uma menor extensão de valores de tensão mais elevados no osso cortical. Esta diferença é pouco significativa, uma vez que a quantidade de calor absorvida pelo osso cortical é semelhante nos dois modelos, como demonstrado anteriormente. Pelo contrário, na região da haste, os valores de tensão registados são bastante diferentes nos dois modelos. O CF-PEEK, por apresentar uma condutividade térmica bastante inferior à do Ti, absorve uma menor quantidade de calor, resultando numa menor tensão nessa região. Este facto, aliado à maior rigidez do Ti em comparação com o CF-PEEK, contribui para os resultados observados em cada haste. Os valores de tensão registados na haste de Ti são significativamente maiores do que na haste de CF-PEEK, uma vez que quanto maior o módulo de elasticidade de um material, maior é a tensão gerada.

Os valores de tensão mais baixos observados no modelo sem haste podem ser justificados através do mesmo critério. O osso esponjoso possui um módulo de elasticidade muito reduzido e, por isso, valores de tensão inferiores aos observados nos modelos com haste. Além disso, a ausência de haste resulta numa menor área de cimento, que contribui para uma menor quantidade de calor gerado e, conseqüentemente, uma menor extensão de valores de tensão mais elevados.

Os valores de tensão registados na maioria dos materiais estão consideravelmente abaixo das suas tensões de cedência, o que indica que as cargas térmicas impostas não são suficientes para induzir deformação plástica. O mesmo não acontece para o osso esponjoso, que apresenta uma tensão de cedência de apenas 7,5 MPa, significativamente inferior aos outros materiais. Através da observação da imagem não é possível determinar se as tensões registadas excedem a tensão de cedência do osso esponjoso, pelo que foram realizadas análises adicionais, conforme representado na Tabela 12.

Tabela 12 - Análise da distribuição da tensão térmica nos modelos sem haste



As imagens apresentadas retratam todas as simulações efetuadas sem haste, para todas as geometrias base e com os dois tipos de cimento ósseo. Para determinar se a tensão gerada pelo calor libertado durante o processo de polimerização do cimento excede a tensão de cedência do osso esponjoso foi escolhida uma escala a variar no intervalo [0,55;7,5] MPa, que corresponde à tensão mínima registada em todos os modelos e a tensão de cedência do osso esponjoso, respetivamente. Em todos os modelos apresentados, essa tensão foi excedida na região representada a cinza, indicando que o osso esponjoso sofre deformação plástica nessa região. A área a cinza é superior nos modelos com CMW 3 (M6TM, M12TM, M18TM e M24TM), em comparação com os do Palacos R (M1TM, M9TM, M15TM e M21TM), uma vez que uma maior variação de temperatura resulta em maiores deslocamentos no osso esponjoso e, conseqüentemente, maiores os valores de tensão térmica registados. Estes resultados demonstram a importância da aplicação da fixação interna em conjunto com a CP, na prevenção de fraturas patológicas.

A técnica de fixação interna, embora reduza o risco de fraturas patológicas, pode apresentar algumas complicações quando aplicada isoladamente. Entre elas, destaca-se o efeito de *stress shielding*, causado pela diferença de rigidez entre o osso e o material de haste utilizado, que quando é significativa não proporciona um controlo eficaz do tumor nem uma melhoria funcional. De modo a reduzir o efeito do *stress shielding* utilizam-se materiais com um módulo de elasticidade mais próximo do osso, nomeadamente hastes fabricadas com CF-PEEK e PMMA, na combinação deste processo com a CP. Para compreender se o efeito de *stress shielding* observado neste estudo é significativo para que ocorram esse tipo de problemas, foi efetuada uma análise da distribuição de tensão nas fronteiras dos materiais, para todos os modelos com haste. Os resultados obtidos encontram-se representados no Anexo X e estão divididos por género e idade, tipo de cimento e material de haste. A distribuição da tensão nas fronteiras segue uma tendência semelhante para o mesmo tipo de cimento ósseo e para o mesmo tipo de material de haste, tendo sido analisados de forma mais detalhada apenas dois casos. Na Figura 14 estão representados os gráficos referentes ao género feminino com idade superior a 70 anos, considerando cada tipo de cimento e material de haste.

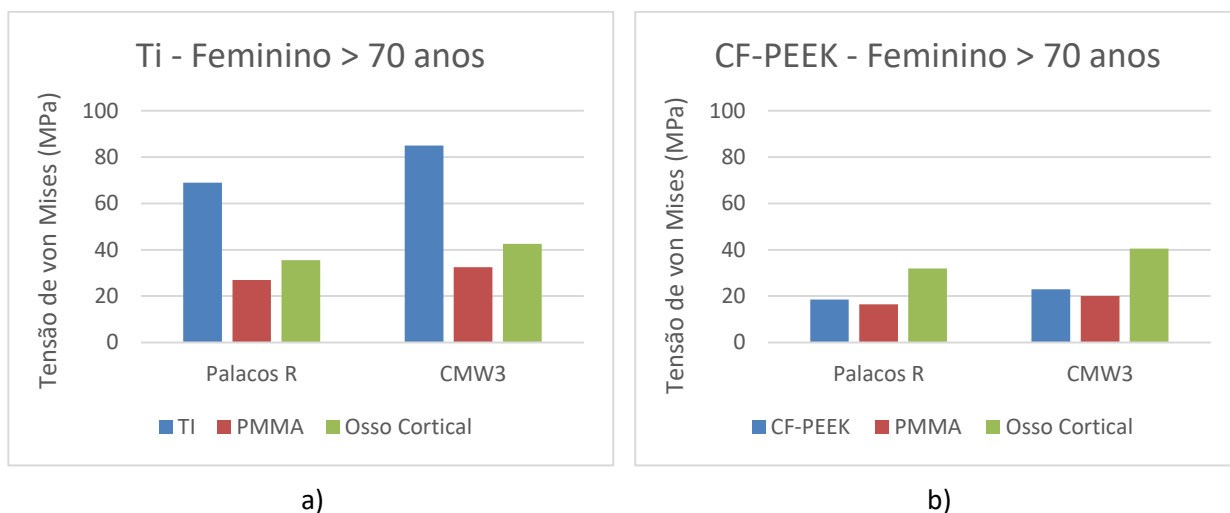


Figura 14 – Gráficos do efeito de *stress shielding* para o género feminino com mais de 70 anos: a) Haste de Ti e b) Haste de CF-PEEK

Em todos os modelos, o material que demonstra menores valores de tensão é o PMMA, uma vez que apresenta o menor módulo de elasticidade. Em contrapartida, o que possui o maior módulo de elasticidade é o Ti, apresentado tensões consideravelmente mais elevadas que os restantes materiais. Os valores de tensão registados em todos os materiais são superiores quando utilizado o CMW 3 em comparação com o Palacos R, porque alterações de temperatura mais significativas resultam em maiores deslocamentos e, conseqüentemente, em maiores tensões térmicas, conforme comprovado anteriormente.

Nos modelos com haste de Ti, para os dois tipos de cimento ósseo, a maior diferença de tensão é registada entre a haste e o PMMA, devido à grande disparidade na rigidez de ambos. Na ausência do PMMA, a haste estaria em contacto direto com o osso cortical, resultando numa diferença de tensão entre estes dois materiais muito semelhante à observada entre o Ti e o PMMA. Como o PMMA possui um módulo de elasticidade mais próximo do osso cortical, a diferença de tensão registada nos dois materiais é bastante inferior, contribuindo para uma distribuição de tensão mais natural e, assim, reduzindo o efeito de *stress shielding* na fronteira com o osso cortical.

Por outro lado, nos modelos com haste de CF-PEEK, a maior disparidade nos valores de tensão ocorre entre o PMMA e o osso cortical. Embora os três materiais (PMMA, CF-PEEK e osso cortical) apresentem módulos de elasticidade relativamente próximos, a diferença de rigidez entre o PMMA e o CF-PEEK é menor em comparação com a diferença entre o PMMA e o osso cortical. Assim, neste caso, o PMMA não tem o papel de atenuador de *stress shielding*. No

entanto, a diferença de tensão entre o PMMA e o osso cortical não é suficiente para provocar um efeito de *stress shielding* significativo, o que revela que o impacto no processo de remodelação óssea e a conseqüente perda de massa óssea poderão ser mínimos.

5 Discussão dos Resultados

De modo a compreender os efeitos da CP aplicada de forma isolada ou em combinação com o processo de fixação interna no tecido ósseo, foram realizadas análises térmicas e termomecânicas para diferentes tipos de cimento ósseo (Palacos R e CMW 3) e hastes de materiais distintos (Ti e CF-PEEK). Para cada uma destas análises foram conduzidos estudos mais detalhados: 1 - Avaliação da influência da geometria utilizada; 2 - Comparação entre os dois tipos de cimentos ósseos; 3 – Avaliação da influência de hastes intramedulares, no mesmo tipo de cimento ósseo. Para a análise termomecânica foram realizados estudos adicionais, com o objetivo de averiguar o efeito de *stress shielding* produzido na fronteira com o osso cortical, pelos diferentes materiais utilizados.

Relativamente à avaliação da influência da geometria utilizada, foram comparados modelos de diferentes géneros e faixas etárias, mas com o mesmo tipo de cimento ósseo e hastes intramedulares do mesmo material. Na análise térmica, o modelo M7T foi o que apresentou os maiores valores de temperatura, resultando numa maior área de necrose térmica. Em consequência da maior variação de temperatura, observaram-se valores de tensão térmica mais elevados no modelo M7TM, durante a análise termomecânica. Os restantes modelos demonstraram distribuições de temperatura e tensão bastante semelhantes ao longo do osso cortical. Desta forma, não foi possível estabelecer uma relação clara entre a variação de temperatura e de tensão com a geometria utilizada. Ou seja, não foi possível tirar conclusões relativamente ao género e idade dos pacientes.

Comparando o tipo de cimento ósseo utilizado, em ambas as análises, foram obtidos resultados distintos no osso cortical. O CMW 3 possui uma temperatura de polimerização

significativamente superior à do Palacos R, gerando uma maior quantidade de calor, que é posteriormente absorvida pelo osso cortical. Isto resulta numa maior extensão de necrose térmica e uma distribuição de temperaturas mais elevadas a uma distância maior do local de injeção do PMMA. As simulações com o CMW 3 apresentaram necrose térmica em toda a extensão do osso cortical, ao contrário do Palacos R, que apresentou uma menor área de necrose. Quanto mais acentuadas estas variações de temperatura, maiores os deslocamentos observados e, conseqüentemente, maiores os valores de tensão térmica gerados. Deste modo, é possível afirmar que o CMW 3 gera valores de tensão térmica superiores, a uma distância maior, em comparação com o Palacos R.

A presença de haste intramedular, bem como o material de haste utilizado, também foram alvos de estudo detalhado nesta dissertação. Na análise térmica, os modelos com hastes de diferentes materiais apresentaram a mesma extensão de necrose térmica e distribuições de temperatura idênticas ao longo do osso cortical. Em consequência da mesma quantidade de calor absorvida nos dois modelos, a distribuição de tensões térmicas no osso cortical também se mostrou bastante semelhante na análise termomecânica. Além disso, os resultados obtidos demonstraram depender da presença de haste intramedular, nos dois tipos de análises. Nos modelos com haste, o PMMA injetado é distribuído ao redor da haste, resultando numa maior área de osso cortical em contacto com o cimento, o que contribui para uma maior quantidade de calor gerado e, conseqüentemente, maior extensão de necrose térmica e de valores de tensão mais elevados.

Para todos os modelos com haste, mesmo os que apresentam tensões térmicas mais elevadas, os valores registados não ultrapassam a tensão de cedência dos respetivos materiais. No entanto, o mesmo não acontece nos modelos sem haste, onde esse valor é excedido no osso esponjoso. Assim, é possível concluir que a ausência de haste origina deformação excessiva em algumas regiões do osso esponjoso, enfraquecendo-o e aumentando o risco de ocorrência de fraturas. Estes resultados estão em conformidade com a literatura existente, que indica que o risco de fratura patológica permanece elevado quando a CP é aplicada isoladamente (Deschamps et al., 2018; Li et al., 2022).

A análise do efeito de *stress shielding* na fronteira com o osso cortical confirmou o papel atenuador do PMMA, conforme descrito na literatura (Phull et al., 2020). Devido à sua rigidez mais próxima do osso cortical em comparação com o Ti, o PMMA permite obter uma diferença de tensão significativamente mais reduzida do que quando o Ti está em contacto direto com o

osso cortical, minimizando assim o efeito de *stress shielding*. Quando utilizada a haste de CF-PEEK, este efeito não é tão significativo, uma vez que as diferenças de rigidez entre os diferentes materiais são mais reduzidas, pelo que o PMMA não funciona como atenuador. Estas conclusões destacam os problemas associados à prática da fixação interna de forma isolada, enfatizando a necessidade da combinação deste procedimento com a CP para o tratamento paliativo das metástases ósseas.

6 Conclusão

Esta tese concentrou-se no estudo de duas terapêuticas utilizadas no tratamento paliativo das metástases ósseas: a cimentoplastia de forma isolada e a cimentoplastia combinada com fixação interna utilizando hastes intramedulares, através da realização de análises térmicas e termomecânicas. Os principais objetivos deste estudo passaram por avaliar o efeito do calor resultante do processo de polimerização de diferentes tipos de cimento ósseo (Palacos R e CMW 3) injetados em tecidos com lesões metastáticas, bem como a avaliar os benefícios da combinação com a fixação interna por hastes intramedulares de materiais distintos (Titânio e CF-PEEK).

Para a realização das análises térmicas e termomecânicas, foram desenvolvidos modelos computacionais, com recurso ao programa ANSYS® (versão académica). Estes modelos mimetizam as terapias utilizadas no tratamento paliativo de lesões metastáticas femorais, tendo sido necessário definir as propriedades térmicas e mecânicas dos diferentes materiais, bem como aplicar as condições fronteira, para simular o seu comportamento e, posteriormente, analisar os efeitos produzidos.

Os resultados obtidos indicam que a combinação da cimentoplastia com a fixação interna é mais eficaz no tratamento paliativo das metástases ósseas do que a cimentoplastia de forma isolada. Quando aplicada isoladamente, a cimentoplastia limita a distribuição do cimento ósseo a uma área inferior, o que gera menos calor e, conseqüentemente, uma menor extensão de necrose térmica no osso cortical. Isto dificulta o controlo do crescimento da lesão metastática, levando a uma melhoria funcional e alívio da dor pouco significativos. Além disso, a ausência de haste intramedular pode provocar deformação excessiva em algumas regiões do osso

esponjoso, aumentando o risco de fraturas patológicas e dor incapacitante. Adicionalmente, o uso de cimento ósseo diminui o efeito de *stress shielding* na fronteira com o osso cortical, quando utilizadas hastes de titânio, minimizando as alterações no processo de remodelação óssea e, conseqüentemente, a perda de massa óssea. Quando utilizada a haste de CF-PEEK, a maior diferença de tensão é registada entre o PMMA e o osso cortical, pelo que o cimento ósseo não desempenha o papel de atenuador do efeito de *stress shielding*. No entanto, este último não é suficiente para que ocorram alterações no processo de remodelação óssea.

Para que a combinação destas duas técnicas possa efetivamente melhorar a qualidade de vida dos pacientes com metástases ósseas, é crucial utilizar materiais que ofereçam um controlo eficaz do crescimento da lesão metastática e proporcionem uma maior estabilidade estrutural. A comparação entre os dois tipos de materiais de haste intramedular, titânio e CF-PEEK, demonstrou efeitos semelhantes ao longo do osso cortical, apresentando a mesma área de necrose térmica. Relativamente ao tipo de cimento ósseo, as análises realizadas demonstraram que a utilização do CMW 3 resulta numa maior extensão de necrose térmica, devido à sua temperatura de polimerização superior. Ao produzir uma maior área de necrose térmica, o CMW 3 proporciona um melhor controlo do crescimento da lesão metastática. No entanto, a necrose térmica produzida pelo CMW 3 estende-se ao longo de todo o osso cortical, o que indica que o volume de cimento utilizado é excessivo, decorrente de um ângulo de injeção muito elevado.

Em suma, o presente estudo reforçou as vantagens da combinação da cimentoplastia com o processo de fixação interna, em detrimento da cimentoplastia de forma isolada, no tratamento paliativo das metástases ósseas. Adicionalmente, permitiu concluir que a combinação que contribui para uma melhoria funcional e alívio da dor, de forma mais significativa, é o uso do cimento CMW 3, quando injetado segundo um ângulo inferior ao definido neste estudo, com haste intramedular de qualquer um dos dois materiais. O ângulo escolhido neste estudo resulta num volume excessivo de cimento, podendo provocar danos no osso.

Como trabalhos futuros, sugere-se a continuação deste estudo, nomeadamente na obtenção de mais imagens médicas e com a análise das mesmas variáveis, reduzindo o ângulo de injeção do cimento ósseo. O objetivo é verificar um padrão ou tendência de resultados para a tomada de decisões a nível clínico de forma atempada. Será ainda de todo o interesse, estender este mesmo estudo computacional a modelos 3D com toda a geometria anatómica obtida por imagens tomográficas.

Referências

- Abidin, M. N. Z., & Misro, M. Y. (2022). Numerical Simulation of Heat Transfer using Finite Element Method. *Journal of Advanced Research in Fluid Mechanics and Thermal Sciences*, 92(2), 104–115. <https://doi.org/10.37934/arfmts.92.2.104115>
- Adobe. (2024). *Stock photos, imagens isentas de royalties, gráficos, vetores e vídeos | Adobe Stock*. <https://stock.adobe.com/pt/>
- Agarwal, M. G., & Nayak, P. (2015). Management of skeletal metastases: An orthopaedic surgeon's guide. *Indian Journal of Orthopaedics*, 49(1), 83–100. <https://doi.org/10.4103/0019-5413.143915>
- Akhbar, M. F. A., & Yusoff, A. R. (2019). Comparison of bone temperature elevation in drilling of human, bovine and porcine bone. *Procedia CIRP*, 82, 411–414. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2019.03.220>
- Ansys. (2011a). *PLANE77*. https://www.mm.bme.hu/~gyebro/files/ans_help_v182/ans_elem/Hlp_E_PLANE77.html
- Ansys. (2011b). *PLANE183*. https://www.mm.bme.hu/~gyebro/files/ans_help_v182/ans_elem/Hlp_E_PLANE183.html
- Ansys. (2023). *What is Equivalent Stress?* <https://www.ansys.com/blog/what-is-equivalent-stress>
- Bădilă, A. E., Rădulescu, D. M., Niculescu, A. G., Grumezescu, A. M., Rădulescu, M., & Rădulescu, A. R. (2021). Recent advances in the treatment of bone metastases and primary bone tumors: An up-to-date review. In *Cancers* (Vol. 13, Issue 16). MDPI. <https://doi.org/10.3390/cancers13164229>
- Ban, J., Fock, V., Aryee, D. N. T., & Kovar, H. (2021). Mechanisms, diagnosis and treatment of bone metastases. In *Cells* (Vol. 10, Issue 11). MDPI. <https://doi.org/10.3390/cells10112944>
- Bazyar, P., Baumgart, A., Altenbach, H., & Usbeck, A. (2023). An Overview of Selected Material Properties in Finite Element Modeling of the Human Femur. In *Biomechanics (Switzerland)* (Vol. 3, Issue 1, pp. 124–135). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/biomechanics3010012>
- C. Rua, C., M. M. Fonseca, E., A. G. Piloto, P., C. C. Oliveira, V., Belinha, J., Jorge, R. N., & C. Vasconcelos, J. (2020). Numerical thermal study in bone tumor lesion. *Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics*, 4(4), 91–96. <https://doi.org/10.24243/JMEB/4.4.234>
- Carneiro, D. (2022). *Estudo Numérico de Estruturas Celulares com Geometria Adaptada*.
- Castro de Oliveira, V. C. (2020). *Innovative Treatment for Bone Metastases*.

Chaffer, C. L., & Weinberg, R. A. (2011). *A Perspective on Cancer Cell Metastasis*.
<http://science.sciencemag.org/>

Chambers, A. F., Groom, A. C., & MacDonald, I. C. (2002). Dissemination and Growth of Cancer Cells in Metastatic Sites. In *Nature Reviews Cancer* (Vol. 2, Issue 8, pp. 563–572).
<https://doi.org/10.1038/nrc865>

Clézardin, P., Coleman, R., Puppò, M., Ottewill, P., Bonnelye, E., Paycha, F., Confavreux, C. B., & Holen, I. (2021). Bone Metastasis: Mechanisms, Therapies, and Biomarkers. *Physiological Reviews*, 101(3), 797–855. <https://doi.org/10.1152/physrev.00012.2019>

Cornelis, F. H., & Deschamps, F. (2017). Augmented osteoplasty for proximal femur consolidation in cancer patients: Biomechanical considerations and techniques. In *Diagnostic and Interventional Imaging* (Vol. 98, Issue 9, pp. 645–650). Elsevier Masson SAS.
<https://doi.org/10.1016/j.diii.2017.06.014>

David Roodman, G. (2004). Mechanisms of Bone Metastasis. In *N Engl J Med* (Vol. 350).
www.nejm.org

Deschamps, F., & De Baere, T. (2012). Cementoplasty of bone metastases. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 93(9), 685–689. <https://doi.org/10.1016/j.diii.2012.06.009>

Deschamps, F., Yevich, S., Gravel, G., Roux, C., Hakime, A., De Baère, T., & Tselikas, L. (2018). Percutaneous Fixation by Internal Cemented Screw for the Treatment of Unstable Osseous Disease in Cancer Patients. *Seminars in Interventional Radiology*, 35(4), 238–247.
<https://doi.org/10.1055/s-0038-1673359>

Eger, A., & Mikulits, W. (2005). Models of Epithelial-Mesenchymal Transition. In *Drug Discovery Today: Disease Models* (Vol. 2, Issue 1, pp. 57–63). Elsevier Ltd.
<https://doi.org/10.1016/j.ddmod.2005.04.001>

Ensinger. (2024). *TECAPEEK MT CF30 black*.
<https://www.ensingerplastics.com/en/shapes/medical-peek-tecapeek-mt-cf30-black#/product-technical-detail-collapse-item-1-lvl-1>

Errani, C., Mavrogenis, A. F., Cevolani, L., Spinelli, S., Piccioli, A., Maccauro, G., Baldini, N., & Donati, D. (2017). Treatment for long bone metastases based on a systematic literature review. In *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology* (Vol. 27, Issue 2, pp. 205–211). Springer-Verlag France. <https://doi.org/10.1007/s00590-016-1857-9>

Florencio-Silva, R., Sasso, G. R. D. S., Sasso-Cerri, E., Simões, M. J., & Cerri, P. S. (2015). Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. In *BioMed Research International* (Vol. 2015). Hindawi Publishing Corporation.
<https://doi.org/10.1155/2015/421746>

Fonseca, E. (2003). *Análise por Elementos Finitos do Comportamento de Tubagens Sob a Acção de Fortes Gradientes Térmicos*.

- Fonseca, E., Magalhães, K., Fernandes, M., Sousa, G., & Barbosa, M. (2013). *The assessment of the thermal necrosis due a drilling dental process with or without irrigation*. <http://bioeng2013.embs-pt.org/>
- Goetz, M. P., Callstrom, M. R., Charboneau, J. W., Farrell, M. A., Mans, T. P., Welch, T. J., Wong, G. Y., Sloan, J. A., Novotny, P. J., Petersen, I. A., Beres, R. A., Regge, D., Capanna, R., Saker, M. B., Grönemeyer, D. H. W., Gevargez, A., Ahrar, K., Choti, M. A., Debaere, T. J., & Rubin, J. (2004). Percutaneous image-guided radiofrequency ablation of painful metastases involving bone: A multicenter study. *Journal of Clinical Oncology*, 22(2), 300–306. <https://doi.org/10.1200/JCO.2004.03.097>
- Guerrieri, A. N., Montesi, M., Sprio, S., Laranga, R., Mercatali, L., Tampieri, A., Donati, D. M., & Lucarelli, E. (2020). Innovative Options for Bone Metastasis Treatment: An Extensive Analysis on Biomaterials-Based Strategies for Orthopedic Surgeons. In *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* (Vol. 8). Frontiers Media S.A. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.589964>
- Gupta, M., Devadas, D., Sahni, C., Nayak, A., Tiwari, P. K., & Mishra, A. (2022). Morphometric Analysis of the Proximal Femur With Its Clinical Correlation in Eastern Uttar Pradesh Region. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.28780>
- Hadjidakis, D. J., & Androulakis, I. I. (2006). Bone remodeling. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1092, 385–396. <https://doi.org/10.1196/annals.1365.035>
- Hahn, D. W., & Özisik, M. N. (2012). *Heat Conduction*. https://books.google.pt/books?hl=pt-PT&lr=&id=C9qwb9Vymy8C&oi=fnd&pg=PR13&dq=four+boundary+conditions+types+of+the+heat+conduction+equation&ots=KTfrsA7Gb6&sig=qhCZUwJccrUqceqknkoVH0kC3Jg&redir_esc=y#v=snippet&q=general%20boundary&f=false
- Harvey, N., Ahlmann, E. R., Allison, D. C., Wang, L., & Menendez, L. R. (2012). Endoprostheses last longer than intramedullary devices in proximal femur metastases. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 470(3), 684–691. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-2038-0>
- Heraeus Medical GmbH. (2024). *PALACOS R – High-Viscosity Bone Cement without Antibiotics*. <https://www.heraeus-medical.com/en/healthcare-professionals/products/palacos-r/>
- Hofbauer, L. C., Rachner, T. D., Coleman, R. E., & Jakob, F. (2014). Endocrine aspects of bone metastases. In *The Lancet Diabetes and Endocrinology* (Vol. 2, Issue 6, pp. 500–512). Elsevier Limited. [https://doi.org/10.1016/S2213-8587\(13\)70203-1](https://doi.org/10.1016/S2213-8587(13)70203-1)
- Indusmart. (2024). *PMMA (Acrílico)*. <https://www.indusmart.com.br/materiais/pmma-acrilico/>
- Janssen, D., Srinivasan, P., Scheerlinck, T., & Verdonschot, N. (2012). Effect of cementing technique and cement type on thermal necrosis in hip resurfacing arthroplasty - a numerical study. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 30(3), 364–370. <https://doi.org/10.1002/jor.21512>

- Kitridis, D., Saccomanno, M. F., Maccauro, G., Givissis, P., & Chalidis, B. (2020). Augmented versus non-augmented percutaneous cementoplasty for the treatment of metastatic impending fractures of proximal femur: A systematic review. *Injury*, *51*, S66–S72. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2020.02.045>
- Kniha, K., Heussen, N., Weber, E., Möhlhenrich, S. C., Hölzle, F., & Modabber, A. (2020). Temperature threshold values of bone necrosis for thermo-explantation of dental implants-A systematic review on preclinical in vivo research. In *Materials* (Vol. 13, Issue 16). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/MA13163461>
- Kumar, N., Lopez, K. G., Alathur Ramakrishnan, S., Hallinan, J. T. P. D., Fuh, J. Y. H., Pandita, N., Madhu, S., Kumar, A., Benneker, L. M., & Vellayappan, B. A. (2021). Evolution of materials for implants in metastatic spine disease till date – Have we found an ideal material? In *Radiotherapy and Oncology* (Vol. 163, pp. 93–104). Elsevier Ireland Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2021.08.007>
- Kundu, J., Pati, F., Shim, J.-H., & Cho, D.-W. (2014). *Rapid prototyping technology for bone regeneration*. <https://doi.org/10.1533/9780857097217.254>
- Lai, Y. S., Chen, W. C., Huang, C. H., Cheng, C. K., Chan, K. K., & Chang, T. K. (2015). The effect of graft strength on knee laxity and graft in-situ forces after posterior cruciate ligament reconstruction. *PLoS ONE*, *10*(5). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0127293>
- Laux, C. J., Hodel, S. M., Farshad, M., & Müller, D. A. (2018). Carbon fibre/polyether ether ketone (CF/PEEK) implants in orthopaedic oncology. *World Journal of Surgical Oncology*, *16*(1). <https://doi.org/10.1186/s12957-018-1545-9>
- Lee, C. (2005). *Properties of Bone Cement: The Mechanical Properties of PMMA Bone Cement*.
- Li, C., Wu, Q., Chang, D., Liang, H., Ding, X., Lao, C., & Huang, Z. (2022). State-of-the-art of minimally invasive treatments of bone metastases. In *Journal of Bone Oncology* (Vol. 34). Elsevier GmbH. <https://doi.org/10.1016/j.jbo.2022.100425>
- Maher. (2020). *Titanium 6AL-4V Data Sheet*.
- Medeiros Gomes, F. (2019). *Modelos de Elementos Finitos na Análise de Problemas Termomecânicos*.
- Millis, D. L. (2013). Responses of Musculoskeletal Tissues to Disuse and Remobilization. In *Canine Rehabilitation and Physical Therapy: Second Edition* (pp. 92–153). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4377-0309-2.00007-7>
- Mundy, G. R. (2002). Metastasis to bone: Causes, consequences and therapeutic opportunities. In *Nature Reviews Cancer* (Vol. 2, Issue 8, pp. 584–593). <https://doi.org/10.1038/nrc867>

- Naghavi, S. A., Lin, C., Sun, C., Tamaddon, M., Basiouny, M., Garcia-Souto, P., Taylor, S., Hua, J., Li, D., Wang, L., & Liu, C. (2022). Stress Shielding and Bone Resorption of Press-Fit Polyether–Ether–Ketone (PEEK) Hip Prosthesis: A Sawbone Model Study. *Polymers*, *14*(21). <https://doi.org/10.3390/polym14214600>
- Nevelsky, A., Borzov, E., Daniel, S., & Bar-Deroma, R. (2017). Perturbation effects of the carbon fiber-PEEK screws on radiotherapy dose distribution. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, *18*(2), 62–68. <https://doi.org/10.1002/acm2.12046>
- Obenauf, A. C., & Massagué, J. (2015). Surviving at a Distance: Organ-Specific Metastasis. In *Trends in Cancer* (Vol. 1, Issue 1, pp. 76–91). Cell Press. <https://doi.org/10.1016/j.trecan.2015.07.009>
- Papalexis, N., Parmeggiani, A., Peta, G., Spinnato, P., Miceli, M., & Facchini, G. (2022). Minimally Invasive Interventional Procedures for Metastatic Bone Disease: A Comprehensive Review. In *Current Oncology* (Vol. 29, Issue 6, pp. 4155–4177). MDPI. <https://doi.org/10.3390/curroncol29060332>
- Phull, S. S., Yazdi, A. R., Ghert, M., & Towler, M. R. (2020). Bone cement as a local chemotherapeutic drug delivery carrier in orthopedic oncology: A review. In *Journal of Bone Oncology* (Vol. 26). Elsevier GmbH. <https://doi.org/10.1016/j.jbo.2020.100345>
- Ren, G., Esposito, M., & Kang, Y. (2015). Bone metastasis and the metastatic niche. In *Journal of Molecular Medicine* (Vol. 93, Issue 11, pp. 1203–1212). Springer Verlag. <https://doi.org/10.1007/s00109-015-1329-4>
- Rong, X., Niu, R., & Liu, G. (2018). Stability Analysis of Smoothed Finite Element Methods with Explicit Method for Transient Heat Transfer Problems. *International Journal of Computational Methods*, *15*(3). <https://doi.org/10.1142/S0219876218450056>
- Rua, C. C. (2019). *Estudo clínico e computacional de sarcomas ósseos*.
- Sarot, J. R., Contar, C. M. M., Cruz, A. C. C. Da, & De Souza Magini, R. (2010). Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *21*(7), 2079–2085. <https://doi.org/10.1007/s10856-010-4084-7>
- Spierings, P. T. J. (2005). *Properties of Bone Cement: Testing and Performance of Bone Cements*.
- Sumner, D. R. (2014). Long-term implant fixation and stress-shielding in total hip replacement. *Journal of Biomechanics*, *48*(5), 797–800. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.021>
- Turpin, A., Duterque-Coquillaud, M., & Vieillard, M. H. (2020). Bone Metastasis: Current State of Play. In *Translational Oncology* (Vol. 13, Issue 2, pp. 308–320). Neoplasia Press, Inc. <https://doi.org/10.1016/j.tranon.2019.10.012>

Vičić, I., & Belev, B. (2021). The pathogenesis of bone metastasis in solid tumors: A review. In *Croatian Medical Journal* (Vol. 62, Issue 3, pp. 270–282). Medicinska Naklada Zagreb. <https://doi.org/10.3325/cmj.2021.62.270>

Weilbaeher, K. N., Guise, T. A., & McCauley, L. K. (2011). Cancer to bone: A fatal attraction. In *Nature Reviews Cancer* (Vol. 11, Issue 6, pp. 411–425). <https://doi.org/10.1038/nrc3055>

XCEED Engineering. (2017). *Finite Element Analysis Convergence and Mesh Independence*. <https://www.xceed-eng.com/finite-element-analysis-convergence-and-mesh-independence/>

Declaração de Integridade

Declaro ter conduzido este trabalho académico com integridade. Não plagiei ou apliquei qualquer forma de uso indevido de informações ou falsificação de resultados ao longo do processo que levou à sua elaboração.

Declaro que o trabalho apresentado neste documento é original e de minha autoria, não tendo sido utilizado anteriormente para nenhum outro fim.

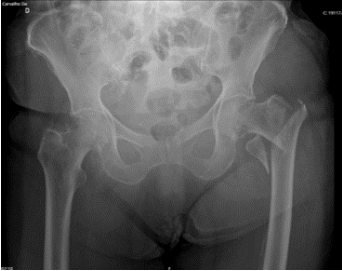




Declaro ainda que tenho pleno conhecimento do Código de Conduta Ética do P.PORTO.






NOME: Catarina Gil Ribeiro de Sá Pires






ISEP, Porto, 9 de julho de 2024






Anexos

Anexo I - Imagens médicas de 20 pacientes do CHP

ID	Género	Idade	Imagens
788250	F	85	
697173	F	69	
1247959	F	52	
1455688	F	88	
1248431	F	75	

ID	Género	Idade	Imagens
1460198	F	80	
1883327	F	56	
1038763	F	68	
1460198	F	80	
1946632	F	62	

ID	Género	Idade	Imagens
1959516	M	30	
856000	M	63	
1951951	M	77	
1170442	M	76	
1955638	M	68	

ID	Género	Idade	Imagens
1721779	M	52	
1645471	M	85	
918009	M	79	
002154	M	66	
630946	M	61	

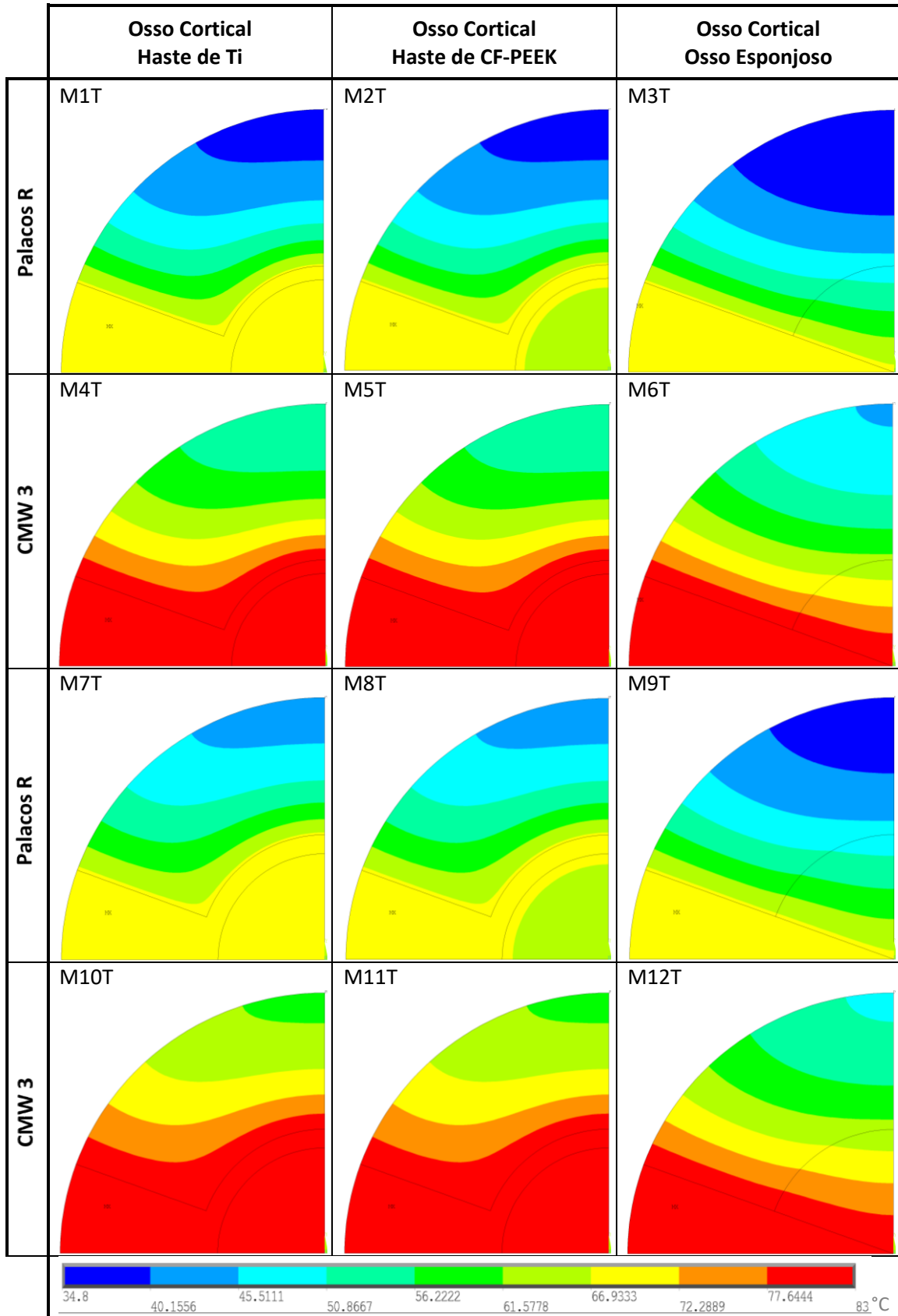
Anexo II - Dimensões da região subtrocantérica do fêmur direito de 20 pacientes do CHP

Género	Feminino				Masculino			
Idade	< 70		≥ 70		< 70		≥ 70	
Valores (mm)	DI	DE	DI	DE	DI	DE	DI	DE
	15,4	36,6	15,4	29,2	18,1	37,5	13,7	33
	14,2	28,7	11,9	28,5	17,3	34,1	15,9	35,6
	10,8	31,8	12,0	26,2	19,1	35,3	13,6	32
	14,2	33,9	13,3	25,8	15,6	32,5	17,6	31,9
	8,5	24,8	12,2	26,2	19,6	34,9		
					18,8	35,7		
Média	12,62	31,16	12,96	27,18	18,08	35,00	15,20	33,13

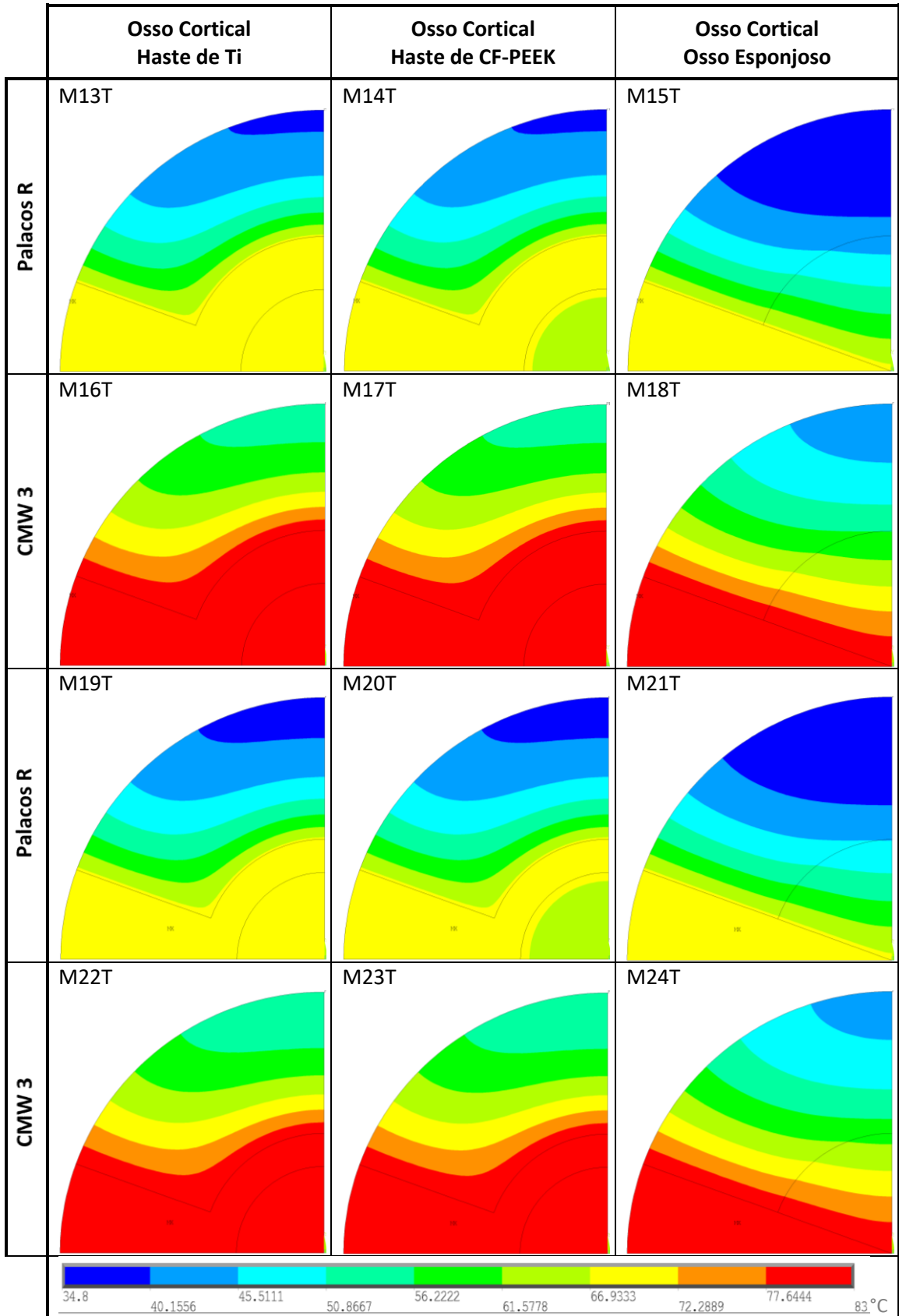
Anexo III - Designação dos modelos térmicos

Designação	Género	Idade	PMMA	Haste
M1T	F	< 70	Palacos R	Ti
M2T	F	< 70	Palacos R	CF-PEEK
M3T	F	< 70	Palacos R	Sem haste
M4T	F	< 70	CMW 3	Ti
M5T	F	< 70	CMW 3	CF-PEEK
M6T	F	< 70	CMW 3	Sem haste
M7T	F	≥ 70	Palacos R	Ti
M8T	F	≥ 70	Palacos R	CF-PEEK
M9T	F	≥ 70	Palacos R	Sem haste
M10T	F	≥ 70	CMW 3	Ti
M11T	F	≥ 70	CMW 3	CF-PEEK
M12T	F	≥ 70	CMW 3	Sem haste
M13T	M	< 70	Palacos R	Ti
M14T	M	< 70	Palacos R	CF-PEEK
M15T	M	< 70	Palacos R	Sem haste
M16T	M	< 70	CMW 3	Ti
M17T	M	< 70	CMW 3	CF-PEEK
M18T	M	< 70	CMW 3	Sem haste
M19T	M	≥ 70	Palacos R	Ti
M20T	M	≥ 70	Palacos R	CF-PEEK
M21T	M	≥ 70	Palacos R	Sem haste
M22T	M	≥ 70	CMW 3	Ti
M23T	M	≥ 70	CMW 3	CF-PEEK
M24T	M	≥ 70	CMW 3	Sem haste

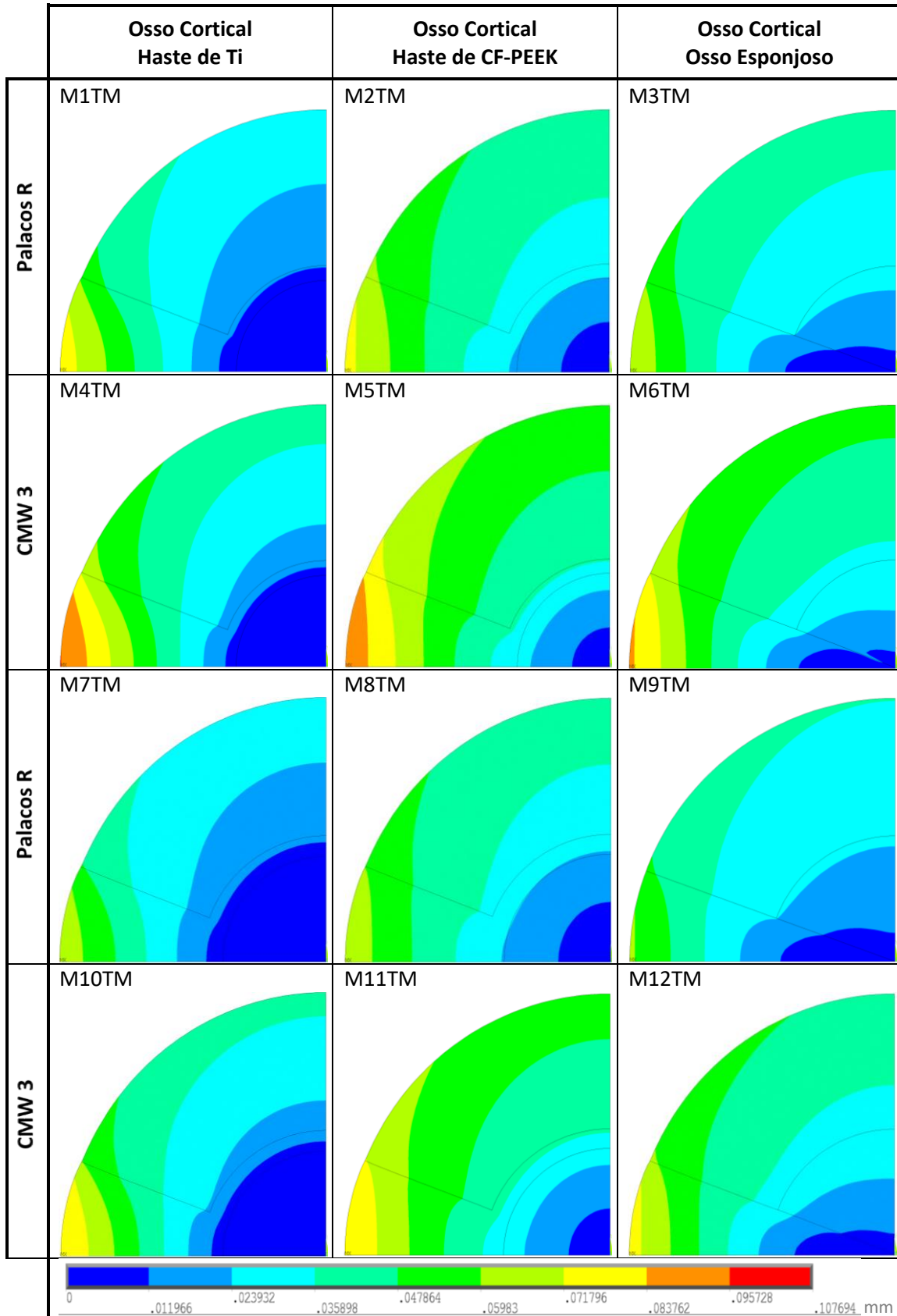
Anexo IV - Campos de temperatura, em °C, obtidos para o género feminino



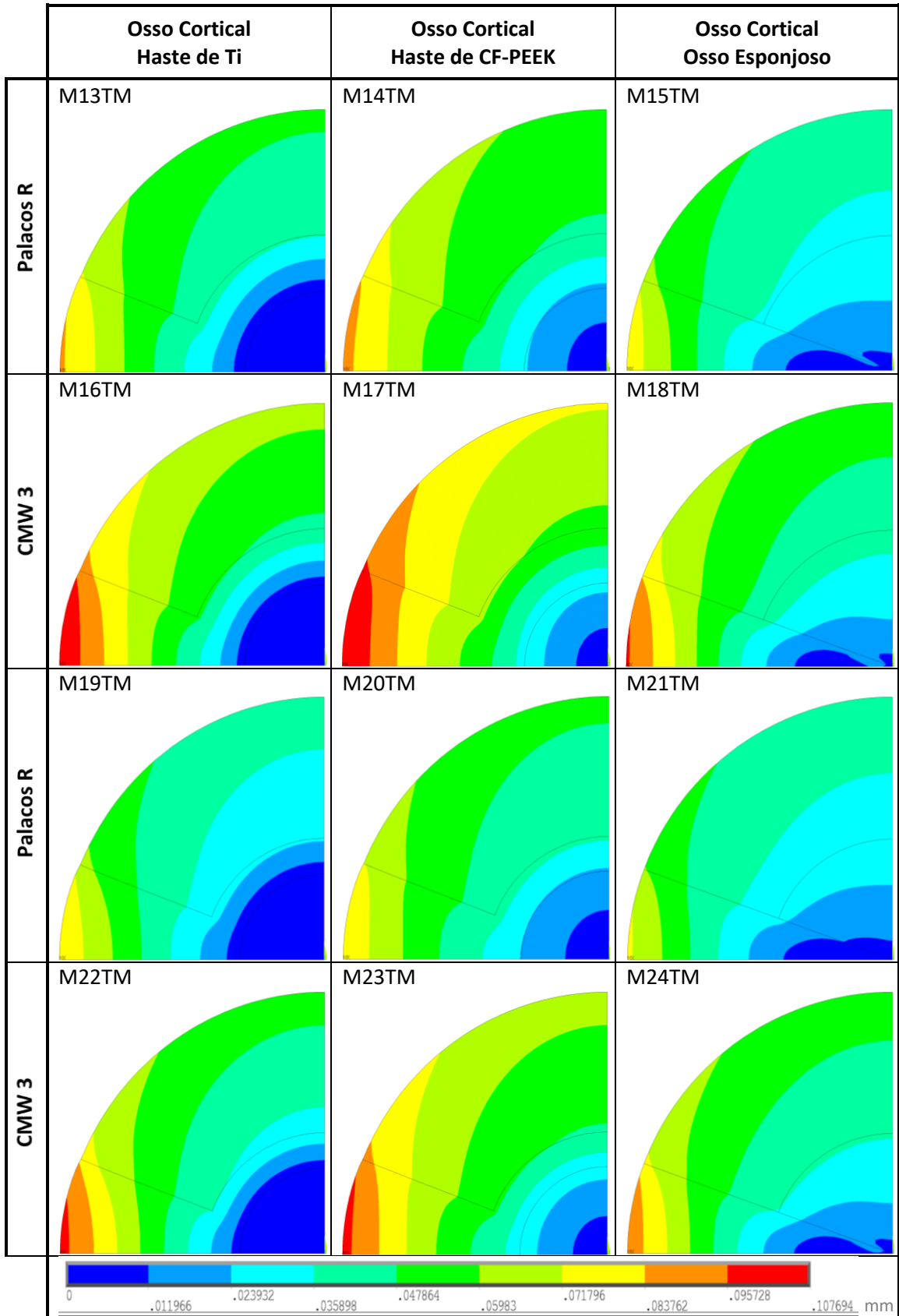
Anexo V - Campos de temperatura, em °C, obtidos para o género masculino



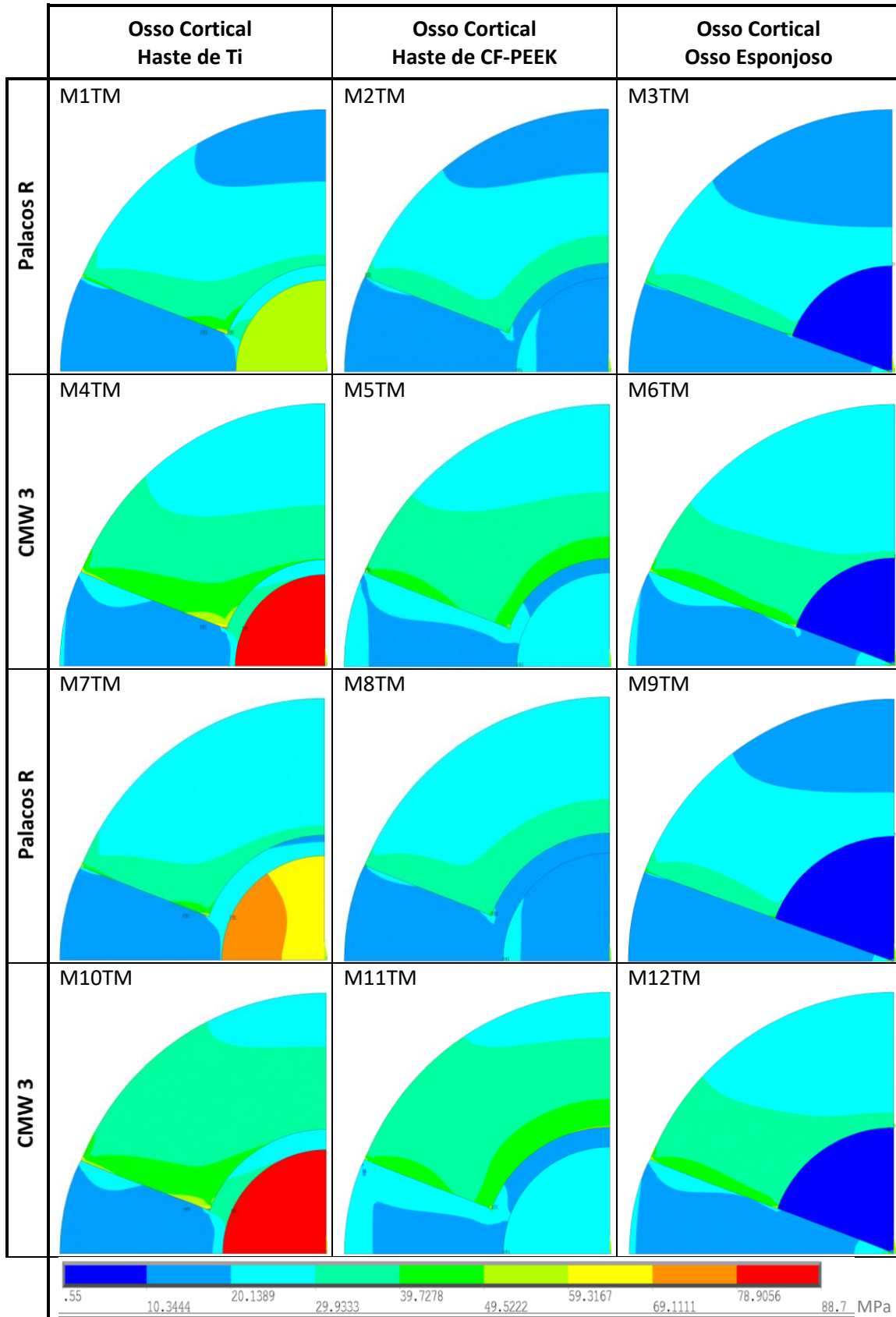
Anexo VI - Campos de deslocamentos, em mm, obtidos para o gênero feminino



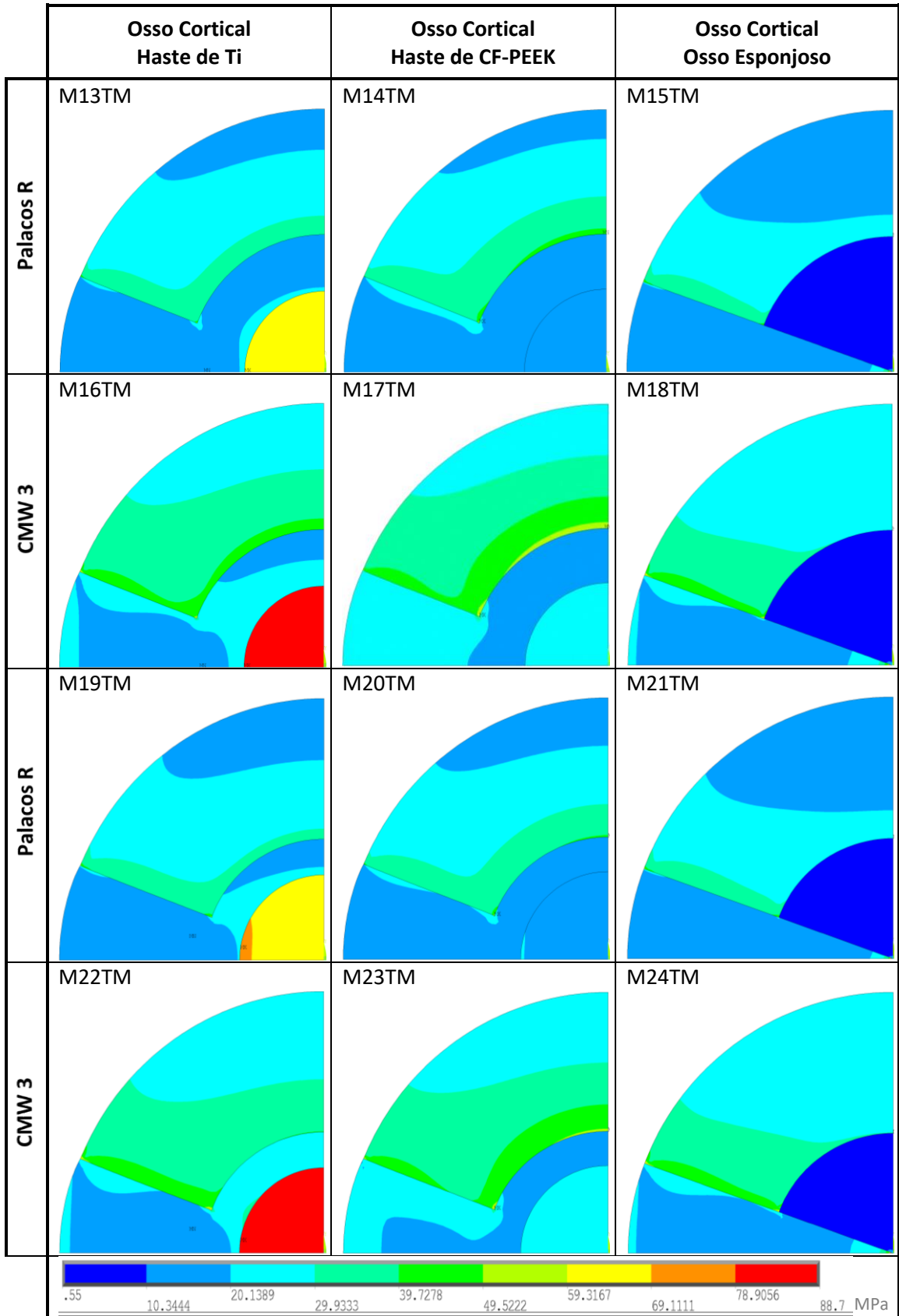
Anexo VII - Campos de deslocamentos, em mm, obtidos para o género masculino



Anexo VIII - Campos de tensão, em MPa, obtidos para o gênero feminino



Anexo IX - Campos de tensão, em MPa, obtidos para o género masculino



Anexo X – Gráficos do efeito de *stress shielding* para todos os modelos com haste

