



INSTITUTO POLITÉCNICO DE BRAGANÇA
Escola Superior de Tecnologia e Gestão

Estudo clínico e computacional de sarcomas ósseos

Cláudia Carneiro Rua

Dissertação apresentada à
Escola Superior de Tecnologia e Gestão
Instituto Politécnico de Bragança
para obtenção do grau de Mestre em
Tecnologia Biomédica

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

Paulo Alexandre Gonçalves Piloto
Elza Maria Morais Fonseca

Junho de 2019

Agradecimentos

Na realização deste trabalho gostaria de agradecer a todos aqueles que de uma forma ou de outra me acompanharam com os seus conhecimentos e conselhos.

Assim gostaria de agradecer ao Professor Paulo Piloto do Instituto Politécnico de Bragança, não só pela oportunidade em realizar este trabalho sob a sua orientação, mas também pela disponibilidade e empenho demonstrado.

Agradeço à professora Elza Fonseca, do Instituto Superior de Engenharia do Porto, pela forma como orientou o meu trabalho, pela sua simpatia, disponibilidade no auxílio a cada dúvida ou dificuldade encontrada ao longo da elaboração deste trabalho.

Agradeço à Doutora Vânia Oliveira, do Centro Hospitalar do Porto (CHP), pela sua disponibilidade, amabilidade e profissionalismo que foram cruciais para a realização deste trabalho.

Agradeço ao Doutor José Carlos Vasconcelos, diretor clínico do Serviço Médico de Imagem Computorizada Boavista (SMIC Boavista), pela disponibilidade, acompanhamento e por todo ensinamento transmitido enquanto aprendiz.

Agradeço o apoio da FCT/MCTES, no âmbito de uma Bolsa de Iniciação Científica na Unidade LAETA 50022 UID/SEM/50022/2019, entre abril a julho de 2019, na realização deste trabalho.

Agradeço à minha família, namorado e amigos pelo apoio, compreensão, motivação e força que sempre foi dado ao longo desta jornada. Obrigada por estarem comigo quando as dificuldades surgiam, pelo ânimo e pelo carinho fazendo com que sempre lutasse para alcançar os meus sonhos.

Por fim, um agradecimento em especial aos meus pais pelo esforço que fizeram nesta grande etapa da minha vida.

Resumo

A produção de calor devido ao efeito da polimerização do cimento ósseo pode resultar em danos irreversíveis de necrose térmica no tecido adjacente. No entanto, este fenómeno pode, em alguns casos, beneficiar clinicamente as situações patológicas. O objetivo deste trabalho é avaliar a minimização da evolução de sarcomas ósseos, através da injeção de ampolas de cimento ósseo que preencherão o espaço da lesão lítica tumoral.

Neste sentido, foi realizado um estágio de três meses no serviço de radiologia na clínica SMIC Boavista no Porto para uma melhor aprendizagem das metodologias clínicas, interpretação e recolha de algumas imagens médicas. Em simultâneo, foram também recolhidas imagens médicas no serviço de Ortopedia do Centro Hospitalar do Porto (CHP). Através da avaliação prévia dessas imagens médicas por grupos de análise (género, idade, órgão afetado e patologia associada) foram desenvolvidos modelos computacionais.

Pretende-se assim efetuar uma avaliação do efeito benéfico da produção de calor em tecidos com sarcoma, recorrendo à injeção de cimento ósseo, através do desenvolvimento de diferentes modelos computacionais para análise térmica em regime transiente. Foram utilizados quatro diferentes cimentos ósseos, sendo um deles um cimento utilizado no serviço de Ortopedia no CHP. Este trabalho permitiu obter uma discussão de resultados, para que em conjunto com o CHP, exista uma melhor perceção na utilização do cimento ósseo no tratamento de lesões tumorais.

Como conclusões gerais, a maior temperatura e a necrose térmica ocorrem na interface cimento-osso-tumor na presença de uma haste intramedular. O preenchimento com um cimento ósseo de menor viscosidade e a estabilização estrutural com uma haste intramedular de titânio em ossos longos, podem traduzir-se numa aplicação cujo objetivo clínico seja o tratamento de lesões líticas metastáticas para o controlo local do crescimento tumor.

Palavras-Chave: sarcoma, tumor ósseo, cimento ósseo, modelo térmico.

Abstract

The heat generation due to the effect of the bone cement polymerization can result in irreversible damages of thermal necrosis in the adjacent tissue. However, in some situations, this phenomenon could have clinically advantages. The main objective of this study is to evaluate the minimization of bone sarcomas by injecting bone cement and filling the space of the tumor lithic lesion.

According to this project, an internship of three months was carried out in the clinic radiology service at SMIC Boavista for a better learning of the clinical approaches, interpretation and collection of some medical images. In simultaneous, others medical images were collected at the Orthopaedics Service of the Hospital Centre of Porto (CHP). Through the previous evaluation of the medical images in groups of analysis (gender, age, affected organ and associated pathology) different computational models were developed.

It is intended to obtain an evaluation of the useful effect of heat generation on tissues with sarcoma using different computational models for transient thermal analysis. Four different bone cements were considered, one of which is a bone cement used clinically in the CHP. This work allowed to obtain a discussion of results, that in conjunction with CHP could allow for a better understanding to the use of bone cement in the tumor lesions treatment.

As general conclusions, the high temperature and the thermal necrosis occur in the cement-bone-tumor interface in the presence of intramedullary nail. The bone cement filling with lower viscosity and the structural stabilization of long bones with intramedullary titanium stem, could be applied as a clinical objective to the treatment of metastatic lytic lesions in confined control tumor growing.

Keywords: sarcoma, bone tumor, bone cement, thermal model.

Índice

Resumo	V
Abstract.....	VI
Índice	VIII
Índice de figuras	X
Índice de tabelas	XIII
Capítulo 1- Introdução.....	1
1.1. Contextualização do trabalho.....	4
Capítulo 2- Revisão Bibliográfica	5
2.1. Tecido ósseo	6
2.1.1 Matriz e células do tecido ósseo.....	7
2.1.2. Mecanismos de reabsorção e formação óssea	9
2.2. Tumor ósseo.....	12
2.2.1. Tumores Ósseos Malignos	13
2.2.1.1 Osteossarcoma.....	13
2.2.1.2. Sarcoma de Ewing.....	14
2.2.1.3 Tumores ósseos metastáticos	14
2.3. Artrose	16
2.3.1. Artrose da Anca (Coxartrose)	16
2.3.2. Gonartrose	17
2.4. Cimentos ósseos.....	19
2.4.1. Cimentos Ósseos Acrílicos	19
2.4.2. Polimerização	22
2.4.3. Técnicas de cimentação.....	24
2.5. Hastes intramedulares	25
2.5.1. Principais marcas utilizadas	26

Capítulo 3– Componente clínica	29
3.1. Diagnóstico dos tumores ósseos	30
3.2.1. Radiografia	32
3.2.2. Tomografia Computorizada	32
3.2.3. Ressonância magnética	34
3.2.4. Cintilografia óssea.....	35
3.2.5. Biópsia.....	35
Capítulo 4- Análise computacional	37
4.1. Componente de simulação numérica	38
4.1.1. Método dos Elementos Finitos	39
4.2. Resultados	44
Capítulo 5- Discussão dos Resultados.....	45
5.1. Discussão e Análise de Resultados	46
Capítulo 6 - Conclusões.....	55
6.1. Conclusões	56
6.2. Trabalhos Futuros	57
Capítulo 7 - Referências Bibliográficas	59
Anexos.....	64
Anexo A: Questionário RM.....	65
Anexo B: Imagens médicas	67
Anexo C: Medições	71
Anexo D: Análise térmica em função das diferentes curvas de PMMA	73
Anexo E: Temperatura, função da distância no tecido ósseo, para o pico da polimerização do PMMA em modelos sem haste intramedular	82
Anexo F: Temperatura, função da distância no tecido ósseo, para o pico da polimerização do PMMA em modelos com haste intramedular.....	83

Índice de figuras

Figura 1- Estrutura de um osso longo [7].	6
Figura 2- Esquema representativo da distribuição das células osteoblásticas e dos osteócitos [10].	8
Figura 3- Esquema representativo do ciclo de reabsorção óssea [6].	9
Figura 4- Osteossarcoma [12].	13
Figura 5- Sarcoma de Ewing [13].	14
Figura 6- Fratura patológica iminente localizada na diáfise no fêmur direito.	15
Figura 7- (A) Anca normal e (B) Anca com artrose [15].	16
Figura 8- Ilustração da artrose do joelho [16].	17
Figura 9- Esquema que ilustra a inserção da prótese com o cimento [18].	19
Figura 10- Composição química do polímero em pó- Polimetilmetacrilato (PMMA) [19].	20
Figura 11- Composição química do monômero líquido- Metilmetacrilato (MMA) [20].	20
Figura 12- Curvas de polimerização [22].	23
Figura 13- Fixação de lesão em osso longo em paciente com lesão tumoral.	25
Figura 14- Haste intramedular: a) Fêmur e b) Tíbia [26].	27
Figura 15- Gamma3 Long Nail [27].	27
Figura 16- Rx do fêmur de uma jovem de 15 anos com Osteossarcoma traduzido por lesão osteolítica com componentes de partes moles discreto e reação periosteal discreta [28].	30
Figura 17- TC axial da diáfise do fêmur, apresentando calcificações medulares e infiltração periosteal num granuloma eosinófilo [28].	31
Figura 18- RM axial da bacia em T2* num sarcoma de Ewing [28].	31
Figura 19- Sala de comando e equipamento da Radiologia.	32
Figura 20- Sala de comando e equipamento da Tomografia Computorizada.	33
Figura 21- Sala de comando e equipamento de exames de Ressonância Magnética.	34
Figura 22- Modelo 0 sem haste intramedular com injeção de cimento ($M_i=1,9$).	38
Figura 23- Modelo 2 com haste intramedular e injeção de cimento (M1, M3, M4, M5).	38

Figura 24- Modelo 3 com haste intramedular e injeção de cimento (M2, M6, M7, M8, M9).	39
Figura 25-Geometria do elemento PLANE 77.	41
Figura 26- Curvas de polimerização dos quatro diferentes cimentos ósseos.	43
Figura 27- Modelo computacional sem haste intramedular com injeção de cimento (Modelo 0).	44
Figura 28- Modelo computacional com haste intramedular e injeção de cimento (Modelo 2).	44
Figura 29- Modelo computacional com haste intramedular e injeção de cimento (Modelo 3).	44
Figura 30- Exemplo de modelo computacional do fêmur sem haste.	46
Figura 31- Exemplo de modelo computacional da tíbia sem haste.	47
Figura 32- Exemplo de modelo computacional de género feminino sem haste.	47
Figura 33-Exemplo de modelo computacional de género masculino sem haste.	47
Figura 34- Exemplo de modelo computacional com idade menor que 70 anos sem haste.	48
Figura 35-Exemplo de modelo computacional com idade maior ou igual a 70 anos sem haste.	48
Figura 36- Medições da zona da necrose em modelos sem haste intramedular.	49
Figura 37-Exemplo de modelo computacional do fêmur com haste intramedular de Titânio.	49
Figura 38- Exemplo de modelo computacional da tíbia com haste intramedular de Titânio.	49
Figura 39- Exemplo de modelo computacional da tíbia com idade menor que 70 anos com haste intramedular de Titânio.	50
Figura 40- Exemplo de modelo computacional da tíbia com idade maior ou igual a 70 anos com haste intramedular de Titânio.	50
Figura 41- Exemplo de modelo computacional com idade menor que 70 anos com haste.	51
Figura 42- Exemplo de modelo computacional com idade maior ou igual a 70 anos com haste.	51
Figura 43-Exemplo de modelo computacional com haste intramedular de Fibras de Carbono.	52
Figura 44- Medições da zona da necrose em modelos conforme o Modelo 2.	52

Figura 45- Medições da zona da necrose em modelos conforme o Modelo 3.	52
Figura 46- Temperatura, função da distância no tecido ósseo, para o pico da polimerização do PMMA em modelos sem haste intramedular.	53
Figura 47- Temperatura, função da distância no tecido ósseo, para o pico da polimerização do PMMA em modelos com haste intramedular de Fibras de Carbono.....	54
Figura 48- Temperatura, função da distância no tecido ósseo, para o pico da polimerização do PMMA em modelos com haste intramedular de Titânio.....	54

Índice de tabelas

Tabela 1- Tumores ósseos [11].....	12
Tabela 2- Composição de alguns cimentos acrílicos disponíveis no mercado [17].	21
Tabela 3- Principais diferenças entre técnicas de cimentação [21].	24
Tabela 4- Modelos computacionais em estudo $M_i = 1,9$	39
Tabela 5- Propriedades térmicas dos materiais.	42

Abreviaturas e Símbolos

CF	Fibras de Carbono
CHP	Centro Hospitalar do Porto
MEF	Método de Elementos Finitos
PMMA	Polimetilmetacrilato
RM	Ressonância Magnética
SMIC	Serviço Médico de Imagem Computorizada
TC	Tomografia Computorizada
Ti	Titânio
C_p	Calor específico (kJ/kgK)
\dot{Q}	Calor gerado internamente (J/m ³ s)
λ	Condutividade térmica (W/mK)
ρ	Massa volúmica (kg/m ³)

Capítulo 1- Introdução

1. Introdução

Com a evolução da ciência e das novas tecnologias de diagnóstico médico, foi possível observar uma melhoria contínua nos tratamentos em geral e no auxílio à qualidade de vida dos doentes do foro oncológico.

Os sarcomas são tumores malignos raros, formados a partir de tecido mesenquimatoso e que frequentemente se situam nas extremidades. Estes tumores formam-se a partir de tecido ósseo, conjuntivo, cartilaginoso muscular, adiposo, nervos periféricos e vasos sanguíneos. Estes tumores incidem em qualquer idade e em qualquer região do corpo do doente.

Até há poucas décadas, o tratamento cirúrgico dos sarcomas passava quase exclusivamente pela amputação do membro afetado. A partir dos anos 70-80, os avanços na quimioterapia, avaliação radiológica, técnicas cirúrgicas e a própria tecnologia de materiais e implantes de reconstrução, conduziram a avanços com o desenvolvimento da cirurgia de preservação do membro e conseqüente melhor qualidade de vida do doente [1].

A cimentação é uma técnica utilizada por exemplo em procedimentos percutâneos como vertebroplastia, cifoplastia, osteoplastia e sacroplastia [2]. O desenvolvimento de substitutos ósseos sintéticos, nas últimas décadas, tem cada vez mais importância. Os cimentos ósseos são biomateriais sintéticos compostos por um polímero (pó) e um componente líquido (monómero), utilizados com muito sucesso em diversas aplicações médicas, tal como na cirurgia ortopédica e dentária. Uma das principais aplicações dos cimentos ósseos é a fixação de próteses, através do preenchimento do espaço livre entre a prótese e o osso. A introdução de cimento ósseo no tecido tem como objetivo tratar ou prevenir fraturas patológicas vertebrais e extraespinhais, aliviando a dor em doentes com osteoporose e metástases ósseas, por exemplo [2].

Atualmente, há uma grande variedade de cimentos injetáveis disponíveis para utilização. Os profissionais, devem por isso, estar familiarizados com as diferenças em termos de síntese química, viscosidade, tempos de polimerização, temperatura máxima do processo de polimerização, biocompatibilidade, resistência mecânica, radiopacidade e propriedades reológicas desses materiais.

Os cimentos ósseos mais utilizados são os acrílicos, nomeadamente o PMMA (polimetilmetacrilato), devido às suas propriedades estruturais, físicas, excelente biocompatibilidade, fácil manipulação e baixo custo. Uma das desvantagens na utilização de cimentos ósseos é o desenvolvimento da necrose térmica nos tecidos, durante o processo de polimerização do próprio cimento.

Naturalmente, os profissionais clínicos devem avaliar cuidadosamente cada situação e ter um conhecimento dos resultados esperados e possíveis complicações. A compreensão das vantagens e limitações dos diferentes materiais de preenchimento é crucial para um procedimento bem-sucedido.

O PMMA, devido às suas propriedades estruturais e físicas, possui uma reação exotérmica em que a sua dimensão volumétrica se altera durante o processo de polimerização com a geração de calor [3]. O calor gerado pode levar à necrose térmica das células e à formação de tensões residuais.

Existem vários estudos acerca da reação exotérmica da polimerização do cimento e resultados preditivos sobre o aumento da temperatura, função da polimerização que é dependente do tempo [3], [4]. O processo de polimerização liberta uma grande quantidade de calor, podendo a temperatura alcançar 90°C dentro do organismo. A polimerização muda o volume do cimento, uma vez que a mistura encolhe inicialmente, expande na fase de libertação de calor e diminui novamente quando arrefece. Em teoria o monómero perde 20% do seu volume inicial. A apresentação das propriedades do cimento e o seu manuseio são importantes para que as diferentes fases (mistura, processamento e endurecimento ou cura) permitam alcançar os resultados esperados.

O presente trabalho tem como objetivo a avaliação do efeito benéfico da produção de calor em tecidos com sarcoma, utilizando diferentes modelos computacionais de análise térmica em regime transiente. Através dos resultados obtidos foi possível contribuir para uma análise e discussão dos mesmos em conjunto com o CHP. A aplicação da técnica de cimentação e os resultados de campos de temperaturas permitem concluir sobre o tipo e a adequação do cimento ósseo no tratamento de tumores ósseos.

A obtenção de imagens médicas necessárias à construção dos diferentes modelos computacionais foi efetuada durante um estágio de curta duração nos serviços de radiologia na clínica SMIC e CHP do Porto.

1.1. Contextualização do trabalho

Este trabalho é composto por diferentes capítulos apresentados na forma resumida seguinte. No capítulo 1 é efetuada a introdução do tema em estudo, seguida de uma breve explicação da estrutura do relatório.

O capítulo 2 apresenta a descrição da constituição do osso, nomeadamente o tecido ósseo, a matriz óssea, as células constituintes, os processos de formação e reabsorção óssea. Neste capítulo serão ainda abordados os tumores ósseos, nomeadamente os osteossarcomas (sarcomas ósseos), sarcoma de Ewing e os tumores ósseos metastáticos, com a descrição da artrose, sintomas, meios de diagnóstico e possíveis curas. Será ainda realizada uma abordagem acerca dos cimentos ósseos, o processo de polimerização, as técnicas de cimentação e quais as principais marcas de hastes intramedulares.

O capítulo 3 descreve os diferentes tipos de diagnóstico e a descrição das salas de exames médicos da clínica SMIC Boavista.

O capítulo 4 apresenta os modelos computacionais desenvolvidos, o procedimento numérico de análise e os resultados.

No capítulo 5 é feita a análise e a discussão dos resultados obtidos.

Por último, no capítulo 6 são apresentadas as conclusões e apreciações finais do trabalho, sendo sugeridos trabalhos futuros de investigação.

Capítulo 2- Revisão Bibliográfica

2.1. Tecido ósseo

O sistema esquelético é de extrema importância para a vida do ser humano devido ao seu desempenho fundamental no suporte mecânico e na homeostasia mineral. O esqueleto é composto por 206 ossos de tamanho e formato variados, sendo estes conectados por uma variedade de articulações que permitem uma ampla variedade de movimentos mantendo a estabilidade estrutural [5].

O tecido ósseo é o principal componente do esqueleto humano. É um dos tecidos mais rígidos e resistentes do corpo humano e, embora com uma estrutura relativamente leve, a sua arquitetura permite suportar forças consideráveis resultantes do peso do corpo e da tensão muscular. Os sais de cálcio depositados na matriz constituinte do tecido ósseo conferem rigidez ao tecido. O esqueleto articulado é responsável pela forma do corpo onde as estruturas esqueléticas são o apoio dos músculos, transformando a contração muscular em movimentos úteis e funcionando também como alavancas ampliando as forças geradas pela contração muscular [5,6].

O tecido ósseo, sendo uma forma especializada de tecido conjuntivo, é constituído por células e matriz extracelular. A matriz extracelular, também designada de matriz óssea, apresenta-se fortemente mineralizada oferecendo desta forma dureza ao tecido ósseo. As superfícies externa e interna do tecido ósseo estão envolvidas por tecido conjuntivo designado de perióstio e endóstio respetivamente [6]. A Figura 1 representa um corte sagital do fémur, onde se pode observar os principais constituintes do tecido ósseo.

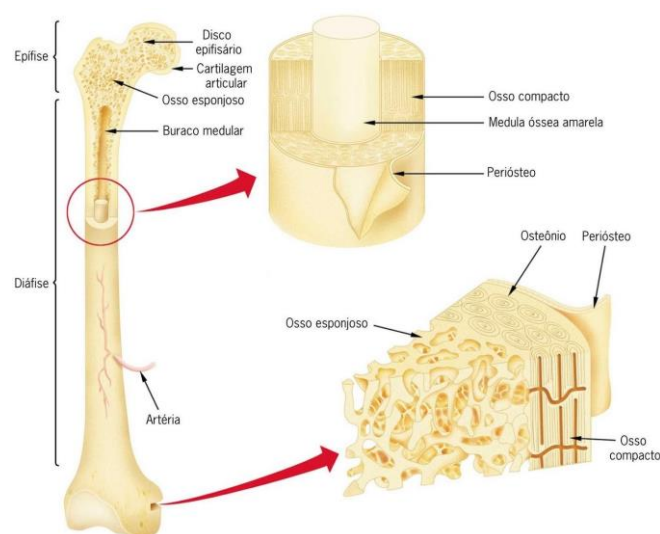


Figura 1- Estrutura de um osso longo [7].

Nos ossos verifica-se que há zonas com minúsculas cavidades delimitadas por trabéculas de tecido ósseo e zonas sem cavidades. No primeiro caso designam-se por ossos esponjosos ou trabeculares e no segundo caso por ossos compactos ou corticais [6].

O tecido ósseo esponjoso é formado por finas trabéculas paralelas entre si. O osso trabecular apresenta maior capacidade metabólica e maior atividade de remodelação óssea devido a este apresentar uma maior área de superfície em comparação com o osso cortical [8].

O tecido ósseo compacto ou cortical é constituído por sistemas de Harvers, sendo composto por várias lamelas. Esta organização do tecido ósseo compacto em lamelas representa um compromisso entre a solidez e a resistência do tecido [9]. O osso cortical apresenta maior densidade e menor porosidade em relação ao osso trabecular e a sua resistência pode atingir até 10 vezes a do osso esponjoso [8].

2.1.1 Matriz e células do tecido ósseo

A matriz óssea é constituída por duas componentes, cerca de 50% do peso da matriz constitui a parte inorgânica e o restante constitui a parte orgânica, aproximadamente.

Na parte orgânica da matriz predominam as fibras de colagénio e outros constituintes participantes nos processos de mineralização e adesão dos elementos de hidroxiapatite. Na parte inorgânica da matriz predominam os iões cálcio e fosfato que constituem os cristais de hidroxiapatite, embora ainda possam ser encontrados em menor quantidade outros iões [6].

A associação dos cristais de hidroxiapatite (parte inorgânica) às fibras de colagénio (parte orgânica) conferem a dureza e resistência do tecido ósseo, para que possa desempenhar as suas funções e suportar os esforços mecânicos [6,9].

Os osteoblastos são células situadas nas superfícies do tecido ósseo em crescimento, localizados em íntimo contato com o endóstio ou o perióstio. Este tipo de célula sintetiza a parte orgânica da matriz. A matriz recém sintetizada deposita-se em torno do osteoblasto, envolvendo-o. Antes de sofrer o processo de mineralização, esta matriz denomina-se por osteoide.

Em simultâneo, os osteoblastos vão perdendo a capacidade de síntese dos componentes da matriz e passam a designar-se por osteócitos, maior contingente de células do tecido ósseo. Embora sem atividade sintética, os osteócitos têm um papel crucial na manutenção da matriz óssea [6].

A Figura 2 representa um esquema da distribuição das células osteoblásticas e dos osteócitos, sendo possível a sua observação na matriz óssea.

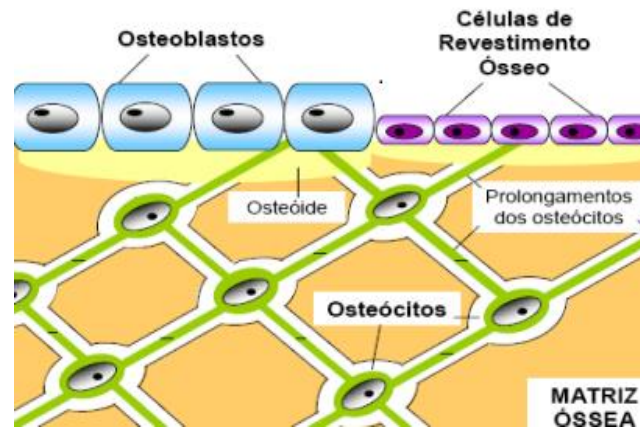


Figura 2- Esquema representativo da distribuição das células osteoblásticas e dos osteócitos [10].

No osso compacto, o colagénio, constituinte predominante da matriz óssea, é depositado num padrão paralelo estratificado e mecanicamente forte. O colagénio deposita-se numa direção dependente da tensão máxima a que os ossos estão submetidos, conferindo deste modo o máximo de resistência para um mínimo de volume ósseo.

No osso trabecular os osteoblastos depositam o colagénio de maneira irregular. Deste modo, o osso trabecular em comparação com o osso compacto apresenta um menor grau de eficiência e maior fragilidade, com uma maior tendência para a ocorrência de fraturas quando sujeito a maiores esforços [6].

No tecido ósseo aparece uma outra linhagem de células nomeadamente os osteoclastos. Estes estão situados na superfície óssea, principalmente no endóstio. Os osteoclastos são responsáveis pela reabsorção da matriz óssea [6].

2.1.2. Mecanismos de reabsorção e formação óssea

Durante o crescimento, no aumento do volume do esqueleto (modelação óssea), a formação do osso predomina. Uma vez que o esqueleto atinge a maturidade, a degradação e a renovação do osso, responsáveis pela manutenção do esqueleto, são designados processos de remodelação óssea.

Os fenômenos de reabsorção e de formação óssea são compreendidos por dois tipos de células distintos, nomeadamente os osteoblastos que produzem a matriz óssea e os osteoclastos que a reabsorvem. A mineralização é um processo minuciosamente regulado pelos osteoblastos [5,9].

Durante o processo de reabsorção óssea, o tecido cortical é constituído por verdadeiros túneis/cones de reabsorção, onde são preenchidos lentamente por novo osso conhecidos como *cuttings/filling cones*. Nas trabéculas do tecido ósseo esponjoso, os locais em reabsorção apresentam-se como escavações ou lacunas (lacunas de Howship) [8]. O desenvolvimento dos osteoclastos é controlado pelos osteoblastos em conjunto com as células do estroma. Deste modo é assegurada uma rígida conjugação entre a formação e a reabsorção óssea vital para o sucesso do sistema esquelético [5,9].

A Figura 3 apresenta um esquema do ciclo de reabsorção óssea.

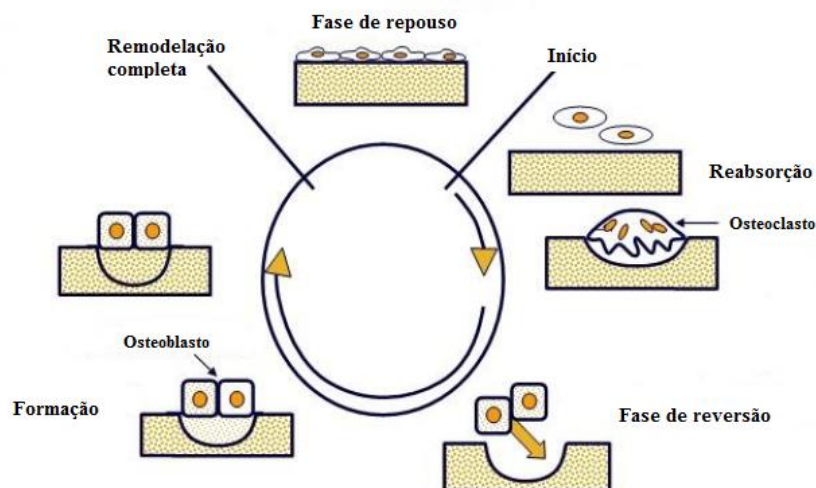


Figura 3- Esquema representativo do ciclo de reabsorção óssea [6].

Tal como é possível observar na Figura 3, o ciclo de reabsorção óssea compreende uma série ordenada de eventos que vão converter uma superfície em repouso numa zona em remodelação, seguindo uma sequência: Início-Reabsorção-Reversão-Formação-Remodelação completa.

A fase de início compreende o reconhecimento de uma área precisa da superfície óssea e a sua preparação para o processo de remodelação.

Na fase de reabsorção os osteoclastos efetuam no osso esponjoso, lacunas de contornos muito irregulares (lacunas Howship) e no osso cortical, cavidades cilíndricas designadas por cones de reabsorção (cutting cones). De seguida os osteoblastos são ativos iniciando-se desta forma a formação da matriz óssea.

Na fase de reversão verifica-se uma complexa comunicação bidirecional entre os osteoclastos e os osteoblastos, sendo esta fase responsável pela inibição da atividade dos osteoclastos e em simultâneo pela promoção da atividade dos osteoblastos [8].

O preenchimento da cavidade de reabsorção é naturalmente da responsabilidade das células osteoblásticas. Esta fase, denominada de formação, consiste na síntese de matriz osteóide e na sua posterior mineralização, tendo como resultado final a reconstrução da lacuna óssea (de Howship) ou de um cone de reabsorção óssea com novo osso.

A remodelação completa é da responsabilidade dos osteócitos. Os osteócitos presentes na matriz óssea mineralizada estão envolvidos num processo de regulação, que determina a diferenciação dos osteoblastos secretores em células de revestimento ósseo, finalizando desta forma o ciclo de remodelação óssea.

É de realçar que no ciclo de remodelação a fase de reabsorção é mais rápida do que a de formação. Normalmente, a quantidade de tecido ósseo reabsorvido num período de 3 semanas leva aproximadamente 3 meses a ser substituído. Por outro lado, a velocidade da remodelação do osso esponjoso ou trabecular é muito maior que a do osso cortical. Este aspeto está intimamente relacionado com a sua grande área de superfície de contacto com o meio envolvente, respondendo com mais facilidade às várias solicitações, apresentando uma maior capacidade metabólica e de remodelação do que o osso cortical.

A maior parte das doenças metabólicas e inflamatórias que atingem o tecido ósseo, manifestam-se geralmente por perturbações na dinâmica da remodelação, resultando, quase invariavelmente, num decréscimo da massa óssea [8].

O pico de massa óssea é atingido no início da vida adulta entre os 20-30 anos após o final da modelação óssea. Este é determinado por uma variedade de fatores, incluindo o tipo de recetor de vitamina D herdado, o estado de nutrição, o nível de atividade física, a idade e o estado hormonal. A massa óssea diminui de uma forma contínua em ambos os géneros a partir dos 30 anos. No entanto, na mulher diminui de uma forma abrupta e rápida depois do aparecimento da menopausa. Nesta fase a quantidade de osso reabsorvido excede a quantidade de osso formado resultando numa diminuição da massa esquelética [9]. À medida que a idade avança o processo contínuo e obrigatório de remodelação óssea, indispensável e desejável num osso normal, realiza-se de uma forma desequilibrada em que a quantidade do osso destruído é sempre superior à quantidade do osso formado. Isto conduz a uma estrutura óssea composta por trabéculas muito finas que se tornam mais frágeis e descontínuas [6].

2.2. Tumor ósseo

Tumor é qualquer proliferação celular que cresce anormalmente [11]. Os tumores podem ser divididos em dois grupos: benignos e malignos, sendo que os malignos podem ainda ser subclassificados como tumores malignos primários, secundários e metastáticos. Todas as lesões podem ser classificadas de acordo com o tecido de origem (Tabela 1).

Tabela 1- Tumores ósseos [11].

Tecido de origem	Tumor Benigno	Timor Maligno
Ósseo	Osteoma osteóide Osteoblastoma	Osteossarcoma Clássico Osteossarcoma periosteal Osteossarcoma periosteal secundário
Condróide	Osteocondroma Encondroma Condroblastoma Fibroma condromixóide	Condrossarcoma
Fibroso	Fibroma não-ossificante Displasia fibrosa	Fibrossarcoma ósseo Histiocitoma fibroso maligno
Medula/hematopoético	Histiocitose de células de Langerhans	Leucemia Linfoma Plasmocitoma Sarcoma granulocítico
Vascular	Hemangioma Hemangioma epitelióide	Hemangioendotelioma Angiossarcoma
Neural	Schwannoma Neurofibroma	Tumor neuroectodérmico primitivo Sarcoma de Ewing
Notocorda	Remanescente da notocorda	Cordoma
Epitelial	---	Adamantinoma
Adiposo	Lipoma	Lipossarcoma
Desconhecido	Tumor de células gigantes	Tumor de células gigantes maligno
Lesões pseudotumorais	Cisto ósseo simples Cisto ósseo aneurismático Ilhota óssea	---

Os sintomas de tumor ósseo incluem dor, presença de massa, deformidade, distúrbio da função articular e fratura patológica. A dor associada aos tumores ósseos é tipicamente profunda e apenas moderadamente aumentada pela atividade física.

A dor que aparece durante o repouso ou à noite sugere um tumor maligno, no entanto, alguns tumores benignos (por exemplo osteoma osteoide) causam dor noturna [11].

2.2.1. Tumores Ósseos Malignos

2.2.1.1 Osteossarcoma

O osteossarcoma representa apenas 0,2% das lesões malignas, mas é o tumor maligno primário mais comum. A doença geralmente desenvolve-se durante a adolescência, e afeta mais homens que mulheres. Outro grupo de risco inclui adultos mais velhos com irradiação prévia, doença de Paget ou outra lesão preexistente. O osteossarcoma pode surgir em qualquer lugar, mas 70% dessas lesões desenvolvem-se na metáfise distal do fêmur, proximal da tibia ou proximal do úmero (Figura 4).

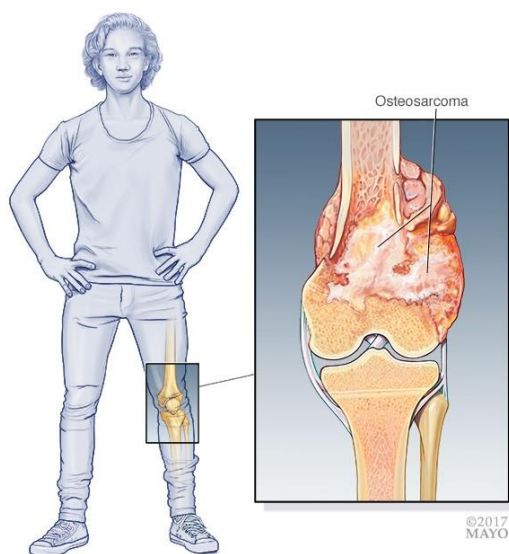


Figura 4- Osteossarcoma [12].

Os achados histológicos variam, mas o aspeto característico é de células grandes, pleomórficas, sarcomatosas de alto grau que produzem osteoide e osso lamelar. O sarcoma invade os espaços medulares, capturando osso trabecular normal, e também penetra na cortical, resultando em elevação do periósteo e desenvolvimentos do triângulo de Codman [11].

A radiografia tipicamente mostra uma lesão destrutiva permeativa que pode ser predominantemente densa ou osteoblástica, puramente osteolítica ou apresentar um padrão radiográfico misto [11]. A dor é o sintoma inicial característico, podendo também ocorrer fratura patológica. Sintomas tardios incluem massa e mobilidade articular diminuída.

2.2.1.2. Sarcoma de Ewing

O sarcoma de Ewing é o segundo tumor maligno mais comum do osso. A faixa etária é entre 5 a 25 anos, com um pico de incidência entre os 10 e 20 anos, sendo mais comum em homens. Através da Figura 5 pode verificar-se que os locais mais frequentes no aparecimento de sarcoma de Ewing é o fêmur, tíbia, úmero, pelve e fíbula. A dor é o sintoma mais comum e em casos avançados, sintomas sistêmicos, como febre e mal-estar.

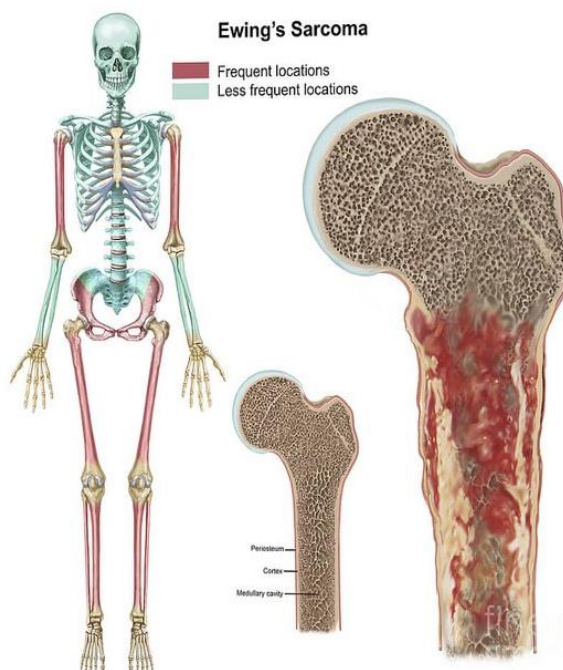


Figura 5- Sarcoma de Ewing [13].

2.2.1.3 Tumores ósseos metastáticos

Os tumores ósseos metastáticos são mais comuns que os tumores ósseos primários. Tumores de mama, próstata, pulmão, rim e tireoide são particularmente propensos a envolver o osso.

No entanto, quase todos os pacientes que morrem de cancro desenvolvem pelo menos focos microscópicos de metástases ósseas durante as suas doenças. A coluna e a pelve são os locais mais frequentes de metástases ósseas, seguidos pela extremidade proximal do fémur e do úmero.

A maioria das doenças ósseas metastáticas é osteolítica (causa dissolução e destruição óssea). Ocasionalmente, metástases da mama e próstata são osteoblásticas (causando produção óssea) e osteolítica no mesmo paciente. O tratamento varia de acordo com a doença primária, o local de envolvimento esquelético e o tamanho da lesão.

Pacientes com fratura patológica estabelecida ou iminente (Figura 6) requerem estabilização interna com hastes ou próteses. Fatores a considerar incluem localização da lesão, quantidade de destruição óssea cortical, o caráter do envolvimento ósseo, se estão presentes traços de fratura e se há dor. O colo femoral, a região subtruncanteriana, a diáfise femoral e a diáfise tibial são mais solicitadas em atividades de rotina, e as lesões nesses locais têm um maior risco de fraturas. Em comparação, as lesões na pelve e na extremidade superior são menos propensas a fraturas. A destruição cortical óssea, medida com uma percentagem de envolvimento medial, lateral, anterior e posterior, é um importante fator determinante de risco de fratura [11].



Figura 6- Fratura patológica iminente localizada na diáfise no fémur direito.

2.3. Artrose

A artrose é uma doença exclusivamente articular, localizada primariamente à cartilagem e de natureza degenerativa. Existem vários termos que podem ser usados para designar a artrose, nomeadamente, osteoartrose, doença degenerativa, artrite degenerativa.

2.3.1. Artrose da Anca (Coxartrose)

A artrose da anca, também designada por osteo-artrose da anca e coxartrose é caracterizada pela perda de cartilagem articular da articulação coxofemoral (Figura 7). O principal sintoma é a dor localizada na virilha e face anterior da coxa, embora alguns doentes referem dor na região nadegueira e face externa da coxa. Nalguns casos, a dor é referida na extremidade distal do fémur e joelho ou apenas ao joelho. Inicialmente a dor ocorre apenas com a atividade, mas gradualmente a frequência e intensidade da dor aumentam, não havendo alívio mesmo com o repouso e durante a noite. À medida que a artrose progride os doentes perdem a mobilidade da anca e coxeiam. O sinal mais precoce de artrose da anca é a perda da rotação interna. Gradualmente, à medida que a coxartrose progride, os doentes perdem a flexão e extensão da anca [14].

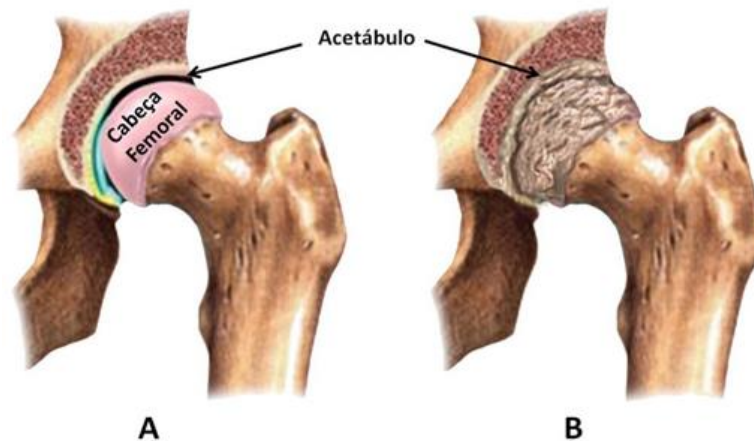


Figura 7- (A) Anca normal e (B) Anca com artrose [15].

O diagnóstico da coxartrose é estabelecido pela radiologia. Os sinais radiológicos clássicos são o estreitamento da interlinha articular, a osteofitose marginal, as formações quísticas e a esclerose subcondral.

Como a coxartrose é uma situação clínica com evolução progressiva que não tem cura, o tratamento depende da fase evolutiva da doença e da idade do doente. Numa fase inicial, o tratamento pode incluir analgésicos e anti-inflamatórios não esteroides e fisioterapia, no sentido de melhorar a mobilidade da articulação e a força muscular. Numa fase mais evoluída, o doente pode beneficiar com o uso de uma bengala na mão contralateral à anca afetada. Quando a dor persiste em doentes mais idosos está indicada a artroplastia total da anca [14].

2.3.2. Gonartrose

Gonartrose é o termo dado à artrose do joelho, constituindo a patologia mais frequente da articulação (Figura 8) [14].

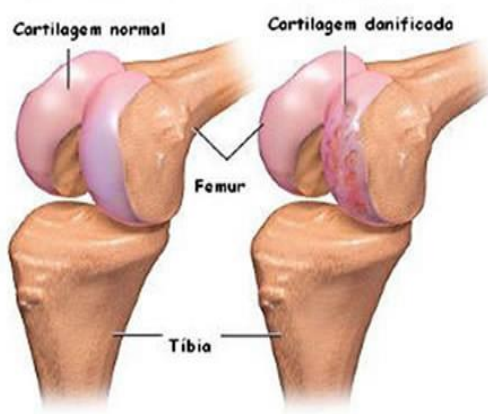


Figura 8-Ilustração da artrose do joelho [16].

Na maioria das situações a gonartrose começa a desenvolver-se entre os 45 a 50 anos, evoluindo lentamente ao longo dos anos seguintes, com maior frequência nas mulheres. É um verdadeiro processo de desgaste, em estreita relação com o excesso de peso, atividade do paciente e predisposição genética.

A dor é o principal sintoma da gonartrose e o principal motivo que leva o paciente a procurar tratamento. A dor agrava-se com o movimento e o suporte de carga. A dor alivia com o repouso, é mínima ao levantar e vai-se agravando ao longo do dia à medida que a atividade aumenta, tornando-se mais intensa no fim do dia, interferindo com as atividades diárias.

O diagnóstico baseia-se na clínica e no RX. De referir que nas fases iniciais podem haver queixas, geralmente gonalgia interna, com sinais radiológicos mínimos ou mesmo ausência destes. Numa primeira fase deve tentar-se o tratamento médico. Este define-se fundamentalmente na correção do peso corporal, no alívio da carga na articulação pelo uso de bengalas ou canadianas, na fisioterapia e nos agentes condroprotetores. Nas fases inflamatórias, para além do uso de analgésicos, é frequente puncionar-se o joelho para drenagem do derrame articular seguido de injeção intra-articular de um corticoide. Por vezes imobiliza-se o joelho, mas convém que o seja por curtos períodos de tempo, para evitar rigidez.

A cirurgia é indicada quando esgotadas as possibilidades de tratamento médico. Nas gonartroses avançadas, pacientes com mais de 60 anos, as artroplastias constituem o procedimento cirúrgico com melhores resultados. Embora haja artroplastia parcial a mais usada e com melhores resultados é a artroplastia total.

A artroplastia é um procedimento efetivo e é habitualmente o tratamento recomendado para a artrose avançada do joelho. Contudo, há relutância em aplicar próteses abaixo dos 60 anos. A prótese implica restrições ao nível da atividade e mesmo assim tem uma duração média de dez a quinze anos na população idosa. Quanto mais jovem o paciente, maior a probabilidade de falência da prótese. Aplicar uma nova prótese, processo chamado de revisão, é mais difícil, tem mais complicações e tem menos probabilidade de sucesso [14].

2.4. Cimentos ósseos

Os cimentos ósseos são biomateriais sintéticos compostos por duas partes, uma componente em pó e outra componente líquida, usados com muito sucesso em diversas aplicações médicas, tal com na cirurgia ortopédica e na dentária, etc. Estes dão origem a uma massa viscosa que se altera ao longo do tempo e que tende a endurecer após a mistura das duas partes [17].

Os cimentos ósseos possuem inúmeras aplicações, sendo principalmente conhecidos por permitirem fixar próteses (próteses do joelho, da anca, do ombro e do cotovelo). Estes preenchem o espaço livre entre a prótese e o osso, fixando a prótese (Figura 9). Os cimentos além de cimentarem próteses, também podem preencher cavidades e pequenos defeitos ósseos, sendo nesses casos usado como material de enxerto, em que se pretende que seja reabsorvido pelo organismo e substituído por novo tecido ósseo [17]. Os mais utilizados nos dias de hoje, numa grande variedade de aplicações são os cimentos acrílicos, nomeadamente o PMMA.

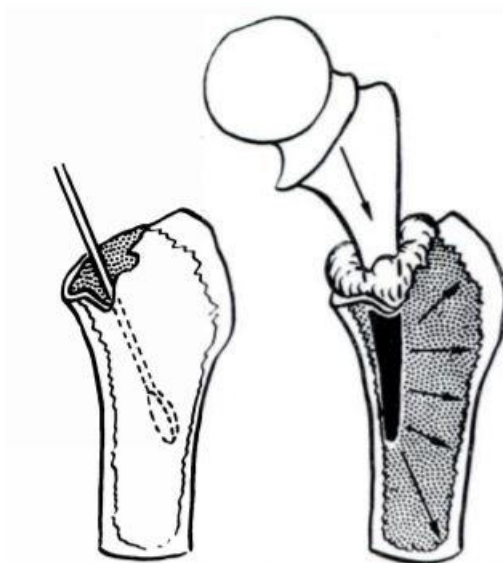


Figura 9-Esquema que ilustra a inserção da prótese com o cimento [18].

2.4.1. Cimentos Ósseos Acrílicos

Os cimentos ósseos são compostos acrílicos de solidificação espontânea, auto-polimerizáveis, utilizados no posicionamento e fixação de próteses ao osso vivo.

Polymethyl methacrylate

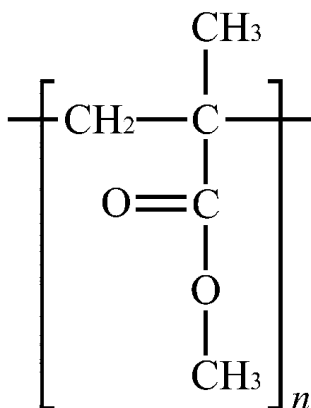


Figura 10- Composição química do polímero em pó- Polimetilmetacrilato (PMMA) [19].

Os cimentos ósseos são compostos por uma fração em pó (constituída por um polímero de metacrilato de metilo com um iniciador de polimerização – o peróxido de benzoílo (BPO)) e uma fração líquida (constituída por monómero de metilmetacrilato (MMA) ativado com N,N-dimetil-p-toluidina (DMT)), representados nas Figuras 10 e 11 [17].

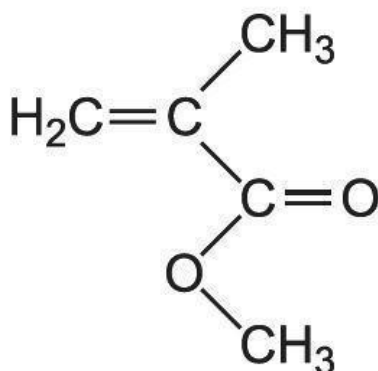


Figura 11- Composição química do monómero líquido- Metilmetacrilato (MMA) [20].

O polimetacrilato de metilo (PMMA) é um dos principais constituintes dos cimentos ósseos acrílicos devido ao facto de possuir uma boa resistência mecânica e boa biocompatibilidade. Os cimentos ósseos não têm propriedades adesivas, mas dependem de uma interconexão mecânica entre a superfície irregular do osso e a prótese, permitindo uma boa fixação [17].

Atualmente são comercializadas diversas marcas de cimento ósseo como se pode observar na Tabela 2. Embora todos os cimentos ósseos disponíveis no mercado sejam constituídos essencialmente por um homopolímero de PMMA ou por um copolímero de MMA com um monómero de MMA, a sua formulação química é distinta, resultando em cimentos com diferentes características de manuseamento e diferentes propriedades mecânicas [17].

Tabela 2- Composição de alguns cimentos acrílicos disponíveis no mercado [17].

Cimento ósseo comercial	Composição de pó	Composição do monómero/líquido
PALACOS®R	P(MMA/MA) (84.25wt. %) + ZrO2 (15wt. %) + BPO (0.75wt. %)	MMA + DMT (2.0wt. %)
SIMPLEX®P	P(MMA/sty) (75wt. %) + PMMA (15wt. %) + BaSO4 (10wt. %) + BPO (1.19wt. %)	MMA + DMT (2.6vol. %)
CMW®1	PMMA (88.85wt. %) + BaSO4 (9.10wt. %) + BPO (2.05wt. %)	MMA + DMT (0.816wt. %)
CMW®3	PMMA (88wt. %) + BaSO4 (10wt. %) + BPO (2.00wt. %)	MMA + DMT (2.487wt. %)
Zimmer Regular ®	PMMA (89.25wt. %) + BaSO4 (10wt. %) + BPO (10.75wt. %)	MMA + DMT (2.75wt. %)
Zimmer LVC ®	PMMA (89.25wt. %) + BaSO4 (10wt. %) + BPO (10.75wt. %)	MMA + DMT (2.73wt. %)
Endurance	PMMA (67.05wt. %) + P(MMA/sty) (21.10wt. %) + BaSO4 (10wt. %) + BPO (1.85wt. %)	MMA + DMT (2.00wt. %)

As principais diferenças entre estas formulações encontram-se no peso molecular e quantidades relativas de copolímero de MMA, do homopolímero de PMMA e outros constituintes no material usado como radiopacificador (ZrO2 no caso do PALACOS®R e BaSO4 em todos os outros). Para além disso, a composição dos cimentos pode ser diferente consoante tenham ou não aditivos especiais (como por exemplo, a clorofila II no cimento PALACOS®R) [17].

Devido às variações nas formulações, as características de manuseamento dos vários cimentos diferem de marca para marca, produzindo cimentos que são adequados para os diferentes requisitos clínicos e técnicas cirúrgicas. É reconhecido, no entanto, que os cimentos acrílicos apresentam algumas desvantagens na sua utilização [17], como se apresenta de seguida.

- A necrose térmica é um problema que envolve o osso devido às altas temperaturas geradas durante a polimerização do cimento, que leva à formação de um local com uma circulação sanguínea defeituosa e à formação de uma membrana na interface entre cimento – osso. Estas temperaturas situam-se entre os 67 °C e 124 °C, dependendo da formulação do cimento.

- A necrose química do osso devido aos monómeros que não reagiram e que são libertados, isto é, monómeros que são libertados depois da polimerização do cimento no local do implante ósseo, está relacionada com a toxicidade do monómero.

- O terceiro problema é a contração volumétrica do cimento durante a polimerização, ou contração do manto do cimento.

- A elevada resistência mecânica do cimento face à resistência mecânica do osso poderá provocar tensões induzidas do próprio osso.

- Outra desvantagem está relacionada com o manto do cimento, onde a interface implante - cimento e cimento - osso constituem zonas de ligação fracas na estrutura da fixação.

- Por fim, outra desvantagem é o facto de uma pequena porção do cimento formado poder interagir com os tecidos envolventes, provocando uma resposta inflamatória que poderá originar destruição óssea [17].

2.4.2. Polimerização

A polimerização é o processo de elaboração do cimento e pode ser dividido em quatro fases diferentes (mistura, espera, aplicação e estabilização). Este processo demora cerca de 7 a 15 minutos, dependendo da temperatura inicial do cimento e da temperatura ambiente da sala de bloco operatório [21].

Na fase de mistura os componentes devem ser misturados homoganeamente evitando a criação de poros. A mistura sob vácuo diminui a porosidade do cimento tornando-o mais resistente à falência. Na fase de espera aguarda-se que o cimento adquira uma viscosidade ótima para a aplicação, esta deve ser resistente o suficiente para impedir a penetração de sangue na massa homogénea de cimento, mas ao mesmo tempo permitir a colocação suave do componente protésico. Segue-se a fase de aplicação, em que o cimento e os componentes são aplicados no doente e, por fim, a fase de estabilização, na qual o cimento se torna compacto e estabiliza totalmente [21].

Apesar da polimerização ser um processo importante, a viscosidade do cimento é uma característica que influencia o tempo das diferentes fases da polimerização (Figura 12). Os cimentos de baixa viscosidade permanecem assim durante um período de tempo considerável e para curto período de aplicação. Os cimentos de alta viscosidade podem ser usados rapidamente, no entanto, devem ser refrigerados para manter uma baixa viscosidade quando a cimentação é feita com uso de pistola e instrumentos de pressurização. Os cimentos de viscosidade média aumentam o tempo da fase de aplicação dos componentes de uma forma controlada [21].

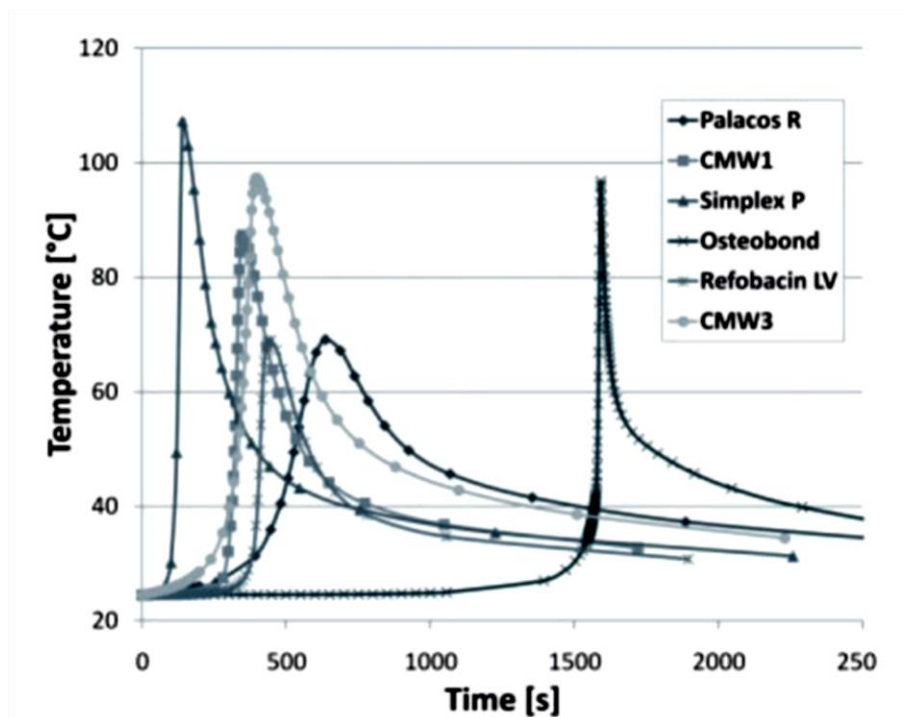


Figura 12- Curvas de polimerização [22].

2.4.3. Técnicas de cimentação

Os procedimentos de mistura têm uma influência significativa na qualidade do cimento ósseo. A técnica mais utilizada inicialmente era a mistura numa taça com o auxílio de uma espátula. Porém, o resultado poderia elevar a porosidade, devido ao aprisionamento de ar, ou poderia resultar uma mistura heterogênea dos componentes e exposição do pessoal interveniente na operação a níveis elevados de vapor de MMA.

Na técnica de cimentação de “primeira geração”, a massa de cimento era vertida no canal medular. Na “segunda geração”, foram propostas diversas melhorias no processo de mistura, preparação do osso e inserção do cimento. A tigela modificada permitiu uma mistura a vácuo ou centrifugação do cimento. Foi utilizado um tampão intramedular e o canal medular femoral foi preparado com raspagem, curetagem, irrigação e secagem. O cimento passou a ser aplicado por preenchimento do canal com uma pistola de cimento.

A terceira geração veio aperfeiçoar estes avanços, sendo, atualmente, considerada a técnica de cimentação mais adequada. O cimento é arrefecido e a sua preparação é realizada numa pistola de cimento o que permite a mistura e recolha sob vácuo e a pressurização da massa de cimento durante o preenchimento do canal. A mistura a vácuo tem demonstrado diminuir a porosidade do cimento e aumentar a sua resistência mecânica [23].

Tabela 3- Principais diferenças entre técnicas de cimentação [21].

1ª Geração	2ª Geração	3ª Geração
Extração fragmentos ósseos trabeculares	Lavagem do canal femoral sob pressão	Uso de lavagem pulsátil no canal femoral
Preparação de um leito ósseo seco	Uso de restritor de cimento no canal medular	Preparação do cimento em sistema de vácuo
Introdução digital do cimento	Introdução retrógrada do cimento com uso de pistola	Pressurização do cimento com dispositivos próprios
Preparação do cimento com espátula num recipiente	Preparação do cimento com espátula num recipiente	Uso de centralizadores da haste femoral

2.5. Hastes intramedulares

Para além do tratamento através da injeção de cimento ósseo, por vezes é necessário fazer o uso de hastes intramedulares. Nos ossos longos, quando o primeiro sintoma é a fratura, é indicada a fixação da fratura com utilização de hastes intramedulares bloqueadas (Figura 13).



Figura 13- Fixação de lesão em osso longo em paciente com lesão tumoral.

Estas hastes apresentam um sistema de bloqueio por parte de parafusos cirúrgicos que permitem a haste estar fixa ao osso nas proporções proximais e distais. Para além disso, nas fraturas diafisárias do fémur, as hastes bloqueadas garantem estabilidade à compressão, flexão, torção e estabilidade rotacional. Geralmente, as hastes bloqueadas apresentam um corpo cilíndrico com quatro orifícios para a fixação dos parafusos, dois na zona proximal e dois na zona distal [24].

As principais complicações que estas hastes podem apresentar estão relacionadas com a má fixação dos parafusos, rutura da haste ou dos parafusos e/ou danos causados aos tecidos moles e articulações adjacentes ao implante [25]. Todavia existe um planeamento pré-operatório que consiste na preparação da técnica cirúrgica e na seleção do implante. Os principais fatores de seleção do implante são o tipo e o tamanho, de modo a que seja possível assegurar o tratamento eficaz ao paciente.

Outros fatores a ter em consideração são:

- Estatura, força, características esqueléticas, saúde óssea e saúde em geral. Excesso de peso ou deficiência músculo-esquelética ou pacientes doentes podem causar maior carga nos implantes podendo levar à sua falha;
- Nível de atividade do paciente durante o tempo em que o implante permanecerá no corpo, incluindo fatores tais como a sua ocupação ou atividades típicas que incluem a prática de correr, o levantamento de peso, carga de impacto, ou similares;
- Se o paciente é portador de uma doença degenerativa ou progressiva que retarde ou impeça a cicatrização, e conseqüentemente reduz a vida efetiva do implante;
- Suspeita de presença de sensibilidade ao material ou a corpo estranho;
- Condições mentais ou problemas de abuso de drogas que possam influenciar o paciente a seguir as orientações ou precauções devidas [25].

2.5.1. Principais marcas utilizadas

Carbofix

As hastes, placas e parafusos CarboFix são feitos de polímero reforçado com fibras de carbono contínuas. As fibras de carbono contínuas tornam os implantes CarboFix radiotransparentes (Figura 14), o que é benéfico durante a cirurgia e acompanhamento. Este material compósito permite a ressonância magnética e a tomografia computadorizada sem artefactos mínimos para uma melhor visualização dos tecidos moles. O material permite a radioterapia sem retrodifusão [26].

As principais características são:

- Radiotransparente;
- Vantajoso em fraturas patológicas;
- Nenhum artefacto em tomografia computadorizada e ressonância magnética;
- Módulo de elasticidade melhorado;
- Resistência à fadiga.

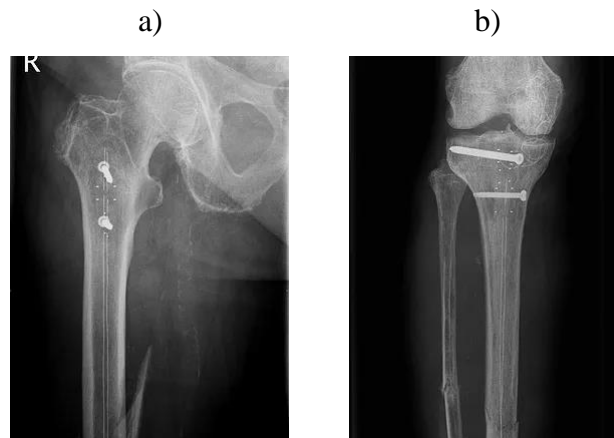


Figura 14- Haste intramedular: a) Fémur e b) Tíbia [26].

Gamma3

Sistema de haste para o tratamento de uma ampla gama de fraturas do fémur proximal, bem como fraturas associadas da diáfise do fémur. A Figura 15 representa a Gamma3 Long Nail que se destina à fixação de fraturas estáveis e instáveis do fémur que se estendem distalmente até um ponto aproximadamente 10cm proximal ao entalhe intracondiliano incluindo fraturas do colo basilar, fraturas intertrocântéricas, peritrocântéricas, subtrocântéricas e diafisárias [27].



Figura 15- Gamma3 Long Nail [27].

Capítulo 3– Componente clínica

3.1. Diagnóstico dos tumores ósseos

No decorrer deste trabalho, foi estipulado um plano de acompanhamento em pacientes no pré ou pós-operatório com tumores ósseos, através de um estágio realizado pela autora deste trabalho na clínica SMIC Boavista e no CHP. Este capítulo retrata os métodos de diagnóstico para tumores ósseos observados e de como é feita a realização de cada exame. Como objetivo do estágio, foi também efetuada a recolha de imagens médicas para o estudo de alguns casos clínicos. No total foram recolhidas 20 imagens médicas, que se encontram sumariamente apresentadas no anexo B deste documento.

Nas últimas décadas o diagnóstico pré-operatório dos tumores ósseos progrediu com a introdução de novos métodos de imagem. Os principais exames realizados no diagnóstico dos tumores ósseos são: radiografia (Raio-X), ressonância magnética (RM), tomografia computadorizada (TC), cintilografia óssea e a biópsia. Estes avanços foram cruciais tanto no diagnóstico como no tratamento destes doentes, permitindo-nos hoje mais cirurgias conservadoras, evitando amputações desnecessárias.

O diagnóstico das lesões tumorais do osso assenta fundamentalmente na análise do RX convencional em dois planos perpendiculares, indicando-nos o tipo de reação periosteal, a caracterização da formação de osso tumoral e o modo de destruição óssea (Figura 16), cabendo à TC, e em particular à RM, melhor caracterização da lesão, extensão e análise evolutiva [28].



Figura 16- Rx do fémur de uma jovem de 15 anos com Osteossarcoma traduzido por lesão osteolítica com componentes de partes moles discreto e reação periosteal discreta [28].

A tomografia computadorizada deteta pequenas calcificações que poderão não ser visualizadas na radiologia convencional, permitindo também limitar a extensão da lesão aos tecidos moles adjacentes se existir gordura suficiente nos planos aponevróticos (Figura 17).

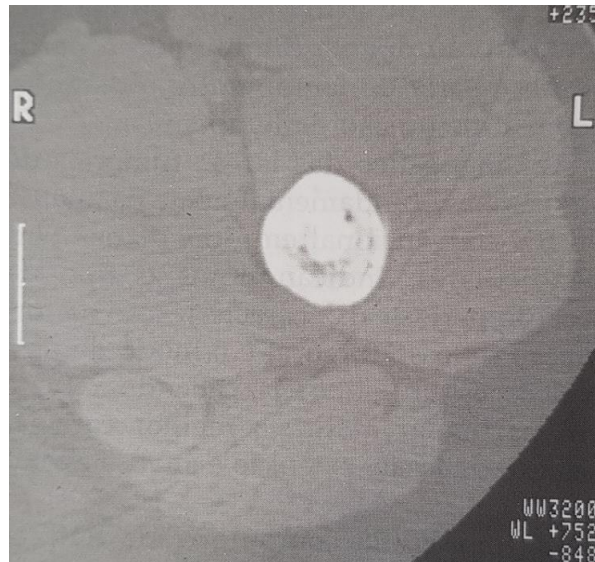


Figura 17- TC axial da diáfise do fêmur, apresentando calcificações medulares e infiltração periosteal num granuloma eosinófilo [28].

A ressonância magnética, como método não ionizante e de grande rigor anatómico, permite uma definição clara da lesão óssea e a sua extensão aos tecidos envolventes, limitando o envolvimento da medula óssea, elementos musculares e constituintes vasculo-nervosos, permitindo uma planificação cirúrgica precisa (Figura 18).

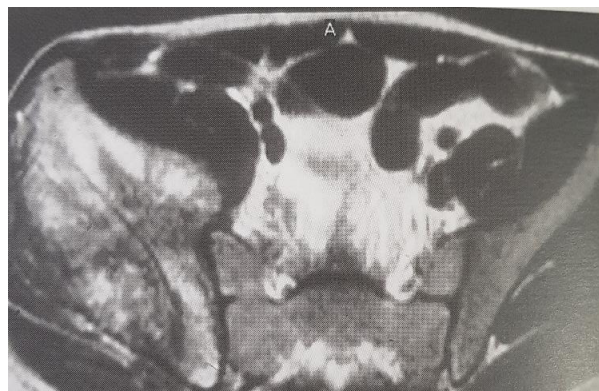


Figura 18- RM axial da bacia em T2* num sarcoma de Ewing [28].

A RM permite também a avaliação no pós-operatório. Após a avaliação clínica-imagiológica procede-se à biópsia da lesão suspeita de malignidade, escolhendo preferencialmente as áreas vascularizadas e perilesionais, evitando áreas de necrose [28].

3.2.1. Radiografia

A radiografia é uma técnica de exame de imagem que utiliza Raios-X, que atravessam o corpo produzindo uma imagem. A radiação X atravessa as diferentes áreas anatómicas a avaliar e é atenuada pelos tecidos de acordo com a sua estrutura [29]. Para a execução deste exame o paciente é deitado numa mesa, vestido com uma farda e caso seja necessário, o paciente retira as peças de roupa ou objetos que possam interferir com a execução do exame. De seguida o técnico responsável por fazer o exame, coloca o paciente na posição correta para conseguir obter as melhores imagens. O técnico dirige-se para a sala de comando, onde pode observar o local de incidência através de um ecrã onde se representam as imagens de Raios-X. Esta sala de comando está protegida pelas paredes e vidro, permitindo visualizar o paciente durante o exame (Figura 19).



Figura 19- Sala de comando e equipamento da Radiologia.

O equipamento na sala de comando possui uma ampola que se movimenta nas direções x, y e z, sendo a localização da incidência dos Raios-X mais precisa (Figura 19). Estes movimentos são efetuados até que a zona de incidência fique bem explícita no ecrã onde se visualizam as imagens por Raios-X. Este procedimento pode demorar entre 2 a 20 minutos, sendo a média 5 minutos.

3.2.2. Tomografia Computorizada

A tomografia computadorizada funciona com o mesmo princípio da radiografia, mas a imagem é reconstruída através de um computador que permite transformar a informação da radiação transmitida em imagens seccionais.

A tomografia computadorizada é um fino feixe de Raios-X que roda em torno do eixo da secção de interesse e a imagem é reconstruída matematicamente, a partir da intensidade do feixe transmitido em função do ângulo de captação. Inicialmente, apenas era possível obter imagens axiais, ou com ligeiros ângulos a partir da posição axial, mas atualmente, com a tomografia computadorizada espiral é possível adquirir maior volume e imagens noutros planos. Por isso mesmo, a tomografia axial computadorizada passou a designar-se por tomografia computadorizada [30]. Para a execução deste exame o paciente é deitado numa mesa que se desloca para o interior de um orifício. O técnico responsável em fazer o exame, começa por colocar o paciente para que se consiga obter as melhores imagens, sendo por vezes necessário o uso de almofadas para que o corpo se mantenha imóvel e na posição correta.

De seguida, o técnico dirige-se para a sala de comando, onde pode ver o local de incidência através de um ecrã (Figura 20). Esta sala de comando também está protegida pelas paredes e vidro, permitindo visualizar o paciente durante o exame. O equipamento possui um anel oco, onde o paciente permanece, movimentando-se o anel de 1 em 1mm nos exames de alta resolução e 5 em 5mm num exame normal (Figura 20). Estes movimentos são efetuados até que a zona de incidência fique bem explícita no ecrã onde se visualizam as imagens.



Figura 20- Sala de comando e equipamento da Tomografia Computorizada.

O exame é indolor e não invasivo, demorando geralmente entre 5 e 30 minutos conforme a região do corpo a estudar. Por vezes, a TC requer a utilização de diferentes materiais de contraste para melhorar a visibilidade de tecidos, órgãos ou vasos sanguíneos. O material de contraste pode ser engolido, injetado através de uma veia do braço ou administrado por clister, dependendo do tipo de exame.

Antes de administrar o material de contraste, o técnico ou o radiologista deve perguntar ao paciente se tem algum tipo de alergia, especialmente a medicação ou a iodo, e se tem história de diabetes, asma, problemas cardíacos, renais ou da tiróide. Estas condições podem indicar um maior risco de reação ao material de contraste ou eventuais problemas na eliminação do material depois do exame. Habitualmente, quando administrado por via intravenosa, poderá surgir uma sensação de calor passageira e de pequena intensidade, bem como um sabor metálico na garganta. No entanto, com a segurança dos materiais de contraste mais recentes, os efeitos adversos são muito raros e podem ser prevenidos.

3.2.3. Ressonância magnética

A Ressonância Magnética (RM) é uma forma de obter imagens detalhadas de órgãos e tecidos do corpo, permitindo assim um diagnóstico mais preciso. É um exame não-invasivo e não utiliza radiação ionizante. Usa ondas de radiofrequência, um potente campo magnético e um computador para criar as imagens [29]. Para a sua realização, o paciente é deitado numa cama que se desloca dentro de um “scanner” (túnel) aberto em ambos os lados, ventilado e iluminado, ficando o corpo dentro do túnel (Figura 21). O poderoso campo magnético alinha partículas atômicas chamadas prótons de hidrogénio que estão presentes na maior parte dos tecidos do corpo. As ondas de radiofrequência aplicadas fazem com que os prótons produzam sinais que são captados por um recetor dentro do “scanner”. Estes sinais são processados informaticamente, criando imagens claras dos tecidos que podem ser visualizadas em qualquer orientação.



Figura 21- Sala de comando e equipamento de exames de Ressonância Magnética.

A RM não causa dor e o campo magnético não produz qualquer dano conhecido nos tecidos. O “scanner” pode fazer um ruído durante o funcionamento, mas este desconforto é minimizado para o paciente através do uso de tampões. Antes da realização do exame é fornecida ao paciente uma farda que usará durante o exame, sendo pedido ao paciente para preencher um formulário, conforme apresentado no Anexo A. O inquérito incide sobre os aspetos que possam criar riscos para a saúde ou interferir com a qualidade das imagens. Em qualquer altura do exame o paciente pode comunicar com o técnico de ressonância ou o radiologista usando um sistema de intercomunicação que lhe é facultado. A duração do exame pode variar bastante (15-45 minutos) consoante o tipo de equipamento utilizado e a área a examinar. A colaboração do paciente também é importante, uma vez que para obter imagens com qualidade para diagnóstico, este terá que permanecer imóvel durante a aquisição.

3.2.4. Cintigrafia óssea

A cintigrafia óssea é um método com alta sensibilidade e precocidade na deteção das alterações fisiológicas no osso, causadas por qualquer das seguintes situações: traumatismo, isquémia, infeção ou processos neoplásicos. É, geralmente, muito útil para demonstrar a extensão, evolução ou remissão de processos patológicos bem como do controlo pós-terapêutico. Estas imagens cintigráficas devem ser correlacionadas com as imagens de maior detalhe anatómico, como as da radiologia convencional, TAC ou RM no sentido de aumentar a especificidade do estudo diagnóstico [28].

3.2.5. Biópsia

Uma biópsia corresponde a uma amostra de tecido obtida do organismo com o objetivo de o examinar em pormenor. É um exame complementar de diagnóstico que é solicitado sempre que importa esclarecer a natureza de determinada lesão detetada durante o exame médico ou na sequência de outro exame. Embora grande parte das biópsias sejam feitas para diagnosticar e definir um determinado tipo de tumor, existem outras áreas de interesse.

Na biópsia é utilizado um instrumento aguçado que permite remover uma pequena quantidade de tecido, podendo ser orientadas por tomografia computadorizada ou por ecografia, de modo a que o instrumento de recolha do tecido seja dirigido para o local pretendido. No caso do tumor ósseo, realiza-se uma biópsia do osso, que pode implicar uma pequena cirurgia. Após recolhida a amostra, esta é devidamente preservada e enviada para um laboratório onde será estudada de acordo com o que se pretende esclarecer [31].

Capítulo 4- Análise computacional

4.1. Componente de simulação numérica

Para analisar o efeito térmico através da técnica de cimentação em sarcomas ósseos foram realizados diferentes modelos computacionais, obtidos por avaliação de imagens médicas recolhidas no CHP e na clínica SMIC Boavista, através de Raio-X e RM, para grupos de análise, função do sexo, idade, órgão afetado e patologia associada.

Para a leitura das medições foi utilizado o programa Agfa IMPAX, baseado nos sistemas de imagem e informação da clínica SMIC e do hospital CHP. Todas as imagens obtidas são apresentadas no Anexo B, tendo as medições sido efetuadas por agrupamento do género, idade e patologia associada, apresentadas em tabela no Anexo C. Após recolha da informação clínica desenvolveram-se modelos geométricos característicos da zona em estudo. Num dos modelos apenas existe a injeção de cimento ósseo na estrutura, Figura 22, em outros modelos foi introduzida a injeção de cimento e utilização de uma haste intramedular (Ti ou CF), Figuras 23 e 24. Em função das dimensões médias obtidas no anexo B, da patologia associada (artrose, metástase) e localização anatómica (fémur ou tibia) conforme o anexo C, foram gerados no total 9 diferentes modelos, designados de $M_{i=1,9}$.

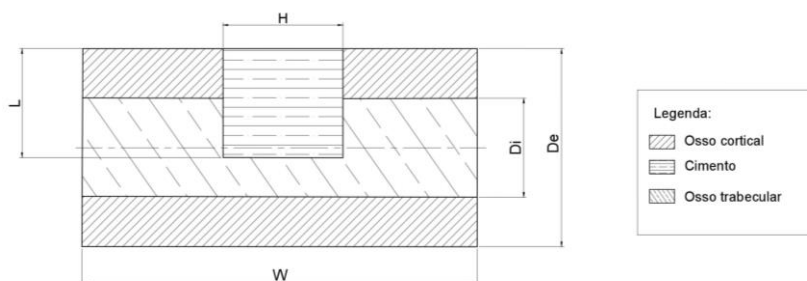


Figura 22- Modelo 0 sem haste intramedular com injeção de cimento ($M_{i=1,9}$).

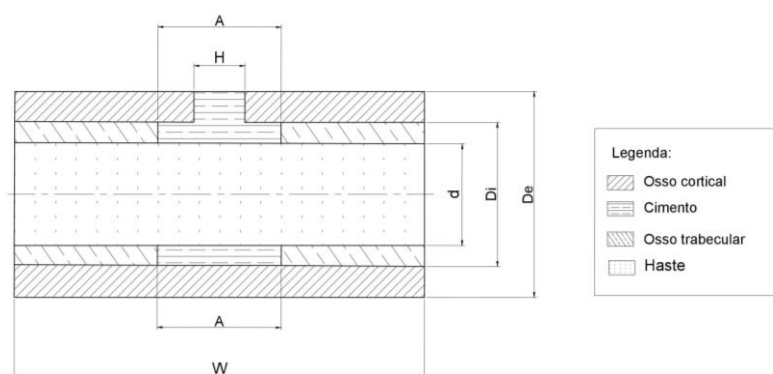


Figura 23- Modelo 2 com haste intramedular e injeção de cimento (M_1, M_3, M_4, M_5).

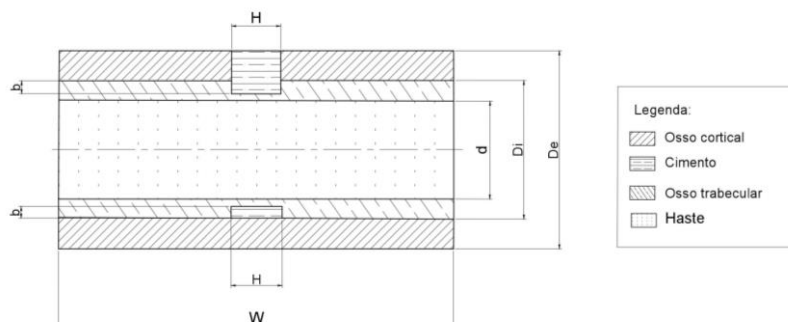


Figura 24- Modelo 3 com haste intramedular e injeção de cimento (M2, M6, M7, M8, M9).

A tabela seguinte resume os diferentes modelos para estudo computacional, num total de 27. O número total de simulações realizadas são 108, atendendo à utilização de 4 cimentos ósseos distintos.

Tabela 4- Modelos computacionais em estudo $M_i=1,9$.

<p>Fémur com artrose, sem haste e cimento, M1, M2</p> <p>Fémur com metástase, sem haste e cimento, M3, M4, M5</p> <p>Tíbia com artrose, sem haste e cimento, M6, M7, M8, M9</p>
<p>Fémur com artrose, com haste Ti e cimento, M1, M2</p> <p>Fémur com metástase, com haste Ti e cimento, M3, M4, M5</p> <p>Tíbia com artrose, com haste Ti e cimento, M6, M7, M8, M9</p>
<p>Fémur com artrose, com haste CF e cimento, M1, M2</p> <p>Fémur com metástase, com haste CF e cimento, M3, M4, M5</p> <p>Tíbia com artrose, com haste CF e cimento, M6, M7, M8, M9</p>

4.1.1. Método dos Elementos Finitos

Por se tratar de um problema em que o objetivo principal é a avaliação do efeito benéfico da produção de calor em tecidos, o modelo computacional incorpora uma análise térmica em regime transiente utilizando o método de elementos finitos (*MEF*), através do programa *ANSYS*.

O *MEF* é um método de aproximação, onde um domínio é dividido numa malha de elementos finitos de forma regular, definido por vários nós, estabelecendo a geometria em análise. Os elementos finitos interligados entre si por nós, permitem obter um campo de deslocamentos ou de temperaturas, por exemplo [24].

A análise térmica tem como finalidade determinar a distribuição de temperaturas num corpo, quando submetido à troca de calor. Para determinar este gradiente é necessário resolver a equação diferencial da condução de calor, utilizando as condições fronteira adequadas ao problema térmico. A equação 1 governa a condução de calor para sólidos [32].

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

Nesta equação, as propriedades do material que influenciam a troca de calor são: λ que corresponde à condutividade térmica [W/mK], C_p que corresponde ao calor específico em [J/kgK] e ρ a massa volúmica [kg/m³]. Os termos diferenciais representam as variações do gradiente de temperaturas [°C] no plano bidimensional $x y$, em função do tempo [s]. Por fim, \dot{Q} corresponde ao calor gerado internamente, por unidade de volume e tempo [J/m³s].

As condições de fronteira e as condições iniciais são utilizadas para solucionar a equação de condução de calor, sendo temperaturas prescritas, fluxo de calor imposto, convecção ou radiação.

Para discretizar a equação de condução do calor no espaço, esta deve ser substituída por um sistema de equações diferenciais. Para isso, aplica-se o método dos resíduos pesados à equação de calor em regime transitório e utilizado o método de Galerkin, no domínio Ω , sendo a expressão final detalhada na seguinte forma:

$$\begin{aligned} & - \int_{\Omega} \left(\frac{\partial W_i}{\partial x} \lambda \frac{\partial T}{\partial x} + \frac{\partial W_i}{\partial y} \lambda \frac{\partial T}{\partial y} \right) d\Omega \\ & + \int_{\Gamma_T} \bar{W}_i \lambda \frac{\partial T}{\partial n} d\Gamma + \int_{\Omega} W_i \dot{Q} d\Omega - \int_{\Omega} W_i \rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} d\Omega - \int_{\Gamma_q} W_i \bar{q} d\Gamma_q \end{aligned} \quad (2)$$

$$- \int_{\Gamma_h} W_i h_{cr} \Gamma d\Gamma_h + \int_{\Gamma_h} W_i h_{cr} T_{\infty} d\Gamma_h = 0$$

$\frac{\partial T}{\partial n}$ traduz o gradiente de temperatura na direção do fluxo de calor, h_c representa o coeficiente de transferência de calor por condução e \bar{q} o fluxo de calor por unidade de área.

Para esta equação, a solução pode ser obtida utilizando uma discretização parcial, substituída por um sistema de equações diferenciais que podem ser integradas no tempo. Para o campo de temperaturas, uma boa aproximação no interior de cada elemento pode ser descrita através das seguintes equações:

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

$$\dot{T} = \sum_{j=1}^M N_j(x, y) \dot{T}_j(t) = N\dot{T}^e \dots \quad (4)$$

De acordo com o método de *Galerkin*, selecionando as próprias funções N_j como funções de peso, e substituindo as expressões das equações 3 e 4 na equação 2, obtém-se para cada elemento, o sistema de equações diferenciais na forma:

$$\mathbf{KT} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{T}} = \mathbf{F} \quad (5)$$

Cada termo da equação pode ser estendido na forma integral [32]. Quando $1 \leq i, e, j \leq m$, o sistema de equações diferenciais estende-se:

$$K_{ij} = \sum_{e=1}^E \int_{\Omega^e} (\nabla N_i \lambda \nabla N_j) d\Omega^e + \sum_{e=1}^n \int_{\Gamma_h^e} (h_{cr} N_i N_j) d\Gamma_h^e \quad (6)$$

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

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

Nas equações, E corresponde ao número total de elementos, n ao número de elementos de fronteira do tipo Γ_h e p ao número de elementos de fronteira do tipo Γ_q , $d\Gamma_q^e$ e $d\Gamma_h^e$ representam o comprimento infinitesimal de um elemento 1D (fronteira de contorno) e $d\Omega^e$ representa a área infinitesimal de um elemento 2D [32].

Neste trabalho foi utilizado um elemento sólido térmico 2D (*PLANE 77*) com 8 nós e um único grau de liberdade por nó, a temperatura.

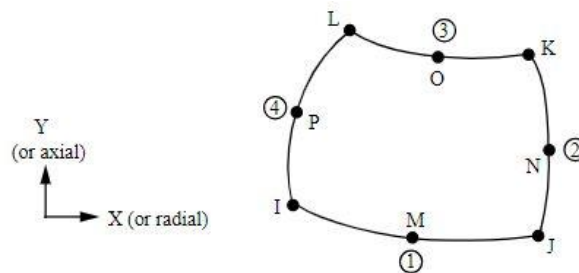


Figura 25-Geometria do elemento PLANE 77.

A Figura 25 apresenta a geometria e a organização dos nós presentes neste elemento. Cada nó representado na Figura 25 possui uma função de forma N_i . Essas funções definem-se mediante a posição do nó relativa ao elemento selecionado. A variação das coordenadas naturais ξ, η ($-1 \leq \xi \leq 1$ $-1 \leq \eta \leq 1$), modifica a função N_i . Os nós representados são considerados isoparamétricos, ou seja, a geometria e o campo de temperatura são especificados em forma paramétrica e interpolados com as mesmas funções. Para cada nó I, J, K e L, a função é quadrática na forma:

$$N_i = \frac{1}{4}(1 + \xi_0)(1 + \eta_0) - \frac{1}{4}(1 - \xi^2)(1 + \eta_0) - \frac{1}{4}(1 + \xi_0)(1 - \eta^2) \quad (9)$$

Para os nós M e O, a função assume:

$$N_i = \frac{1}{2}(1 - \xi^2)(1 + \eta_0) \quad (10)$$

Por fim, para os nós P e N, a função será:

$$N_i = \frac{1}{2}(1 + \xi_0)(1 - \eta^2) \quad (11)$$

Nas equações acima, ξ_i e η_i são valores de coordenadas locais e ξ, η são valores de coordenadas nos nós [32].

Após definição do elemento finito é necessário caracterizar as propriedades térmicas dos materiais. Neste trabalho são utilizados diferentes materiais, o osso (cortical e trabecular), hastes intramedulares e cimento ósseo. As propriedades do osso são de difícil obtenção uma vez variam em função da idade, género e patologias associadas [3]. Na Tabela 5 são apresentadas todas as propriedades utilizadas (osso cortical, trabecular, PMMA e hastes intramedulares), [33],[34].

Tabela 5- Propriedades térmicas dos materiais.

Material	ρ [kg/m³]	λ [W/mK]	C_p [J/kgK]
Osso cortical	2100	0.38	1260
Osso trabecular	620	0.39	4926
Cimento ósseo A, B, C e D	1100	0.20	2000
Ti	8900	29	377
CF	1540	0.75	1320

Após definidas as propriedades dos materiais procedeu-se à criação da malha, com elementos cuja dimensão da aresta é 2,5 mm. O tamanho foi definido após um teste de convergência da solução. A fase seguinte é a introdução das condições de fronteira.

As simulações numéricas são realizadas assumindo um contacto perfeito entre o osso cortical, esponjoso e o cimento, onde a transferência de calor é realizada por condução de calor. A temperatura inicial nos modelos é 37°C, representativa da temperatura corporal, não considerando o efeito do ambiente da sala. Nos modelos com hastes intramedulares foi considerada a temperatura inicial de 20°C.

Por último, foram utilizados quatro cimentos ósseos com curvas distintas de polimerização representadas na Figura 26. Essa curva é caracterizada pelo efeito da temperatura no tempo, diferente para cada cimento ósseo considerado [35], [36], [37].

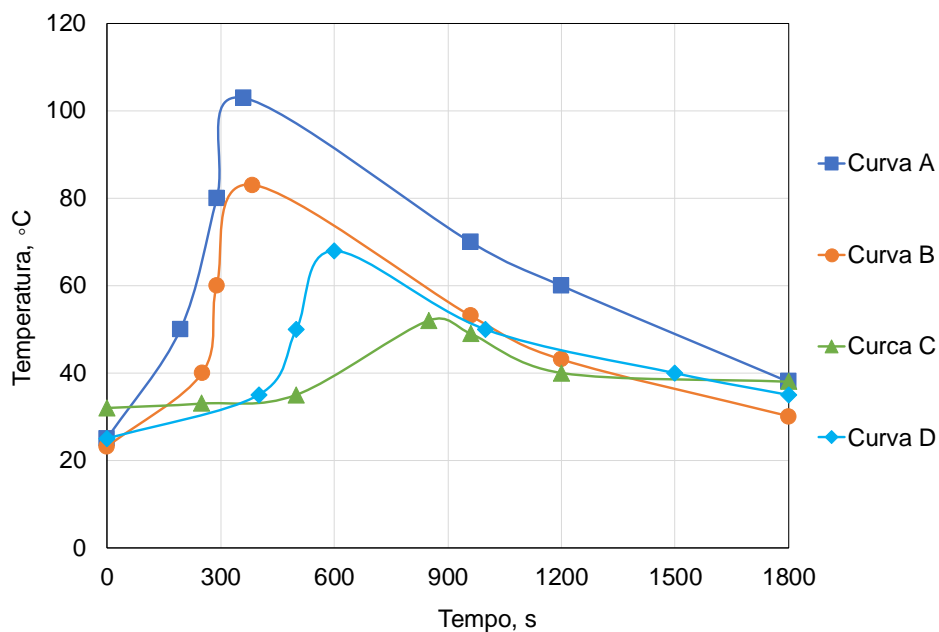


Figura 26- Curvas de polimerização dos quatro diferentes cimentos ósseos.

O pico máximo de temperatura aparece no cimento A com um valor de 103°C, e o pico mínimo de temperatura é representado pelo cimento C com um valor de 52°C. O cimento D representa o cimento ósseo Palacos®, com alta viscosidade e amplamente utilizado em cirurgias ortopédicas, nomeadamente no CHP. De acordo com o processo de polimerização do cimento, foi estabelecido um tempo total de simulação de 1800s, com um incremento de tempo de 5s. No entanto, e atendendo aos resultados a obter para discussão, o campo de temperaturas nos modelos são apresentados para o instante de tempo a que corresponde o pico da polimerização do cimento na respetiva análise.

4.2. Resultados

A Figura 27 representa a malha de um dos modelos bidimensional em análise sem haste intramedular, conforme o anterior modelo geométrico apresentado (Modelo 0). A malha foi gerada atendendo ao comprimento da aresta do elemento finito de 2,5mm. Na parte central do modelo, foi introduzido o cimento ósseo com uma profundidade de 20mm e largura de 48,5mm. Esta dimensão resulta da média de medições em zonas com lesões tumorais, representado assim a área a ser preenchida com o cimento ósseo (região identificada a vermelho). No modelo numérico, a malha correspondente à região azul claro é o osso cortical e a região a roxo representa o osso trabecular.

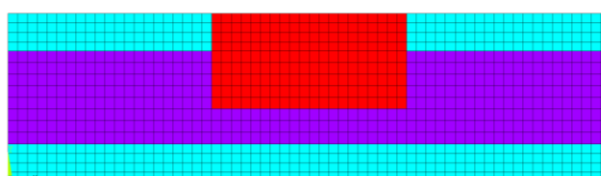


Figura 27- Modelo computacional sem haste intramedular com injeção de cimento (Modelo 0).

As Figuras 28 e 29 (anteriores geometrias do modelo 2 e modelo 3) são apresentadas as estruturas ósseas, bidimensionais numéricas, produzidas com haste intramedular, azul escuro, utilizando a mesma dimensão de elemento finito. As hastes intramedulares utilizadas foram a Gramma 3 nail (Stryker®) de Titânio e a Carbofix (Piccolo®) composta por Fibras de Carbono, ambas com 11mm de diâmetro distal.

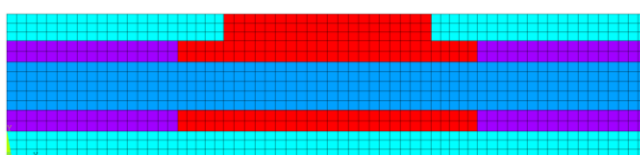


Figura 28- Modelo computacional com haste intramedular e injeção de cimento (Modelo 2).

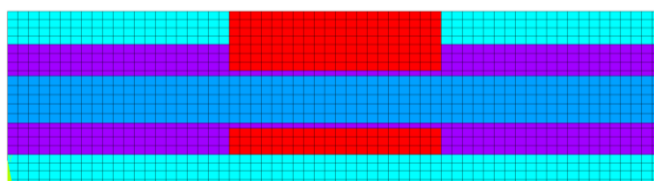


Figura 29- Modelo computacional com haste intramedular e injeção de cimento (Modelo 3).

Capítulo 5- Discussão dos Resultados

5.1. Discussão e Análise de Resultados

O anexo D desta tese contém todos os resultados dos campos de temperaturas obtidos para o instante de tempo correspondente ao pico de polimerização de cada cimento em uso, registrando-se um total de 108 simulações, como já descrito anteriormente. Para além do campo de temperaturas e da zona de necrose alcançada no modelo, é ainda registado o valor da zona afetada em mm dessa dimensão na vertical e / ou horizontal.

No presente capítulo é efetuada uma abordagem geral da discussão dos resultados, exemplificando com algumas das imagens de pós-processamento obtidas do anexo D.

Numa primeira discussão de resultados foi feita a análise dos modelos numéricos sem haste intramedular. Este estudo pode ser comparado de uma forma geral pela observação do conjunto de todos os modelos, como também pode ser discutido atendendo às diferentes regiões anatómicas em estudo, aos diferentes géneros e diferentes faixas etárias. Nas simulações obtidas, a verificação do efeito da necrose térmica é função do valor atingido de 45°C, que se apresenta na cor cinza [38].

Comparando por regiões anatómicas, através da observação das Figuras 30 e 31, a diferença mais visível nas temperaturas obtidas é entre o osso trabecular e cortical. Na tíbia o osso trabecular é mais espesso que no fémur e o osso cortical é mais fino.

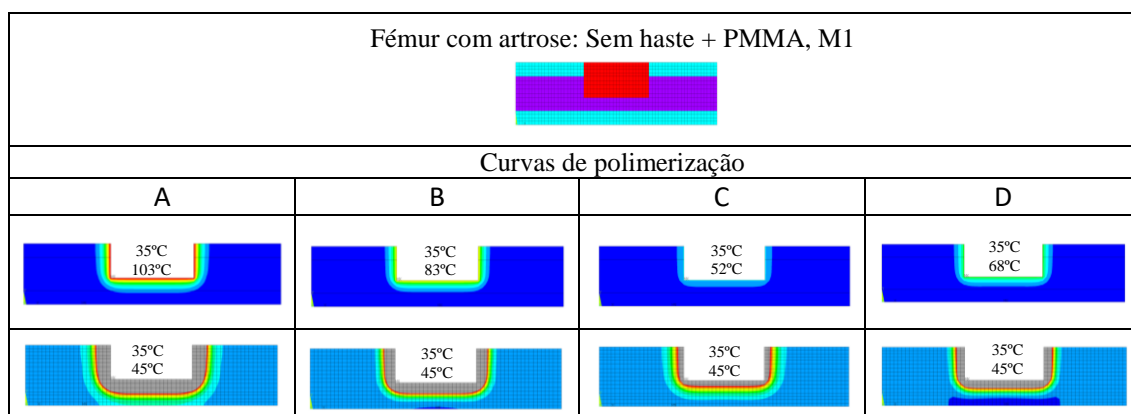


Figura 30- Exemplo de modelo computacional do fémur sem haste.

Apesar de diferentes dimensões das regiões anatómicas, é possível verificar sempre que a zona adjacente ao cimento ósseo atinge maiores temperaturas, sendo o

valor obtido de 103°C quando se utiliza o cimento do tipo A, 83°C quando se utiliza o cimento B, 52°C com o cimento tipo C e 68°C com o cimento D.

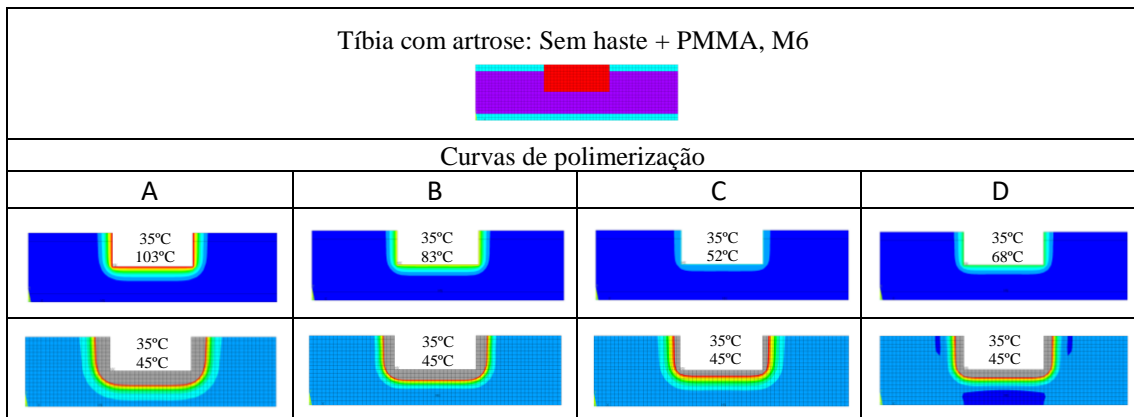


Figura 31- Exemplo de modelo computacional da tíbia sem haste.

Comparando agora os resultados por diferentes géneros, e de acordo com as Figuras 32 e 33 verifica-se que os modelos se comportam de maneira semelhante, não se verificando, aparentemente, qualquer efeito do género nos resultados.

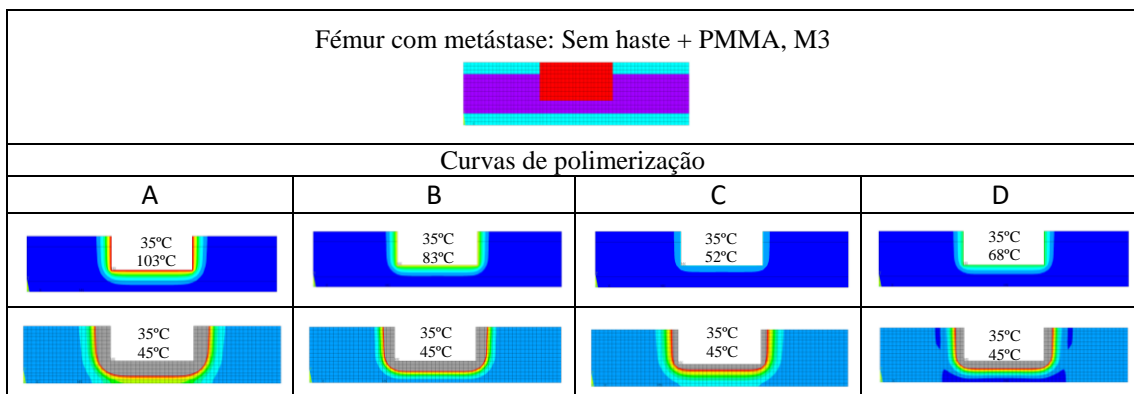


Figura 32- Exemplo de modelo computacional de género feminino sem haste.

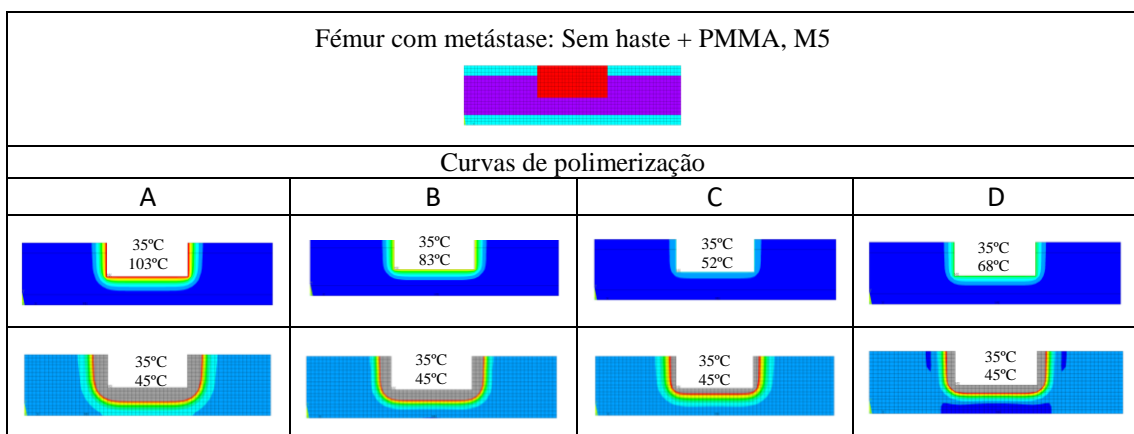


Figura 33-Exemplo de modelo computacional de género masculino sem haste.

Por último, de acordo com as Figuras 34 e 35, comparam-se as diferentes faixas etárias e do mesmo género. Os resultados obtidos mostram que os modelos têm também comportamento semelhante, independentemente da idade do paciente.

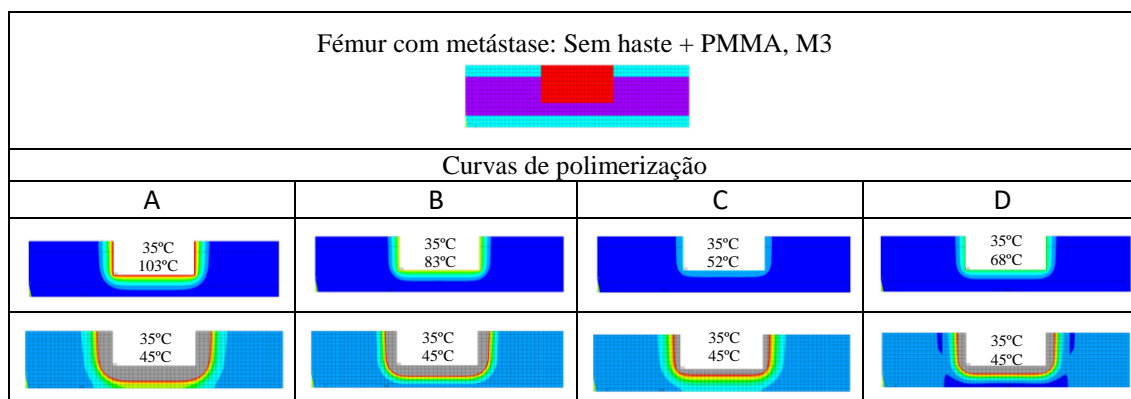


Figura 34- Exemplo de modelo computacional com idade menor que 70 anos sem haste.

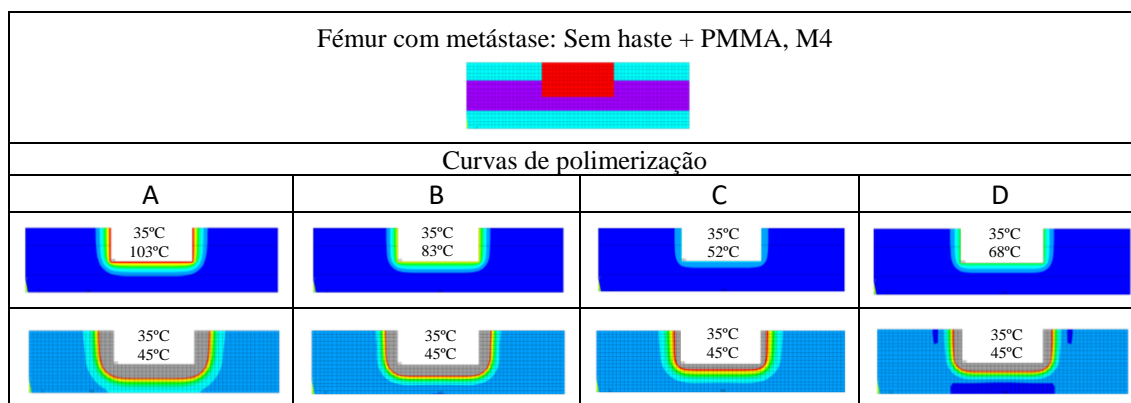


Figura 35-Exemplo de modelo computacional com idade maior ou igual a 70 anos sem haste.

Como é possível verificar, a área da necrose térmica é menor quando se utiliza um cimento de alta viscosidade (cimento C) e maior quando se utiliza um cimento de baixa viscosidade (cimento A).

Para se quantificar a zona afetada pela necrose, foi efetuada uma medição segundo o eixo vertical (dy) a partir da zona central do cimento, e segundo o eixo horizontal (dx) na zona medial, à esquerda do cimento. A Figura 36 ilustra as medições utilizadas através das linhas a preto. Mediante a análise dos modelos sem haste intramedular do Anexo D e respetivos valores registados, é possível constatar que com a utilização de um cimento de baixa viscosidade (cimento A), dx e dy aumentam em geral para o dobro em relação à utilização de um cimento de alta viscosidade (cimento C).

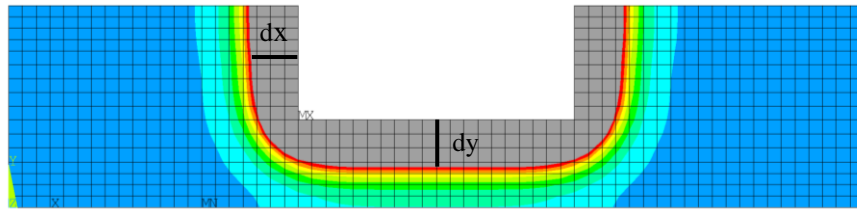


Figura 36- Medições da zona da necrose em modelos sem haste intramedular.

Numa segunda fase foi feita a análise dos modelos numéricos com as hastes intramedulares. As Figuras 37 e 38 comparam os modelos com haste intramedular de Titânio das diferentes regiões anatómicas. Verifica-se que o comportamento do campo de temperaturas é em geral semelhante aos modelos sem haste intramedular, com pequenas diferenças.

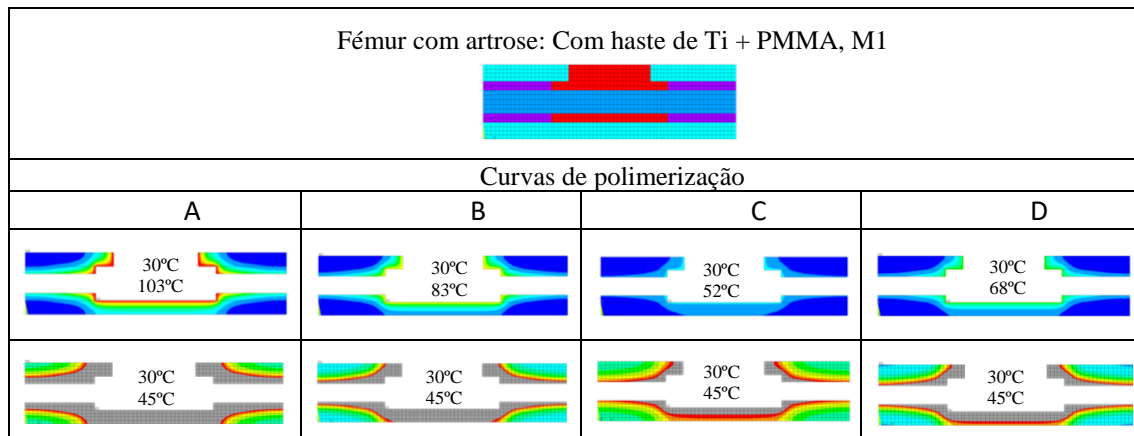


Figura 37-Exemplo de modelo computacional do fémur com haste intramedular de Titânio.

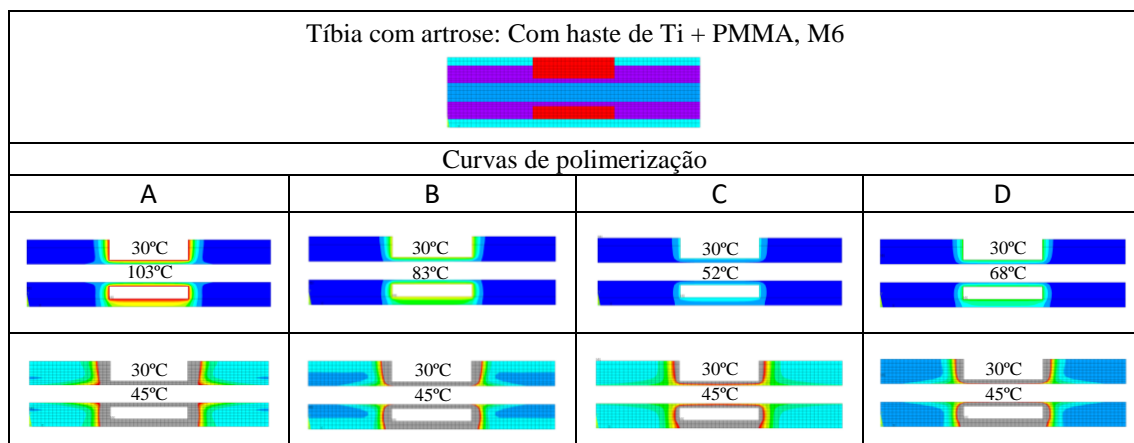


Figura 38- Exemplo de modelo computacional da tíbia com haste intramedular de Titânio.

Com a introdução da haste intramedular de Titânio, o cimento ósseo espalha-se ao longo do osso e da região trabecular, devido à alta condutividade térmica da haste intramedular. Nos modelos computacionais da tíbia não se verifica esse espalhamento ao longo da haste devido à particularidade do modelo. Contudo o efeito de necrose térmica, tal como nos modelos sem haste, apresenta maior efeito quando se utiliza o cimento A e menor quando se utiliza cimento C.

Comparando os diferentes géneros, e através das Figuras 39 e 40, verifica-se que existe uma ligeira diferença da área afetada pela necrose na espessura do osso cortical e trabecular.

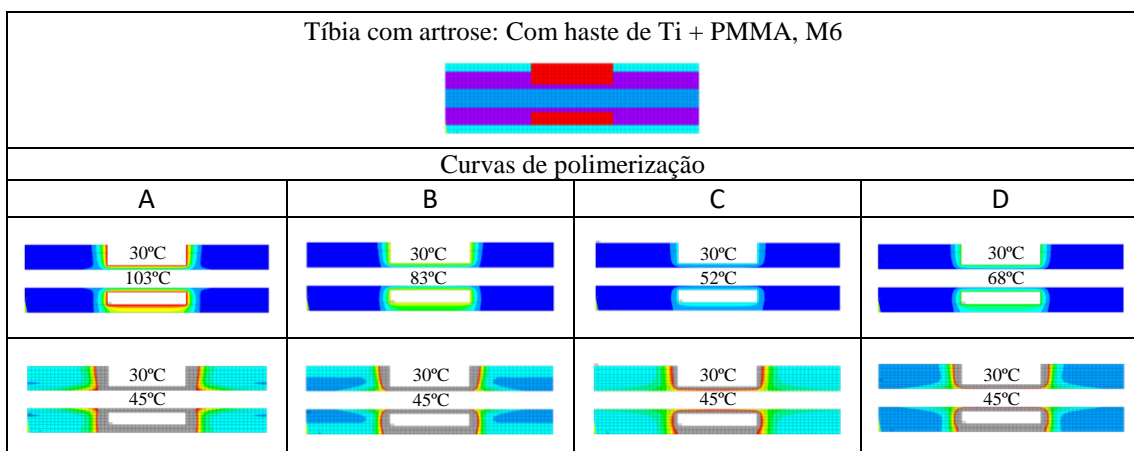


Figura 39- Exemplo de modelo computacional da tíbia com idade menor que 70 anos com haste intramedular de Titânio.

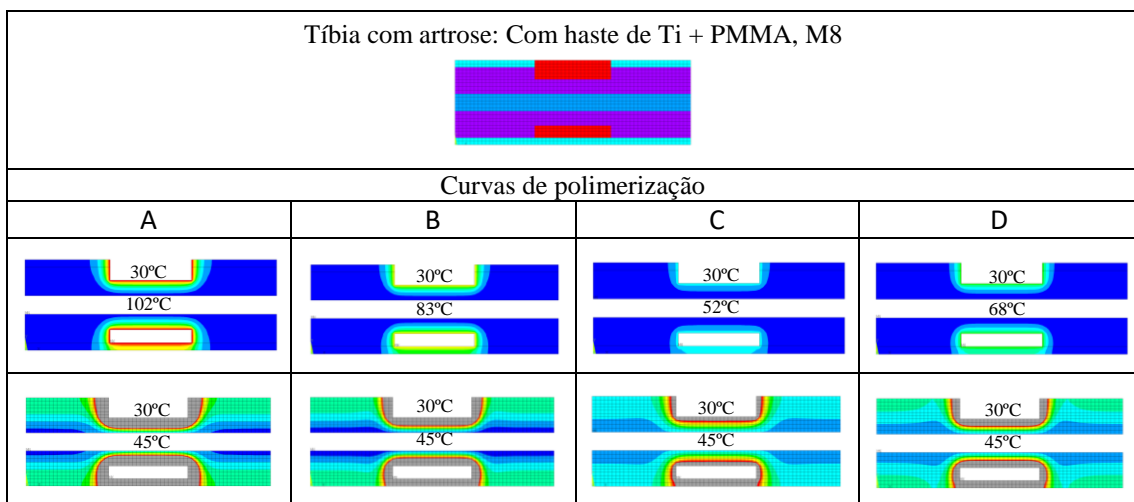


Figura 40- Exemplo de modelo computacional da tíbia com idade maior ou igual a 70 anos com haste intramedular de Titânio.

No entanto, os modelos computacionais comportam-se da mesma maneira, apresentando maior efeito quando se utiliza o cimento A e menor quando se utiliza cimento C.

Por último comparando diferentes faixas etárias do mesmo género é possível verificar que existem diferenças apenas nas espessuras relativas ao osso trabecular e cortical. Os resultados obtidos através das Figuras 41 e 42 mostram que os modelos se comportam novamente da mesma forma que nas análises acima referidas.

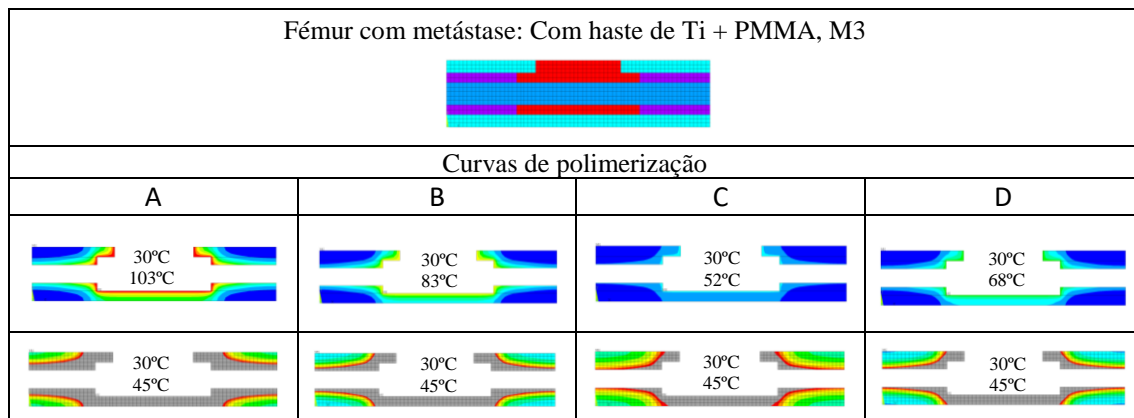


Figura 41- Exemplo de modelo computacional com idade menor que 70 anos com haste.

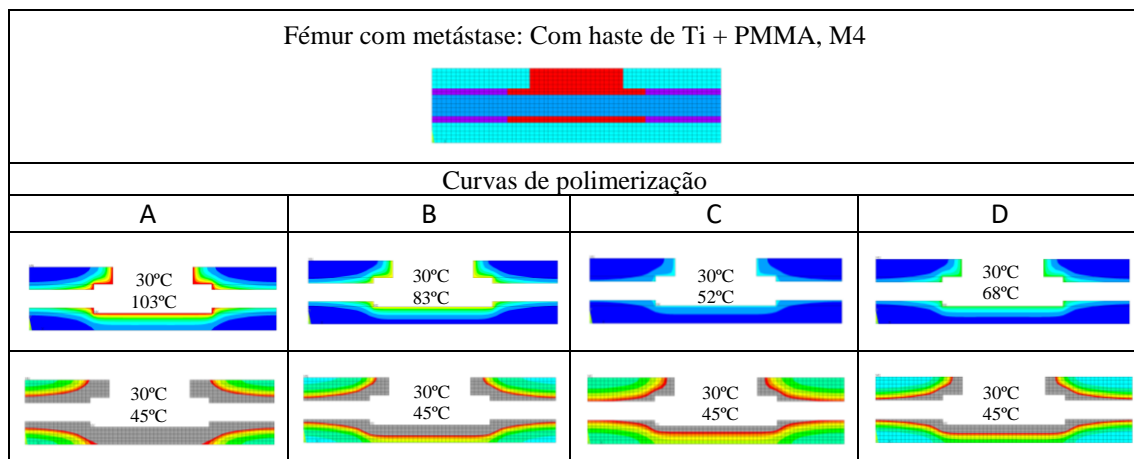


Figura 42- Exemplo de modelo computacional com idade maior ou igual a 70 anos com haste.

Numa terceira e última fase foi feita a análise dos modelos numéricos com as hastes intramedulares de Fibras de Carbono. No geral, e comparando os resultados por diferentes regiões anatómicas, géneros e faixas etárias é possível verificar alguma concordância entre os modelos com Fibras de Carbono e os modelos com Titânio.

No entanto, e através da Figura 43, verifica-se que a necrose térmica diminui em torno da região trabecular devido a uma menor condutividade térmica da haste.

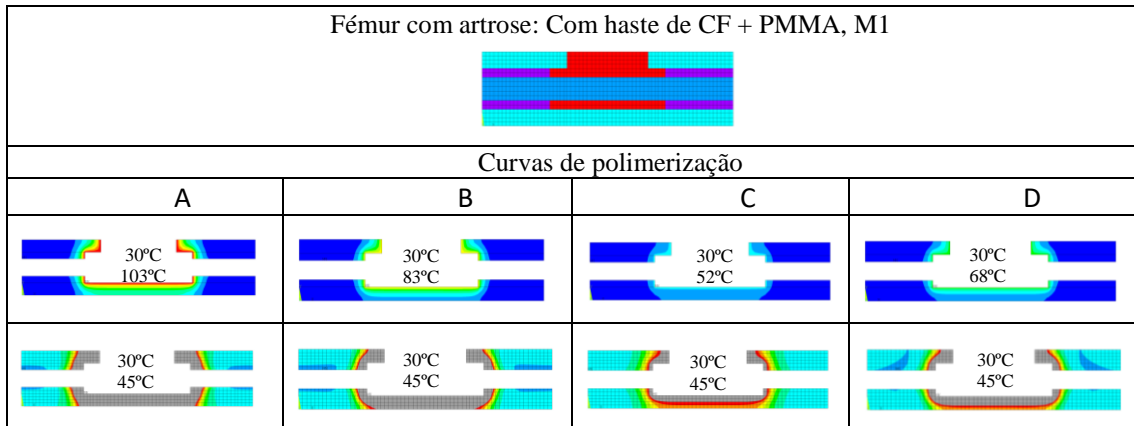


Figura 43-Exemplo de modelo computacional com haste intramedular de Fibras de Carbono.

Nos modelos com haste intramedular foi efetuada a medição da zona afetada pela necrose, segundo o eixo dy a partir da zona central junto à haste, Figuras 44 e 45. Nos modelos computacionais conforme a Figura 45, a medição é feita na zona superior junto à haste.

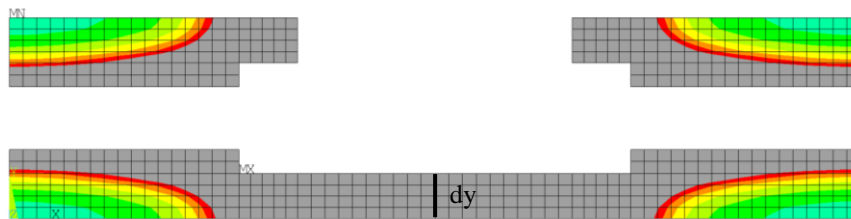


Figura 44- Medições da zona da necrose em modelos conforme o Modelo 2.

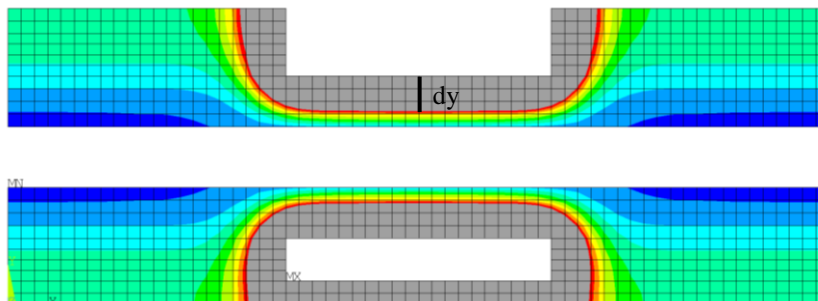


Figura 45- Medições da zona da necrose em modelos conforme o Modelo 3.

Mediante a análise das geometrias com haste intramedular do Anexo D, é possível constatar que na maioria dos modelos e conforme o Modelo 2, o cimento A e B abrangem uma maior região de necrose em comparação com a utilização dos cimentos C e D. Em outras geometrias, conforme o Modelo 3, devido à sua particularidade nem sempre se verifica o alcance total da necrose até a haste.

No entanto, quando se utiliza um cimento de baixa viscosidade (cimento do tipo A) dy aumenta para o dobro em relação à utilização de um cimento de alta viscosidade (cimento do tipo C).

Nos anexos E e F são apresentadas diferentes curvas do perfil de temperaturas registado em modelos sem e com haste intramedular, para o instante de pico da polimerização respectiva do cimento em uso.

As Figuras 46, 47 e 48 representam as temperaturas obtidas em função da distância no tecido ósseo ao limite da zona de cimento. A temperatura máxima ocorre na interface osso esponjoso e cimento, atingindo maior valor com o cimento A em ambos os grupos. O cimento C produz um menor valor da temperatura no tecido ósseo. Também é possível verificar que os modelos com haste intramedular atingem altas temperaturas em curtas distâncias em comparação com os modelos sem haste.

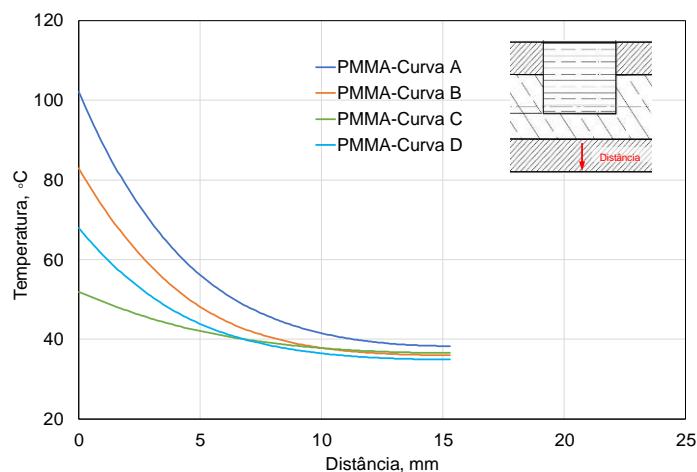


Figura 46- Temperatura, função da distância no tecido ósseo, para o pico da polimerização do PMMA em modelos sem haste intramedular.

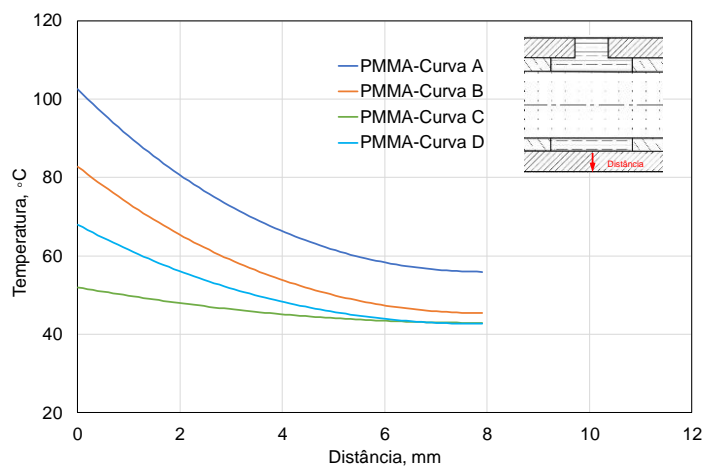


Figura 47- Temperatura, função da distância no tecido ósseo, para o pico da polimerização do PMMA em modelos com haste intramedular de Fibras de Carbono.

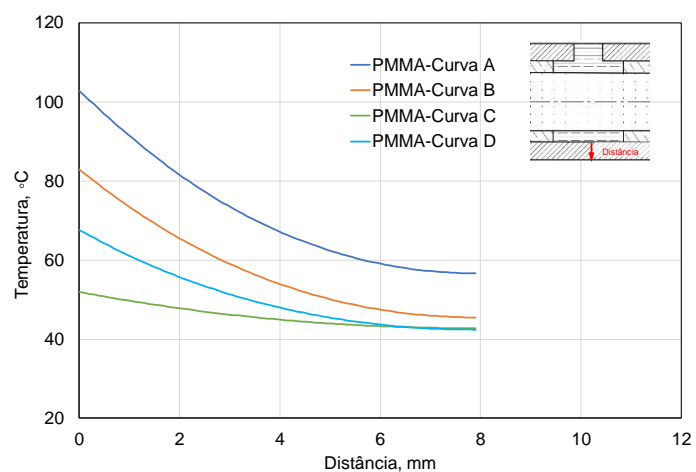


Figura 48-Temperatura, função da distância no tecido ósseo, para o pico da polimerização do PMMA em modelos com haste intramedular de Titânio.

Capítulo 6 - Conclusões

6.1. Conclusões

Os resultados obtidos nos diferentes modelos em análise, utilizando o método de elementos finitos, permitem concluir sobre o efeito da polimerização do cimento na propagação da temperatura no material ósseo e nos dispositivos médicos.

Os modelos sem haste intramedular e para as diferentes regiões anatómicas, géneros e faixas etárias têm um comportamento muito semelhante, apresentando elevadas temperaturas na zona adjacente ao cimento ósseo. A temperatura mais elevada é registada com a utilização do cimento com baixa viscosidade.

Foi ainda possível verificar o efeito de propagação de calor no tecido, sendo que a temperatura mais alta ocorre quando é utilizada a haste intramedular. A haste intramedular de titânio é melhor condutora desse calor, em comparação com a haste de fibras de carbono, função da sua condutividade e difusidade térmica. Em ambos os modelos com haste intramedulares, verifica-se que quando se utiliza um cimento de baixa viscosidade a região da necrose aumenta para o dobro em relação à mesma zona mas com a utilização de um cimento de alta viscosidade.

Com base nos resultados obtidos, conclui-se que a maior temperatura e o consequente efeito de necrose térmica, ocorrem na interface cimento-osso-tumor e na presença de haste intramedular. O enchimento da zona afetada pelo tumor com cimento ósseo de menor viscosidade e na presença de uma haste intramedular de titânio apresenta a maior área de extensão da necrose térmica, podendo assim beneficiar clinicamente o menor crescimento tumoral.

Como conclusão geral, o preenchimento de cimento ósseo de menor viscosidade e a estabilização estrutural com haste intramedular de titânio poderá beneficiar no tratamento de lesões líticas metastáticas de ossos longos, em prática clínica de controlo do crescimento do tumor local. A decisão do profissional clínico é importante na observação destas metodologias, e na respetiva implementação, atendendo à patologia associada.

6.2. Trabalhos Futuros

Com base no presente trabalho, cujo principal objetivo foi o desenvolvimento de modelos computacionais para a avaliação da necrose térmica em sarcomas ósseos, obtidos por avaliação de imagens médicas, propõem-se como trabalhos futuros:

- Fazer o estudo numa faixa etária mais jovem, nomeadamente crianças;
- Análise de outras regiões anatómicas afetadas por sarcomas ósseos;
- Obtenção de imagens de tomografias computadorizadas para realização de modelos 3D e posterior análise;
- Obter resultados com base em testes experimentais que reproduzam a avaliação da necrose térmica por utilização de modelos de animais;
- Criação de uma base de dados para auxílio no tratamento de lesões tumorais.

Capítulo 7 - Referências Bibliográficas

- [1] Lima S., Correia J., Alegrete N., Coutinho J., Costa G. (2013). Cirurgia de salvamento de membro no tratamento de sarcomas ósseos em idade pediátrica. *Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia*, 21(1), 37-43.
- [2] Konstantinos Katsanos, Tarun Sabharwal, Andreas Adam (2010). Percutaneous Cementoplasty. *Seminars in Interventional Radiology*, 27(2), 137-147.
- [3] Pérez, M. A., Nuño, N., Madrala, A., García-Aznar, J. M., Doblaré, M. (2009). Computational modelling of bone cement polymerization: Temperature and residual stresses. *Computers in Biology and Medicine*, 39, 751-759.
- [4] Huiskes, R. (1980). Some fundamental aspects of human joint replacement. *Acta Orthop. Scand.*, 185, 10-208.
- [5] Stevens, A. and Lowe, J. (2002). *Patologia*. Manole.
- [6] Leite, G. (2014). Avaliação do risco de fratura por desmineralização óssea. Dissertação de Mestrado em Tecnologia Biomédica, Instituto Politécnico de Bragança.
- [7] Rocha, D. (2011). Risco de fratura no tecido ósseo em pacientes do género feminino da zona Litoral Norte de Portugal. Relatório Final de Estágio de Mestrado em Tecnologia Biomédica, Instituto Politécnico de Bragança.
- [8] Judas, F., Palma, P., Falacho, R. I. and Figueiredo, H. (2012). Estrutura e dinâmica do tecido ósseo, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra.
- [9] Fauci, A., Braunwald, E., Kasper, D., Howser, S., Longo, D., Jameson, J. and Loscalzo, J. (2009). *Harrison medicina interna*. Milano: McGraw-Hill.
- [10] Lúcio, H. (2015). Comportamento do osso cortical submetido a processos de furação. Dissertação de Mestrado em Tecnologia Biomédica, Instituto Politécnico de Bragança.
- [11] Greene, W. (2006). *Netter Ortopedia*. Rio de Janeiro: Elsevier.
- [12] Osteosarcoma. Disponível em: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/osteosarcoma/symptoms-causes/syc-20351052> (Consultado em 8 de janeiro de 2019)
- [13] Ewing's Sarcoma Locations Framed Print by TriFocal Communications. Disponível em: <https://fineartamerica.com/featured/ewings-sarcoma-locations-trifocal-communications.html?product=framed-print> (Consultado em 8 de janeiro de 2019)

- [14] Proença, A. (2006). *Ortopedia e traumatologia: Noções essenciais*. Coimbra: Imprensa da Universidade Coimbra.
- [15] Artrose de quadril (coxartrose). (2019) Disponível em: <http://www.drjuliomarin.com/areas/artrose-de-quadril-coxartrose> (Consultado em 10 de janeiro de 2019)
- [16] Aprenda mais sobre a Osteoartrose. (2015). Disponível em: <https://www.hong.com.br/estudo-acupuntura-e-osteoartrose-de-joelhos/> (Consultado em 10 de janeiro de 2019)
- [17] Ramalho, A. (2009/2010). Desenvolvimento e caracterização de cimentos ósseos inovadores. Dissertação de Mestrado em Ciências Biomédicas, Universidade da Beira Interior, Cascais.
- [18] Charnley, J. (1960). Anchorage of the Femoral Head Prothesis to the Shaft of the Femur. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 42-B(1), 28-30. DOI: 10.1302/0301-620x.42b1.28
- [19] Low temperature and deformation-free bonding of PMMA microfluidic devices with stable hydrophilicity via oxygen plasma treatment and PVA coating. Disponível em: <https://pubs.rsc.org/en/content/articlelanding/2015/ra/c4ra12771d/unauth> (Consultado em 18 de janeiro de 2019)
- [20] Poly (methyl methacrylate). (2018) Disponível em: [https://alchetron.com/Poly\(methyl-methacrylate\)](https://alchetron.com/Poly(methyl-methacrylate)) (Consultado em 23 de janeiro de 2019)
- [21] Jordão, P., Bahute, A., Fontoura, U., Marques, P. (2013). Técnicas de cimentação femoral. *Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia*, vol.21 no.4.
- [22] Jassen, D., Srinivasan, P., Scheerlinck, T., Verdonschot, N. (2011). Effect of Cementing Technique and Cement Type on Thermal Necrosis in Hip Resurfacing Arthroplasty- A Numerical Study. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(3), 364-370. DOI: 10.1002/jor.21512
- [23] Caetano, F. (2014). Cimentos Ósseos Acrílicos e a sua Aplicação em Cirurgia Ortopédica. Mestrado em Ciências Farmacêuticas, Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, Almada.

- [24] Fernandes, M. (2013). Análise Biomecânica das Fraturas do Fémur e Avaliação do Melhor Implante. Dissertação de Mestrado em Tecnologia Biomédica, Instituto Politécnico de Bragança.
- [25] TRIGEN®. Disponível em: <https://www.smith-nephew.com/global/assets/pdf/products/brasil/2016-04/80804050101-sistema-trigen-aplica%C3%A7%C3%A3o-femoral-ifu0101-revc.pdf> (Consultado em 11 de fevereiro de 2019)
- [26] Technology & Features. Disponível em: <https://www.carbo-fix.com/carbon-fiber-implants> (Consultado em 12 de fevereiro de 2019)
- [27] Gamma3 Nailing System. Disponível em: <https://www.stryker.com/us/en/trauma-and-extremities/products/gamma3.html> (Consultado em 12 de fevereiro de 2019)
- [28] Martins Pisco, J., & Aires de Sousa, L (2000). Noções fundamentais de Imagiologia (4th ed.). Lidel.
- [29] Monteiro, F. (2017). Unidade curricular de Imagiologia, Mestrado em Tecnologia Biomédica, Bragança.
- [30] Ferreira, S. (2011). Aspectos Físicos Relacionados com Utilização de Equipamentos Hospitalares. Mestrado em Tecnologia Biomédica, Instituto politécnico de Bragança.
- [31] Biópsias. Disponível em: <https://www.saudecuf.pt/areas-clinicas/exames/ginecologia-obstetricia/biopsias> (Consultado em 20 de março de 2019)
- [32] Costa, G. (2017). Análise térmica de lajes em madeira com e sem proteção. Mestrado em Engenharia Industrial, Instituto Politécnico de Bragança.
- [33] Oliveira, V., Fonseca, E., Oliveira, A., Belinha, J., Rua, C., Piloto, P., Jorge, R. (2018). Computational model to predict the temperature distribution produced by bone cement. *Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics*, 3(2), 9-13. DOI: 10.24243/JMEB/3.2.195_X
- [34] Wazziki, M., Ngo, A. (2015). Modelling of Compression Moulding Process Cycle Time and Application of DFMA Concept to Evaluate the Tooling Costs for Carbon Fiber Reinforced Thermoplastic Composites T-Shape Parts. 20th International Conference on Composite Materials, Copenhagen.

[35] Baskind, D., Kim, H., Min, F., Park, H. (2009). The Heat Transfer Modeling for Minimization of Thermal Necrosis in Hip Resurfacing Arthroplasty. BEE 4530.

[36] Santos, J., Peixoto, L., Nele, M., Melo, P., Pinto, J. (2006). Theoretical and Experimental Investigation of the Production of PMMA-Based Bone Cement. *Macromolecular Symposia*, 243(1), 1-12. DOI: 10.1002/masy.200651101

[37] Janssen, D., Srinivasan, P., Scheerlinck, T., Verdonschot, N. (2011). Effect of Cementing Technique and Cement Type on Thermal Necrosis in Hip Resurfacing Arthroplasty- A Numerical Study. *Journal of orthopaedic research*, 30(3), 364-70. DOI 10.1002/jor.21512

[38] Gundapaneni, D., Goswami, T. (2014) Thermal isotherms in PMMA and cell necrosis during total hip arthroplasty. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*, 12(3), 193-202. DOI: 10.5301/jabfm.5000196

Anexo A: Questionário RM



Questionário Obrigatório RM – RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

RM – RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

O QUE É?

É uma tecnologia médica de imagem, que usa um campo magnético e pulsos de radiofrequência para visualização de determinados órgãos do corpo. Este exame não utiliza Raios X.

PREPARAÇÃO

O Paciente pode comer normalmente e tomar a medicação habitual até cerca de 4 horas antes da hora do exame, após o que se deve manter em jejum (exceptuando-se medicação imprescindível). Antes e após a realização do exame pode fazer a vida normal.

Dado haver um campo magnético, alguns dos dispositivos metálicos causam interferências com o aparelho de RM, podendo contra-indicar a realização deste exame; é fundamental dar conhecimento da sua existência antes de iniciar o exame.

Ser-lhe-á pedido para remover objectos metálicos, nomeadamente o relógio, os ganchos, os óculos, a peruca, as próteses (placas) dentárias, as próteses auditivas e possivelmente a maquilhagem. O dispositivo intra-uterino (DIU ou «aparelho») ou o «chumbo» dos dentes não é contra-indicação à execução do exame, bem como objectos de ouro ou outros metais preciosos.

O EXAME

O exame é realizado com o doente deitado numa cama que entra num túnel, aberto nas duas extremidades (semelhante ao do TAC, mas maior). Tem a possibilidade de comunicar com o pessoal médico através de intercomunicadores, durante o exame, contudo faça-o apenas quando falarem consigo, para evitar qualquer movimento. O interior do aparelho é iluminado e ventilado permanentemente, com circulação e insuflação de ar para dentro da máquina.

O barulho que vai ouvir durante o exame, semelhante a martelar, é normal e impossível de anular. O exame pode ser demorado e é fundamental que se mantenha sossegado, imóvel, sem movimentos que prejudicarão todo o exame.

O exame é completamente indolor. Como excepções referimos a necessidade de que por vezes existe de administrar uma pequena injeção numa veia do braço (que é diferente da do TAC), sendo a sua necessidade depende do tipo de exame que se está a realizar.

É possível ouvir música favorita do paciente durante a execução do exame. Para isso terá de trazer o CD que pretende ouvir.

EM CASO DE DÚVIDA, P.F. CONTACTAR:

SMIC – Serviço Médico de Imagem Computorizada
Casa de Saúde da Boavista
Rua de Pedro Hispano, 881, 4250-367 Porto,
Telef.: 22 834 94 00
Fax: 22 834 94 09

Questões cuja resposta é necessária à realização eficaz e correcta do exame de RM (assinale com uma cruz):

Mod092-02



Questionário Obrigatório
RM - RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Nome:

Data de nascimento: Idade: anos Peso: Kg

Profissão: Médico assistente:

Sofre de alergias? Sim Não

Em caso de reacção alérgica autorizo que me transportem para:
(assumindo qualquer custo adicional) Outros

Hospital Central mais próximo (INEM)

Já foi operado? Sim Não

Tipo de intervenção: _____

Tem dispositivos? Tais como:

Pacemaker cardíaco	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>
Clipes metálicos cranianos, aórticos	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>
Válvulas cardíacas (tipo: _____)	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>
Implante coclear ou tubos metálicos nos ouvidos	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>
Lentes de contacto	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>
Shunt (derivação ou válvula) espinal ou ventricular	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>
Próteses dentárias	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>
Fracturas ósseas com placas e/ou parafusos	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>
Bombas de infusão de insulina	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>

Está grávida? (tempo: _____ meses) Sim Não

É soldador ou mecânico? (por profissão ou nas horas livres) Sim Não

Suspeita ter corpos estranhos metálicos? Sim Não

Outros: _____

Declaro ter lido e entendido toda a informação facultada para a realização deste exame, bem como ter sido esclarecido de todas as dúvidas que entendi pertinentes, assumindo sob compromisso de honra que todas as informações contidas neste folheto são inteiramente verdade. Assino a presente declaração como forma de consentimento para a realização do exame.

Assinatura: _____

A preencher pelo serviço Registo obrigatório

Nome do Medicamento _____ Lote do Medicamento _____
Via de Administração _____ Dose _____











O Responsável pelo Preenchimento











Data _____/_____/_____



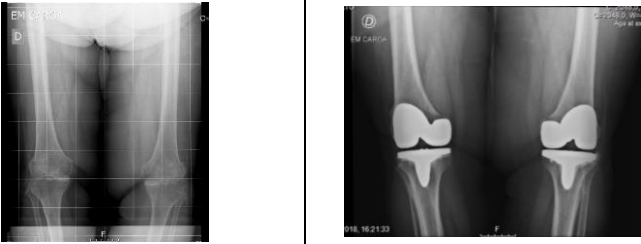
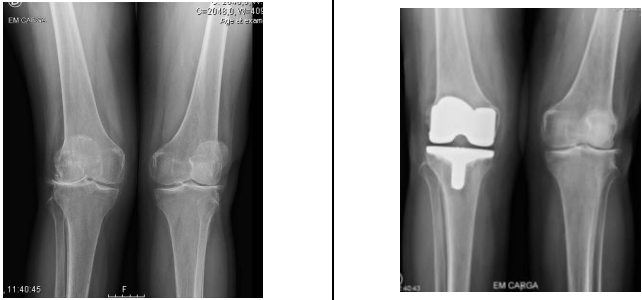

(Nome legível)










Mod092-02

Anexo B: Imagens médicas

ID	Género	Idade	Imagens	
4	F	74		
5	F	73		
6	F	74		
10	M	71		
11	M	83		

ID	Género	Idade	Imagens	
12	M	82		
13	F	29		
16	F	77		
22	M	75		
25	F	48		

ID	Género	Idade	Imagens
26	F	62	
27	F	67	
28/29	F	71	
30	F	75	
31	M	59	

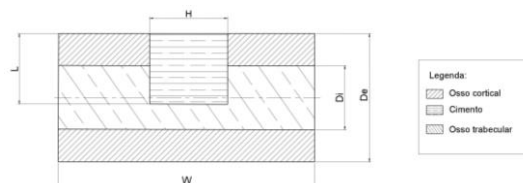
ID	Género	Idade	Imagens	
32	M	68		
33	M	67		
34	M	71		
35	M	77		
36	M	84		

Anexo C: Medições

Sem haste												
Género		Feminino					Masculino					
Idade		<70		≥70			<70		≥70			
Variáveis		De	Di	ID	De	Di	ID	De	Di	ID	De	Di
Fémur proximal (PTA)	ID			ID			ID			ID		
	1	-	-	4	36,3	20,5	7	-	-	10	41,8	20,9
	2	-	-	5	34,5	17,9	8	-	-	11	41,0	29,2
	3	-	-	6	35,2	20,2	9	-	-	12	40,9	27,0
	Média	-	-	Média (M1)	35,3	19,5	Média	-	-	Média (M2)	41,2	25,7
Metástases Fratura iminente/ Patológica (Fémur proximal Ou Diáfise)	13	32,9	20,6	16	38,3	17,5	19	-	-	22	37,0	24,5
	Média (M3)	32,9	20,6	Média (M4)	38,3	17,5	Média	-	-	Média (M5)	37,0	24,5
Tíbia proximal (PTJ)	25	36	28	28	41,8	32,9	31	58,5	46,1	34	55	48
	26	42,2	33,8	29	37,7	28,7	32	43,1	38,2	35	42,3	35,6
	27	45	32,3	30	45,1	39,3	33	60,7	50,9	36	53,6	46
	Média (M6)	41,1	31,4	Média (M7)	41,5	33,6	Média (M8)	54,1	45,1	Média (M9)	50,3	43,2

*Todas as variáveis estão em mm.

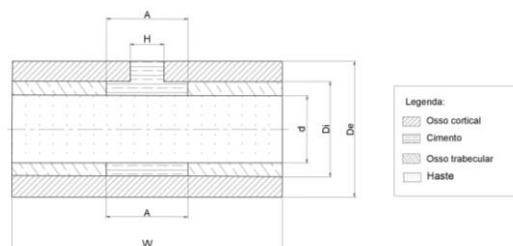
Modelo 0
(M1/M2/M3/M4/M5/M6/M7/M8/M9)



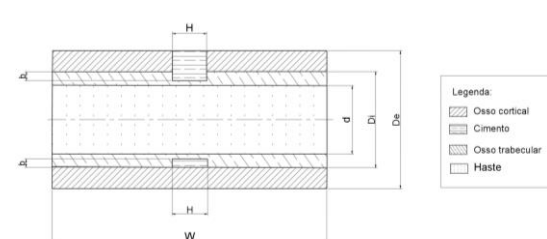
Com haste e PMMA																
Género		Feminino							Masculino							
Idade		<70			≥70				<70			≥70				
Variáveis		De	Di	d	ID	De	Di	d	ID	De	Di	d	ID	De	Di	d
Fémur proximal (PTA)	ID															
	1	-	-	-	4	36,3	20,5	11	7	-	-	-	10	41,8	20,9	11
	2	-	-	-	5	34,5	17,9	11	8	-	-	-	11	41,0	29,2	11
	3	-	-	-	6	35,2	20,2	11	9	-	-	-	12	40,9	27,0	11
	Média	-	-	-	Média (M1)	35,3	19,5	11	Média	-	-	-	Média (M2)	41,2	25,7	11
Metástases Fratura iminente/ Patológica (Fémur proximal ou Diáfise)	13	32,9	20,6	11	16	38,3	17,5	11	19	-	-	-	22	37,0	24,5	11
	Média (M3)	32,9	20,6	11	Média (M4)	38,3	17,5	11	Média	-	-	-	Média (M5)	37	24,5	11
Tíbia proximal (PTJ)	25	36	28	11	28	41,8	32,9	11	31	58,5	46,1	11	34	55	48	11
	26	42,2	33,8	11	29	37,7	28,7	11	32	43,1	38,2	11	35	42,3	35,6	11
	27	45	32,3	11	30	45,1	39,3	11	33	60,7	50,9	11	36	53,6	46	11
	Média (M6)	41,1	31,4	11	Média (M7)	41,5	33,6	11	Média (M8)	54,1	45,1	11	Média (M9)	50,3	43,2	11

*Todas as variáveis estão em mm.

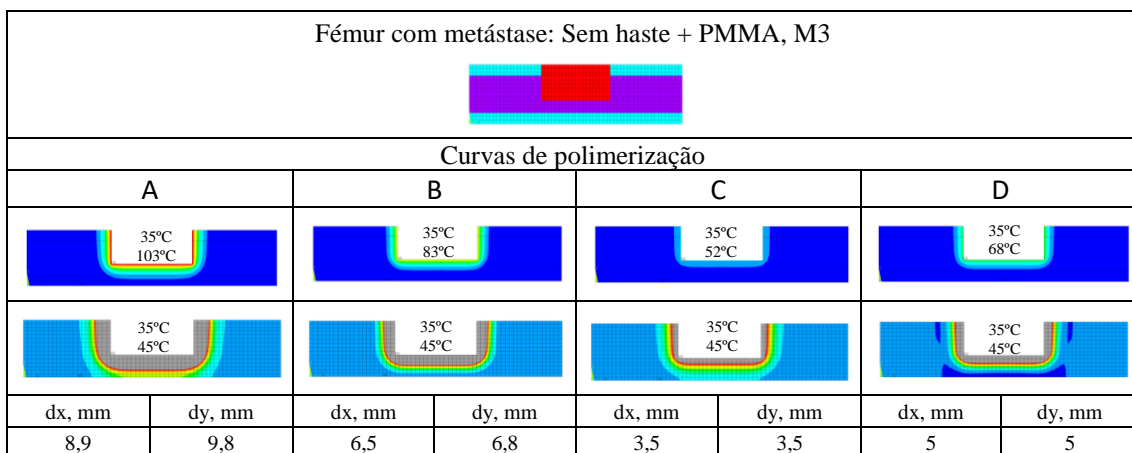
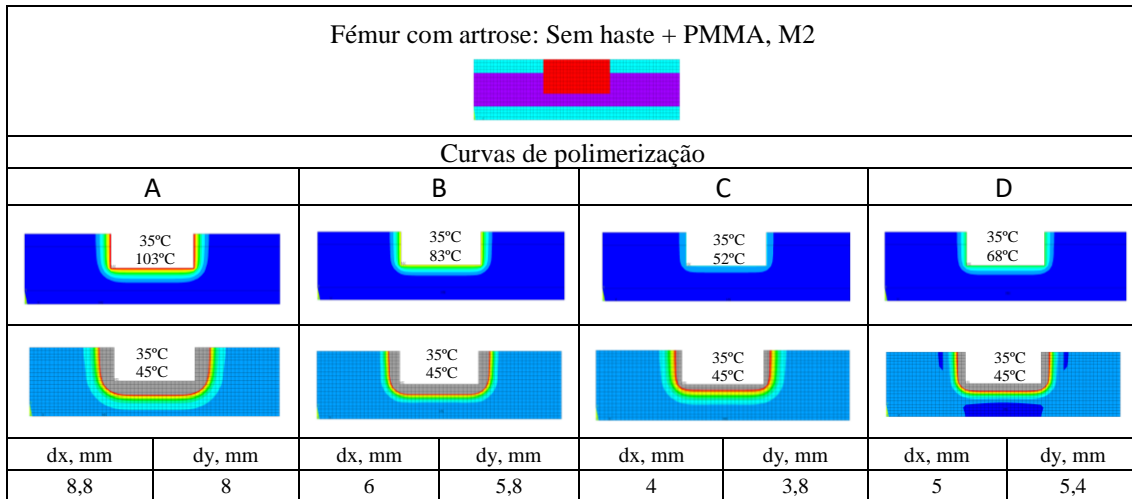
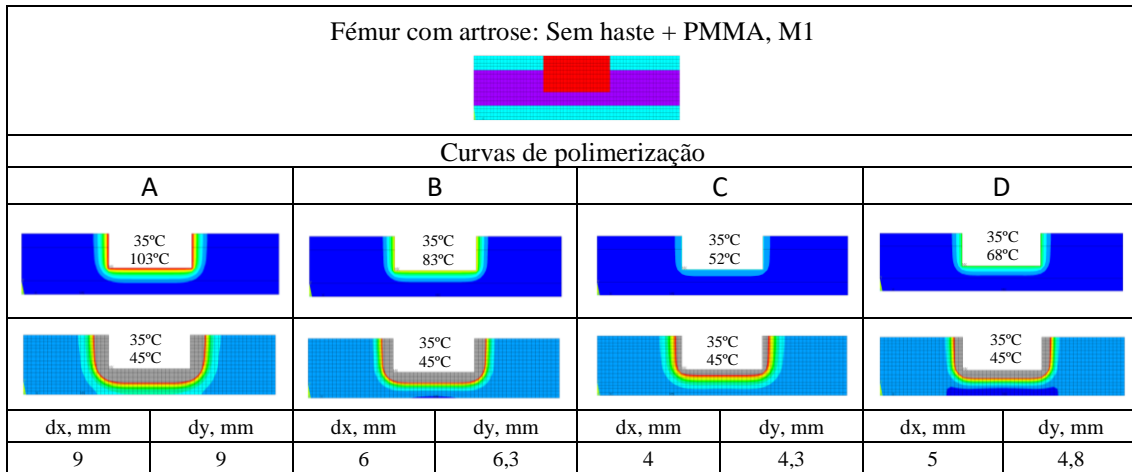
Modelo 2
(M1/M3/M4/M5)

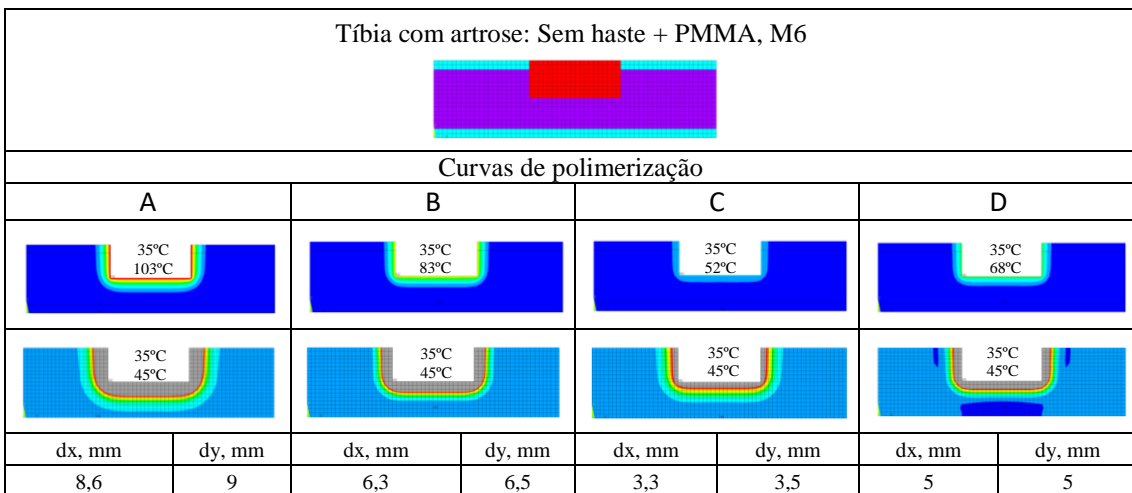
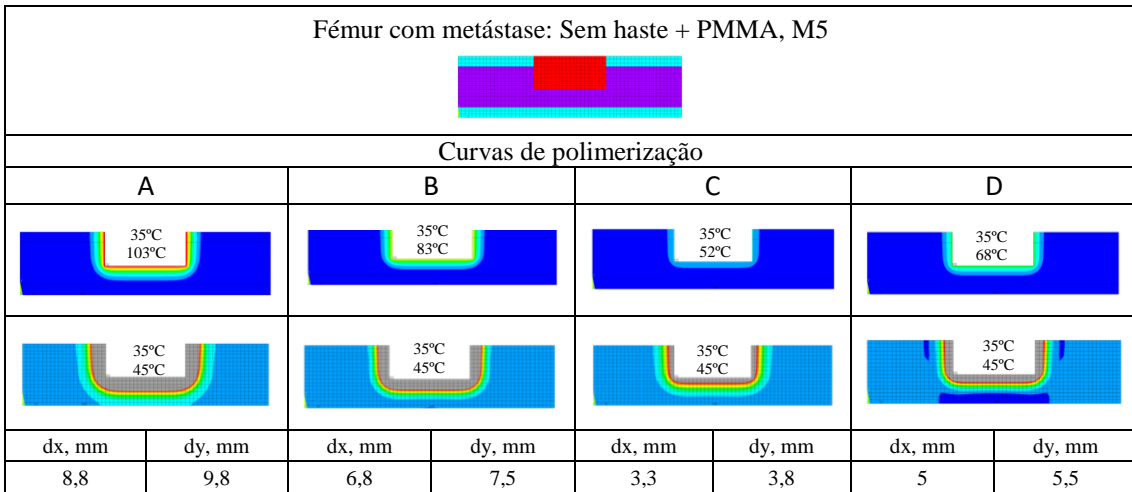
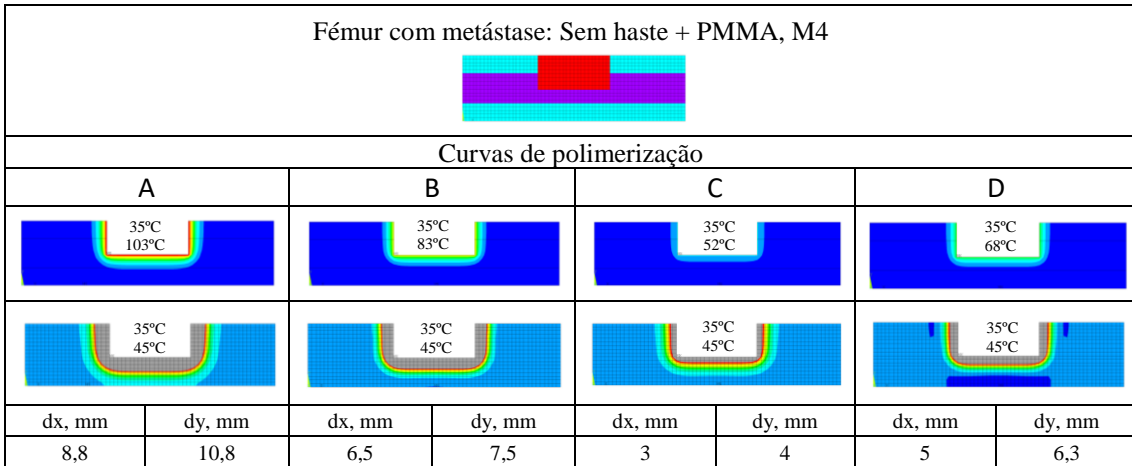


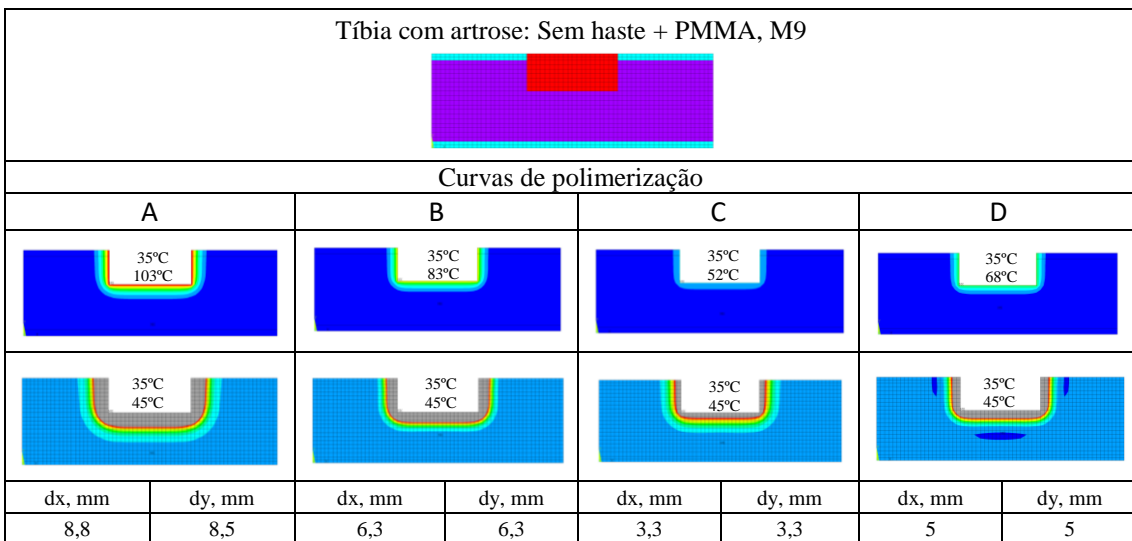
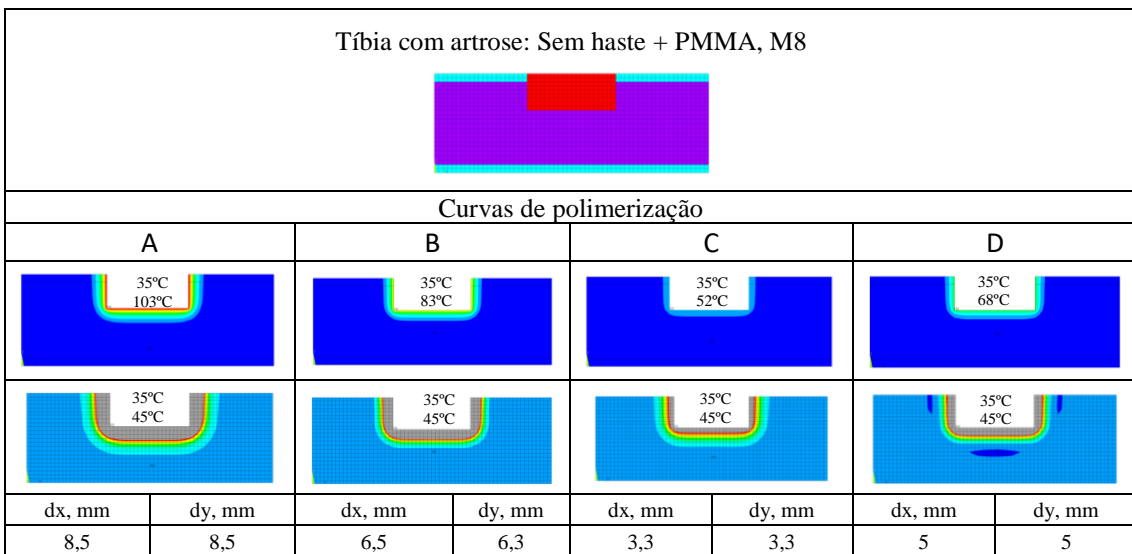
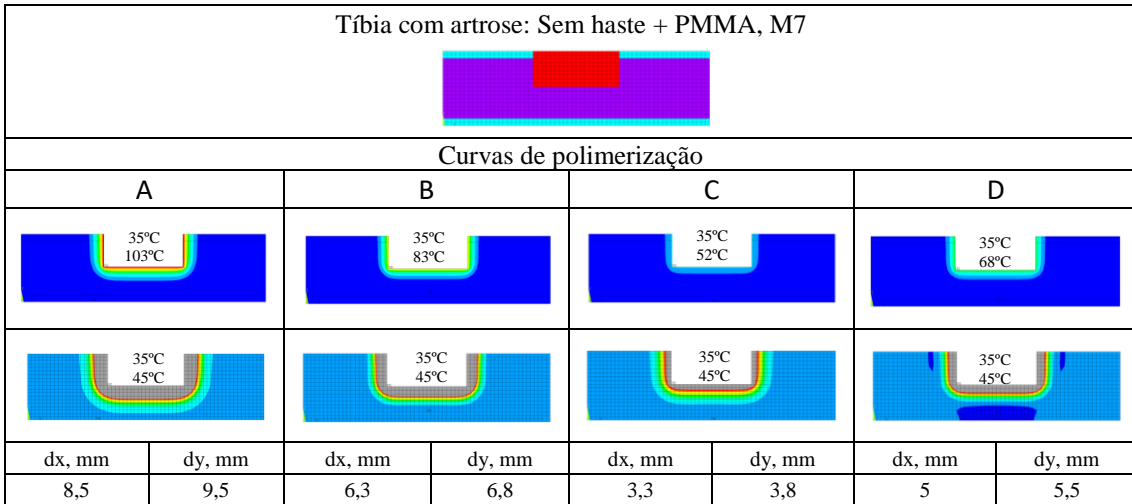
Modelo 3
(M2/M6/M7/M8/M9)

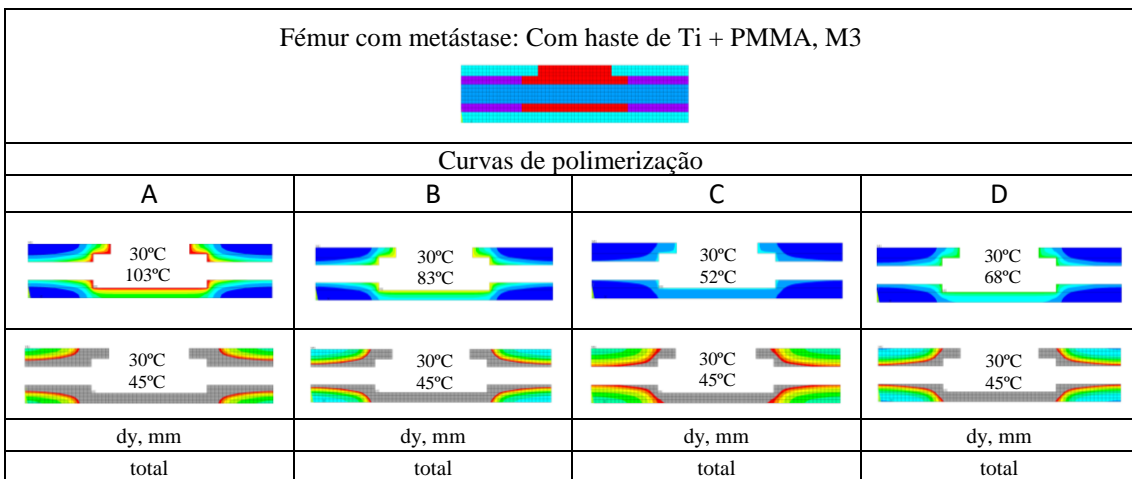
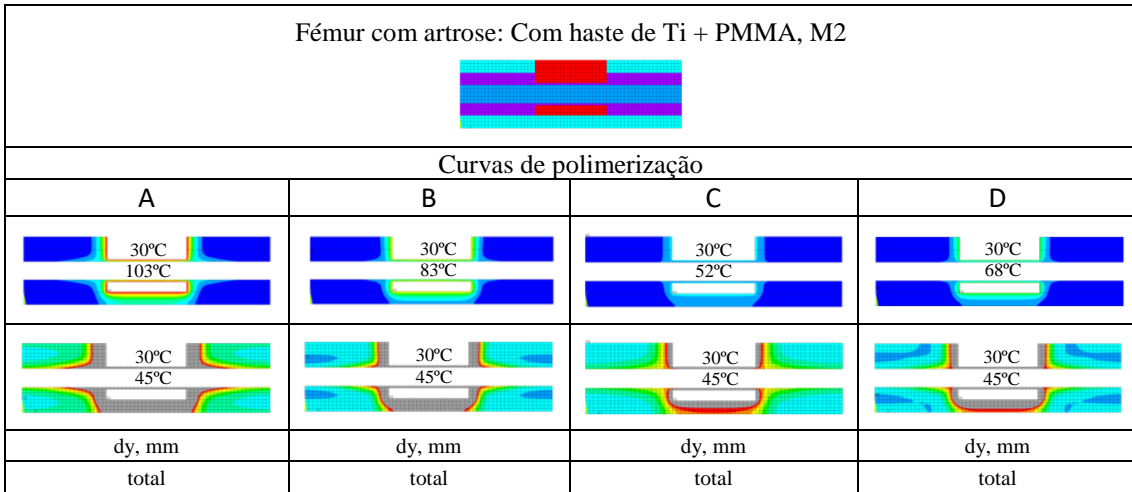
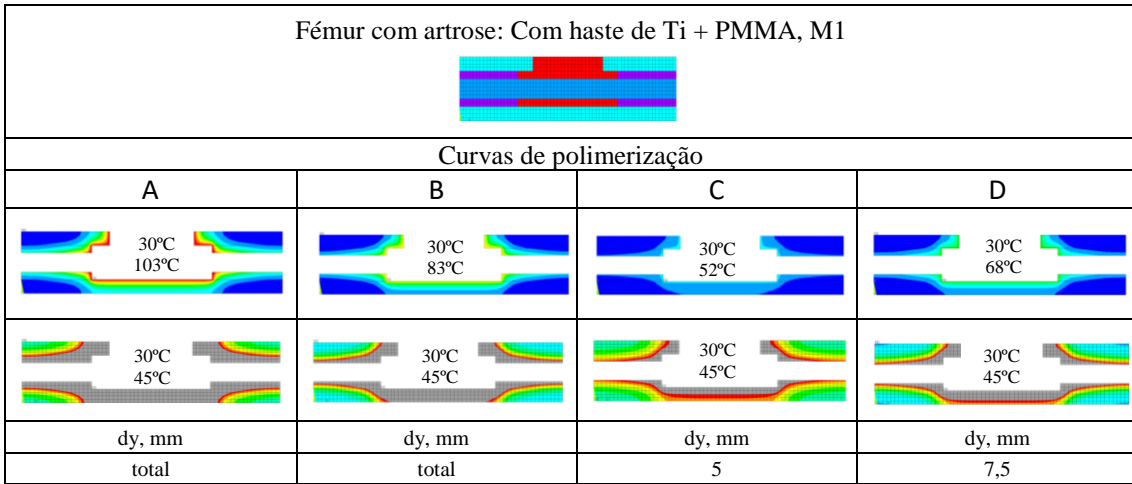


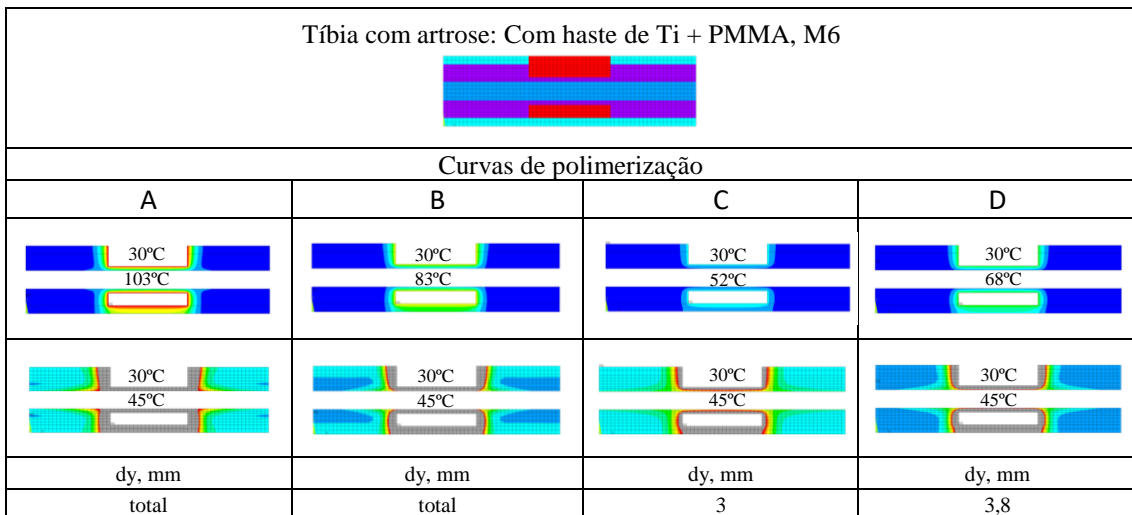
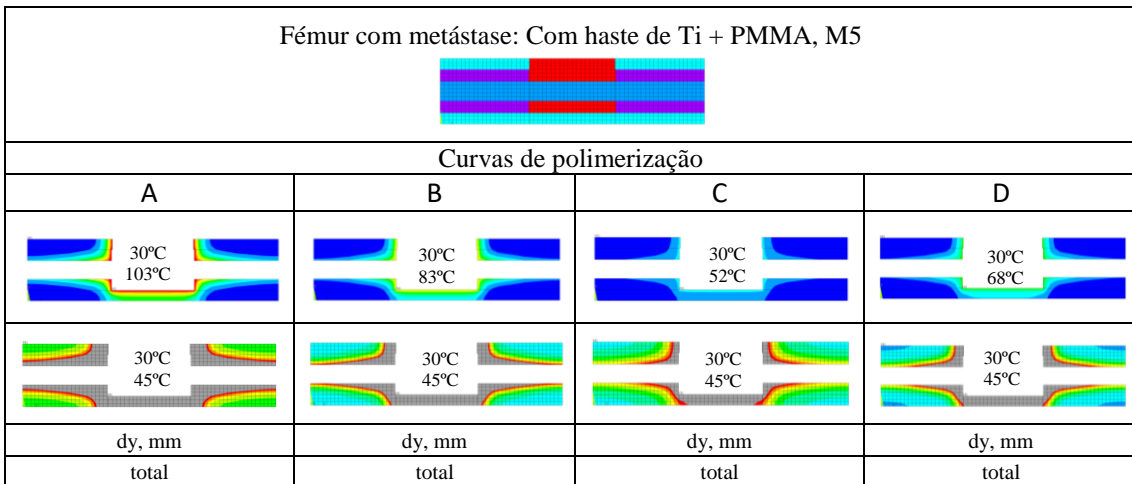
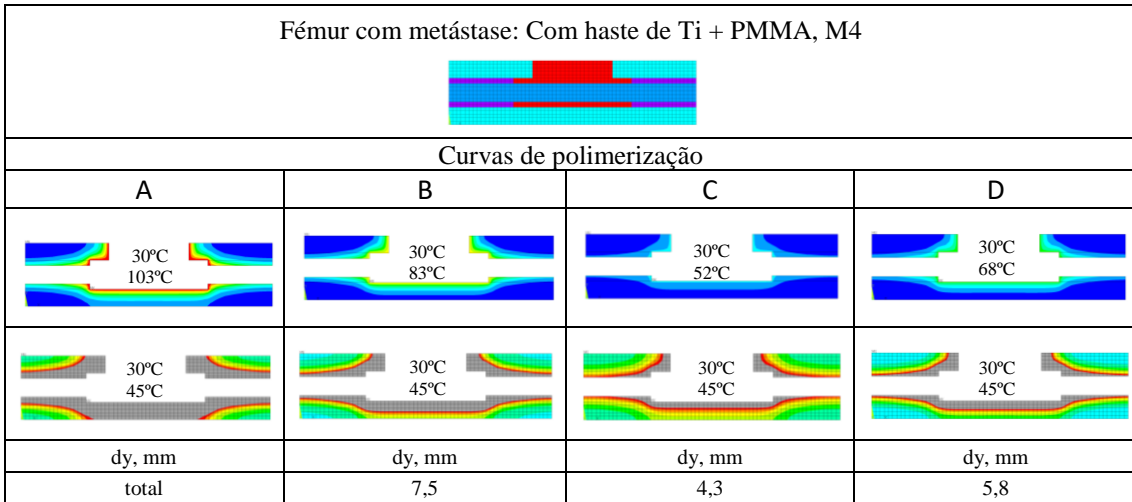
Anexo D: Análise térmica em função das diferentes curvas de PMMA

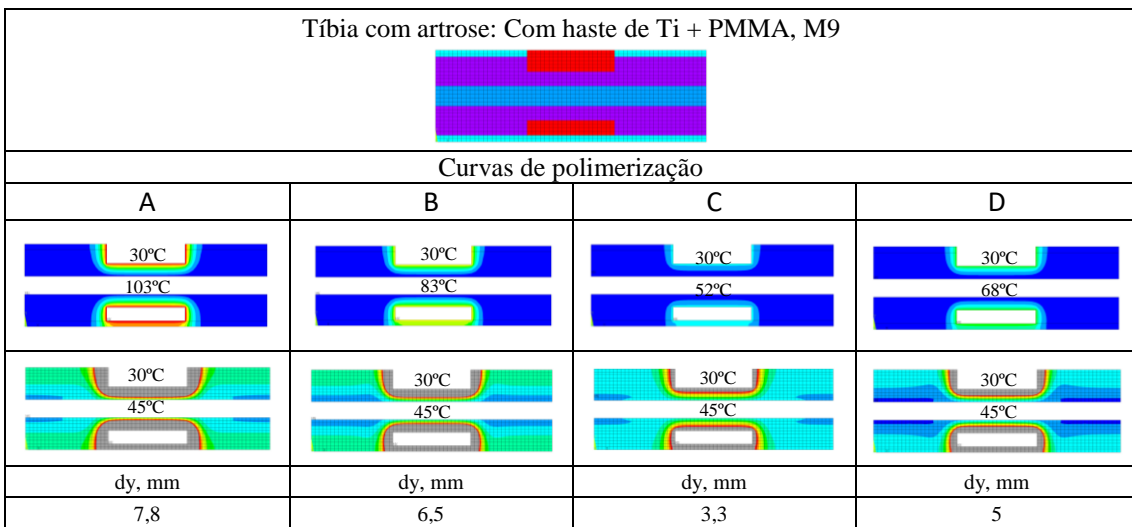
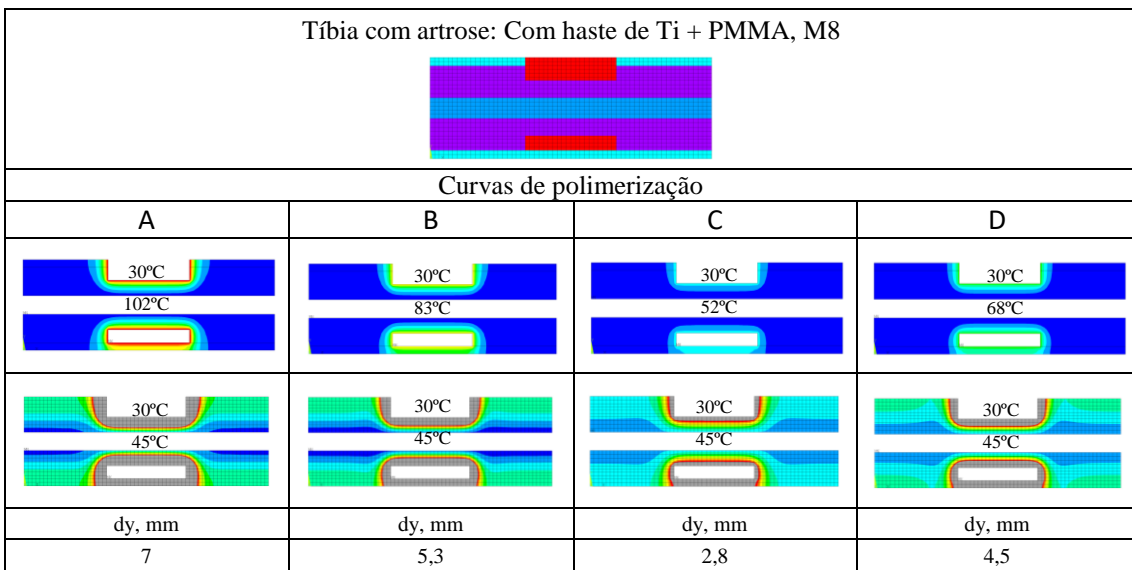
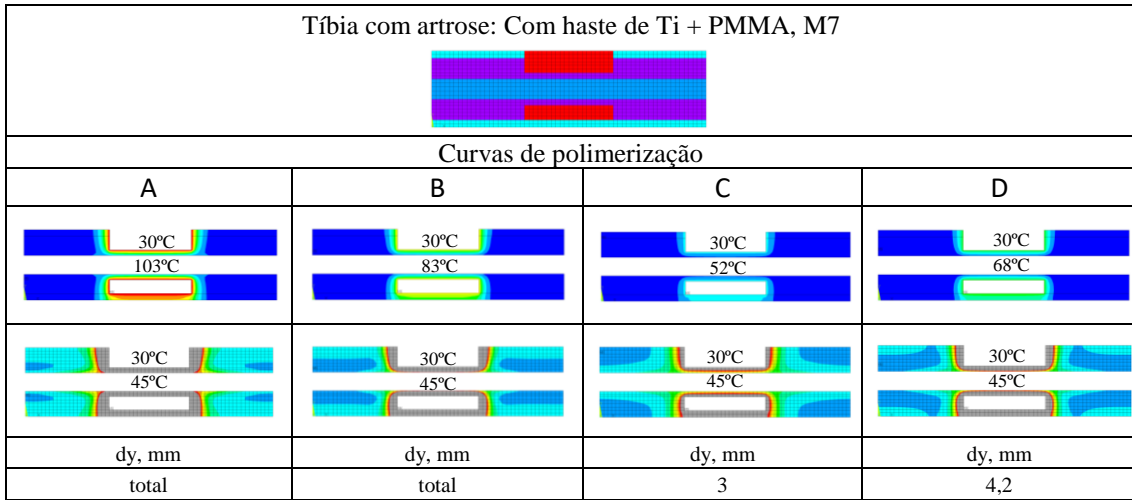




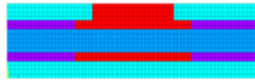








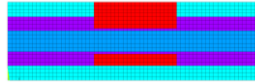
Fémur com artrose: Com haste de CF + PMMA, M1



Curvas de polimerização

A	B	C	D
dy, mm	dy, mm	dy, mm	dy, mm
total	total	5	6,8

Fémur com artrose: Com haste de CF + PMMA, M2



Curvas de polimerização

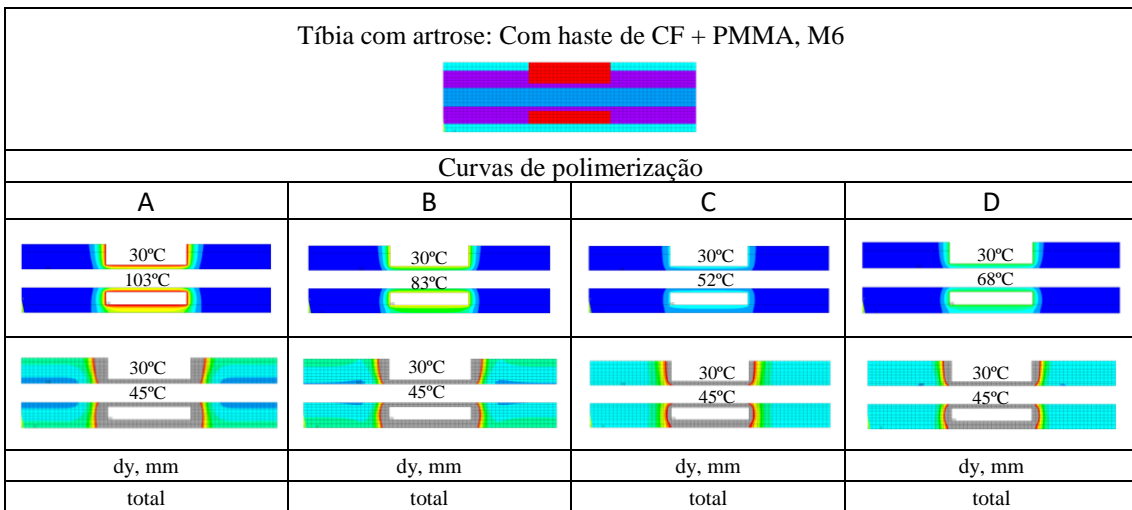
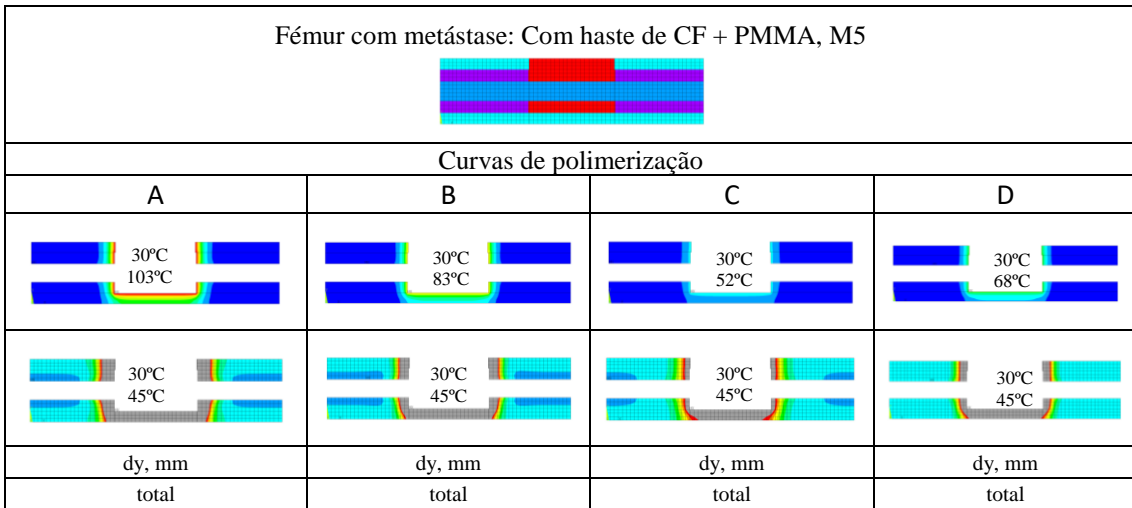
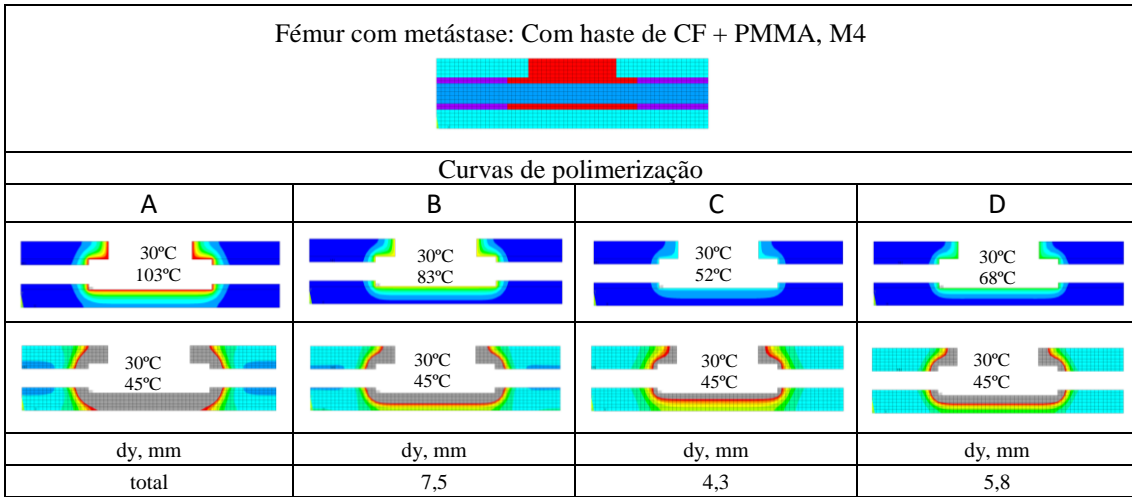
A	B	C	D
dy, mm	dy, mm	dy, mm	dy, mm
total	total	total	total

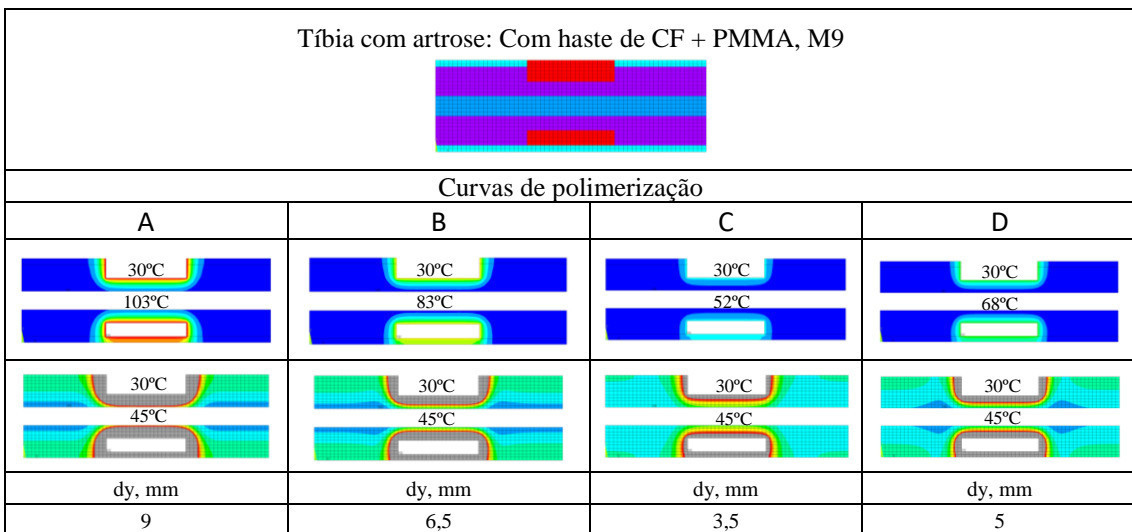
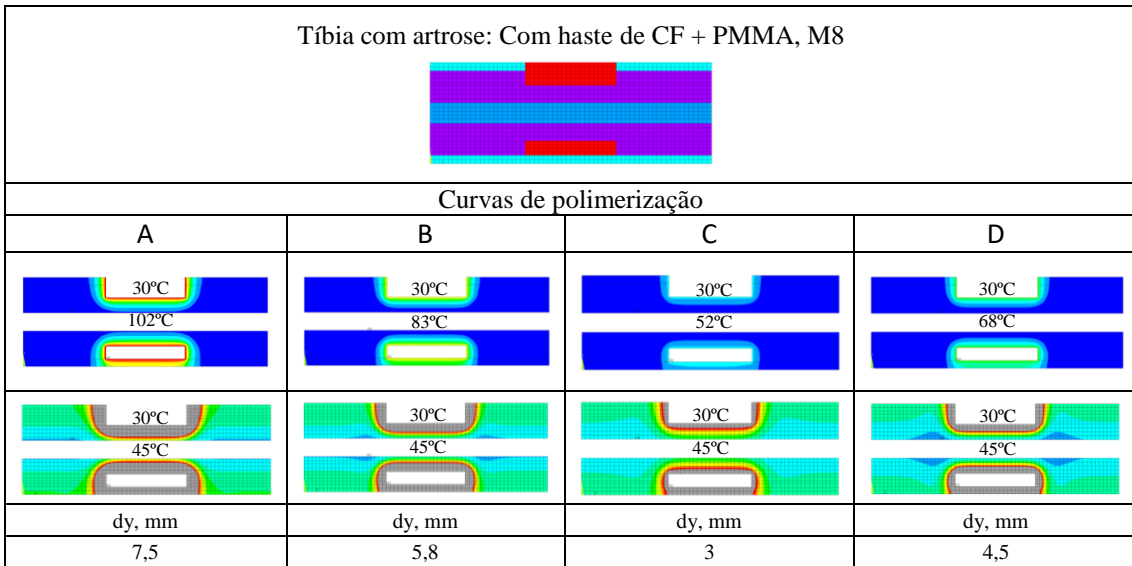
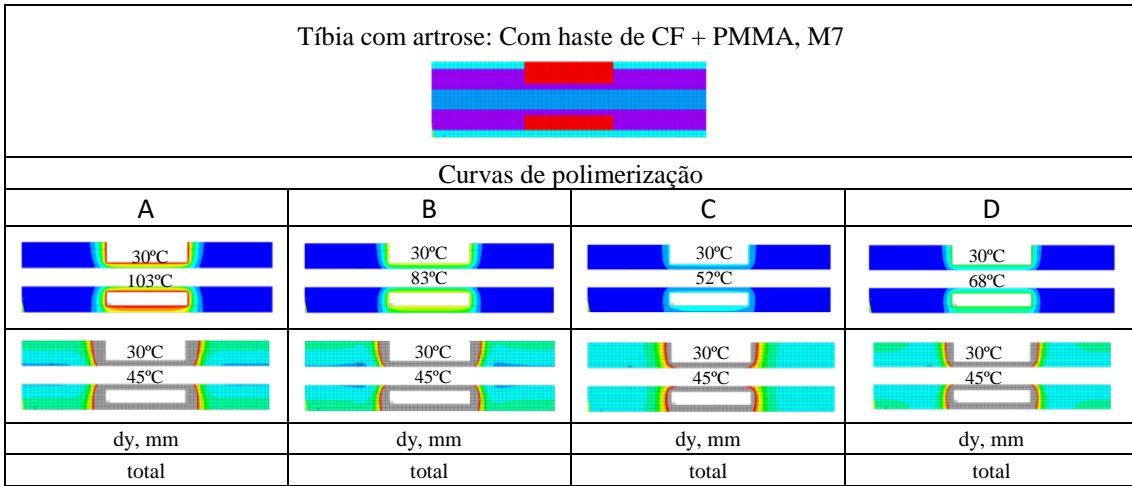
Fémur com metástase: Com haste de CF + PMMA, M3



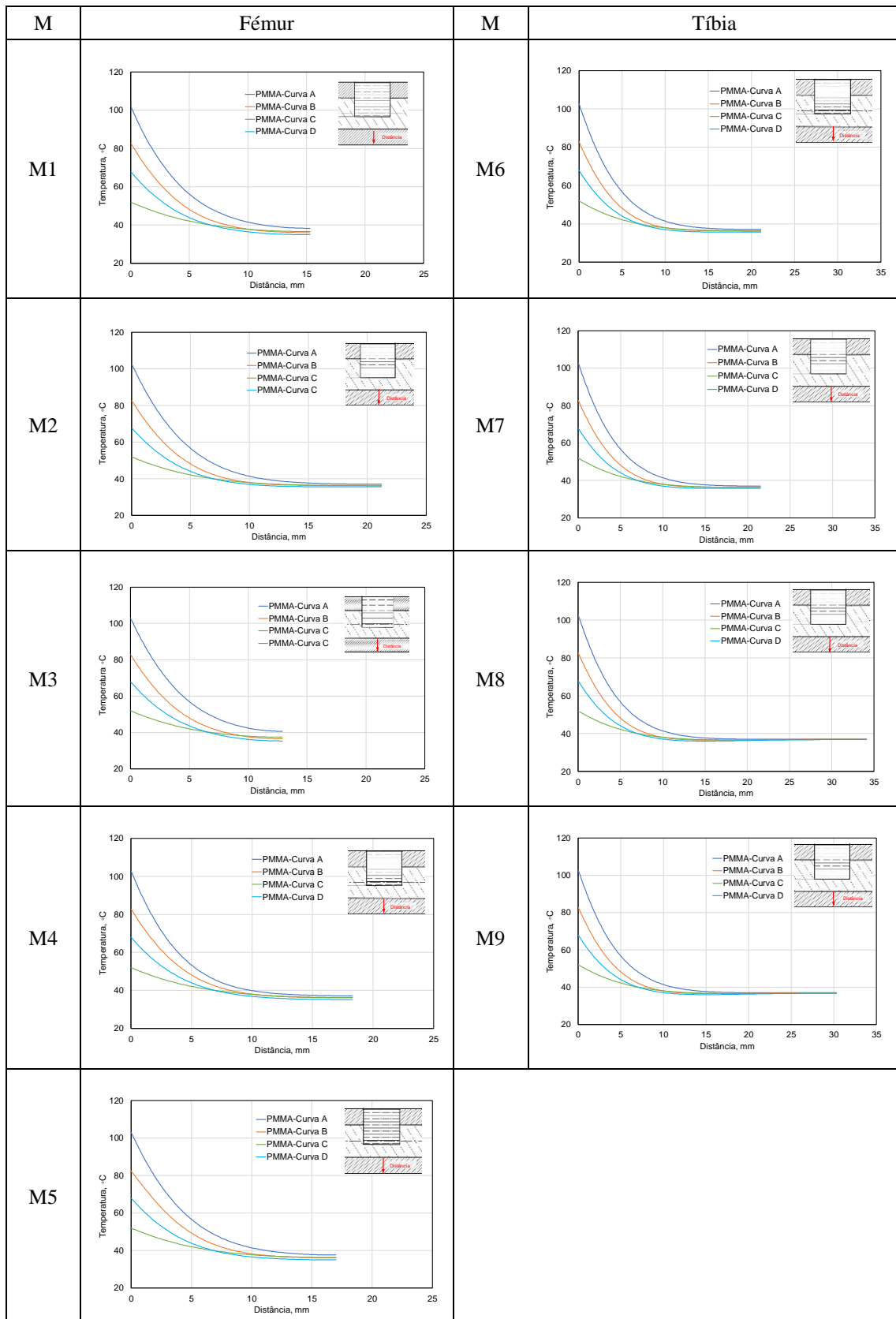
Curvas de polimerização

A	B	C	D
dy, mm	dy, mm	dy, mm	dy, mm
total	total	total	total





Anexo E: Temperatura, função da distância no tecido ósseo, para o pico da polimerização do PMMA em modelos sem haste intramedular



Anexo F: Temperatura, função da distância no tecido ósseo, para o pico da polimerização do PMMA em modelos com haste intramedular

