

Avaliação térmica provocada pela furação no tecido ósseo

Cátia Susana Teixeira Sampaio

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:

Professora Elza Maria Morais Fonseca

Setembro 2014

Agradecimentos

Quero agradecer a todas as pessoas que me acompanharam ao longo do meu percurso académico.

Em primeiro lugar quero agradecer aos meus pais, irmãs, sobrinhos, ao Rafael e restante família por todo o apoio, carinho, amor e força que me deram ao longo desta fase da minha vida. Sem os meus pais nada disto teria sido possível. Um muito Obrigada!

À orientadora, Professora Doutora Elza Fonseca, agradeço toda a disponibilidade, apoio, dedicação e organização durante a realização da dissertação. Agradeço também todos os conhecimentos que me transmitiu no decorrer deste trabalho.

À engenheira Luísa Barreira e ao engenheiro Jorge Meireles deixo aqui os meus agradecimentos pelo apoio e disponibilidade prestados durante os ensaios experimentais, foram incansáveis.

Aos médicos dentistas Rui Cerqueira e Néilson Ferreira, das clínicas Rui Cerqueira Médico Dentista e Físioestação respetivamente, agradeço por terem permitido a recolha das imagens termográficas e por se terem disponibilizado a ajudar-me.

Finalmente, um agradecimento aos meus amigos que me ajudaram a ultrapassar esta fase da minha vida.

Resumo

Este trabalho tem como objetivo avaliar o efeito da temperatura no osso devido ao aquecimento provocado pelo processo de furação. Foram realizadas visitas a duas clínicas para acompanhamento da técnica de implantologia dentária e foram recolhidas imagens termográficas para a leitura da temperatura gerada na broca após o processo de furação. Na colocação de implantes dentários por exemplo, as variáveis que interferem no processo de furação do osso são: a velocidade, o material, o diâmetro, o comprimento e a geometria da ponta da broca. Com este trabalho pretende-se verificar, experimental e numericamente, as variáveis que interferem no aquecimento da estrutura óssea. Para isso, são utilizados materiais compósitos com características similares ao osso cortical e trabecular, com diferentes densidades. A metodologia apresentada revela-se útil e diferenciadora de outros trabalhos, pois são utilizados materiais com características similares aos materiais *in vivo*. Os métodos experimentais utilizados em laboratório são baseados nas técnicas de termografia e termopares durante a furação dos diferentes materiais. Paralelamente, são utilizados modelos teóricos numéricos, com o recurso à técnica de elementos finitos, para a discussão de resultados.

Após a elaboração do presente trabalho conclui-se que a temperatura na broca aumenta consoante a densidade e a estrutura do material, isto é, se o material for mais denso a temperatura na broca é mais elevada comparativamente ao material menos denso. Se o material possuir cavidades na sua estrutura, a temperatura na broca não é tão elevada como no material compacto. Verificou-se que a temperatura na broca é superior à temperatura no osso.

Palavras-Chave: Implantologia, Necrose, Termografia, Termopares, Elementos finitos.

Abstract

This work aims to evaluate the effect of temperature on the bone due to heating caused by the drilling process. Some visits were carried out two clinics for dental implantology technique monitoring, and thermographic images were collected for reading the temperature generated in the drill after the drilling process. In the placement of dental implants for example, variables that interfere in the process of drilling of the bone are: the speed, the material, the diameter, length and geometry of the drill bit. With this work we intend to verify, experimental and numerically, the variables that intervene in the heating of the bone structure. For this purpose, composite materials are used with similar characteristics to the trabecular and cortical bone with different densities. The presented methodology proves to be useful and distinguishing from other works, since they are used materials with similar characteristics to the materials *in vivo*. The experimental methods used in the laboratory are based on thermography and thermocouples during drilling of different materials. At the same time, are used numerical and theoretical models, with the use of finite element technique, for the discussion of results.

After the working up of this project concluded that the temperature in the drill increases depending on the density and the material structure, i.e., if the material is denser the temperature in the bit is higher when compared to the less dense material. If the material has cavities in its structure, the temperature on the drill is not so high as in compact material. It was found that the temperature of the drill is higher than the temperature in the bone.

Keywords: Implantology, Necrosis, Thermography, Thermocouples, Finite Elements.

Conteúdo

Agradecimentos	iii
Resumo	v
Abstract.....	vii
Conteúdo.....	ix
Lista de abreviaturas	xi
Lista de tabelas	xiii
Lista de figuras	xiv
Capítulo 1	1
Introdução	1
1.1 Contextualização e Objetivos.....	1
1.2 Organização dos Capítulos.....	2
Capítulo 2	5
Revisão Bibliográfica	5
2.1 Processo de furação.....	5
2.2 A broca no processo de furação	6
2.3 Os materiais no processo de furação.....	7
2.4 Os métodos de análise no processo de furação	8
Capítulo 3	13
Componente Clínica Dentária.....	13
3.1 Tecido ósseo.....	13
3.2 Anatomia da Mandíbula.....	15
3.3 Necrose térmica.....	16
3.4 Implante dentário.....	17

3.5	Critérios para a seleção dos implantes	19
3.5.1	Tipos de implantes dentários	20
3.6	Colocação de um implante dentário	22
3.7	Procedimento de furação em clínicas dentárias	23
3.8	Resultados da componente clínica	25
Capítulo 4	27
	Desenvolvimento de um modelo experimental	27
4.1	Material e métodos	27
4.2	Resultados	31
4.2.1	Análise da temperatura na broca.....	31
4.2.2	Análise da temperatura no material	34
4.2.3	Comparação entre os métodos	35
Capítulo 5	43
	Desenvolvimento de um modelo numérico	43
5.1	Propriedades térmicas dos materiais	43
5.2	Parâmetros da furação	45
5.3	Análise térmica.....	46
5.3.1	Modelo com um furo	46
5.3.2	Modelo com cinco furos	50
5.3.3	Análise dos resultados numéricos vs. experimentais.....	51
Capítulo 6	55
	Conclusões e Trabalhos Futuros	55
6.1	Conclusões	55
6.2	Trabalhos Futuros.....	56
Referências bibliográficas	59

Lista de Abreviaturas

$C+D$	Cortical mais denso
$C-D$	Cortical menos denso
CNC	Máquina de Controlo Numérico Computorizada
d	diâmetro
F_{fw}	Força de corte
HD	Helicoidal
J	Joule
K	Kelvin
kg	Quilograma
m	Metros
mm	Milímetros
M_W	Momento torsor
n	velocidade de rotação
N	Newton
P_c	Potência total de corte
P_f	Potência derivada da força de corte
P_M	Potência derivada da torção ao corte
q	Fluxo de calor
rot	rotações
rpm	rotações por minuto

<i>s</i>	Segundos
<i>T+D</i>	Trabecular mais denso
<i>T-D</i>	Trabecular menos denso
<i>V</i>	Volume
<i>Vf</i>	Velocidade de corte
<i>W</i>	Watt

Lista de tabelas

Tabela 1: Valores da temperatura obtidos na clínica dentária 1, a 800 rpm.....	25
Tabela 2: Valores da temperatura obtidos na clínica dentária 2.....	26
Tabela 3: Temperaturas das brocas nas três fases de furação, função de (N), $M \pm DP$.	32
Tabela 4: Temperaturas da broca na furação única, função de (N), $M \pm DP$	33
Tabela 5: Propriedades do osso.	44
Tabela 6: Propriedades dos materiais ósseos e do aço.	44
Tabela 7: Parâmetros utilizados na furação.	46
Tabela 8: Fluxo de calor e temperatura inicial do modelo.	46
Tabela 9: Valores da temperatura, em °C, nas diferentes malhas.	50

Lista de figuras

Figura 1: Osso cortical e esponjoso [14]. Células do tecido ósseo [13].	14
Figura 2: Vista lateral do crânio [16].	15
Figura 3: Vista antero-medial e vista posterior de uma mandíbula [12].	16
Figura 4: a) Ponte Maryland; b) Ponte fixa; c) Coroa sobre implante; d) Prótese removível [19].	18
Figura 5: Anatomia de um dente [12].	19
Figura 6: Implantes endósteos: a) barra; b) placa; c) parafuso [15].	21
Figura 7: Implante subperiosteal [Imagem do google].	22
Figura 8: Imagens com respectivas imagens termográficas: a) Clínica 1; b) Clínica 2. ...	24
Figura 9: <i>Kit</i> de brocas da clínica dentária 1.	24
Figura 10: Blocos da <i>Sawbones</i> , da esquerda para a direita: C+D, C-D, T+D, T-D.	27
Figura 11: Computador, sistema de aquisição de dados MGC Plus e termopares tipo K.	28
Figura 12: Câmara termográfica e máquina CNC.	28
Figura 13: Esquema do procedimento experimental.	28
Figura 14: Caixa das brocas utilizadas e monitor da máquina CNC.	29
Figura 15: Esquema dos dois lados dos blocos.	29
Figura 16: Furação no material C+D e imagem termográfica.	30
Figura 17: Furação no material C-D e imagem termográfica.	30
Figura 18: Furação no material T+D e imagem termográfica.	30
Figura 19: Furação no material T-D e imagem termográfica.	31
Figura 20: Valores da temperatura nas brocas.	31
Figura 21: Gráficos da temperatura no osso obtidos com os dados dos termopares.	34
Figura 22: Resultados comparativos entre métodos para o material C+D, Lado B.	36
Figura 23: Resultados comparativos entre métodos para o material C-D, Lado B.	37
Figura 24: Resultados comparativos entre métodos para o material T+D, Lado B.	38

Figura 25: Resultados comparativos entre métodos para o material T-D, Lado B.	39
Figura 26: Resultados comparativos entre métodos e materiais C+D e T+D.	40
Figura 27: Resultados comparativos entre métodos e materiais C-D e T-D.	40
Figura 28: Resultados comparativos entre métodos e os diferentes materiais, Lado B.	41
Figura 29: Elemento <i>Solid 70</i> [Imagem retirada do ANSYS®].	43
Figura 30: Modelo com diferentes malhas: a) Malha A (automática); b) Malha B (controlada).	47
Figura 31: Resultados das temperaturas, Malha A: a) C+D; b) C-D; c) T+D; d) T-D... ..	48
Figura 32: Resultados das temperaturas, Malha B: a) C+D; b) C-D; c) T+D; d) T-D... ..	49
Figura 33: Modelo com malha tetraédrica.	50
Figura 34: Resultados das temperaturas: a) C+D; b) C-D; c) T+D; d) T-D.	51
Figura 35: Resultados experimentais e numéricos no modelo com um furo.	52
Figura 36: Resultados experimentais e numéricos no modelo com cinco furos.	53

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contextualização e Objetivos

A ciência e a tecnologia aplicadas à saúde têm por objetivo melhorar a qualidade de vida dos seres humanos. Vários estudos *in vivo* e *in vitro* têm sido realizados de forma a melhorar os avanços que a ciência proporciona. Simultaneamente, novas técnicas aliadas ao desenvolvimento de modelos teóricos têm sido alvo de estudos possibilitando a criação de protótipos virtuais para validação de testes científicos.

Na área da implantologia dentária existem diversas variáveis que podem influenciar o melhor ou pior desempenho da sua função. Esta área de interesse pressupõe o recurso a metodologias científicas válidas de forma a possibilitar a melhor qualidade no paciente. Na colocação de implantes dentários várias são as variáveis que interferem no processo de furação do osso: a velocidade, o material, o diâmetro, o comprimento e a geometria da ponta da broca. São vários os estudos realizados por médicos dentistas de forma a evitar efeitos nefastos sobre a estrutura óssea do paciente. Outros investigadores têm-se associado à análise deste assunto, pelo que é de interesse elevado perceber a ocorrência da necrose óssea aquando do processo de furação.

O trabalho apresentado neste estudo tem como objetivo avaliar as temperaturas desenvolvidas em materiais compósitos, com propriedades similares ao tecido ósseo, devido a processos de furação. Este trabalho será desenvolvido em contexto experimental e numérico, utilizando-se materiais compósitos com características similares ao osso cortical e trabecular, com diferentes densidades. A natureza desta metodologia revela-se

útil e diferenciadora de outros trabalhos, uma vez que serão utilizados materiais com características similares aos materiais *in vivo*. Paralelamente, a validação dos modelos experimentais concebidos será efetuada com modelos teóricos numéricos utilizando a técnica de elementos finitos.

1.2 Organização dos Capítulos

Este trabalho encontra-se dividido em seis capítulos e cinco anexos. Os dois primeiros capítulos são introdutórios para integração do tema. São abordados alguns trabalhos feitos nesta área bem como fornecidos alguns conceitos e aspetos relevantes para uma melhor percepção do assunto. Os demais capítulos tratam do trabalho realizado e das conclusões obtidas.

No Capítulo 1 é efetuada uma contextualização geral do tema a ser abordado e estão também presentes os objetivos a cumprir.

No Capítulo 2 está presente o estado da arte, onde é possível ter conhecimento de alguns trabalhos elaborados nesta área.

O Capítulo 3 é referente ao acompanhamento de pacientes durante a colocação de implantes dentários em duas clínicas. Neste capítulo encontram-se os procedimentos da furação utilizados nas duas clínicas e os resultados obtidos. É também possível encontrar neste capítulo, o processo de colocação de um implante dentário e alguns aspetos teóricos sobre a constituição óssea e a necrose.

No Capítulo 4 encontra-se a componente experimental onde são apresentados os materiais e os diferentes métodos utilizados. Estão também presentes os resultados obtidos experimentalmente.

O Capítulo 5 refere-se à componente numérica onde estão apresentadas as propriedades térmicas dos materiais, os parâmetros da furação em contexto numérico e a análise térmica para os diferentes modelos.

Finalmente, no Capítulo 6 encontram-se as conclusões retiradas após a elaboração deste trabalho e possíveis trabalhos futuros.

Relativamente aos anexos, no Anexo A encontram-se as imagens termográficas obtidas nas clínicas dentárias. No Anexo B está presente o desenho elaborado em SolidWorks, utilizado na furação dos blocos. No Anexo C encontram-se as imagens termográficas obtidas na componente experimental. No Anexo D estão presentes os gráficos referentes a quatro furações com os dados obtidos com a câmara termográfica. Por último, no Anexo E, encontram-se os gráficos referentes a quatro furações com os dados obtidos com os termopares.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

2.1 Processo de furação

As recomendações normativas não incluem estudos específicos sobre a geometria da ponta da broca e sobre os critérios para avaliar o grau de desgaste destes materiais utilizados em cirurgia óssea. A literatura não dá muita atenção a esta questão, embora esses fatores afetem substancialmente um processo adequado de furação óssea. Além disso, não há muitos estudos na literatura sobre a biomecânica deste grupo de ferramentas, acima de tudo, a análise térmica em relação ao efeito funcional. Este tipo de análise é a base para a otimização dos recursos geométricos (furação da geometria da ponta) e a seleção das propriedades mecânicas do material metálico [1].

Cit. por Hillery M. T. – Temperature effects in the drilling of human and bovine bone, p. 303, Lundskog, em 1972, destacando que a necrose pode ser induzida se o osso for exposto mais de 30s a temperaturas superiores a 50°C. Mortiz e Henrique estabeleceram que quando as células do epitélio são expostas a uma temperatura de 70°C, estas são danificadas imediatamente, assim como expostas a uma temperatura de 55°C durante 30s, e que o resultado será o mesmo se o osso estiver a uma temperatura de 45°C durante 5h. Em geral, a literatura indica que se a temperatura sobe acima de 55°C num período superior a 1,5 minutos, o osso pode levar várias semanas para a sua completa recuperação [2] [3].

Na realidade, devido ao processo de furação e conseqüente aquecimento, uma zona necrótica, inevitavelmente, será formada na zona adjacente ao local da furação. Cit. por Sousa, P. – Estudos de processos térmicos decorrentes da usinagem: Aplicação de problemas inversos em furação, p. 24, segundo Matthews e Hirsch, em 1972, a amplitude

dessa zona necrótica dependerá, principalmente, do calor de fricção gerado pelo contacto da broca com o osso durante as cirurgias. Perante os estudos de Ericksson e Albrektson, em 1983, o osso poderá reagir de maneira diferente em resposta a essa zona necrótica: formação de tecido fibroso, resultando na ausência de fixação e de reparação óssea acompanhada de morte celular, ou ocorrência completa da reposição de osso novo, resultando em osteointegração [2].

2.2 A broca no processo de furação

Os trabalhos sobre a qualidade das brocas cirúrgicas apresentam principalmente estudos experimentais da distribuição da temperatura no osso submetido à furação. Os resultados destes estudos são inconclusivos. Cit. por Basiaga *et al.* – Numerical and experimental analyses of drills used in osteosynthesis, p. 30, Natali *et al.*, em 1996 estudaram a distribuição da temperatura no fémur humano durante o processo de furação utilizando uma broca com um diâmetro de 2.5mm e diferentes valores do ângulo da ponta ($2\kappa=90^\circ$ e $2\kappa=118^\circ$). O estudo foi realizado a uma velocidade de rotação constante $n=800\text{rpm}$ e os testes mostraram que o valor do ângulo da ponta afeta a distribuição da temperatura. Com base nos estudos realizados concluíram que as temperaturas mais baixas foram geradas por brocas com um ângulo $2\kappa=118^\circ$ [1].

Hillary e Shuaib, em 1999, determinaram a distribuição da temperatura em ossos humanos e bovinos, durante a furação, através de uma broca com um diâmetro de 3.2mm, para diferentes valores do ângulo da ponta ($2\kappa_1=90^\circ$, $2\kappa_2=120^\circ$). O estudo consistiu em fazer furos de diferentes profundidades e diferentes valores de velocidades de rotação da broca, $n=400\div 2000\text{rpm}$. O estudo mostrou que o valor do ângulo da ponta 2κ não teve qualquer influência substancial sobre as temperaturas geradas no osso. Ao avaliar a influência da velocidade de rotação das brocas com a temperatura, verificou-se que o processo de furação não dá início ao processo de necrose térmica ($T<55^\circ\text{C}$), quando se utiliza a velocidade de rotação de $n=400\div 1400\text{rpm}$ [1] [3]. Hillary e Shuaib concluíram que com o aumento da profundidade aumenta também a temperatura e que velocidades de 800-1400rpm devem ser usadas na furação com uma broca de diâmetro de 3.2mm, para oferecer as melhores condições de corte e manter a temperatura num nível admissível [3].

2.3 Os materiais no processo de furação

Na literatura existem alguns trabalhos que focam a variação da temperatura no osso aquando de um processo de furação. A maioria desses trabalhos baseiam-se em estudos experimentais, utilizando ossos de animais de porco, coelho, boi, ou ossos humanos. Em geral, as análises experimentais visam estabelecer a relação dos parâmetros de corte com o calor gerado no osso, fornecendo uma boa indicação de como seria o comportamento térmico do osso humano vivo quando submetido a diferentes conjuntos de parâmetros de corte.

Em 2000, utilizando osso humano, Bachus *et al.* concluíram que a relação entre a pressão exercida e a temperatura é inversamente proporcional, ou seja, quanto maior a pressão exercida menor a temperatura gerada no osso [2] [4].

Sharawy e Weller, em 2002, utilizaram uma maxila de porco e termopares inseridos, concluíram que a velocidade de corte é inversamente proporcional à temperatura, i.e., maiores velocidades, resultam em menores temperaturas [5]. Utilizando como material de estudo o osso bovino, Shin e Yoon, em 2006, concluem, com base em temperaturas medidas por infravermelhos, que para se obter uma menor temperatura no osso deve-se optar por uma velocidade de avanço maior e profundidade de corte menor [2].

Udiljak *et al.*, em 2007, através de experiências em ossos humanos, obtiveram um modelo matemático que prevê a relação entre a temperatura gerada no osso e os parâmetros do processo de furação mais relevantes: velocidade de corte, velocidade de avanço e ângulo da ponta da broca. Os processos de furação clássica e de alta velocidade foram analisados para dois tipos de brocas, cirúrgica clássica e de dupla fase. O estudo experimental visou determinar a melhor combinação de parâmetros, melhor processo e a geometria da broca indicada para reduzir o aumento da temperatura no osso durante a furação óssea. Foram usadas nas análises medidas de temperaturas, obtidas por termopares inseridos e por termografia [2] [6].

Em 2007, Augustin *et al.* estudaram a distribuição da temperatura num fémur suíno durante o processo de furação, usando brocas com os diâmetros $d_1=2.5\text{mm}$, $d_2=3.2\text{mm}$ e $d_3=4.5\text{mm}$, para diferentes valores do ângulo da ponta ($2\kappa_1=90^\circ$, $2\kappa_2=100^\circ$, $2\kappa_3=120^\circ$). Os testes revelaram que o valor do ângulo 2κ afeta a distribuição da temperatura. Com

base nos estudos realizados concluiu-se que as temperaturas mais baixas foram geradas por brocas com um ângulo de $2\kappa_1=90^\circ$, independentemente do diâmetro. Os parâmetros de corte corretos, ou seja, que não geram temperaturas críticas ($T < 55^\circ\text{C}$), para brocas com diâmetros $d_1=2.5$ mm e $d_2=3.2$ mm, foram obtidos dentro de toda a gama de velocidade de rotação n . No entanto, observou-se que brocas com diâmetro $d_3=4.5$ mm deveriam ter atingido a velocidade de rotação $n \leq 460$ rpm durante o processo de furação [1] [7].

2.4 Os métodos de análise no processo de furação

O estudo realizado por Basiaga *et al.*, em 2011, apresenta os resultados da análise numérica e estudos experimentais sobre o processo de furação óssea utilizando exercícios aplicados em procedimentos de osteossíntese. Nos estudos, foram usadas duas brocas cirúrgicas com um diâmetro $d=4.5$ mm com variação da geometria da ponta da broca ($2\kappa_1=90^\circ$ e $2\kappa_2=120^\circ$). A análise térmica baseada em elementos finitos permitiu determinar a distribuição de temperaturas geradas no osso, como uma função da velocidade de rotação da broca. Os resultados indicam que tanto a geometria da ponta da broca e a velocidade de rotação da broca têm influência na temperatura gerada no tecido ósseo. Além disso, foi determinado o intervalo de valores possíveis de velocidades de rotação, para que não se inicie o processo de necrose térmica do osso. Os estudos experimentais sobre o processo de furação num modelo do fêmur mostrou o impacto da geometria da ponta da broca sobre os valores que descrevem o processo de corte. Concluiu-se que os maiores valores de torção e das forças axiais durante o corte ocorrem nas ferramentas com ângulo $2\kappa_2=120^\circ$. Assim, é preferível utilizar ferramentas com um ângulo $2\kappa_1=90^\circ$ [1].

Cit. por Davidson, S. – Heat transfer in bone during drilling, p. 18, Matthews e Hirsch determinaram que efetuando um furo com uma broca de 2.2 mm e seguidamente utilizando uma broca de 3.2 mm origina uma menor temperatura do que utilizando diretamente uma broca com 3.2 mm [8].

No processo de furação coloca-se a questão da necessidade, ou não, de processos de irrigação. Augustin *et al.*, em 2007, estudaram a osteonecrose térmica e os parâmetros da furação do osso. O seu estudo tinha como objetivo avaliar a influência dos diferentes parâmetros de furação com o aumento da temperatura do osso. Foram utilizadas brocas

com diâmetros de 2.5, 3.2 e 4.5mm, com velocidades de 188, 462, 1140 e 1820 rpm, com velocidades de avanço 24, 56, 84 e 196 mm/min, com ângulos de ponta da broca 80°, 100° e 120° e irrigação externa com água a 26°C. Com este estudo foi possível averiguar que aquando da utilização de irrigação externa foram obtidas temperaturas mais baixas, não atingido a temperatura crítica ($T > 55^{\circ}\text{C}$). Sem irrigação externa, a temperatura para a mesma combinação de parâmetros variou entre 31,4-55,5°C. Quando foi utilizada a broca com um diâmetro de 4.5mm e com velocidades mais elevadas (1140 e 1820 rpm) foram registadas temperaturas acima do valor crítico. Não houve significância estatística dos diferentes ângulos da ponta da broca sobre o aumento ou a diminuição da temperatura no osso. Quanto maior for a velocidade de avanço menor o aumento da temperatura no osso. Assim, foi-lhes possível concluir que a irrigação externa é o fator mais importante de arrefecimento. Com todas as combinações de parâmetros utilizados, a irrigação externa manteve a temperatura do osso abaixo dos 47°C. O aumento no diâmetro e na velocidade da broca provocaram um aumento na temperatura do osso [7]. Segundo Salgueiredo *et al.*, em 2009, o uso de processos de irrigação podem levar a uma diminuição da temperatura no osso até 4°C [9].

Os estudos experimentais fornecem um bom indicativo de quais são os parâmetros que devem ser controlados para evitar temperaturas excessivas, entretanto os métodos convencionais para a obtenção da temperatura normalmente apresentam problemas. A termografia pode ser uma boa solução, porém apresenta algumas limitações, como por exemplo: a resolução do sensor e a interferência da lasca na zona de corte. Devido à inconsistência estrutural do osso, o uso de termopares inseridos em posições adjacentes à broca não representa um método satisfatório de medição dos efeitos da temperatura [2].

Uma solução, comumente aplicada no estudo de processos de furação, para a redução de gastos e promover a realização de experiências mais conclusivas, é o uso de simulações numéricas.

Cit. por Sousa, P. – Estudos de processos térmicos decorrentes da usinagem: Aplicação de problemas inversos em furação, p. 28, Chen, em 1996, avaliou a influência da secção circular da broca no aumento da temperatura a partir de uma modelação numérica do

problema térmico na ferramenta. A abordagem numérica usa uma aproximação variacional do método de elementos finitos num modelo térmico 3D-transiente. Para a solução do modelo térmico são consideradas três hipóteses para as condições de contorno da broca: fluxo de calor conhecido na região de corte, temperaturas conhecidas em determinada posição da broca e isolamento em regiões afastadas. Embora seja interessante do ponto de vista do modelo térmico, e use dados de fluxo de calor na interface a partir de dados da literatura com condições de corte bem estabelecidas, essa abordagem não enfrenta de forma direta um problema real de furação, com todas as variáveis envolvidas [2].

Em 2007, Miller e Shih estudaram a fricção no processo de furação através da modelação de elementos finitos. Nesta investigação foram utilizados elementos finitos tridimensionais de grande deformação plástica, para a determinação da deformação causada no material pelo efeito da alteração da temperatura gerada no processo de furação. O código de elementos finitos explícito, com propriedades mecânicas e térmicas dependentes da temperatura, bem como uma boa malha e a escolha correta do elemento permitiram a convergência da solução. Os resultados numéricos mostraram que o pico de temperatura obtido na peça de trabalho se aproximou da temperatura do material sólido. As distribuições da deformação plástica, temperatura, pressão, e deformação demonstraram o comportamento termomecânico da peça de trabalho e as vantagens do método dos elementos finitos para o estudo da deformação do material devido ao atrito no processo de furação [10].

Cit. por Sousa, P. – Estudos de processos térmicos decorrentes da usinagem: Aplicação de problemas inversos em furação, p. 25, Yuan-Kun *et al.*, realizou um modelo de elementos finitos tridimensional para representar a broca no processo de furação. O objetivo era avaliar a influência da temperatura inicial da broca na temperatura máxima no osso durante a furação. Concluiu, que uma menor temperatura inicial da broca garante uma menor temperatura máxima no osso e, segundo a análise numérica, velocidades de corte baixas também contribuem para o aumento da temperatura máxima no osso [2].

Bertolete M. C., em 2009, efetuou uma análise experimental utilizando a temperatura como critério de fim de vida da ferramenta. No estudo, o autor avalia a influência dos parâmetros de corte na vida útil de brocas dentárias de variados materiais, a vida é considerada final quando, durante a furação, a temperatura no osso, medida ao redor do furo

através de termopares tipo T, alcança o valor de 47°C que representa uma temperatura crítica para o tecido ósseo, podendo gerar uma zona necrótica irrecuperável se perdurar muito tempo. Resultados apontam que o material mais indicado para a furação óssea é o aço inoxidável martensítico e também que avanços maiores propiciam uma temperatura menor. Essa análise experimental fornece boas indicações para a escolha dos parâmetros de corte. Entretanto, como referido anteriormente, o uso de termopares apresenta restrições como o cuidado com a inconsistência estrutural do osso e também a impossibilidade de se medir a temperatura na interface de corte. Sendo o osso um mau condutor de calor, a difusão acontece lentamente. Assim, quando a temperatura medida pelo termopar é de 47 °C a temperatura no interior do furo e na interface de corte será significativamente superior à aceitável [2].

O cálculo do campo de temperatura durante processos de furação através de modelos, numérico ou analítico, fornecem uma boa indicação para a escolha dos parâmetros de corte de forma a diminuir o calor gerado, reduzindo o custo experimental. Porém, como o processo de furação depende de inúmeras variáveis, externas e internas, o uso de hipóteses restritivas torna-se bastante comum. Esse procedimento, entretanto, dificulta uma formulação realística. O conhecimento do fluxo de calor gerado na interface representa a maior dificuldade no uso dessas técnicas [2].

Capítulo 3

Componente Clínica Dentária

3.1 Tecido ósseo

O tecido ósseo é o principal componente do esqueleto humano. É 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 ação muscular. O osso, principal componente do sistema esquelético, difere dos restantes tecidos pelas suas características mecânicas, que incluem a rigidez, deformação muito baixa em condições de carga e resistência com capacidade de suportar cargas axiais altas sem fraturar. Estas características permitem a sustentação, a proteção das partes moles, a locomoção e o funcionamento mecânico dos membros [11].

Em relação ao tecido ósseo, podem ser distinguidas duas secções diferenciadas: secção compacta ou cortical e secção esponjosa ou trabecular, Figura 1. O tecido cortical ou compacto é formado essencialmente pela matriz óssea tendo poucas cavidades, o que confere a este tecido grande resistência devido à sua densidade e compactação. A parte esponjosa ou trabecular é formada também pela matriz óssea, no entanto, a sua percentagem é menor em relação à parte cortical. Possui uma maior proporção de espaços, que são delimitados por trabéculas [12].

Sendo a estrutura do tecido ósseo, uma forma especializada de tecido conjuntivo, é constituída por células ósseas e uma matriz extracelular. A matriz extracelular ou também designada por matriz óssea apresenta-se fortemente mineralizada, o que proporciona dureza ao tecido ósseo. É formada por uma componente inorgânica (mineral), uma componente orgânica (na sua maioria colagénio) e água. A matriz inorgânica correspondente a

65% da composição óssea, da qual fazem parte os minerais ósseos, principalmente hidroxiapatite. Aos restantes 35% fazem parte a matriz orgânica, células e água. Da matriz orgânica fazem parte 90% de colagénio e 10% de várias proteínas não colagénicas. Assim, pode-se dizer que a componente inorgânica confere ao osso rigidez e dureza, sendo que a componente orgânica oferece ao osso flexibilidade e elasticidade [13].

Quanto às células responsáveis pela remodelação do tecido ósseo considera-se que existem quatro tipos de células, Figura 1. Três tipos cobrem a superfície do tecido ósseo (osteoclastos, osteoblastos e células de revestimento) e o quarto tipo encontra-se dentro da matriz mineralizada (osteócitos) [13].

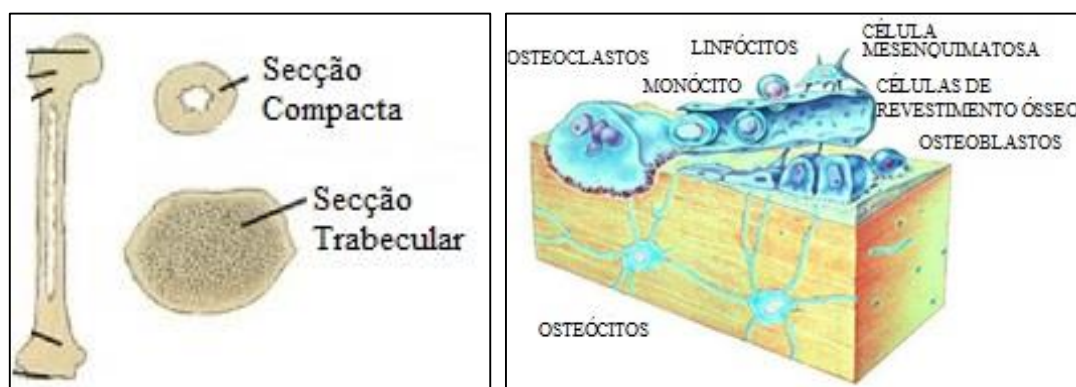


Figura 1: Osso cortical e esponjoso [14]. Células do tecido ósseo [13].

De uma forma geral, definem-se os osteoclastos como sendo células gigantes multinucleadas que têm como função reabsorver e degradar o tecido ósseo. Estas células podem estar ativas ou inativas. Por sua vez, os osteoblastos são células mono-nucleadas, com intensa atividade metabólica, sintetizam a matriz óssea mineralizada (osteóide), participam na calcificação e reabsorção óssea e regulam o fluxo de cálcio e fosfato dentro e fora do osso. Estas células estão presentes na superfície do osso periósteeo (membrana fina que reveste o osso). Quando os osteoblastos não estão em processo de formação óssea, são chamados de células de revestimento ósseo, ou osteoblastos em repouso, e revestem as superfícies do osso. Por último, os osteócitos (células mais abundantes nos ossos maduros) provêm de osteoblastos, fixados na sua própria matriz, e são consideradas células

com melhor posicionamento para entender a magnitude e a distribuição das deformações no tecido ósseo. Estas células têm como principal função realizar a manutenção da matriz óssea, detetando os micro danos na estrutura e respondendo à quantidade e distribuição de deformações no tecido, ou seja, são de grande importância na remodelação óssea [13].

3.2 Anatomia da Mandíbula

A cabeça óssea é constituída pelos ossos do crânio e pelos ossos da face. O crânio é constituído por oito ossos, sendo dois pares e quatro ímpares.

A face óssea é constituída por catorze ossos, sendo dois ímpares e seis pares. Os seis ossos pares são: o maxilar superior ou maxila; o osso malar; o osso lacrimal; o osso nasal; o corneto inferior; e o osso palatino. Os dois ossos ímpares são: o vómer e o maxilar inferior ou mandíbula [15]. Na Figura 2 é possível observar a cabeça óssea representada com diferentes cores os diversos ossos.

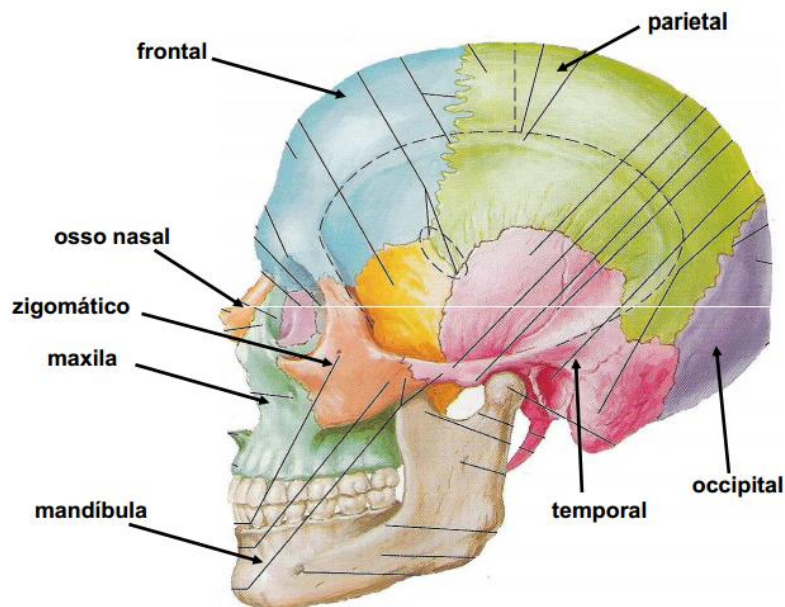


Figura 2: Vista lateral do crânio [16].

A mandíbula, o maior, mais forte e inferior osso da face, é ímpar e mediano, possui um corpo curvado horizontalmente, convexo para a frente, e dois amplos ramos, que sobem

posteriormente. A mandíbula através dos seus movimentos é responsável pelos diversos fenómenos relacionados com a oclusão, tais como a mastigação, fala, respiração [15].

A orientação da mandíbula pode ser descrita como: o bordo alveolar é superior e a concavidade do osso é posterior. Dá-se ao osso uma ligeira inclinação para baixo e para diante. Relativamente às conexões, o maxilar inferior articula-se com os dois ossos temporais. O corpo da mandíbula, mais ou menos em forma de U, tem faces externa e interna, separadas pelas bordas superior e inferior. O ramo da mandíbula é quadrilátero, com duas faces, quatro bordas e dois processos [15].

A ligação entre o bordo inferior do corpo da mandíbula e o bordo posterior do ramo define o ângulo da mandíbula [15]. A mandíbula, nomeadamente os seus ramos fornecem inserções para os músculos de mastigação [15]. Na Figura 3 apresenta-se a constituição total de uma mandíbula.

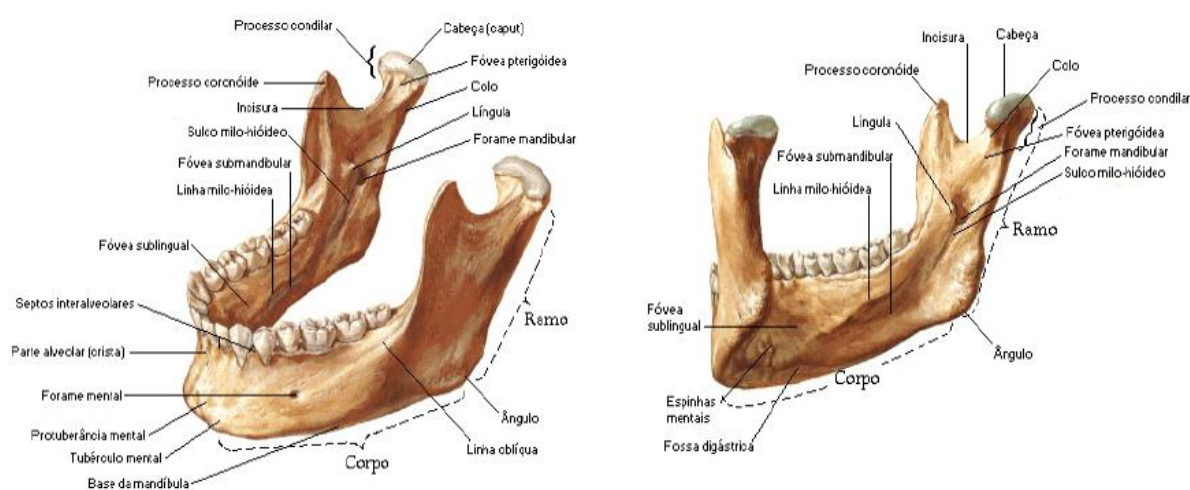


Figura 3: Vista antero-medial e vista posterior de uma mandíbula [12].

3.3 Necrose térmica

A necrose é a morte de uma célula ou parte de um tecido. É a morte irreversível das células ósseas, quando a temperatura aumenta acima de um limiar [17].

Durante a furação promove-se o aumento da temperatura da broca devido à fricção, aquecendo o tecido ósseo adjacente e podendo provocar a necrose óssea térmica.

A necrose óssea térmica deteriora a porção orgânica do tecido ósseo bem como as células diferenciadas e indiferenciadas presentes na circulação sanguínea local. Nos tecidos moles adjacentes (periósteo, tecido conjuntivo subepitelial e epitélio) o aquecimento por fricção gera a morte celular, em consequência promove também maior reabsorção óssea cortical. Alguns estudos demonstraram que o aquecimento ósseo acima de 47°C por 1 minuto ou 50°C por 30 segundos leva à morte de células [18].

Atualmente existem variações na técnica de furação com objetivo de diminuir o grau de aquecimento e aumentar as taxas de sucesso dos tratamentos reabilitadores, pois a reabsorção óssea excessiva ao redor dos implantes é uma das causas de perda de implantes osteointegrados, decorrente da necrose óssea térmica [18].

Para evitar a ocorrência do efeito de necrose térmica são consideradas algumas medidas importantes e determinantes, tais como: as características da broca, a velocidade, a profundidade e o diâmetro da broca, assim como a carga aplicada e a velocidade de avanço, não esquecendo as características dos materiais, a espessura, e claro, se há irrigação ou não no ato da furação [12].

3.4 Implante dentário

Existem diferentes técnicas clínicas para a reparação e/ou colocação de implantes dentários: ponte de Maryland, ponte fixa, coroa sobre um implante e prótese removível. Uma ponte de Maryland é constituída por uma peça com três elementos, sendo o do meio igual ao dente perdido. É cimentado aos dentes adjacentes após um desgaste mínimo, para melhor adaptação. Uma ponte fixa implica um desgaste maior nos outros dentes. Uma coroa sobre implante será, à partida a solução ideal, na medida em que não há necessidade de desgaste nos dentes adjacentes. Quanto à prótese removível, esta apoia-se em vários dentes sendo estabilizada por intermédio de ganchos [19]. Na Figura 4 estão presentes desenhos esquemáticos destas quatro formas.

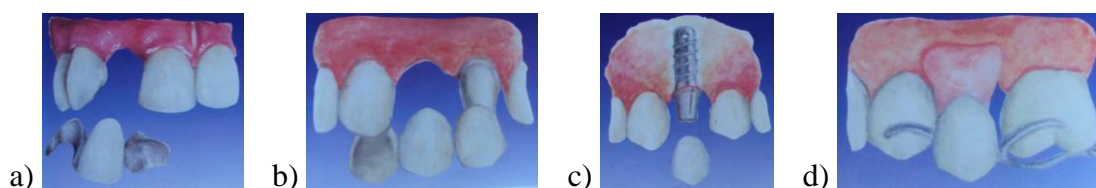


Figura 4: a) Ponte Maryland; b) Ponte fixa; c) Coroa sobre implante; d) Prótese removível [19].

Este trabalho irá abordar a coroa sobre implante uma vez que é a técnica que necessita da furação do osso.

Os dentes são vitais para a maioria dos mamíferos e outros vertebrados, exceto para a raça humana. A perda é incompatível com a vida, logo a longevidade está relacionada com a duração da dentição submetida ao processo abrasivo da mastigação. No homem, esse fenómeno não é vital, devido ao facto de existirem meios artificiais que permitem uma substituição dos dentes naturais no processo de mastigação, embora de uma forma menos eficiente [15].

O dente é o órgão utilizado para a mastigação e que ajuda na fala, sendo formado por:

1. Coroa: é a parte superior do dente, normalmente é a parte visível. O formato que a coroa possui vai determinar a função do dente. Por exemplo, os dentes molares têm a superfície plana e são usados para triturar os alimentos, enquanto que os dentes anteriores são afiados, tendo como função cortar;
2. Linha de junção dos dentes e da gengiva: nesta linha pode haver a formação de placa e tártaro causando gengivite (inflamação da gengiva) e outras patologias;
3. Raiz: é o que mantém o dente inserido no osso, estando dentro deste. Constitui cerca de dois terços do tamanho do dente;
4. Esmalte: é a camada mais externa de todo o dente. É um tecido muito duro e mineralizado, mas pode ser danificado se os dentes não forem cuidados com a higiene diária;
5. Dentina: é a camada que se encontra abaixo da camada anteriormente referida. Esta camada não é irrigada;
6. Polpa: é um tecido mole situado no centro do dente. É o local onde se encontram os nervos e os vasos sanguíneos [12].

Na Figura 5 apresenta-se a imagem da anatomia de um dente.

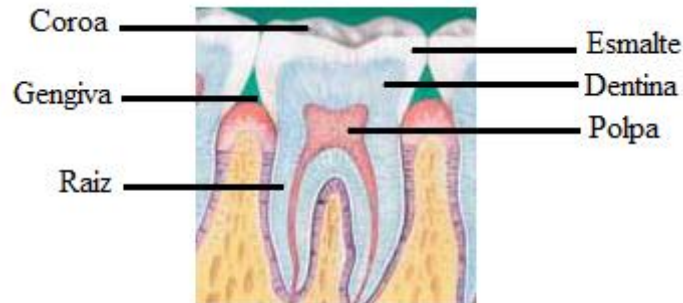


Figura 5: Anatomia de um dente [12].

3.5 Critérios para a seleção dos implantes

São vários os critérios a ter em consideração antes da colocação de um implante, seguidamente estão inumerados alguns desses critérios.

- **Material:** devem ser não-tóxicos e biocompatíveis, possuir excelentes propriedades biomecânicas e oferecer resistência à tensão e à corrosão. Os materiais normalmente utilizados podem ser divididos em três categorias: biotolerantes (aço inoxidável, liga de cromo-cobalto), bioinertes (titânio, carbono), e bioativos (hidroxiapatite, alumínio oxidado, cerâmica). Devido às características do titânio (sem reações alérgicas, imunológicas e nenhuma formação neoplásica), considera-se como sendo o material ideal e, por isso amplamente usado. O osso cresce ao longo da superfície do óxido de titânio, que é formado após o contacto com o ar ou o tecido. No entanto, o titânio puro tem menos resistência à fadiga do que as ligas de titânio, sendo estas as mais utilizadas [20].

- **Tamanho:** o implante deve atingir a estabilidade primária e suportar as forças mecânicas. A carga máxima é proporcional à superfície total de contacto osso-implante. Os fatores que determinam a área de contacto são: comprimento, diâmetro, forma e tipo de superfície (superfície áspera ou lisa). O tamanho do implante ideal para ancoragem ortodôntica continua por determinar. A dimensão dos implantes deve ser coerente com o osso disponível no local cirúrgico e do plano de tratamento [20].

- **Forma:** determina a área de contacto osso-implante disponível para a transferência dos esforços e estabilidade inicial. O implante deve limitar o trauma cirúrgico e permitir uma boa estabilidade primária. É difícil identificar a forma do implante "perfeito". A forma mais vulgarmente utilizada é a cilíndrica ou cilíndrica-cónica, com uma superfície lisa ou com rosca. Alguns estudos têm demonstrado que o grau de rugosidade da superfície está relacionada com o grau de osteointegração [20].

3.5.1 *Tipos de implantes dentários*

Os implantes dentários são suportes ou estruturas de metal, normalmente de titânio, posicionadas cirurgicamente no osso maxilar abaixo da gengiva para substituir as raízes dentárias. Podem ter comprimentos variados que se adaptam melhor às diferentes regiões da boca e à quantidade de osso remanescente, mas é sempre implantado cirurgicamente. O dente propriamente dito é a coroa, esta pode ser colocada imediatamente ou após seis meses dependendo da região e da técnica utilizada [12] [19].

Os implantes podem variar em diferentes características, tais como a forma, o local de aplicação no osso, assim como a sua constituição material ou até o revestimento. De uma forma geral, os implantes podem ser classificados em três principais grupos quanto à localização ou posicionamento que apresentam em relação ao osso: endósteos, subperiosteais e transósseos [15].

- **Implantes endósteos:** este tipo de implantes são inseridos no osso por processo cirúrgico. Foram introduzidos separadamente em 1967 por Leonard Linkow, Ralph e Harold Roberts. Este tipo de implantes são os que mais se utilizam hoje em dia e os que apresentam melhores resultados a longo prazo, daí que se possam apresentar sob várias formas, nomeadamente placas, parafusos, espirais, cilindros ocos, cones ou cilindros com superfície porosa, conforme pode ser visto na Figura 6 [15].

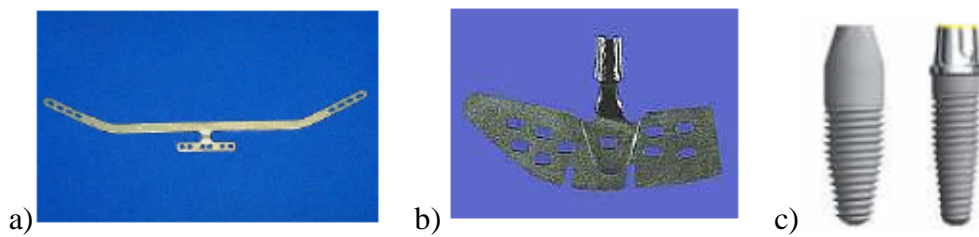


Figura 6: Implantes endósteos: a) barra; b) placa; c) parafuso [15].

Um implante endosteal é colocado diretamente dentro do osso da mandíbula. Um requisito importante para o uso do implante é possuir uma quantidade de osso suficiente para suportar o implante. Primeiro um núcleo é cirurgicamente colocado dentro do maxilar. Os núcleos podem vir em diferentes formatos, e algumas vezes são revestidos com um material que os ajuda a aderir ao osso. Este processo de fixação, chamado de integração óssea, pode demorar entre três a seis meses. Uma segunda cirurgia pode ser necessária para conectar um suporte ao implante. Finalmente, os dentes (coroas) artificiais são fixados ao suporte [15].

- **Implantes subperiosteais:** consistem numa armação de metal que descansa em cima do osso da mandíbula, e em baixo do tecido da gengiva. A armação é feita através de um molde da mandíbula cirurgicamente exposta. Depois de ter sido construída, o tecido da gengiva é reaberto e a armação é fixada dentro do osso da mandíbula. Assim que o tecido da gengiva cicatriza, o implante torna-se fixo na mandíbula. Em vez de fixar diretamente dentro da mandíbula, os implantes subperiosteais são colocados no topo da mandíbula [21]. Na Figura 7 encontra-se uma imagem ilustrativa de um implante subperiosteal.

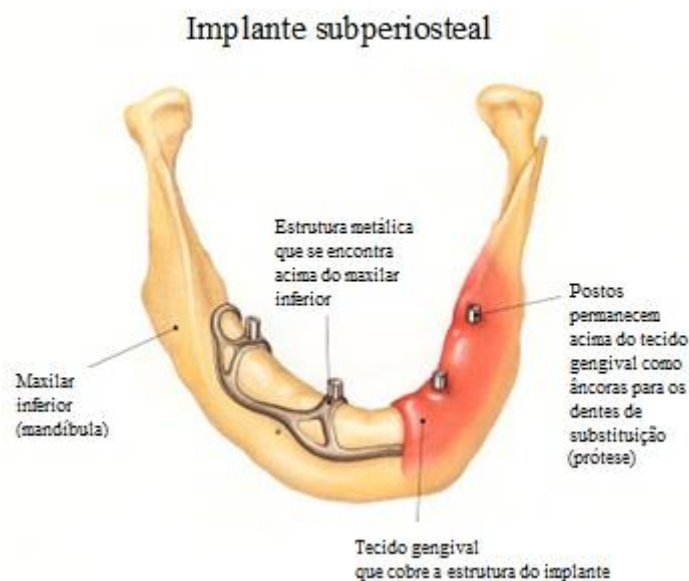


Figura 7: Implante subperiosteal [Imagem do google].

- **Implantes transósseos:** Os implantes transósseos, tal como os endósteos, são inseridos no osso, concretamente na mandíbula, com a particularidade de penetrarem a totalidade da sua espessura, sendo inseridos pelo bordo inferior e saindo pelo bordo superior, onde se fixam as estruturas protéticas [22].

3.6 Colocação de um implante dentário

Os implantes dentários podem ser considerados uma cirurgia ou apenas como uma mini-cirurgia, dependendo do tipo e da quantidade de implantes a ser colocados. E como todas as cirurgias, necessita de anestesia, normalmente e a mais utilizada é a local, no entanto podem existir pacientes que prefiram a geral. Assim, a anestesia que é dada vai depender tanto do médico-dentista como do paciente. Para se realizar o procedimento de colocação de implantes dentários é necessário que as gengivas e a mandíbula e/ou maxila estejam em bom estado e saudáveis.

A colocação de implantes inclui diferentes fases. A primeira consiste em fazer uma pequena incisão na gengiva e expor o osso para que seja possível a furação. A furação é realizada com brocas de diferentes diâmetros e formatos, começando com diâmetros mais

pequenos e posteriormente diâmetros maiores, tendo em conta cada paciente. O processo de furação é realizado com fluídos de irrigação e brocas frias, ou que não estejam à partida aquecidas, ou seja, que anteriormente não tenham sido usadas para que, quando a operação de furação se inicie não estejam quentes e não provoquem necrose térmica. As velocidades de rotação da broca podem ser diversas, com maior ou menor velocidade.

O segundo passo é a osteointegração, onde é colocado um pino (parafuso/implante) em titânio que vai sustentar a coroa dentária (prótese do dente). O implante é colocado por transferes com velocidades muito inferiores à velocidade de furação. A osteointegração demora cerca de dois a três meses, dependendo da reação do paciente ao implante, sendo que em alguns casos possa demorar cerca de 6 meses. Neste passo, uma fase muito importante é a colocação do parafuso de cicatrização que vai permitir o crescimento da gengiva e assim ocorrer a osteointegração. Por fim, é reaberto o local onde se colocou o implante, retirado o parafuso de cicatrização, colocado um suporte para a prótese do dente e colocada a coroa dentária. A coroa dentária é fixada ao suporte por cimentação ou aparafusamento [12]. Caso o implante seja na parte frontal da boca, é colocada uma coroa provisória por uma questão de estética.

Todo este processo requer material próprio onde se inclui batas, luvas de cirurgia, proteção para a boca, etc, em que o ambiente onde se vai realizar esta operação, bem como os materiais utilizados, estejam esterilizados.

3.7 Procedimento de furação em clínicas dentárias

No decorrer deste trabalho, foram realizadas visitas a duas clínicas dentárias para efetuar o acompanhamento de pacientes durante a colocação de implantes dentários para a recolha de imagens termográficas. Para se obter estas imagens recorreu-se à utilização de uma câmara termográfica. A termografia sem contacto é uma técnica de deteção da distribuição de energia térmica emitida pela superfície de um ou vários corpos ou objetos, por radiação. É um método não invasivo, capaz de detetar, visualizar e gravar diferentes níveis de distribuição de temperatura através da superfície de um objeto. A termografia sem contacto permite o estudo da temperatura dos corpos, através da radiação infravermelha emitida pelos mesmos usando uma câmara termográfica [23]. Um exemplo das imagens

obtidas, em cada clínica, estão presentes na Figura 8, as restantes imagens estão presentes no Anexo A.

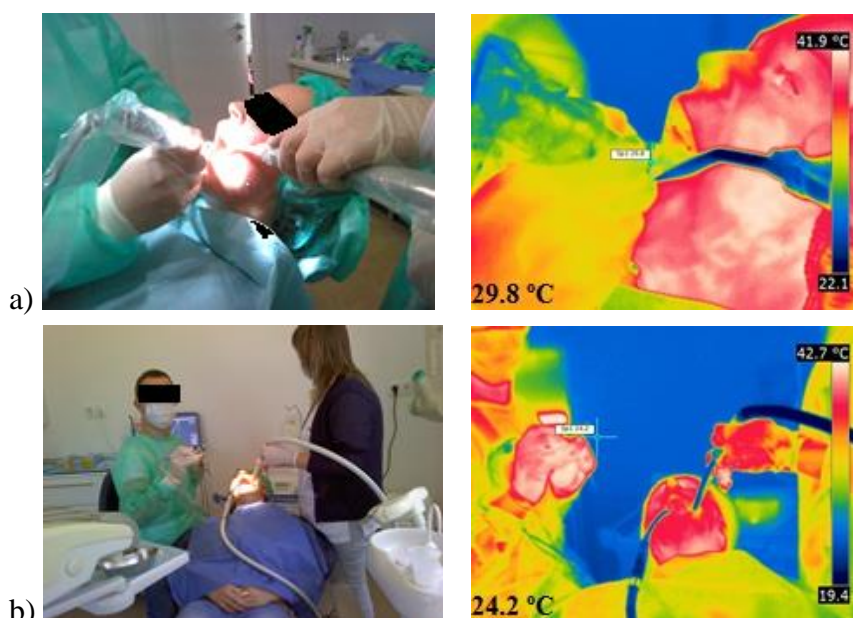


Figura 8: Imagens com respetivas imagens termográficas: a) Clínica 1; b) Clínica 2.

Os profissionais de saúde dentária, que realizam o processo de furação para a colocação de um implante dentário, seguem um protocolo na utilização das brocas necessárias. Essas brocas têm um comprimento e diâmetros específicos dependendo do diâmetro e do comprimento do implante [12]. A Figura 9 representa um exemplo de um *kit* com as brocas utilizadas em odontologia. Na clínica 1 são utilizadas brocas da marca titaniumfix, na clínica 2 são da marca MIS.



Figura 9: *Kit* de brocas da clínica dentária 1.

Normalmente, o procedimento da colocação de um implante dentário segue um determinado protocolo. O procedimento utilizado na clínica dentária 1 segue a seguinte orientação: primeiro é efetuada uma marcação do ponto da perfuração utilizando para tal uma

broca designada de lança; seguidamente são realizadas algumas perfurações com brocas helicoidais com diferentes diâmetros, dependendo da área da mandíbula/maxila de cada paciente; após realizado o furo é colocado o implante. É de referir que a velocidade de rotação é de 800 rpm e o local furado é irrigado com soro fisiológico à temperatura ambiente. O procedimento utilizado na clínica dentária 2 é semelhante ao utilizado na clínica 1, a única diferença é que a velocidade de rotação não é constante, ou seja, para cada diâmetro da broca é aplicada uma velocidade de rotação diferente.

3.8 Resultados da componente clínica

Durante o estudo clínico foi utilizada uma câmara termográfica para medição da temperatura na broca durante a furação. Nas tabelas seguintes estão presentes os resultados obtidos.

Tabela 1: Valores da temperatura obtidos na clínica dentária 1, a 800 rpm.

Clínica Dentária 1					
Paciente 1		Paciente 2		Paciente 3	
Broca (mm)	Temperatura (°C)	Broca (mm)	Temperatura (°C)	Broca (mm)	Temperatura (°C)
HD 2.0	29.7	HD 2.0	28.5	HD 2.0	30.7
HD 2.5	29.8	HD 2.0	30.1	HD 2.0	33.0
HD 2.8	32.4	HD 2.0	29.4	HD 2.5	30.0
HD 3.2	30.7	HD 2.5	30.3	HD 2.5	31.2
		HD 2.5	31.1	HD 2.8	32.5
				HD 3.0	30.4
				HD 3.2	32.3
				HD 3.2	30.2
				HD 3.4	31.5

Analisando a Tabela 1, verifica-se que as temperaturas não ultrapassam os 33.0°C. Nada se pode concluir relativamente ao diâmetro da broca em relação à variação da temperatura. Na clínica 2 registaram-se valores de temperatura na broca em diferentes pacientes, conforme resultados da Tabela 2.

Tabela 2: Valores da temperatura obtidos na clínica dentária 2.

Clínica Dentária 2								
Paciente 1			Paciente 2			Paciente 3		
Broca (mm)	Rot (rpm)	T (°C)	Broca (mm)	Rot (rpm)	T (°C)	Broca (mm)	Rot (rpm)	T (°C)
HD 1.9	1200	24.2	HD 1.9	1200	21.3	1.9	1300	21.1
HD 2.0	900	37.0	HD 2.2	900	22.3	2.2	1100	21.7
HD 2.8	500	25.7	HD 2.2	900	22.8	2.8	700	25.1
HD 2.8	500	24.2	HD 2.8	650	23.3	2.8	700	22.6
			HD 3.2	400	23.5	3.2	600	22.9

Analisando a Tabela 2 é possível averiguar que a temperatura máxima registada foi de 37.0°C. Mais uma vez nada se pode concluir relativamente ao diâmetro da broca ser diretamente proporcional ao aumento da temperatura.

Comparando os valores da temperatura obtidos nas duas tabelas, verifica-se que os valores obtidos na clínica 2 são inferiores aos valores obtidos na clínica 1, desprezando o valor de 37.0°C. Este facto pode estar relacionado com as técnicas utilizadas serem diferentes. No entanto, pode também estar relacionado com o facto da forma como foram retiradas as imagens termográficas nas duas clínicas, uma vez que na clínica 2 as imagens não foram tiradas imediatamente à saída da broca. Seriam necessárias técnicas mais precisas para a obtenção da temperatura da broca à saída do osso.

Capítulo 4

Desenvolvimento de um modelo experimental

4.1 Material e métodos

Para a realização da componente experimental deste trabalho foram adquiridos quatro blocos retangulares diferentes da *Sawbones*, com características similares ao osso cortical e trabecular. Estes blocos possuem propriedades similares ao osso (cortical C ou trabecular T) com diferentes densidades (+D e -D), Figura 10. Relativamente às massas volúmicas, o material cortical mais denso possui 800 kg/m^3 e o menos denso 80 kg/m^3 . Quanto ao trabecular o mais denso possui 320 kg/m^3 e o menos denso 120 kg/m^3 .

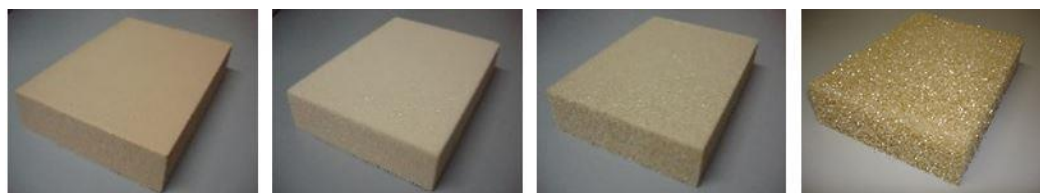


Figura 10: Blocos da *Sawbones*, da esquerda para a direita: C+D, C-D, T+D, T-D.

Os quatro blocos apresentados foram ensaiados de forma a medir-se a temperatura durante um processo de furação. O equipamento utilizado no ensaio foi o seguinte: quatro blocos da *Sawbones*, um computador, um sistema de aquisição de dados MGC Plus, termopares tipo K, câmara de filmar, câmara termográfica (FLIR) e a máquina CNC (DMC 63V) programada para a furação nos blocos, conforme se apresenta nas Figura 11 e 12.

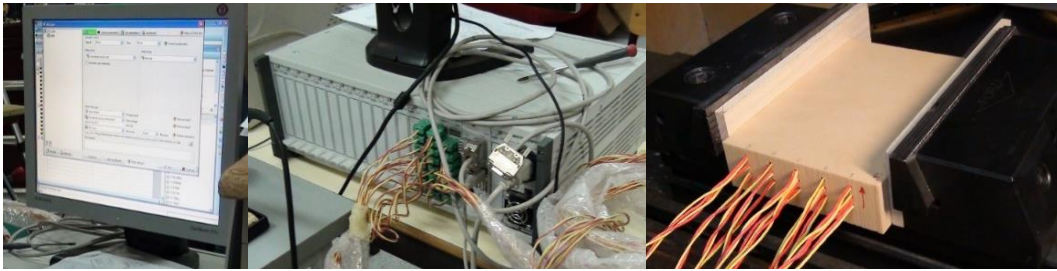


Figura 11: Computador, sistema de aquisição de dados MGC Plus e termopares tipo K.



Figura 12: Câmara termográfica e máquina CNC.

Na Figura 13 está presente um esquema do procedimento utilizado para a furação dos diferentes materiais e de como foram registadas as temperaturas no osso.

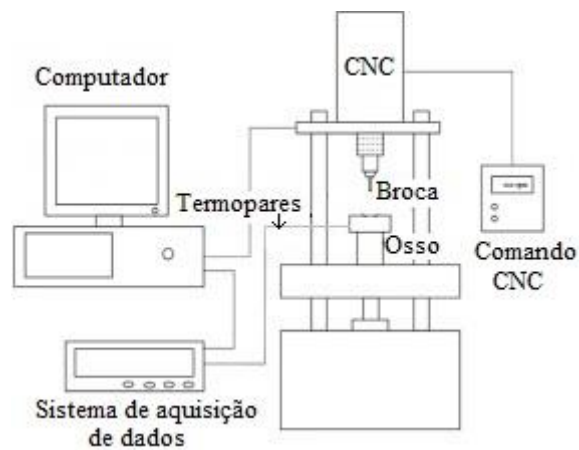


Figura 13: Esquema do procedimento experimental.

Durante o processo de furação foram utilizadas brocas com diâmetros diferentes (2, 3 e 4 mm) com um ângulo de 118° , apresentadas na Figura 14. As furações foram efetuadas ao longo de um comprimento de 30mm, com a imposição de uma velocidade de rotação de 800rpm e uma velocidade de avanço de 50mm/min. Foram selecionadas brocas com um ângulo de 118° por gerarem valores de temperaturas mais baixos [1]. Na Figura 14 é possível observar o monitor da máquina CNC onde são impostas as variáveis da furação.



Figura 14: Caixa das brocas utilizadas e monitor da máquina CNC.

Foi elaborado um desenho de definição CAD em SolidWorks, presente no Anexo B, com todas as indicações a serem utilizadas durante o processo de furação. Em cada bloco, e num dos lados, são efetuadas 5 furações simples (Lado A) e no lado oposto são efetuadas 5 furações mas com diferentes passagens de brocas (Lado B). Na Figura 15 apresenta-se um desenho esquemático dos dois lados (A e B) dos blocos. As posições a, b e c representam a colocação dos termopares e f1, f2, f3, f4 e f5 apresentam a ordem da furação.

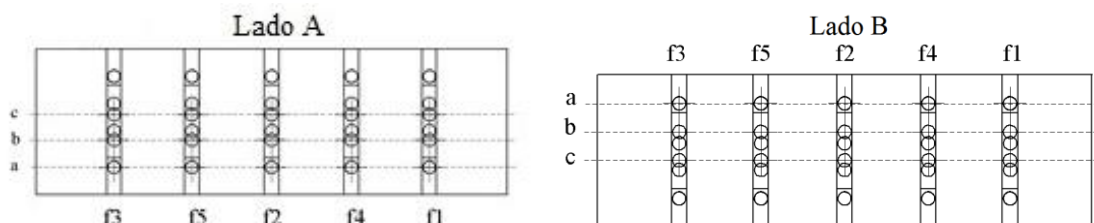


Figura 15: Esquema dos dois lados dos blocos.

A câmara termográfica possibilitará analisar e registar a temperatura da broca durante o processo de furação. Com o auxílio de termopares, que são sensores de temperatura, serão registados os valores da temperatura nos materiais e em diferentes posições.

Nas figuras seguintes é possível visualizar algumas furações com as respetivas imagens termográficas, encontrando-se no Anexo C os restantes resultados.

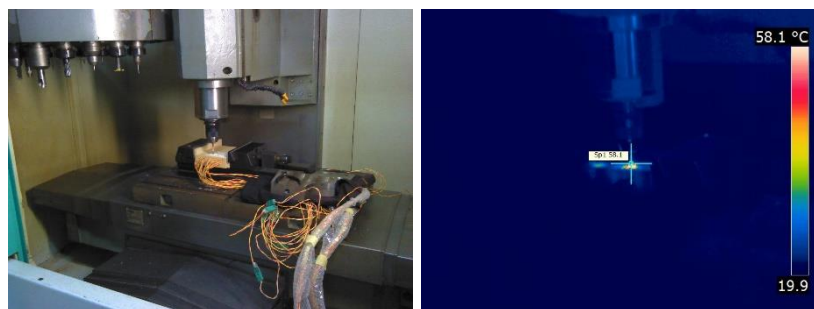


Figura 16: Furação no material C+D e imagem termográfica.

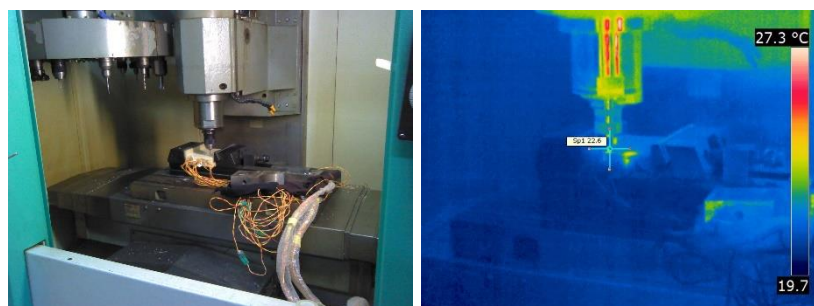


Figura 17: Furação no material C-D e imagem termográfica.



Figura 18: Furação no material T+D e imagem termográfica.

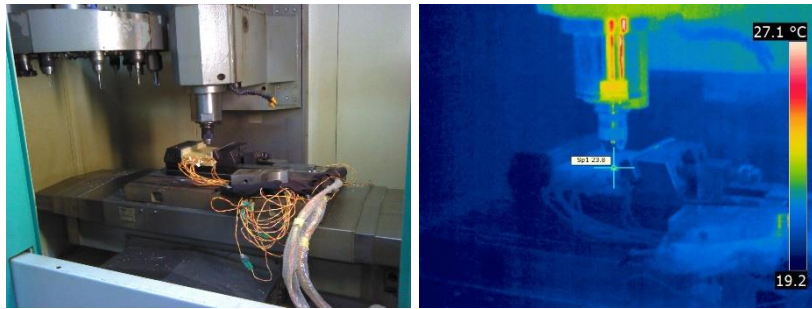


Figura 19: Furação no material T-D e imagem termográfica.

4.2 Resultados

4.2.1 Análise da temperatura na broca

Com a utilização da câmara termográfica foram registados os valores das temperaturas nas brocas à superfície após a furação, à saída do bloco. Na Figura 20 estão apresentados dois exemplos das temperaturas nas brocas sob a forma de gráfico, para o Furo 1. Os restantes gráficos, para os outros 4 furos, podem ser consultados no Anexo D.

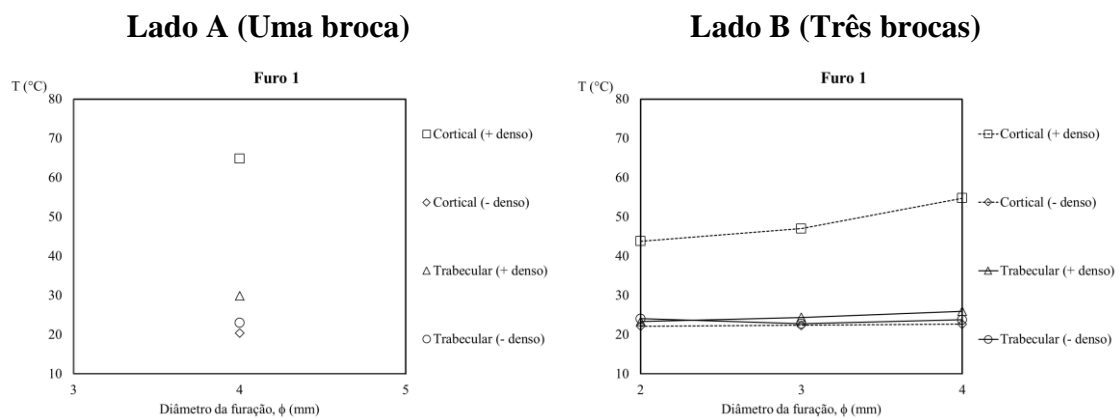


Figura 20: Valores da temperatura nas brocas.

Analisando a Figura 20 verifica-se que o material C+D possui os valores mais elevados de temperatura, seguindo-se o T+D, T-D e por último o material C-D. Comparando as duas imagens é possível constatar que a broca com 4mm possui maior valor de temperatura na passagem única para os materiais mais densos. Este facto deve-se à quantidade de

apara ser superior, relativamente à porção retirada, com a utilização de diversas brocas, o que provoca um maior aquecimento.

Na Tabela 3, encontram-se o número de amostras, a média e o desvio-padrão dos valores das temperaturas nas diferentes brocas aquando da furação dos diferentes materiais.

Tabela 3: Temperaturas das brocas nas três fases de furação, função de (N), $M \pm DP$.

Material	Massa Volúmica (kg/m ³)	Diâmetro da Broca (mm)		
		φ 2	φ 3	φ 4
C+D	800	(5) 45,34±2,18	(5) 43,56±2,71	(5) 56,52±2,32
C-D	80	(5) 22,44±0,19	(5) 22,58±0,51	(5) 23,24±0,77
T+D	320	(5) 25,52±1,24	(5) 26,10±1,35	(5) 28,00±1,62
T-D	120	(5) 23,20±0,65	(5) 23,34±0,98	(5) 24,96±1,10

Nota: N=nº de amostras; M=Média; DP=Desvio-Padrão.

Analisando os valores da média, presentes na Tabela 3, verifica-se que para o material C+D a temperatura mais elevada registou-se na utilização da broca com um diâmetro de 4mm, seguindo-se a de 2mm e por último a broca com 3mm. Quanto ao material C-D a broca com um diâmetro de 4mm obteve novamente a temperatura mais alta, contudo a broca com 3mm registou uma temperatura ligeiramente superior à de 2mm. Relativamente ao material T+D, comportou-se da mesma forma que o material C-D mas com valores superiores, ou seja, a broca com 4mm obteve uma temperatura superior à de 3mm e esta com uma temperatura superior à de 2mm. O material T-D também obteve um comportamento similar ao material C-D embora com temperaturas ligeiramente superiores, isto é, a broca com 4mm registou a temperatura mais elevada seguindo-se a de 3mm e posteriormente a de 2mm.

De uma forma geral, é possível afirmar que a temperatura mais elevada regista-se quando se utiliza uma broca com 4mm.

Observando a Tabela 3 pode-se verificar que quanto mais denso é o material mais elevado é o valor da temperatura na broca. Num material mais denso o esforço durante a furação

é superior comparativamente a um material menos denso. Quanto à estrutura do material, esta também está relacionada com quantidade de produção de apra, sendo que no caso em questão o material C+D não possui cavidades pelo que existe maior quantidade de apra em comparação aos materiais trabeculares.

Relativamente ao desvio-padrão, verifica-se que este possui valores mais elevados no material C+D. Comparando os diferentes materiais em relação ao diâmetro da broca, os valores do desvio-padrão variam em concordância com a massa volúmica, sendo que possui valores superiores no material C+D seguindo-se o material T+D, T-D e por fim o material C-D.

Na Tabela 4, encontram-se o número de amostras, a média e o desvio-padrão dos valores médios das temperaturas obtidas com uma única passagem de furação, broca de diâmetro 4mm, nos diferentes materiais.

Tabela 4: Temperaturas da broca na furação única, função de (N), $M \pm DP$.

Material	Massa Volúmica (kg/m ³)	Diâmetro da Broca (mm)
		φ 4
C+D	800	(4) 72,43 ±1,54
C-D	80	(4) 25,30±2,26
T+D	320	(4) 35,70±1,02
T-D	120	(5) 23,90±0,92

Nota: N=nº de amostras; M=Média; DP=Desvio-Padrão.

Analisando os valores da média na Tabela 4, verifica-se que a temperatura mais elevada registou-se no material C+D, seguindo-se o material T+D, material C-D e por fim o material T-D. Quanto mais denso o material, maior é o valor da temperatura. Contudo o material T-D possui uma massa volúmica superior ao material C-D, mas como o primeiro possui uma estrutura esponjosa há uma maior libertação de calor. Relativamente aos valores do desvio-padrão, o maior valor registou-se no material C-D.

4.2.2 Análise da temperatura no material

Com a colocação dos termopares foi possível registar a temperatura gerada no material, ao longo de diferentes distâncias do furo principal. Na Figura 21 encontram-se os gráficos para os quatro materiais na primeira furação, como exemplo dos registos obtidos.

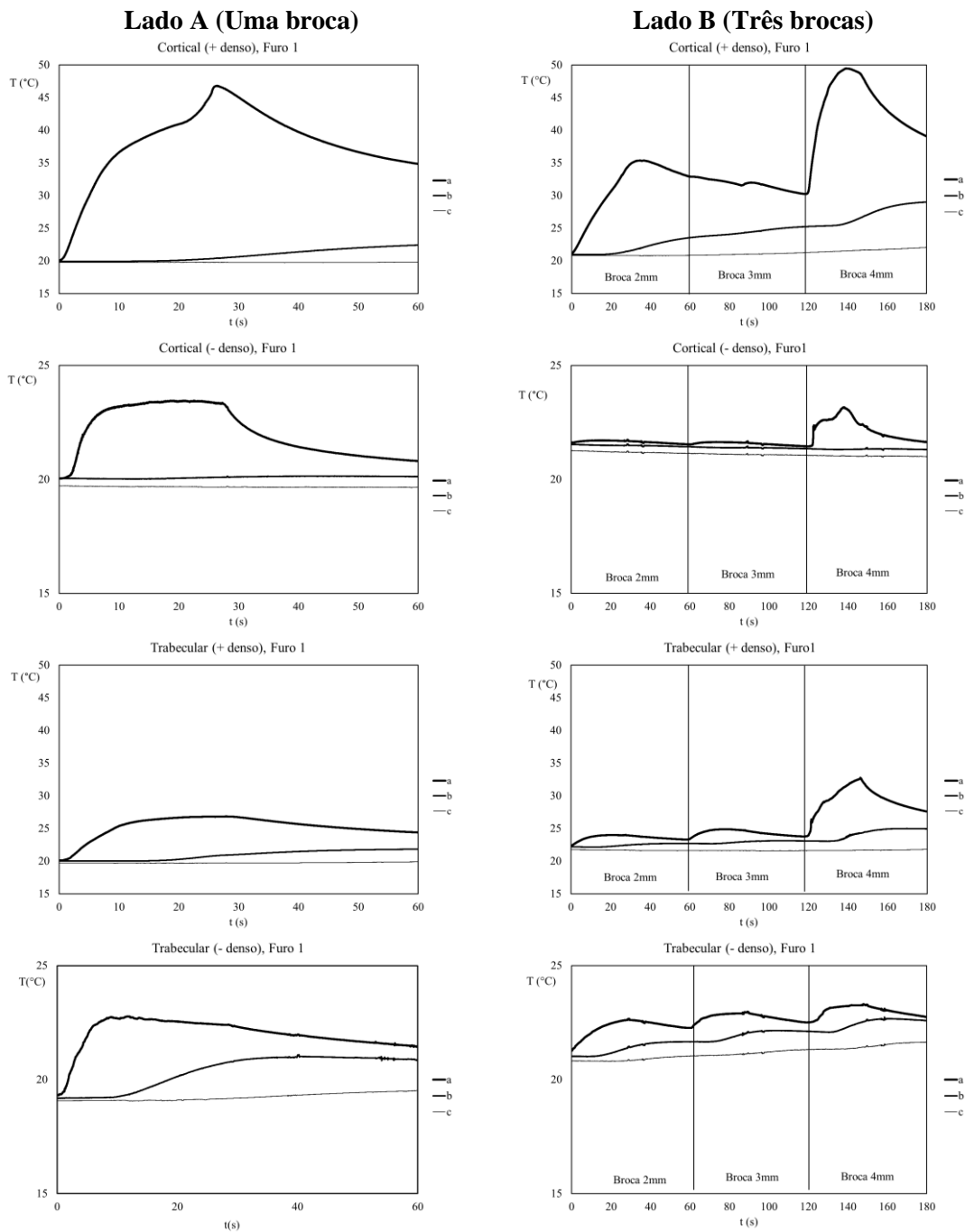


Figura 21: Gráficos da temperatura no osso obtidos com os dados dos termopares.

No Anexo E estão disponíveis as restantes representações gráficas obtidas pelos termopares para os furos 2, 3, 4 e 5.

Relativamente aos gráficos da furação com a broca de 4mm correspondente ao Lado A, verifica-se que o material C+D apresenta a temperatura mais elevada, seguindo-se o material T+D, C-D e por fim o T-D.

Analisando os gráficos presentes na Figura 21 e no Anexo E averigua-se que a distribuição da temperatura ao longo do material é dependente da massa volúmica e da sua estrutura. Assim, constata-se que no material T-D a temperatura gerada no osso espalha-se mais rapidamente em relação aos restantes materiais uma vez que este material possui uma estrutura com diversas cavidades. Este facto verifica-se observando os dados registados pelos termopares colocados nas posições b e c (posições mais afastadas do furo principal).

No que diz respeito aos gráficos obtidos no Lado B, que contempla as três fases de furação, é possível verificar que o material com valores mais elevados de temperatura é o material C+D, seguindo-se o material T+D, T-D e por último o C-D.

Observa-se que, para o material C+D, a temperatura mais elevada foi registada aquando da utilização da broca de 4 mm, seguindo-se a de 2mm e a de 3mm. Para os restantes materiais, as maiores temperaturas foram registadas aquando da utilização da broca de 4mm, sendo que nestes casos com a utilização das brocas de 2 e 3mm os valores da temperatura são ligeiramente idênticos. O facto das temperaturas mais elevadas estarem relacionadas com a broca de maior diâmetro, poderá relacionar-se com um aquecimento proporcionado pelas brocas utilizadas anteriormente.

4.2.3 Comparação entre os métodos

Seguidamente são apresentados diferentes gráficos para análise do comportamento da temperatura quer na broca quer no osso, para as diferentes massas volúmicas dos materiais. Para proceder à elaboração do comportamento da temperatura na broca foram consi-

derados os valores da temperatura à saída da broca (valores obtidos com a câmara termográfica). Relativamente ao comportamento da temperatura no osso, foi feita a média das temperaturas obtidas nas posições a, b e c (valores obtidos com os termopares).

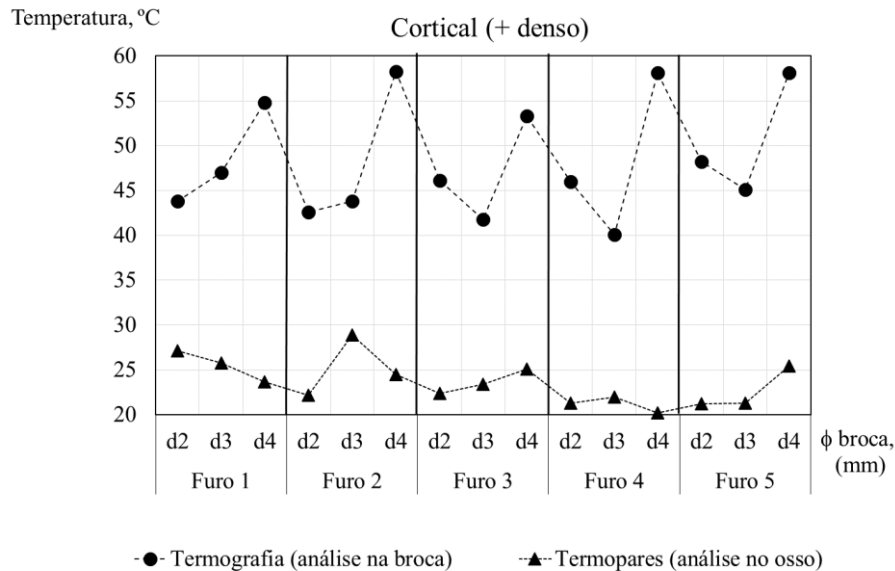


Figura 22: Resultados comparativos entre métodos para o material C+D, Lado B.

Analisando a Figura 22, verifica-se que na termografia a broca com maior diâmetro (4 mm) regista os valores mais elevados de temperatura. Inicialmente a broca com o diâmetro mais pequeno possui os valores mais baixos, contudo a partir do terceiro furo, inclusive, a broca com diâmetro de 3mm regista os valores mais baixos. Esta alteração deve-se ao facto da broca de 2 mm estar ligeiramente aquecida das duas furações anteriores, uma vez que vai produzir um maior esforço em todas as furações. Relativamente à temperatura registada pela câmara termográfica pode-se observar que está contida entre ≈ 40 e $\approx 59^{\circ}\text{C}$, com aproximadamente uma diferença de 19°C .

Nos termopares a análise é efetuada no material, pelo que analisando o gráfico observa-se que a temperatura média mais elevada se registou no furo 2 com a broca de 3 mm.

Relativamente aos dados fornecidos pelos termopares, observa-se que a temperatura média varia entre ≈ 20 e $\approx 29^{\circ}\text{C}$, com aproximadamente uma diferença de 9°C .

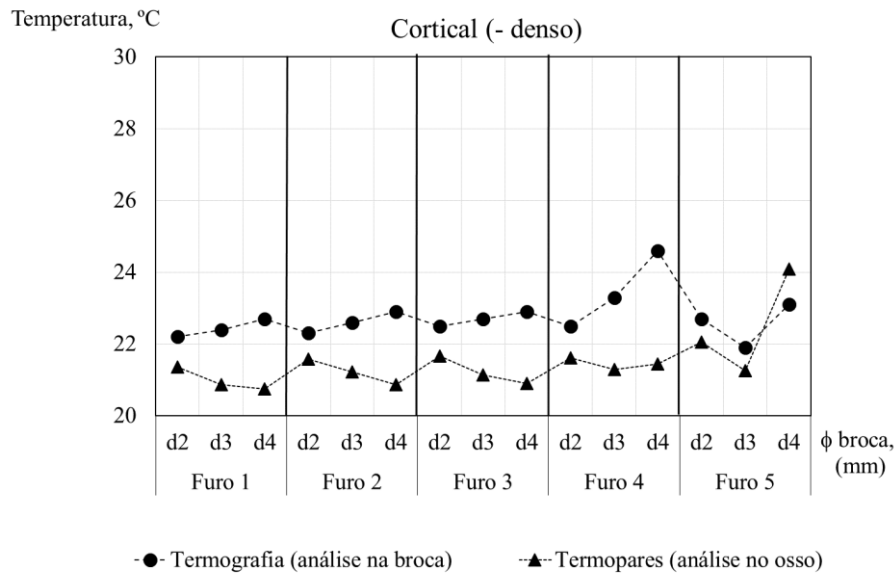


Figura 23: Resultados comparativos entre métodos para o material C-D, Lado B.

Na Figura 23, analisando os dados termográficos observa-se que nos quatro primeiros furos o comportamento é idêntico, variando apenas no quinto furo. No último furo há um decréscimo do valor da temperatura da broca de 3 mm.

Relativamente às temperaturas nas brocas verifica-se que estas variam entre ≈ 22 e $\approx 25^{\circ}\text{C}$, com uma diferença de aproximadamente 3°C .

Quanto aos dados obtidos pelos termopares, verifica-se que a temperatura no material possui valores ligeiramente inferiores aos valores obtidos com a câmara termográfica, exceto no material C-D. Neste caso, as temperaturas variam entre ≈ 21 e $\approx 24^{\circ}\text{C}$, ou seja uma diferença de aproximadamente 3°C .

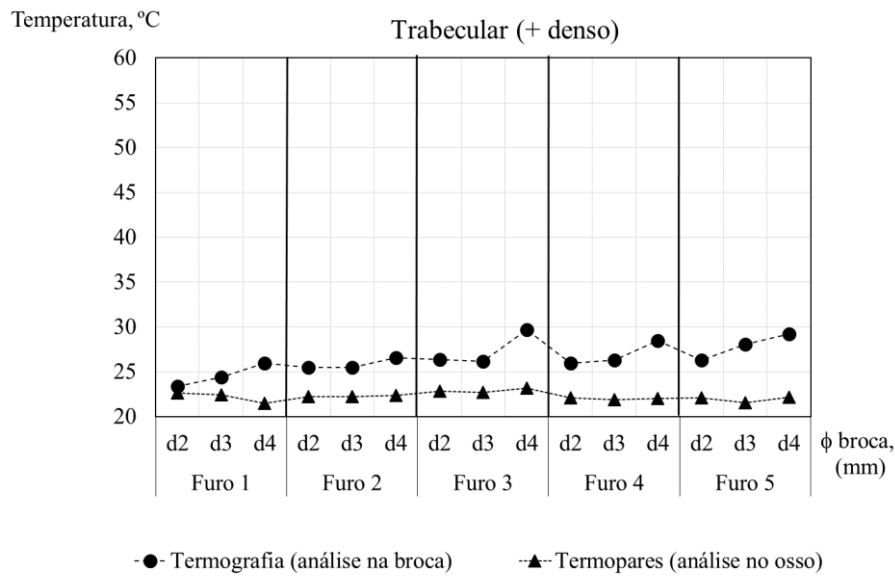


Figura 24: Resultados comparativos entre métodos para o material T+D, Lado B.

Analisando a Figura 24, relativamente aos dados obtidos pela técnica de termografia verifica-se que em todos os casos, a temperatura possui valores mais elevados na broca com um diâmetro de 4 mm.

Relativamente ao intervalo das temperaturas, estas encontram-se entre $\approx 23,5$ e $\approx 30^{\circ}\text{C}$, havendo portanto uma diferença de aproximadamente $6,5^{\circ}\text{C}$.

Quanto à temperatura média registada no material e independentemente dos diâmetros das brocas os valores são sempre próximos. As temperaturas encontram-se entre $\approx 21,5$ e $\approx 23^{\circ}\text{C}$, existindo uma diferença de aproximadamente $1,5^{\circ}\text{C}$.

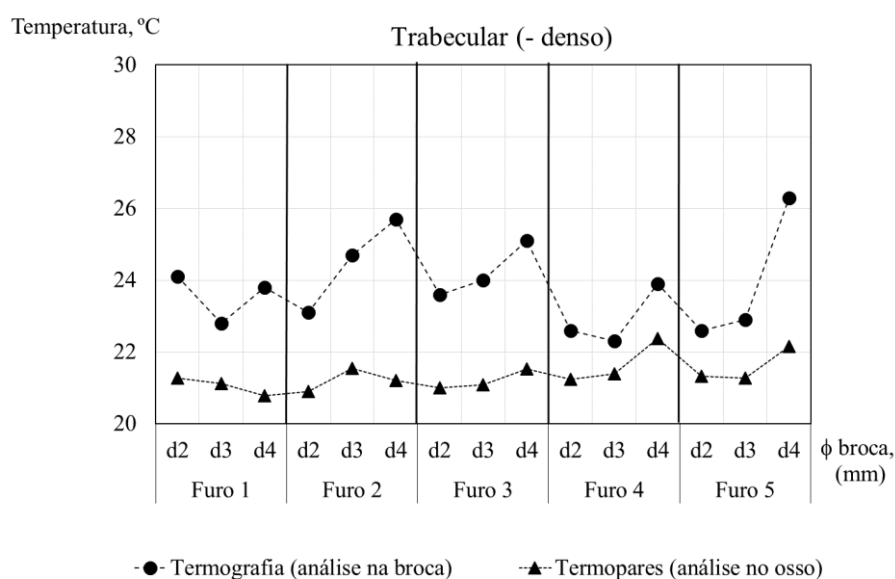


Figura 25: Resultados comparativos entre métodos para o material T-D, Lado B.

Atendendo à Figura 25 e analisando o comportamento da temperatura na broca verifica-se que os valores nas diversas brocas difere em relação aos diferentes furos. Isto acontece devido à estrutura do material, como o material apresenta cavidades há uma maior expansão da temperatura, com um comportamento não uniforme e sem muito esforço por parte das brocas. A gama das temperaturas encontra-se entre ≈ 22 e $\approx 26^{\circ}\text{C}$, havendo uma diferença de aproximadamente 4°C .

Relativamente aos dados da temperatura no material verificam-se as mesmas conclusões. A gama das temperaturas médias situa-se entre ≈ 21 e $\approx 22,5^{\circ}\text{C}$, existindo uma diferença de aproximadamente $1,5^{\circ}\text{C}$.

Para a comparação entre o comportamento da temperatura nos diferentes materiais e dos diferentes tipos de furos efetuou-se uma comparação gráfica conforme se apresenta na Figura 26.

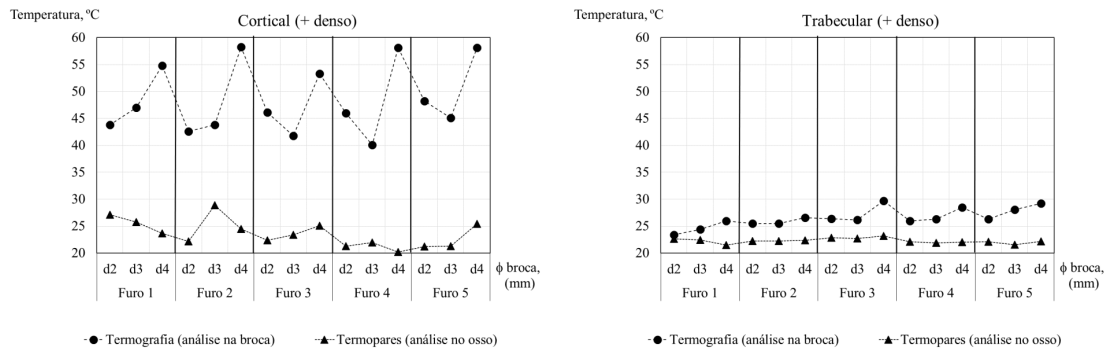


Figura 26: Resultados comparativos entre métodos e materiais C+D e T+D.

Analisando os gráficos referentes aos materiais com maiores massas volúmicas, presentes na Figura 26, cortical mais denso e trabecular mais denso, verifica-se um comportamento idêntico. Contudo no cortical mais denso foram registadas temperaturas superiores comparativamente ao trabecular mais denso.

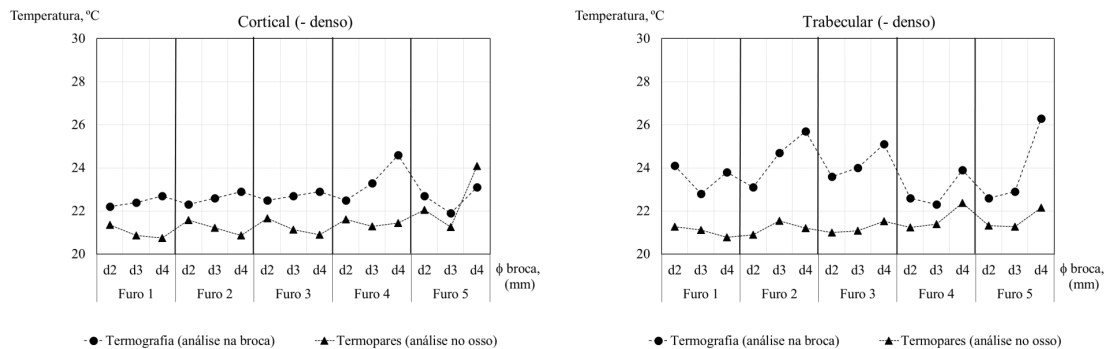


Figura 27: Resultados comparativos entre métodos e materiais C-D e T-D.

Relativamente aos materiais com menor massa volúmica, apresentados na Figura 27, também se verifica um comportamento semelhante. Neste caso o que varia mais é a componente da medição das temperaturas nas brocas. Os dados obtidos com os termopares possuem valores de temperaturas médias próximos no cortical menos denso e trabecular menos denso.

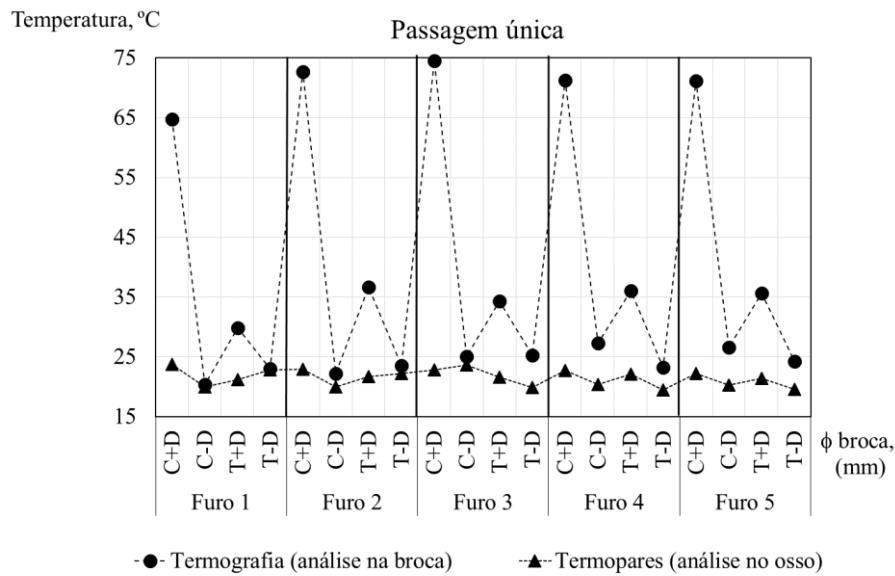


Figura 28: Resultados comparativos entre métodos e os diferentes materiais, Lado B.

Analisando a Figura 28 relativamente à temperatura registada na broca verifica-se que o material com uma maior massa volúmica, C+D, possui os valores mais elevados. Nos restantes materiais verifica-se que o material com maior massa volúmica T+D, seguidamente ao C+D, regista valores de temperatura superiores aos de menor massa volúmica. É possível concluir que quanto mais denso for o material, e caso não existam cavidades, maior a temperatura registada na broca. Isto justifica-se pelo maior esforço necessário a ser efetuado pela broca durante o corte e a produção de aparas. Quanto à temperatura registada no material verificam-se ligeiras variações. Contudo, na maioria dos casos o material mais denso apresenta os valores mais altos de temperatura.

Capítulo 5

Desenvolvimento de um modelo numérico

Para efetuar a simulação numérica recorreu-se ao programa de elementos finitos, ANSYS®. Foram elaborados dois modelos geométricos idênticos dos blocos, considerando apenas a análise de um furo e considerando a análise de cinco furos. Foi utilizado o elemento finito *Solid 70*, presente na Figura 29. O elemento *Solid 70* é um elemento térmico 3D com capacidade de condução de calor e tem como opção a formação de elementos tetraédricos.

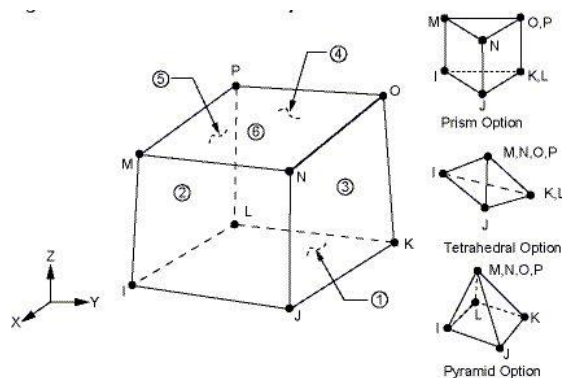


Figura 29: Elemento *Solid 70* [Imagem retirada do ANSYS®].

5.1 Propriedades térmicas dos materiais

Para se proceder à elaboração do modelo geométrico foi necessário efetuar uma pesquisa sobre as propriedades do osso. Na Tabela 5 estão presentes os valores encontrados na literatura [24] [25].

Tabela 5: Propriedades do osso.

Massa Volúmica (kg/m ³)		Condutividade (W/mK)		Calor Específico (J/kgK)	
Cortical	Trabecular	Cortical	Trabecular	Cortical	Trabecular
2100	1100	0.4	0.5	1260	1490
2100	2300	0.38	0.4	1260	1300
-	1920	-	0.3	-	1440
1.86-2.9 x10 ³	2.1-2.3x10 ³	0.38	0.39	1.26x10 ³	1.15-1.73x10 ³
1800	-	0.54	-	1260	-

Analisando a Tabela 5 verifica-se que com o aumento da massa volúmica do osso cortical a condutividade térmica diminui, quanto ao calor específico, este mantém o valor constante de 1260 J/kgK. Relativamente ao osso trabecular é possível analisar que com o aumento da massa volúmica há uma diminuição do calor específico. Quanto à condutividade térmica no osso trabecular, esta varia entre 0.3 e 0.5 W/mK. Assim, atendendo a esta análise foram adotadas as propriedades para os diferentes materiais em estudo conforme a Tabela 6, com a introdução dos valores do aço [26].

Tabela 6: Propriedades dos materiais ósseos e do aço.

Material	Massa volúmica ρ (kg/m ³)	Condutividade λ (W/mK)	Calor Específico C_p (J/kgK)
C+D	800	0.40	1260.0
C-D	80	0.54	1260.0
T+D	320	0.40	1300.0
T-D	120	0.54	1490.0
Aço	7850	53.00	439.8

5.2 Parâmetros da furação

O modelo numérico desenvolvido tem por objetivo comparar os resultados obtidos experimentalmente, pelo que é necessário ter em consideração os processos que ocorrem durante a furação. Assim, foi tida em consideração a propagação de calor gerada através de um fluxo de calor pela broca, q . O fluxo de calor é calculado através da Eq. (1) [1] [12]:

$$q = \frac{P_c}{V} \text{ (W/m}^3\text{)} \quad (1)$$

onde P_c representa a potência total de corte e V o volume.

Na expressão apresentada, P_c pode ser obtida através da combinação da potência derivada da torção ao corte, P_M , e da potência derivada da força de corte, P_f , como é demonstrada na Eq. (2).

$$P_c = P_f + P_M \text{ (W)} \quad (2)$$

Estas duas potências são calculadas através da Eq. (3) e Eq. (4).

$$P_f = V_f \times F_{fw} \text{ (W)} \quad (3)$$

$$P_M = \frac{M_w \times n \times 2\pi}{60} \text{ (W)} \quad (4)$$

Na Eq. (3) V_f representa a velocidade de corte (m/s) e F_{fw} a força de corte (N). Na Eq. (4) M_w descreve o momento torsor e n a velocidade de rotação (rpm), impostos durante a furação. Através das equações apresentadas, conclui-se que para o cálculo do fluxo de calor é necessário considerar diferentes características do processo de furação, presentes na Tabela 7 [1] [12].

Mediante um estudo de convergência de resultados, utilizando os modelos numéricos desenvolvidos, verificou-se que o momento torsor tem maior influência no fluxo de calor do que a força de corte.

Tabela 7: Parâmetros utilizados na furação.

	d (m)	l (m)	V_f (m/s)	n (rpm)	F_{tw} (N)	M_w (Nm)
C+D						0.009
C-D	4	3	0,000833333	800	35	0.0009
T+D						0.0036
T-D						0.00135

Após o cálculo do fluxo de calor obtêm-se os valores presentes na Tabela 8, impostos como condições de fronteira térmica no modelo em aço representativo da broca. Considerou-se que todo o modelo, material e broca, se encontravam à mesma temperatura inicial, presente na Tabela 8, valores obtidos com as imagens termográficas. Na superfície superior do tecido ósseo foi considerado o fenómeno de convecção natural.

Tabela 8: Fluxo de calor e temperatura inicial do modelo.

Material	Temperatura Inicial (°C)	q (W/m³)
C+D	20,0	4154733,972
C-D	19,8	554733,9725
T+D	20,0	1754733,972
T-D	19,0	754733,9725

5.3 Análise térmica

5.3.1 Modelo com um furo

Na Figura 30 apresentam-se duas malhas de elementos finitos adotadas do modelo em estudo com um furo. Encontra-se representado o tecido ósseo e a broca em aço.

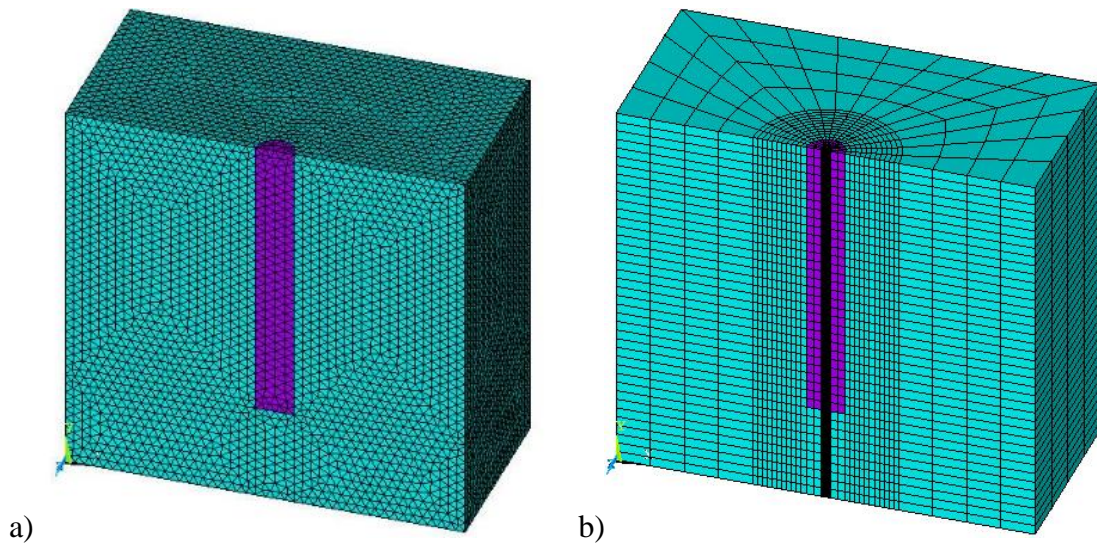


Figura 30: Modelo com diferentes malhas: a) Malha A (automática); b) Malha B (controlada).

Foram efetuadas diferentes simulações para cada tipo de material. A análise efetuada é térmica e em regime transiente, para um tempo de furação de 60 segundos.

Na Figura 31 encontram-se os resultados obtidos, para a malha A presente na Figura 30 a), nos diferentes materiais no instante de tempo igual a 30s, instante em que ocorre a máxima temperatura.

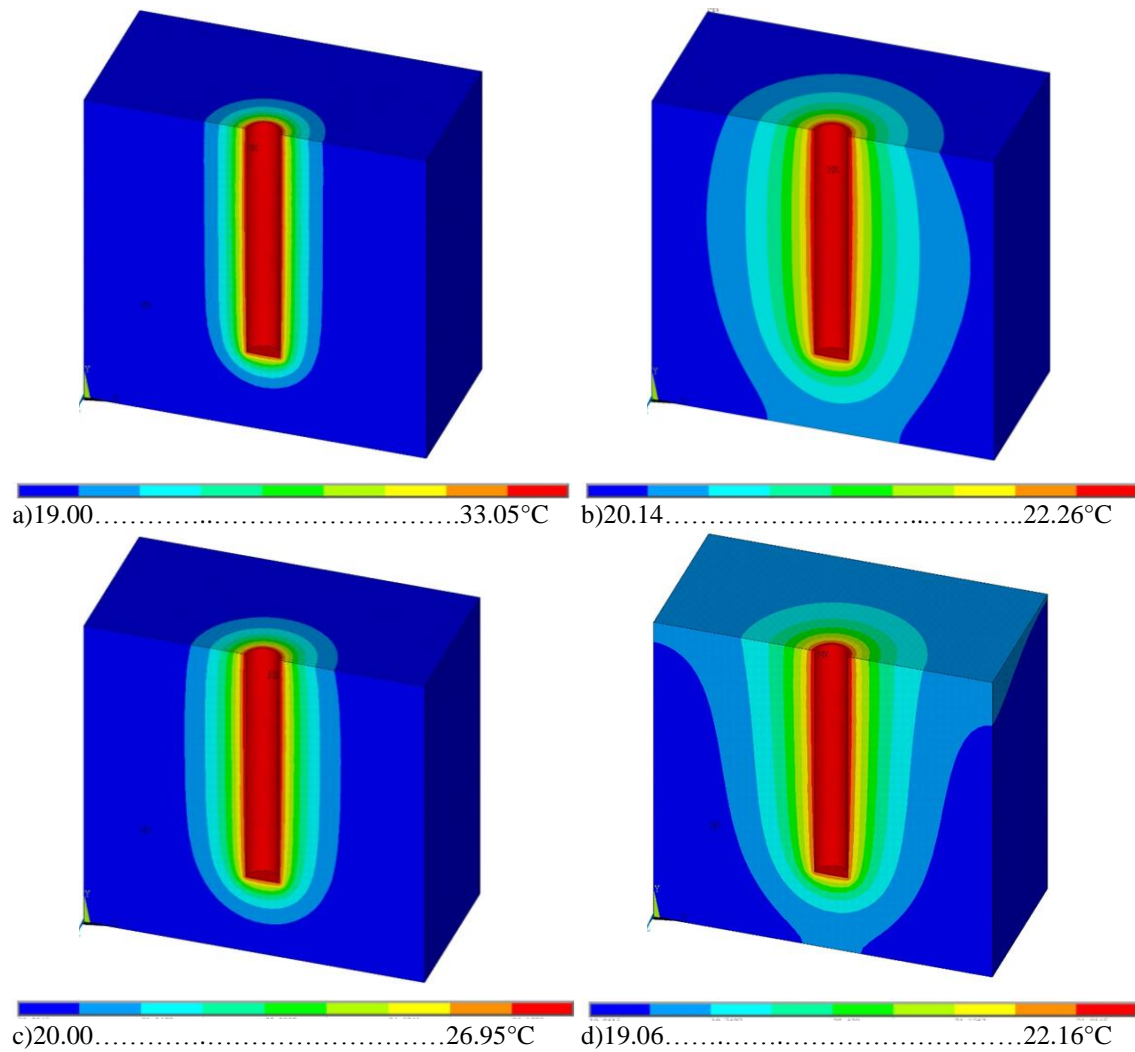


Figura 31: Resultados das temperaturas, Malha A: a) C+D; b) C-D; c) T+D; d) T-D.

Na Figura 32 encontram-se os resultados obtidos, para a malha B presente na Figura 30 b), nos diferentes materiais no instante de tempo igual a 30s, instante em que ocorre a máxima temperatura.

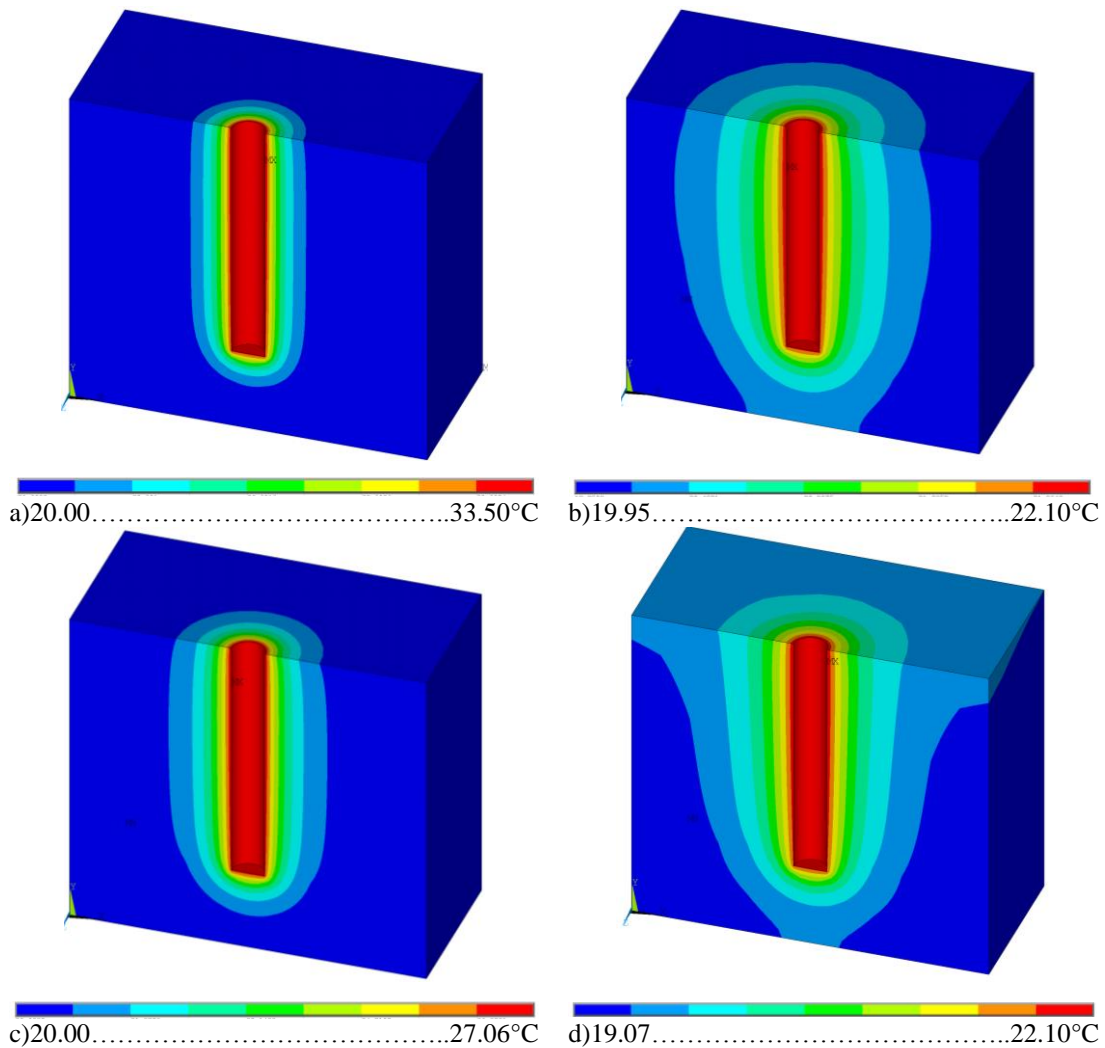


Figura 32: Resultados das temperaturas, Malha B: a) C+D; b) C-D; c) T+D; d) T-D.

Analisando os resultados das diferentes malhas verifica-se que a solução obtida é semelhante. Para o mesmo instante de tempo a temperatura registada toma diferentes valores mediante o tipo de material. O material C+D é o material que regista os maiores valores de temperatura seguindo-se o T+D, C-D e por fim o T-D. Quanto mais denso e compacto é o material maiores são os valores da temperatura. Comparando entre massas volúmicas, averigua-se que a libertação de calor ocorre mais facilmente nos materiais trabeculares.

Na Tabela 9 encontram-se os valores máximos da temperatura atingida aos 30 segundos.

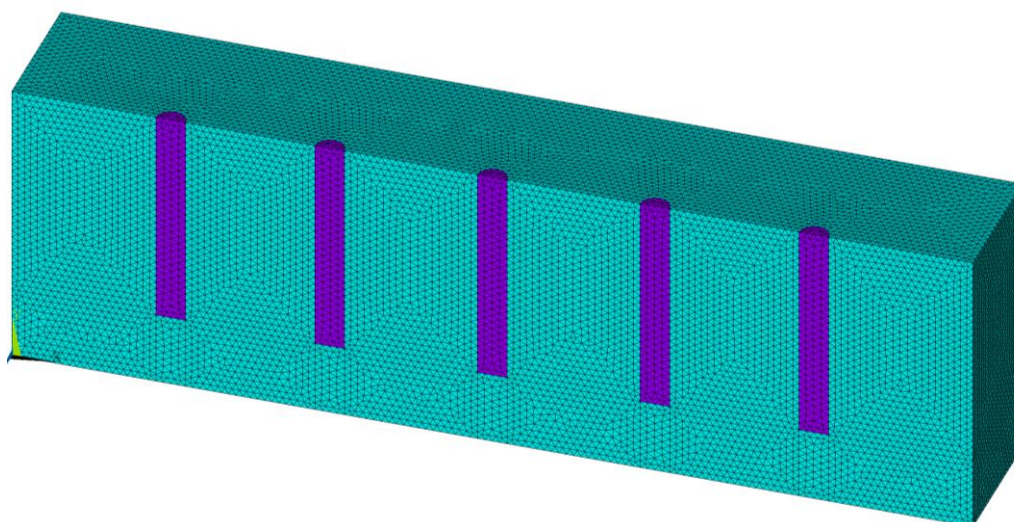
Tabela 9: Valores da temperatura, em °C, nas diferentes malhas.

	Malha A	Malha B	Diferença (valor absoluto)
C+D	33.0537	33.5038	0.4501
C-D	22.2580	22.1035	0.1545
T+D	26.9489	27.0634	0.1145
T-D	22.1587	22.0996	0.0591

Observando a Tabela 9 verifica-se que os valores da temperatura obtidos com as duas malhas diferentes são próximos.

5.3.2 Modelo com cinco furos

A análise feita com um furo permitiu utilizar dois tipos de malhas diferentes, a malha A que é uma malha tetraédrica automática e a malha B que é uma malha geométrica controlada. Como os resultados obtidos por ambas as malhas foram idênticos, optou-se por utilizar a malha A no modelo com 5 furos. Na Figura 33 está presente a malha de elementos finitos do modelo em estudo com cinco furos, com a representação do tecido ósseo e da broca em aço.

**Figura 33:** Modelo com malha tetraédrica.

Foram efetuadas diferentes simulações para os diversos materiais. A análise efetuada é térmica e em regime transiente, para um tempo de furação de 60 segundos. Nas figuras

seguintes encontram-se os resultados obtidos para os diferentes materiais para o tempo igual a 30s, instante em que ocorre a máxima temperatura.

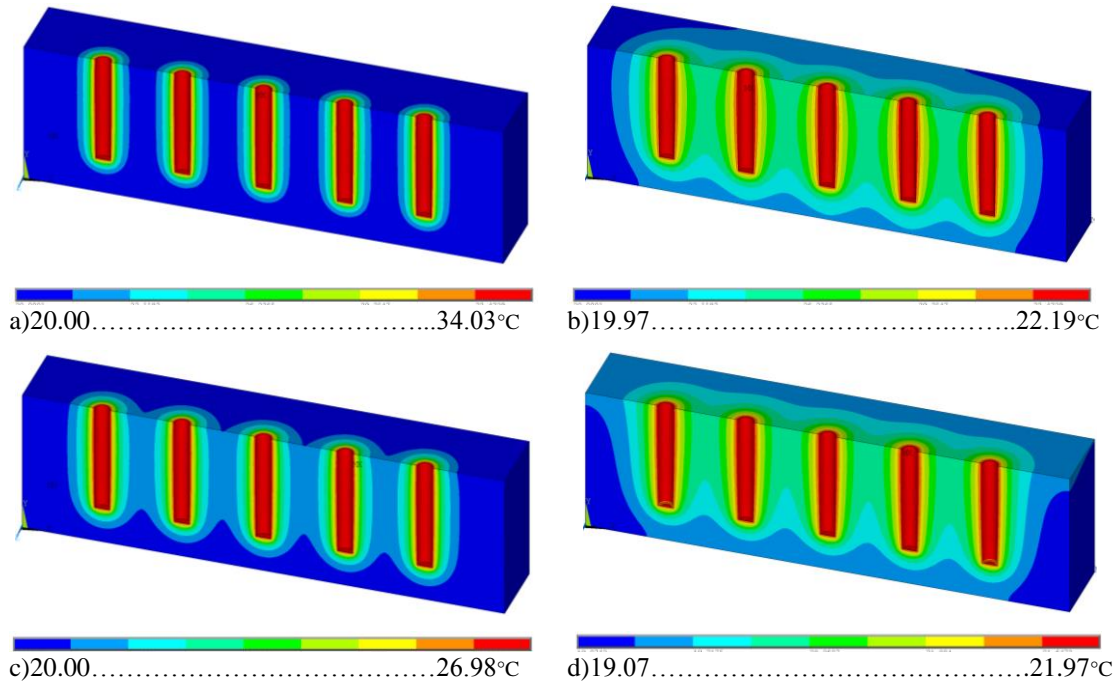


Figura 34: Resultados das temperaturas: a) C+D; b) C-D; c) T+D; d) T-D.

Analisando a Figura 34 verifica-se que o material C+D possui os valores mais elevados de temperatura, seguindo-se T+D, C-D e por último o material T-D. Comparando os materiais mais densos com os materiais de menor densidade averigua-se que a maior libertação de calor ocorre nos materiais trabeculares.

5.3.3 *Análise dos resultados numéricos vs. experimentais*

Os resultados obtidos experimental e numericamente, para um furo com as duas malhas estão presentes na Figura 35. Na Figura 36 estão presentes os resultados para o modelo com cinco furações. As letras maiúsculas referem-se aos resultados obtidos numericamente e as letras minúsculas são referentes aos resultados experimentais. Como já referido na componente experimental, “a” “b” e “c” representam as diferentes distâncias onde são colocados os termopares.

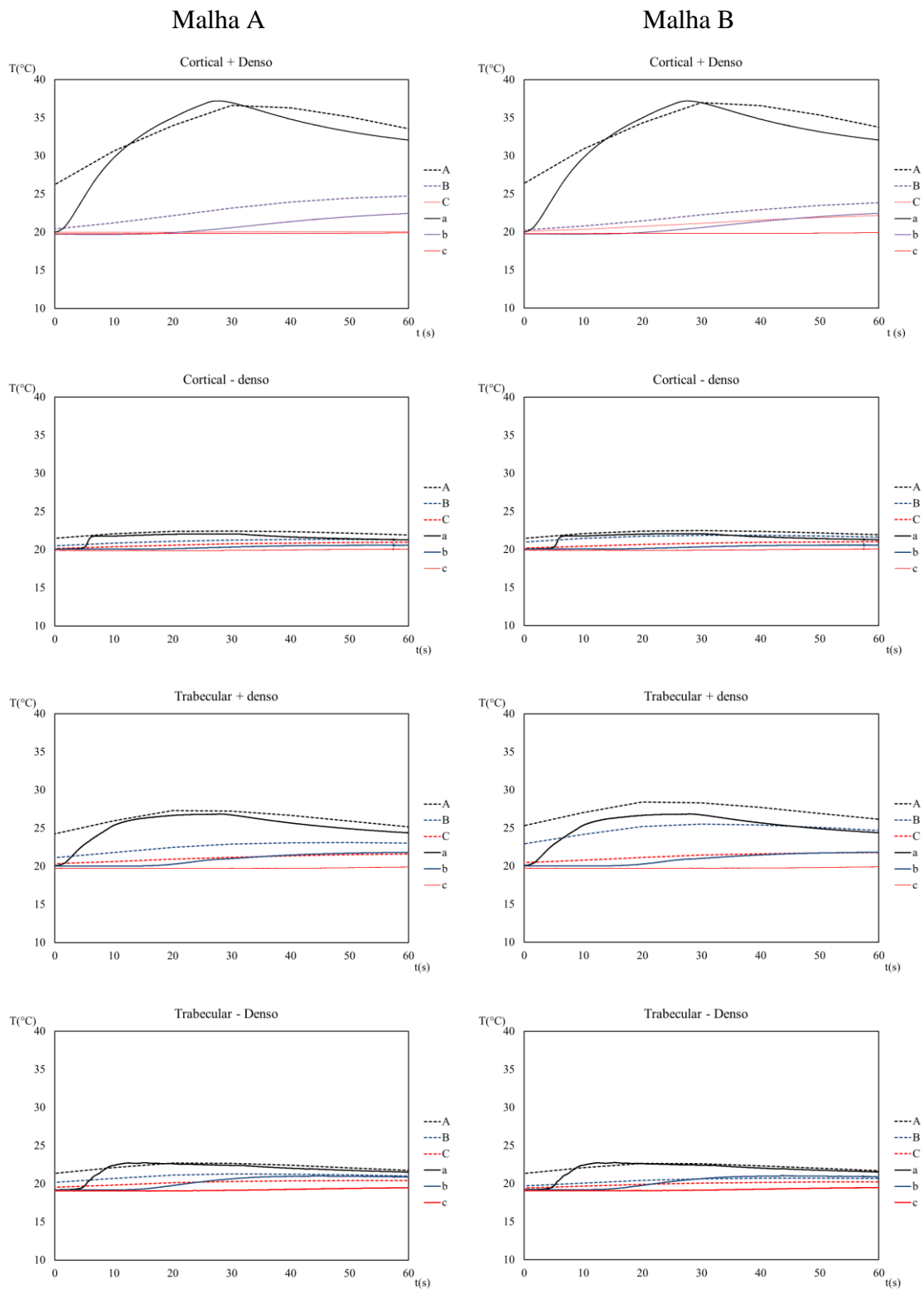


Figura 35: Resultados experimentais e numéricos no modelo com um furo.

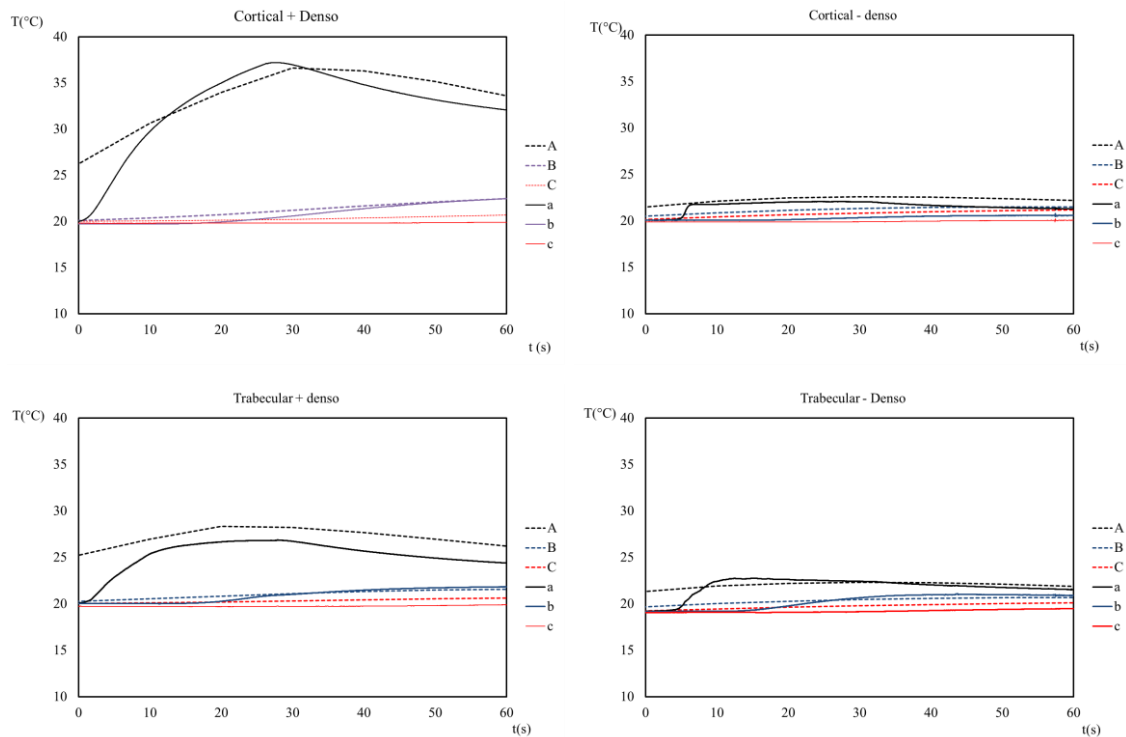


Figura 36: Resultados experimentais e numéricos no modelo com cinco furos.

Analisando as figuras anteriores verifica-se que os resultados experimentais e numéricos são próximos, quer para o modelo com um furo, para ambas as malhas, quer para o modelo com cinco furações. Assim, deduz-se que a simulação computacional revela-se como um método alternativo ao método experimental, permitindo a obtenção de resultados num tempo mais curto e com menor necessidade a recursos.

Capítulo 6

Conclusões e Trabalhos Futuros

6.1 Conclusões

O presente trabalho teve como objetivo avaliar as temperaturas desenvolvidas em materiais compósitos, com características similares ao tecido ósseo, devido a processos de furação.

Os resultados obtidos nas clínicas dentárias mostram que com o uso de irrigação e a combinação de diferentes parâmetros de furação, não ocorreu necrose térmica uma vez que a temperatura não excedeu os 33°C na Clínica 1 e os 37°C na Clínica 2. Comparando os valores de temperatura obtidos nas duas clínicas, verifica-se que, de uma forma geral, os valores obtidos na Clínica 2 são ligeiramente inferiores aos da Clínica 1.

Com o desenvolvimento do modelo experimental, foi possível verificar que a temperatura na broca aumenta consoante a massa volúmica e a estrutura do material, se o material for mais denso a temperatura na broca é mais elevada do que no material menos denso. Se o material possuir cavidades na sua estrutura, a temperatura na broca não é tão elevada como no material compacto. Relativamente à avaliação da temperatura no material, verifica-se que o material C+D possui os maiores valores de temperatura, seguindo-se o material T+D, T-D e por último o C-D. Comparando os gráficos referentes à utilização das três brocas com os da passagem única, verifica-se que as temperaturas são ligeiramente inferiores na passagem única, exceto no material C-D. No entanto, considera-se que seria necessária uma avaliação mais aprofundada para se concluir se o uso de várias brocas influencia o aumento de temperatura, em processos sem irrigação.

Foi ainda possível verificar a dependência da distribuição da temperatura com a massa volumica e a estrutura do material. Constatou-se que no material T-D a temperatura gerada no osso dissipa-se mais rapidamente quando comparada com os restantes materiais, uma vez que possui uma estrutura com diversas cavidades.

Comparando os dois métodos experimentais utilizados, termopares e termografia, é possível observar que a temperatura na broca é sempre superior à temperatura no material. Atendendo aos registos da câmara termográfica e ao tratamento dos resultados obtidos com os termopares pode-se concluir que não ocorreu necrose térmica em nenhum material, uma vez que a temperatura nunca foi superior a 50°C.

Relativamente à componente numérica verifica-se que os resultados obtidos são próximos dos obtidos experimentalmente. Este facto permite concluir que, a utilização de modelos numéricos podem ser utilizados de forma rápida e para a verificação em simultâneo de diferentes variáveis.

Analisando a temperatura das brocas nos casos obtidos nas clínicas dentárias é possível verificar que a temperatura média da broca possui o valor de 30.77°C na Clínica 1 e 24,12°C na Clínica 2. O osso é constituído pela parte cortical e trabecular, assim sendo fazendo a média dos valores médios da temperatura nos materiais cortical e trabecular mais densos obtém-se o valor de 37.51°C, na componente experimental. Assim, concluiu-se que há uma diferença entre 7 e 13.50°C com os valores obtidos na clínica e na componente experimental. Esta diferença deve-se ao facto de nas clínicas serem utilizados processos de irrigação.

6.2 Trabalhos Futuros

Como trabalhos futuros seguem as seguintes sugestões:

- Na vertente clínica, implementar um sistema de infravermelhos colocados, por exemplo, no foco de luz, para garantir a mesma distância de forma a tirar imagens termográficas no momento da saída da broca

- Na vertente clínica, a própria broca possuir um sistema de infravermelhos de forma a medir e registar a temperatura no osso e recorrendo às nanotecnologias. Desta forma, verificar-se-ia em tempo real a ocorrência da necrose térmica permitindo a intervenção imediata do profissional.

- Experimentalmente, num ensaio usar a mesma rotação com diferentes diâmetros da broca, e com as mesmas dimensões da broca utilizadas em outro ensaio, proceder à furação com diferentes rotações. Ambos os ensaios poderiam ter processos de irrigação. Esta experiência permitiria concluir qual seria a melhor técnica para se proceder à furação do tecido ósseo.

- Em contexto experimental poder-se-iam testar diferentes velocidades e forças de corte para ter a perceção do impacto destes fatores no aquecimento do osso.

- Relativamente ao modelo numérico poder-se-ia utilizar um modelo de elementos finitos com acoplamento térmico e mecânico, de forma a calcular o campo de tensões neste tipo de processos.

Referências bibliográficas

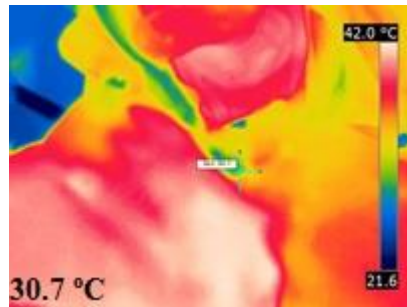
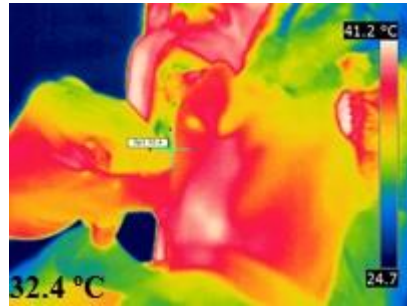
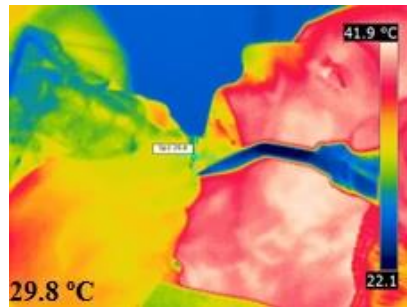
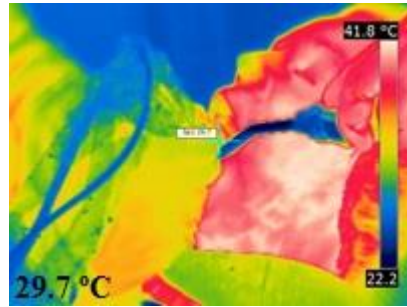
- [1] Basiaga M., Paszenda Z., Szewczenko J., Kaczmarek M. (2011). Numerical and experimental analyses of drills used in osteosynthesis. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. vol. 13, No. 4.
- [2] Sousa P. F. B. D. (2009). Estudos de processos térmicos decorrentes da usinagem: aplicação de problemas inversos em furação. *Tese apresentada ao programa de pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, para a obtenção do grau de doutor*.
- [3] Hillery M. T., Shuaib I. (1999). Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *Journal of Materials Processing Technology*, pp. 302-308.
- [4] Bachus K. N., Rondina M. T., Hutchinson D. T. (2000). The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Medical Engineering & Physics*. vol. 22, pp. 685-691.
- [5] Sharawy M., Weller N. (2002) Heat Generation During Implant Drilling: The Significance of Motor Speed. *Journal Oral Maxillofac Surgery*. vol. 60, pp. 1160-1169.
- [6] Udiljak T., Ciglar D., Skoric S. (2007). Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis. *Advances in Production Engineering & Management*. pp. 103-112. ISSN 1854-6250.
- [7] Augustin G., Davila S., Mihoci K., Udiljak T., Vedrina D. S., Antabak A. (2008). Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg*. vol. 128, pp. 71-77.
- [8] Davidson S. R.. (1999). Heat transfer in bone during drilling. *A thesis for degree of Master of Applied Science Graduate Department of Mechanical and industrial Engineering Institute of Biomaterials and Biomedical Engineering. University of Toronto*.

- [9] Salgueiredo E., Almeida F. A., Amaral M., Fernandes A. J., Costa F. M., Silva R. F., Oliveira F. J. (2009). CVD micro/nanocrystalline diamond (MCD/NCD) bilayer coated odontological drill bits. *Diamond and Related Materials*. 18. pp. 264-270.
- [10] Miller S. F., Shih A. J. (2007) “Thermo-Mechanical Finite Element Modeling of the Friction Drilling Process. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*. vol. 129.
- [11] Jee W. S. S. (2001). Integrated Bone Tissue Physiology: Anatomy and Physiology. In: Cowin S.C. (Ed), *Bone Mechanics Handbook*. Cap1. Boca Raton, FL: CRC Press, 1.1- 1.68.
- [12] Monteiro D. (2013). Avaliação da necrose térmica numa mandíbula humana provocada pela furação. *Relatório da Unidade Curricular de Projecto em: Engenharia Biomédica. Instituto Politécnico de Bragança*.
- [13] Fernandes M. G. A. (2013). Análise Biomecânica das Fraturas do Fémur e Avaliação do Melhor Implante. *Dissertação apresentada à Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Bragança, para obtenção do grau de Mestre em Tecnologia Biomédica*.
- [14] Thompson, J. C. (2012). Netter - Atlas de Anatomia Ortopédica. 2.^a edição. *Elsiever*. Brasil.
- [15] Silva P. F. S. C. (2007). Utilização de sensores Bragg em fibra óptica para medir a transferência de carga em sistemas de implantes dentários. *Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro, para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica*.
- [16] Frank M., Netter H. (2011). Atlas de anatomía Humana. 5^a Edição. *Elsevier Masson*. Barcelona.
- [17] Pandey R. K., Panda S. S. (2013). Drilling of bone: A comprehensive review. *Journal of clinical orthopaedics and trauma*. vol. 4, pp. 15-30.
- [18] Barbosa B. A. (2009). Análise Microscópica da Necrose Óssea Provocada pelo Aquecimento Friccional Durante a Confecção de Alvéolos Cirúrgicos para Implantes Osseointegráveis. *Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Barau da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de mestre em Odontologia*.
- [19] Oliveira A. M., Abreu A. M. (1997). Implantes - Guia para o paciente. *Lisboa: Antunes & Amílcar, Lda*.

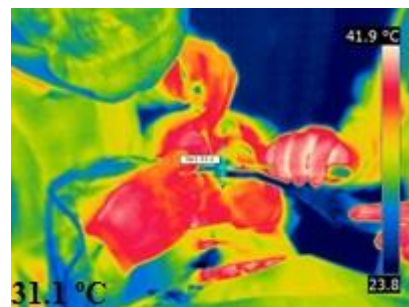
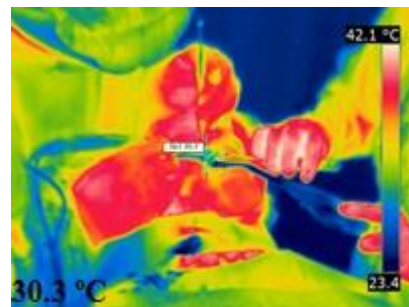
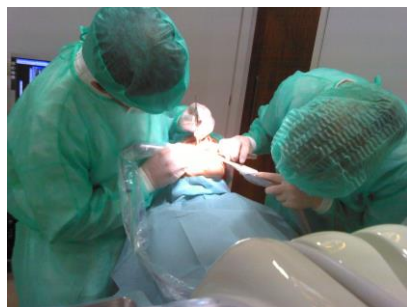
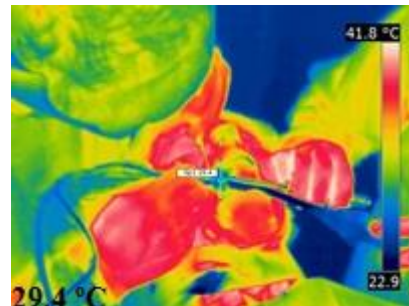
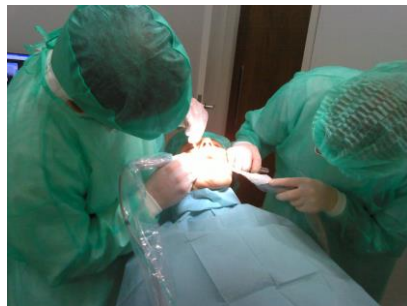
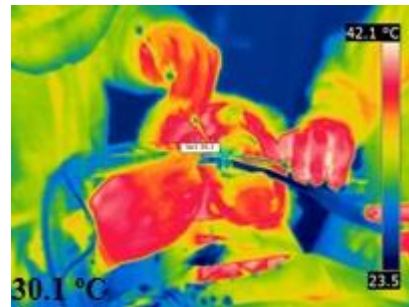
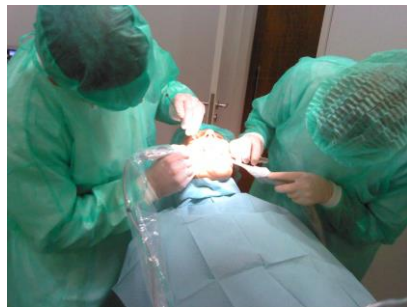
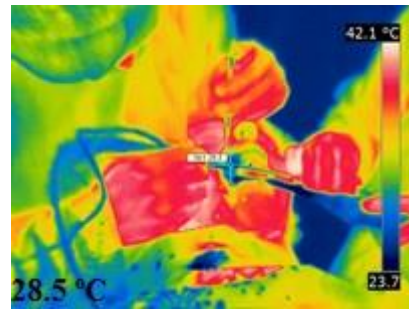
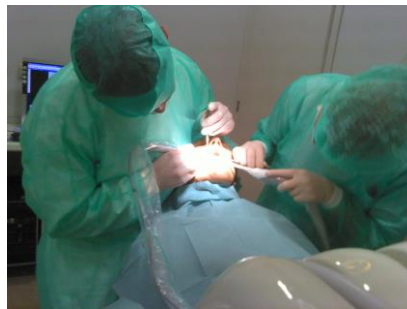
- [20] Huang L., Shotwell J. L., Wang H. (2005). Dental implants for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. vol. 127. pp. 713-722.
- [21] Albrektsson T., Zarb G., Worthington P., Eriksson A. R. (1986). The Long-Term Efficacy of Currently Used Dental Implants: A Review and Proposed Criteria of Success. *International Journal Oral Maxillo fac implants*. 1(1):11-25.
- [22] Mesquita P. M. V. (2009). Avaliação do comportamento de células osteoblásticas na presença de diferentes superfícies de implantes. *Dissertação de candidatura ao grau de Doutor, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto*.
- [23] Oliveira T. M. D. (2012). Análise de Sistemas de Energia e Máquinas Elétricas com recurso a termografia. *Dissertação realizada no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores, Major Energia. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto*.
- [24] Fonseca E. M. M., Magalhães K., Fernandes M., Barbosa M., Sousa G. (2013). The Assessment of the Thermal Necrosis due a Drilling Dental Process with or without Irrigation. *IEEE 3rd Portuguese Meeting in Bioengineering (ENBENG)*. pp. 157-159.
- [25] Lee O. J., Ozdoganlar Y. R. B. (2012). An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling. *Medical Engineering Physics*. p. 1513.
- [26] EUROCODE 3, “Design of steel structures – Part 1-2: General rules – Structural fire design,,” ENV 1993 – 1-2:1995.

Anexos

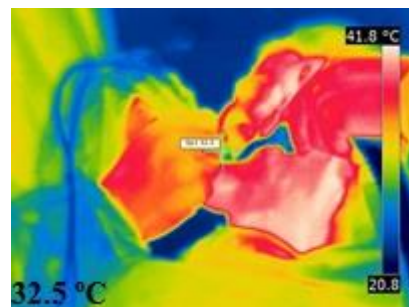
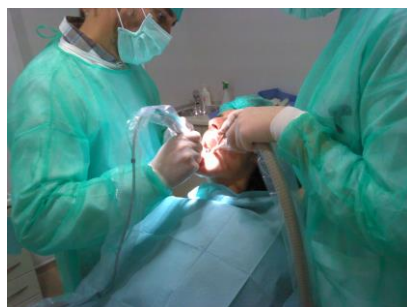
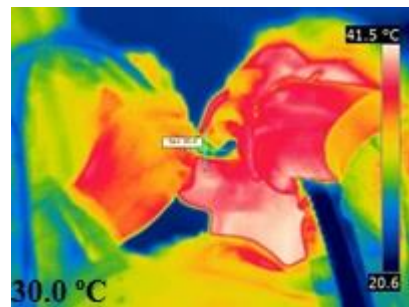
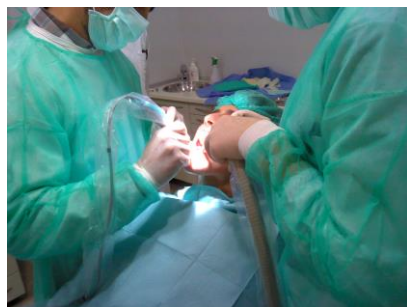
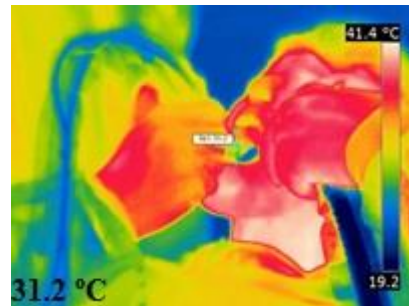
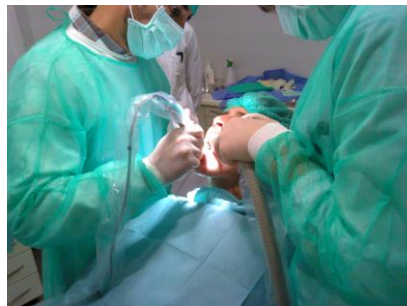
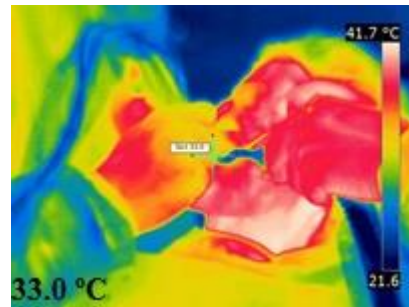
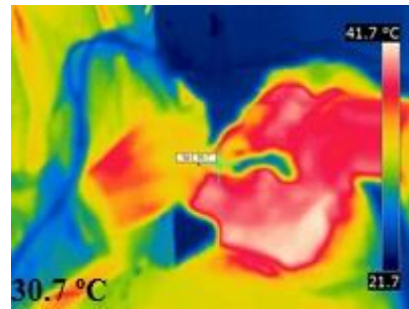
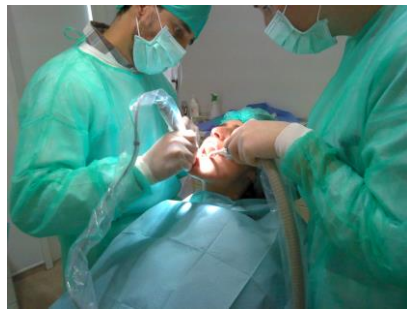
Anexo A: Clínica 1 – Paciente 1



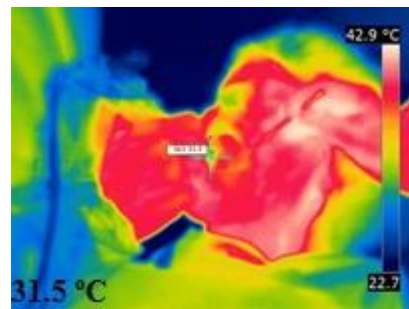
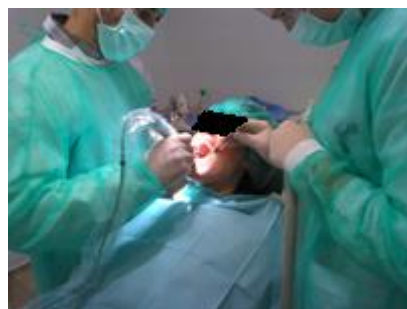
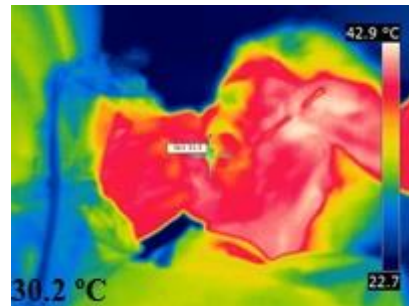
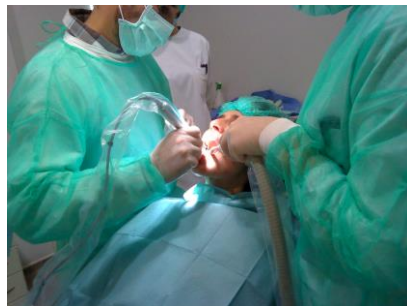
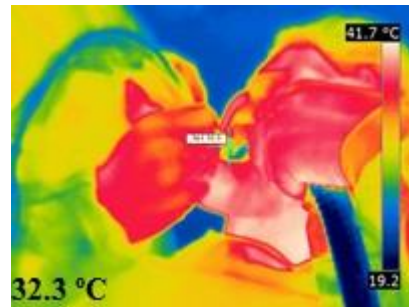
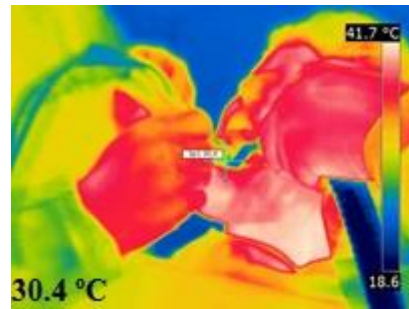
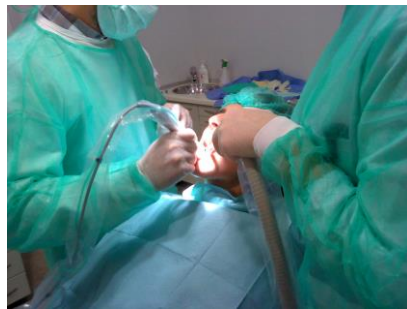
Anexo A Clínica 1 – Paciente 2



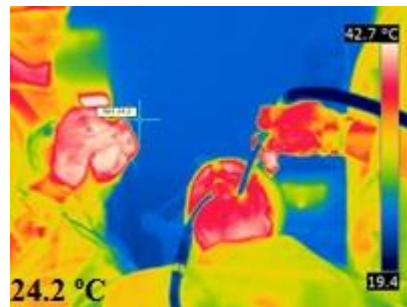
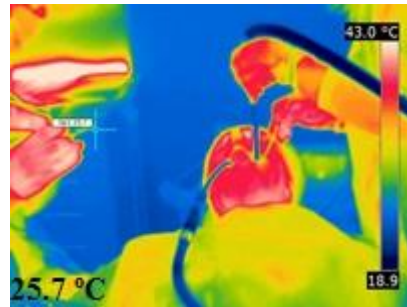
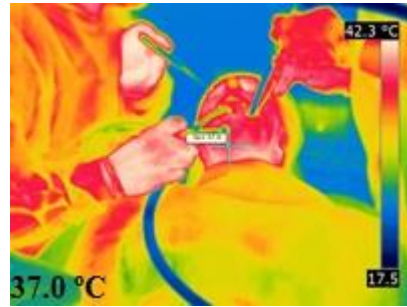
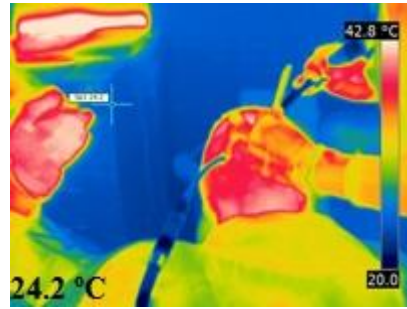
Anexo A Clínica 1 – Paciente 3



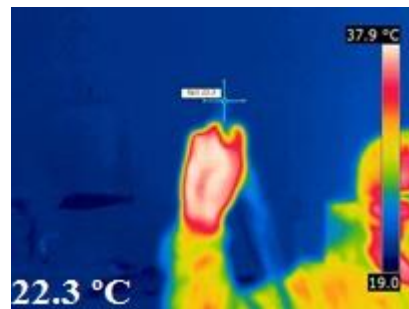
Anexo A Clínica 1 – Paciente 3 (continuação)



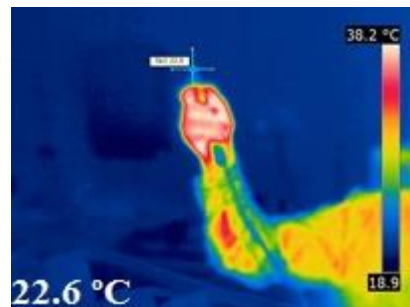
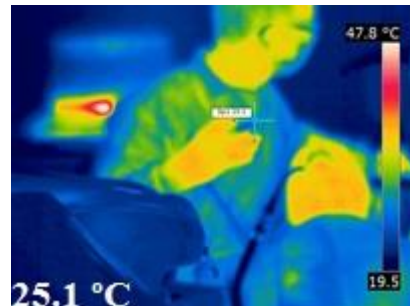
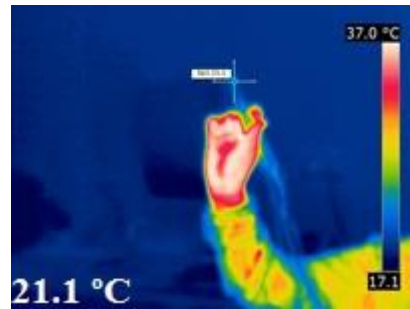
Anexo A Clínica 2 – Paciente 1



Anexo A Clínica 2 – Paciente 2



Anexo A Clínica 2 – Paciente 3



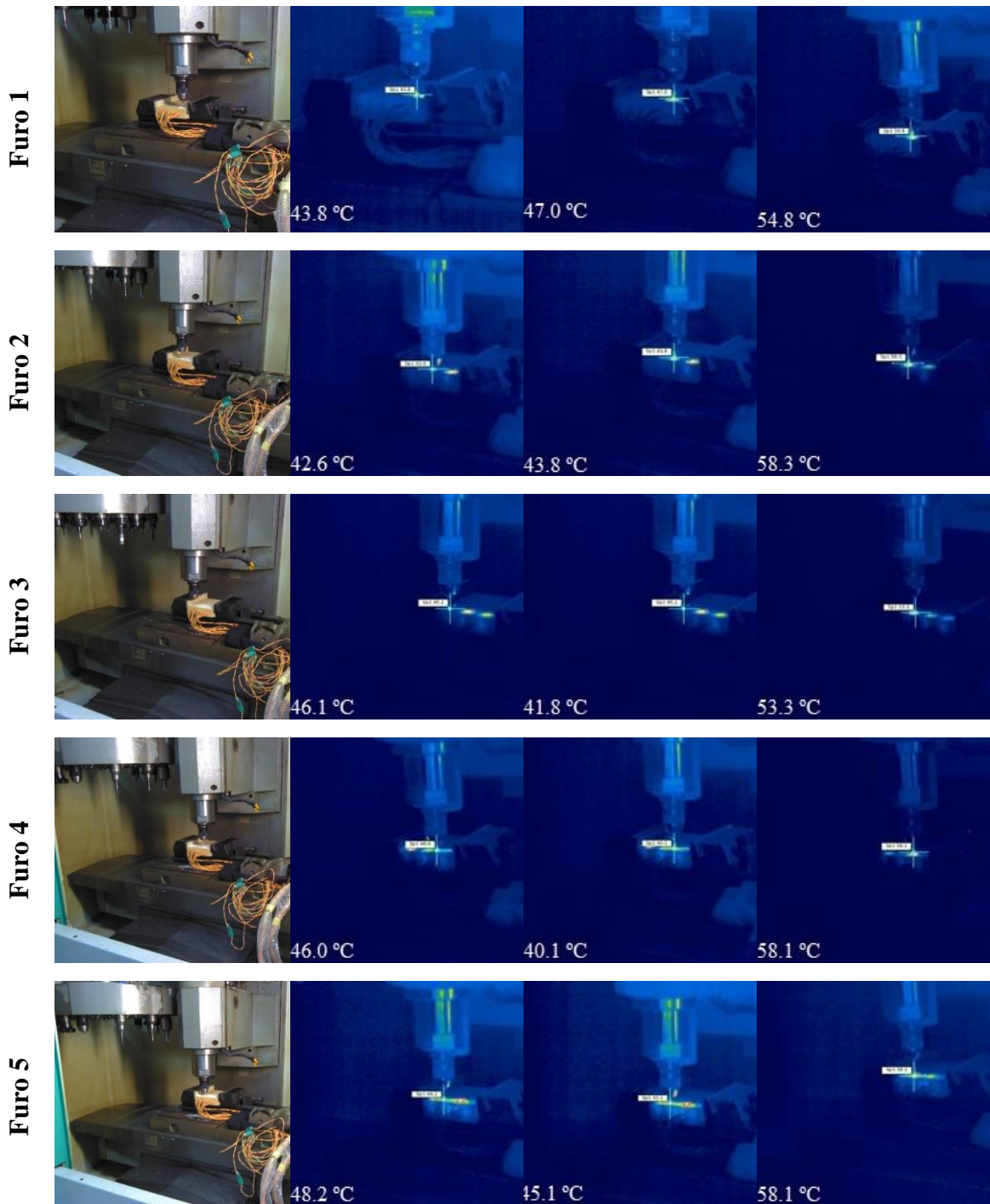
Anexo B Desenho SolidWorks

Anexo C Imagens termográficas

3 Fases de furação

Cortical + Denso

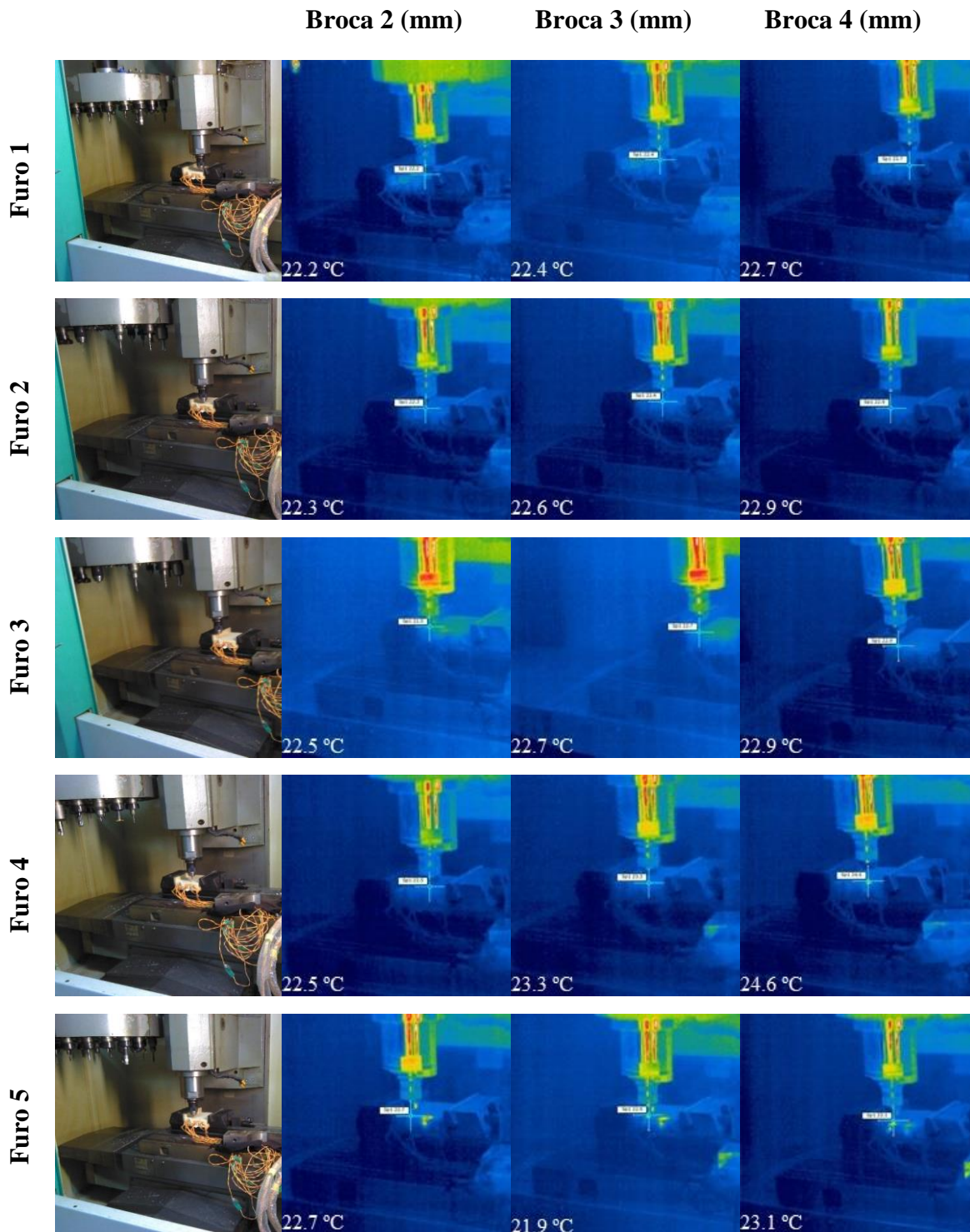
Broca 2 (mm) Broca 3 (mm) Broca 4 (mm)



Anexo C Imagens termográficas (continuação)

3 Fases de furação

Cortical - Denso

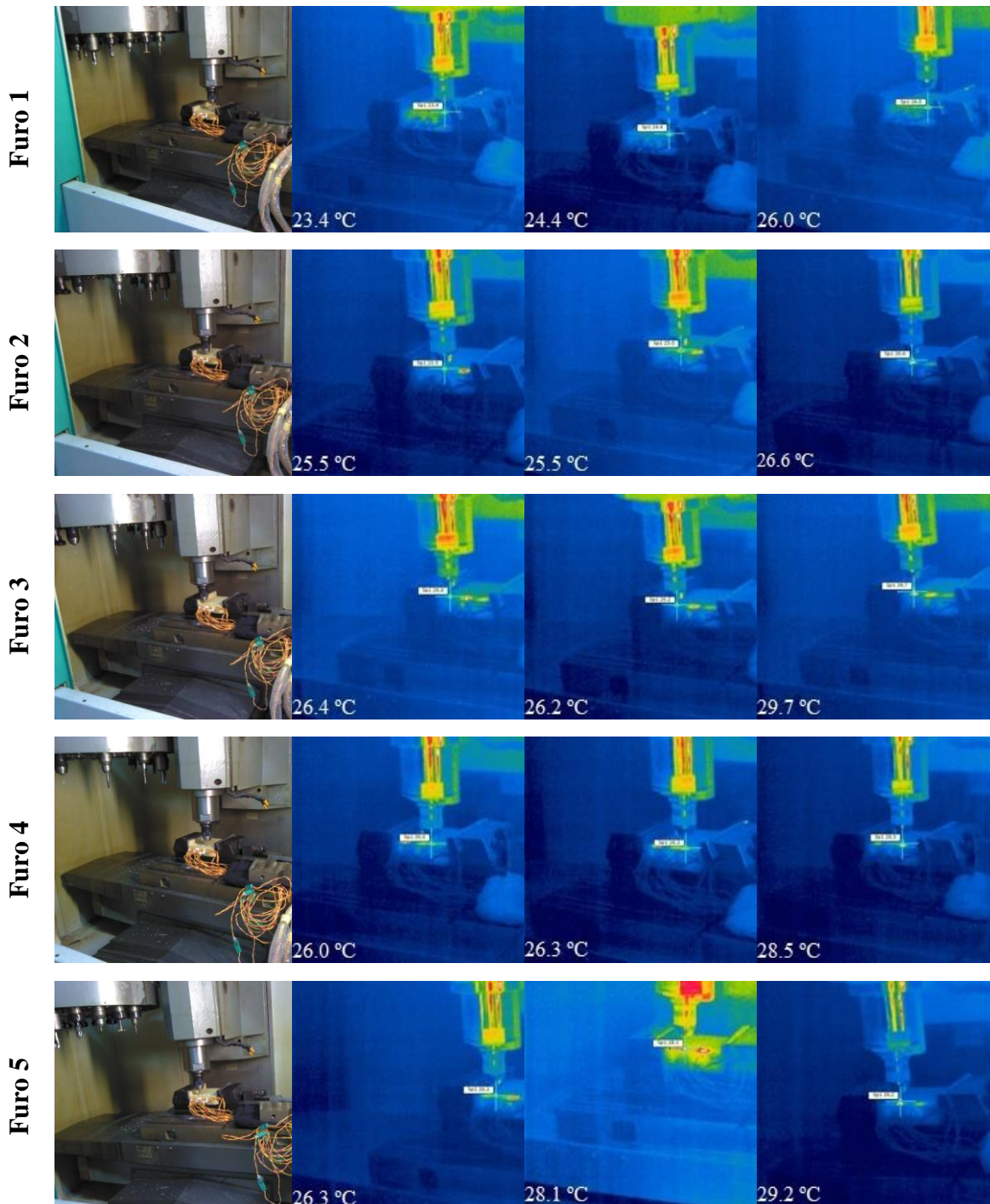


Anexo C Imagens termográficas (continuação)

3 Fases de furação

Trabecular + Denso

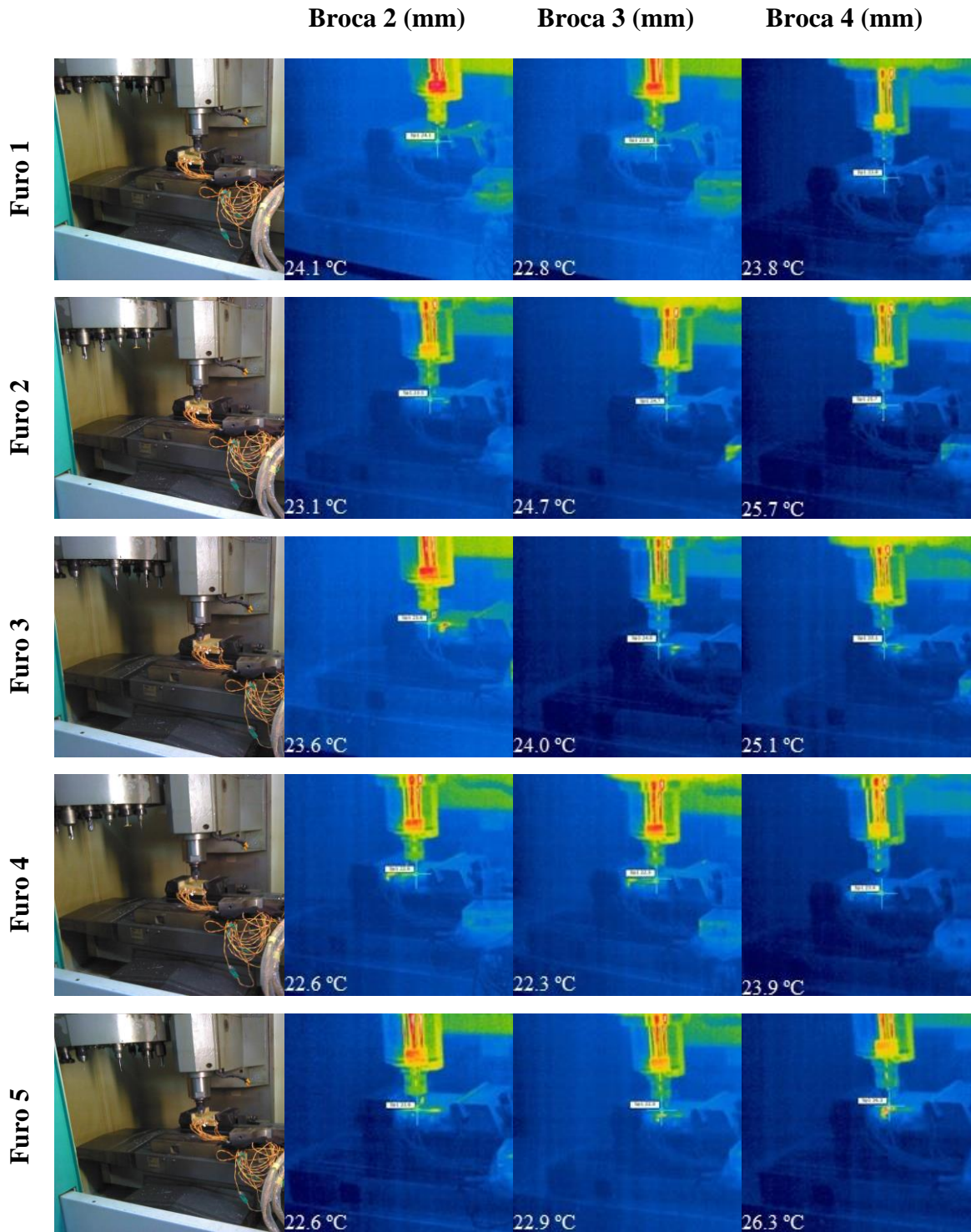
Broca 2 (mm) Broca 3 (mm) Broca 4 (mm)



Anexo C Imagens termográficas (continuação)

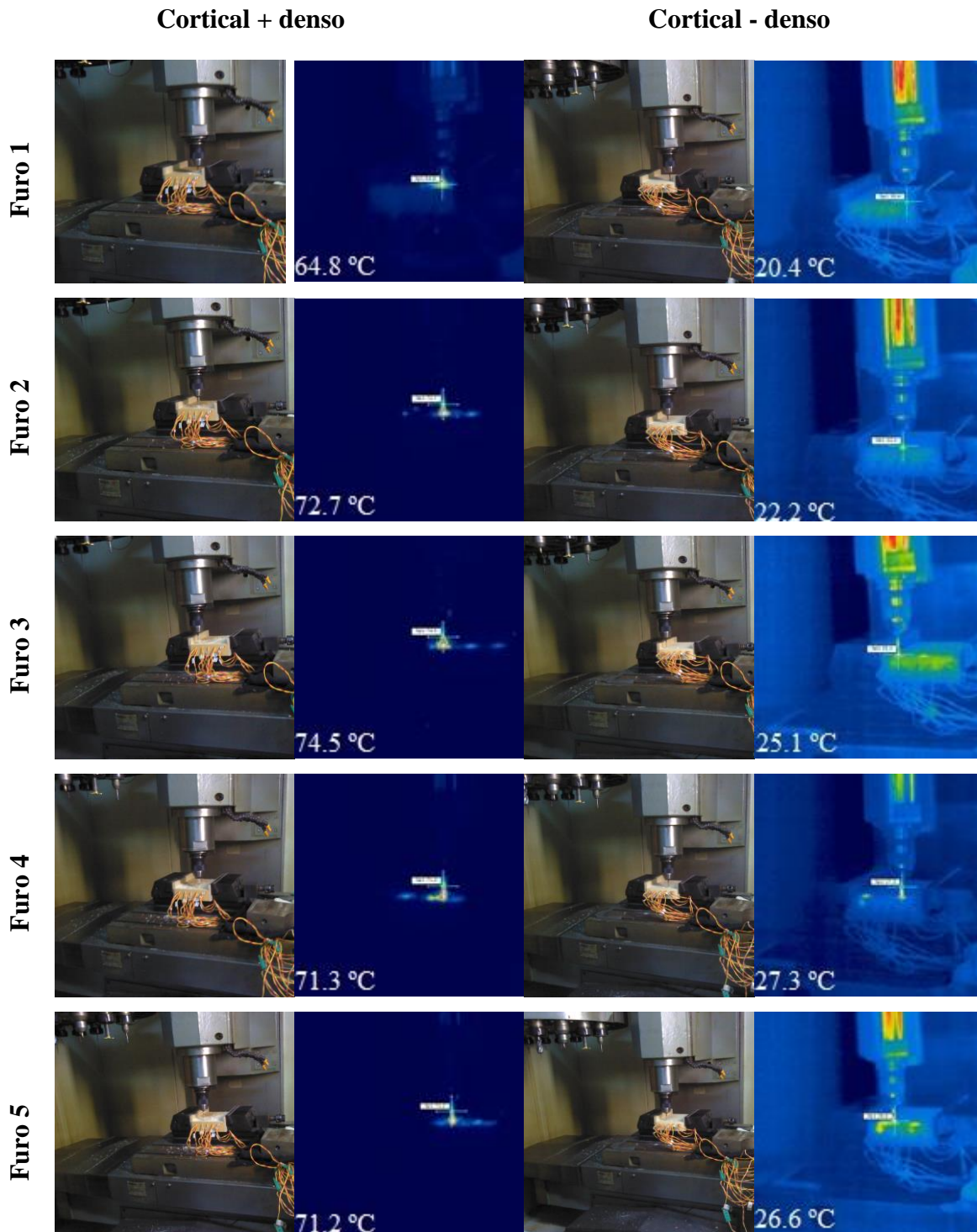
3 Fases de furação

Trabecular - Denso



Anexo C Imagens termográficas (continuação)

Furação única (Broca 4 mm)



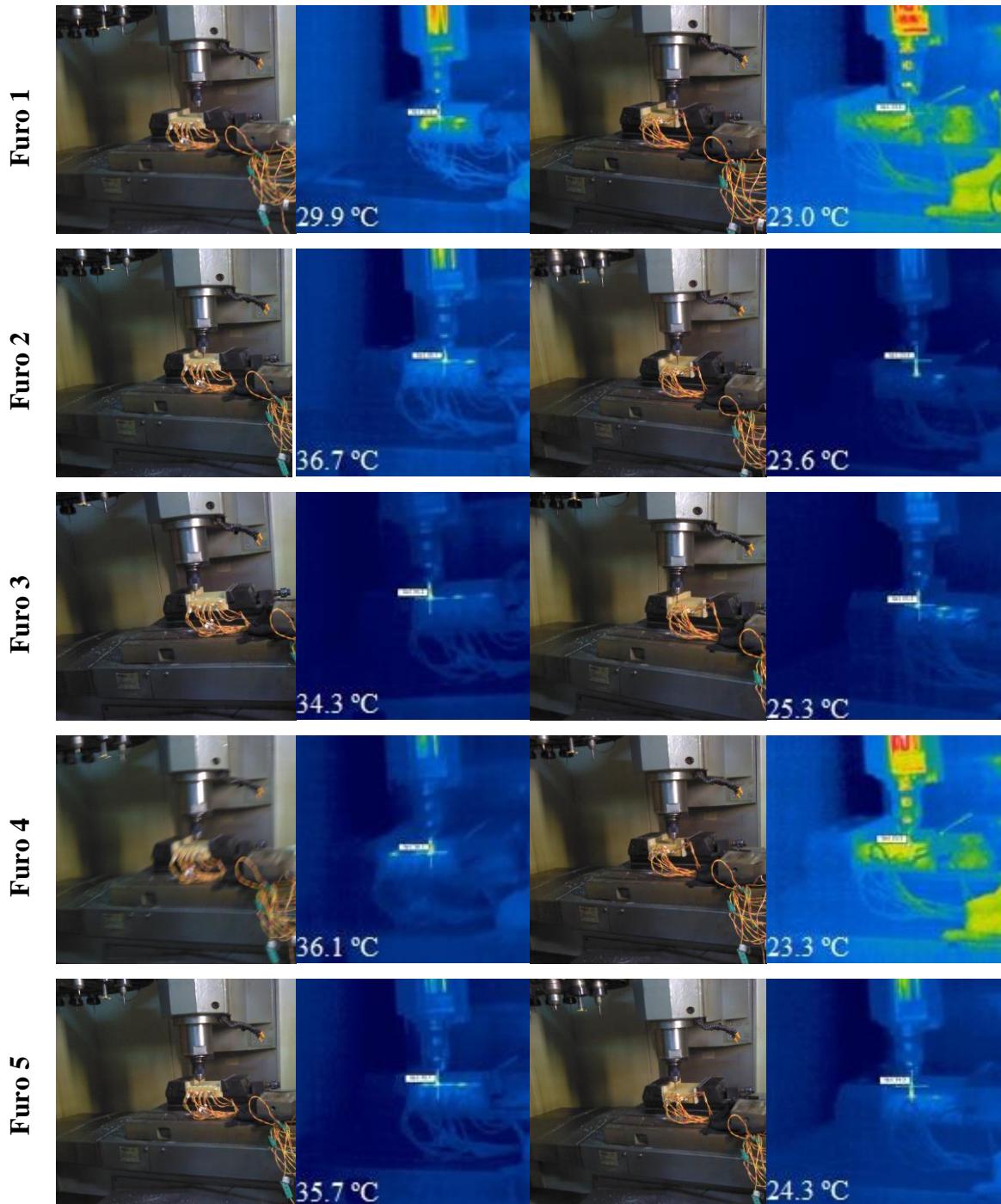
Anexo C

Imagens termográficas (continuação)

Furação única (Broca 4 mm)

Trabecular + denso

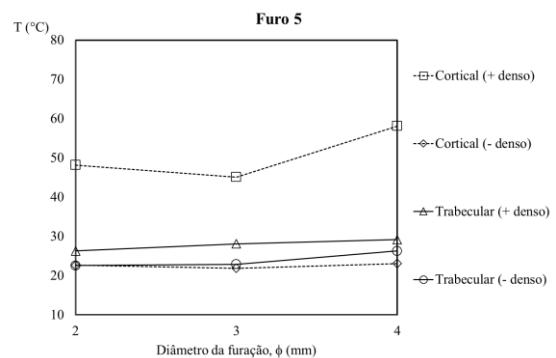
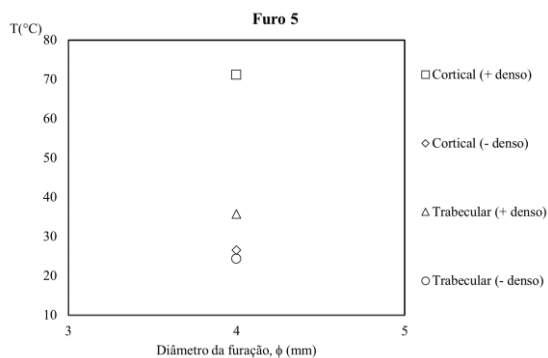
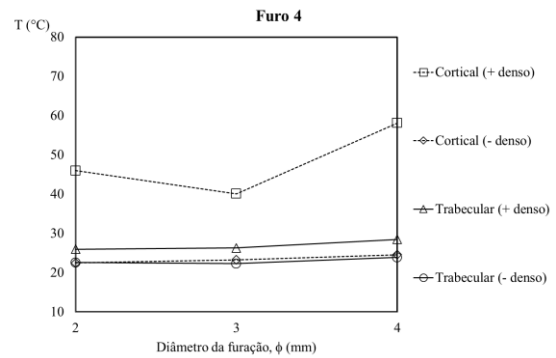
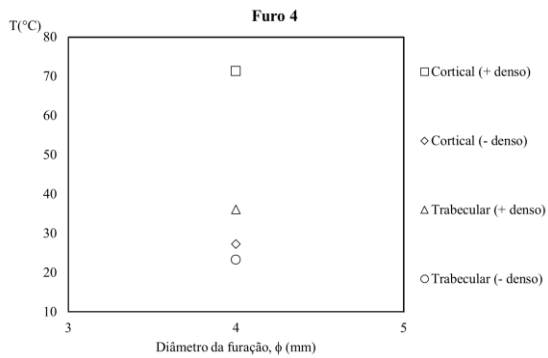
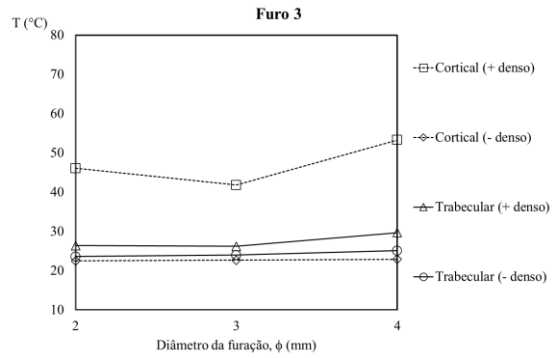
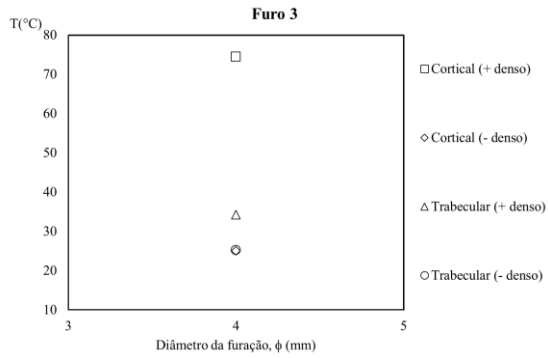
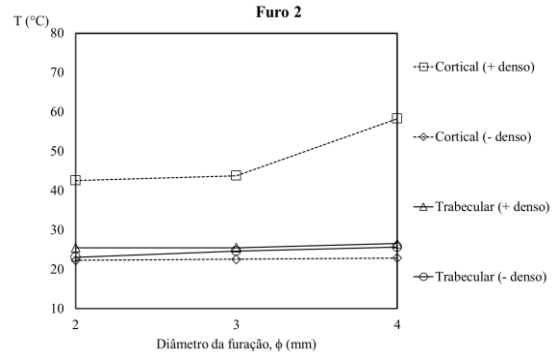
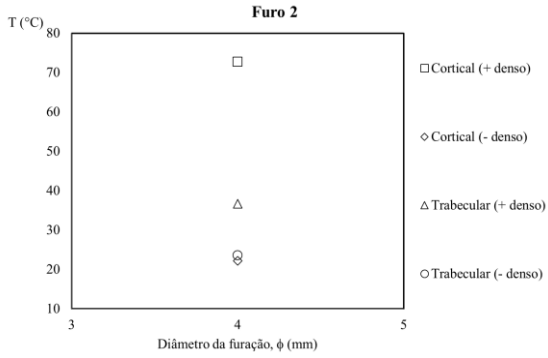
Trabecular - denso



Anexo D Gráficos com os dados obtidos com a câmara termográfica

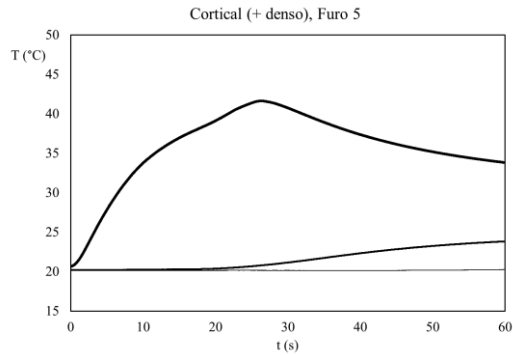
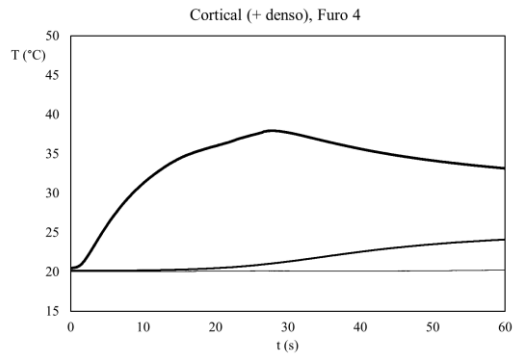
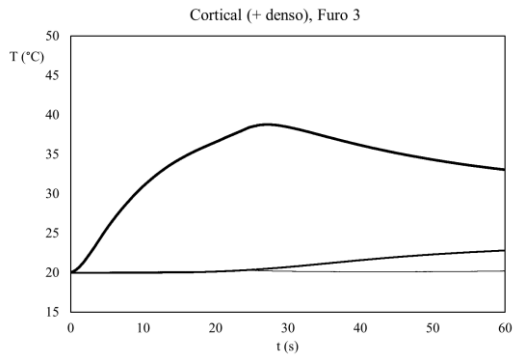
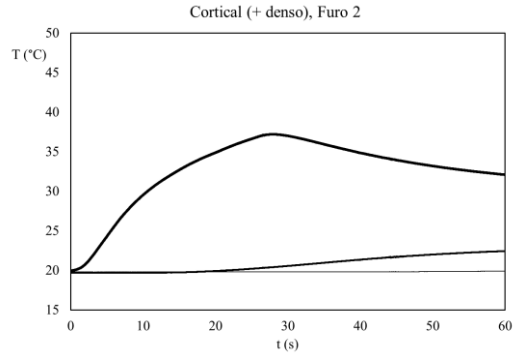
Lado A (Uma broca)

Lado B (Três brocas)

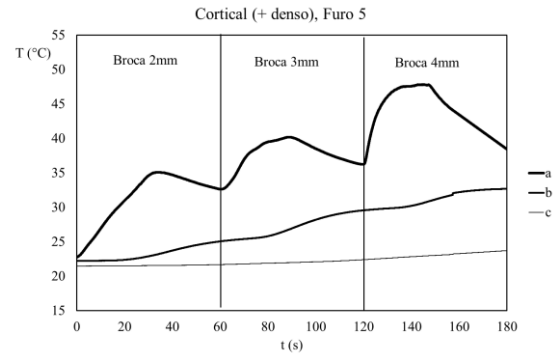
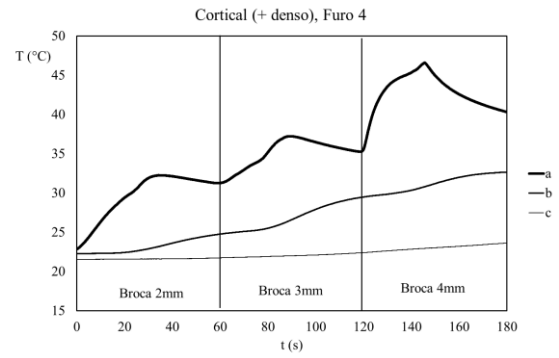
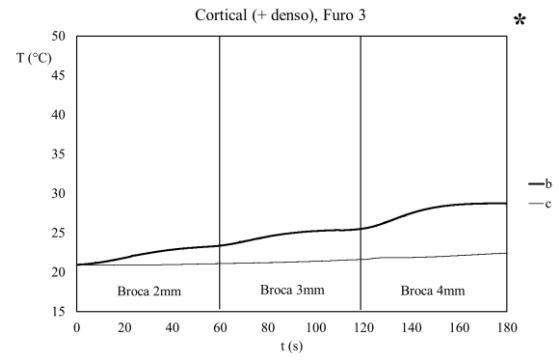
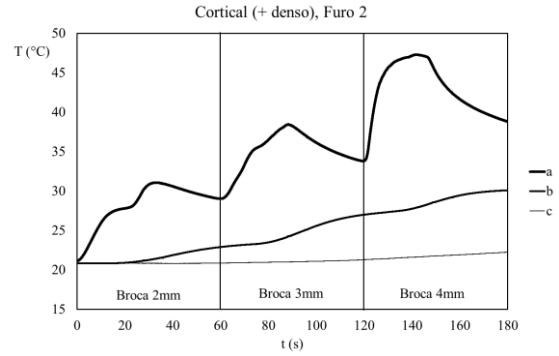


Anexo E Gráficos com os dados obtidos com os termopares

Lado A (Uma broca)



Lado B (Três brocas)

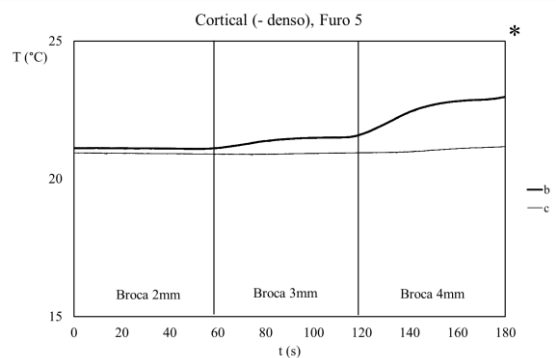
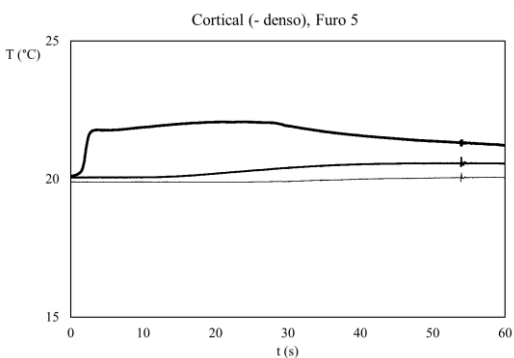
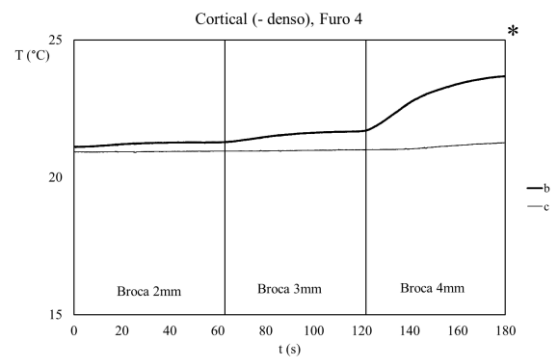
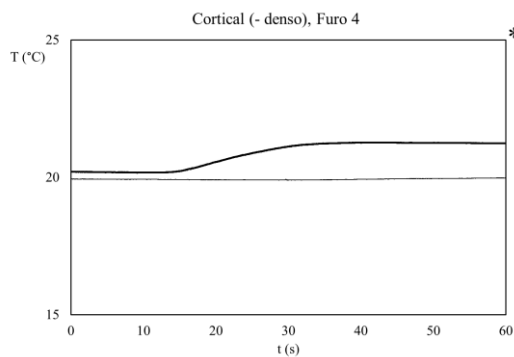
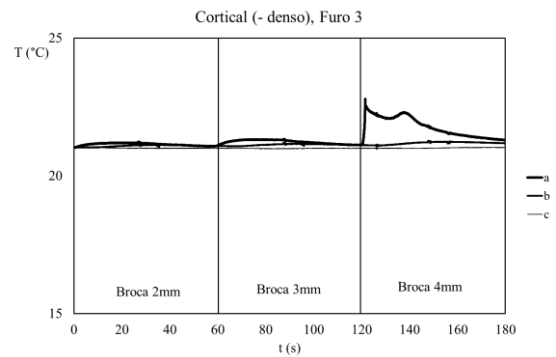
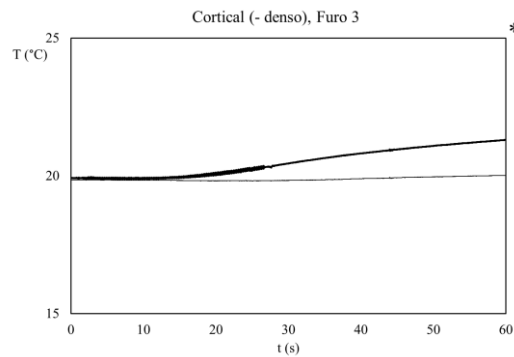
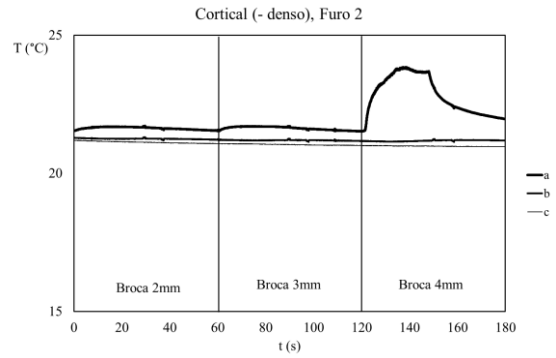
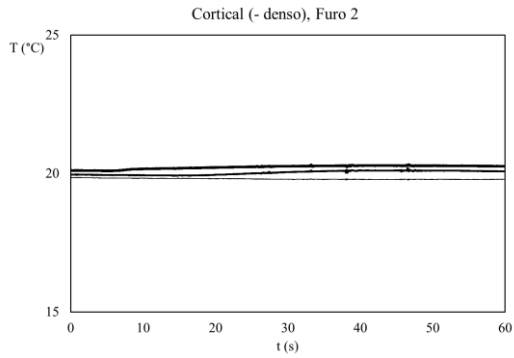


*: Termopar não leu corretamente.

Anexo E Gráficos com os dados obtidos com os termopares (continuação)

Lado A (Uma broca)

Lado B (Três brocas)

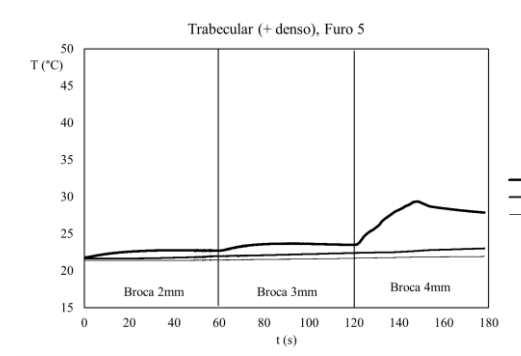
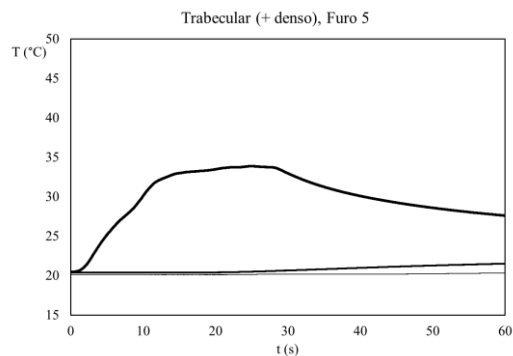
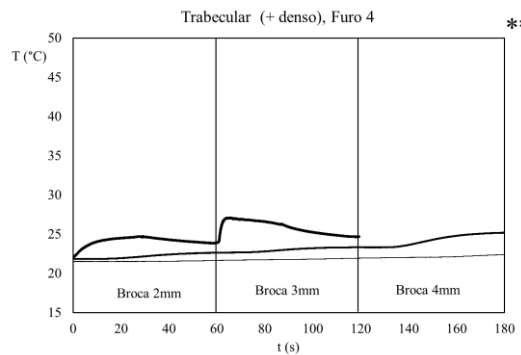
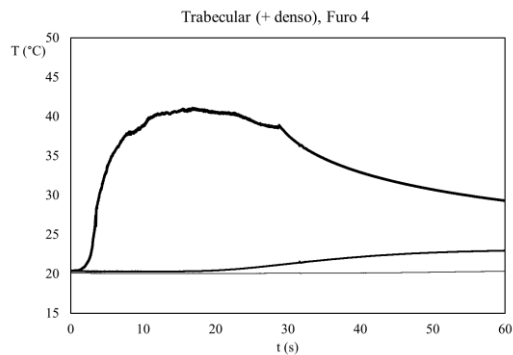
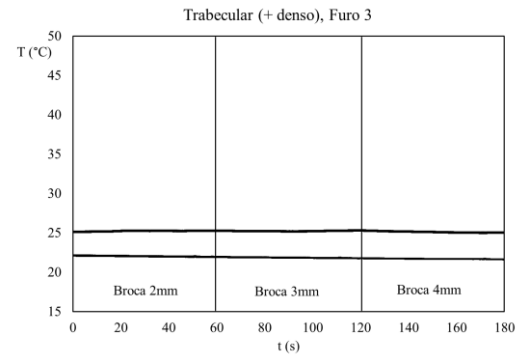
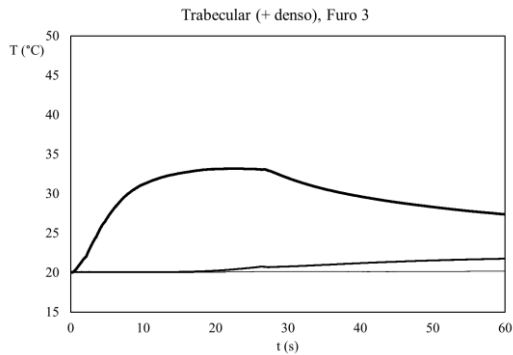
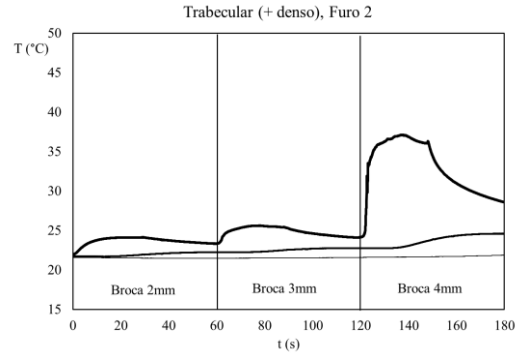
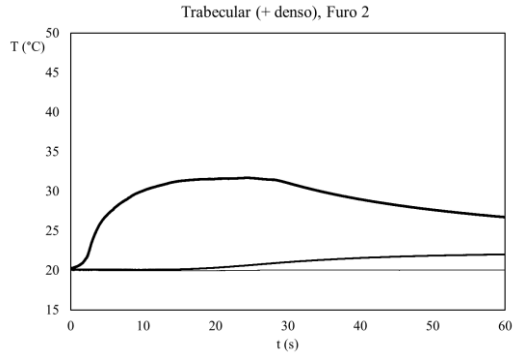


*: Termopar não leu corretamente.

Anexo E Gráficos com os dados obtidos com os termopares (continuação)

Lado A (Uma broca)

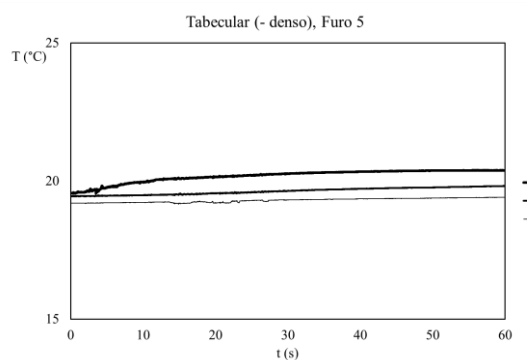
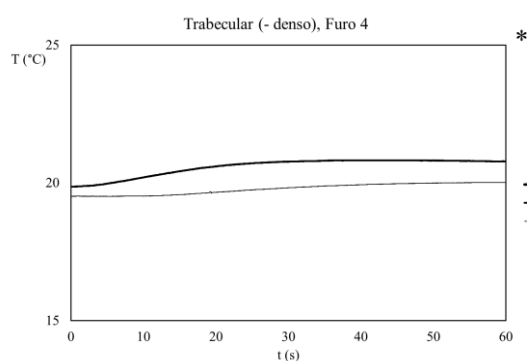
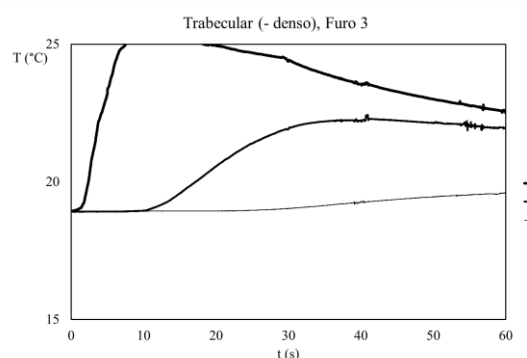
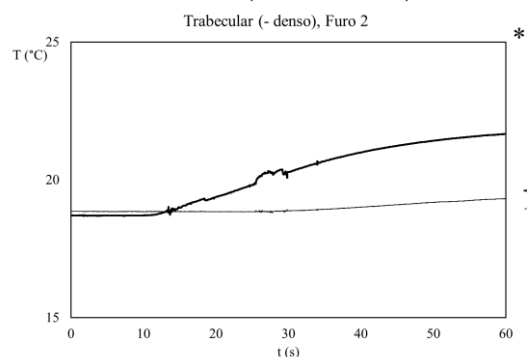
Lado B (Três brocas)



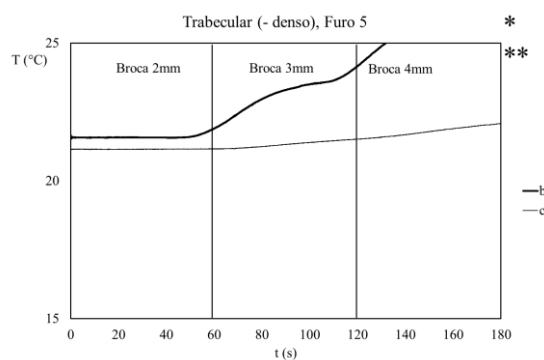
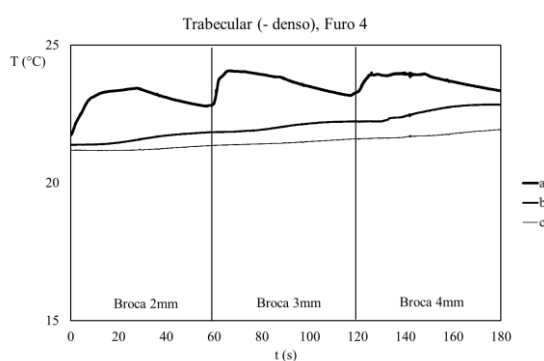
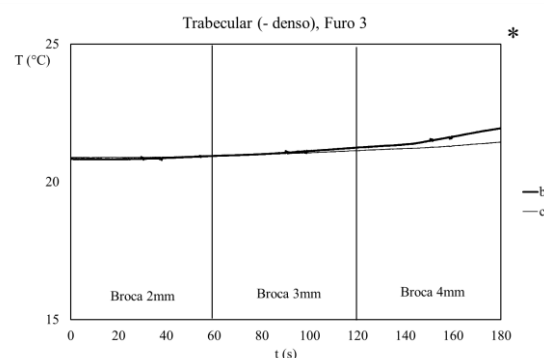
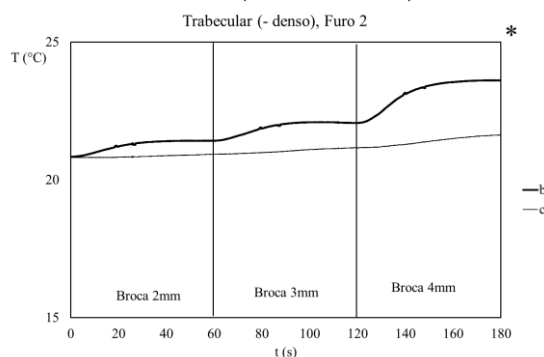
** : Termopar deixou de fazer a leitura.

Anexo E Gráficos com os dados obtidos com os termopares (continuação)

Lado A (Uma broca)



Lado B (Três brocas)

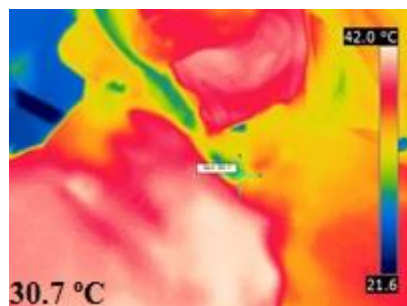
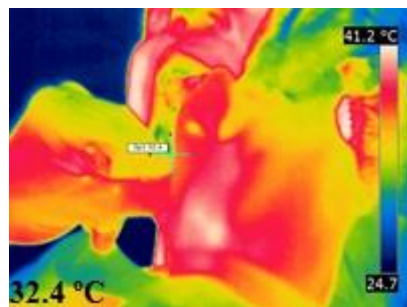
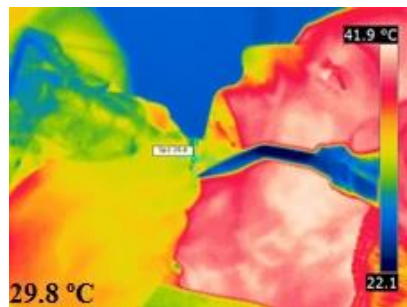
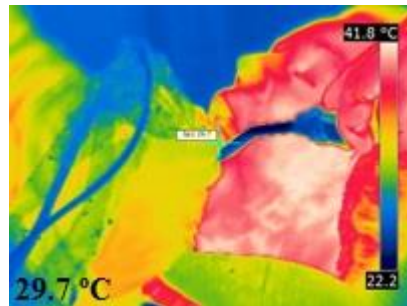
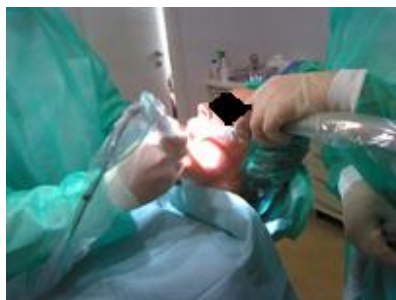


*: Termopar não leu corretamente.

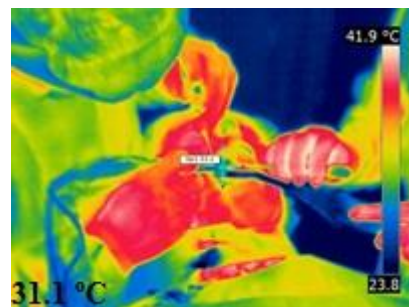
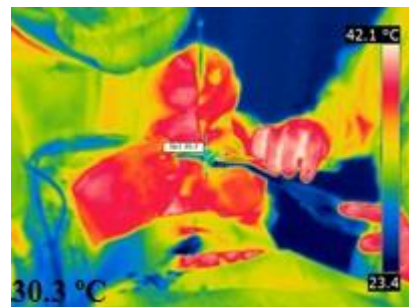
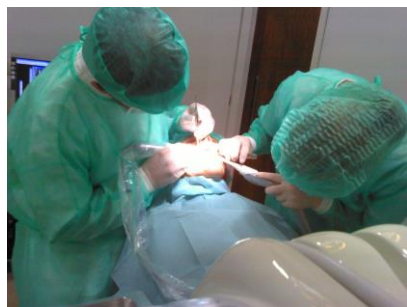
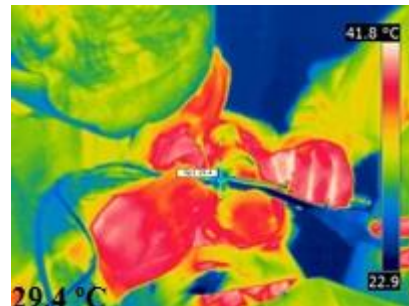
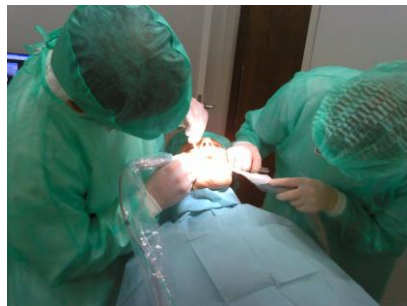
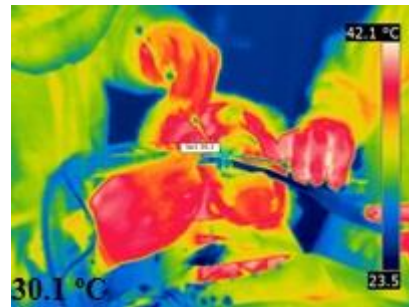
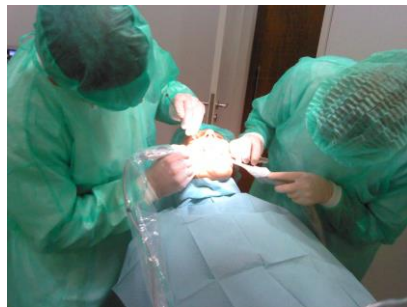
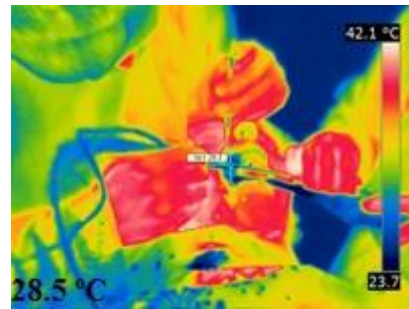
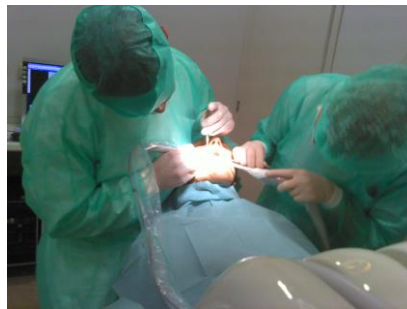
** : Termopar deixou de fazer a leitura.

Anexos

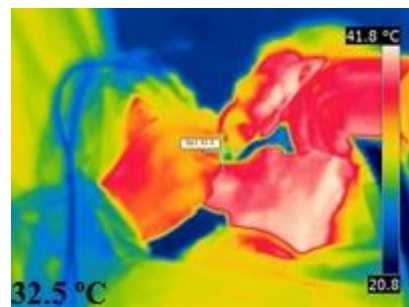
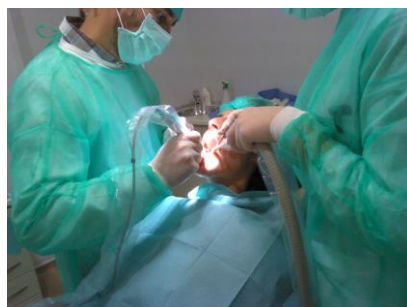
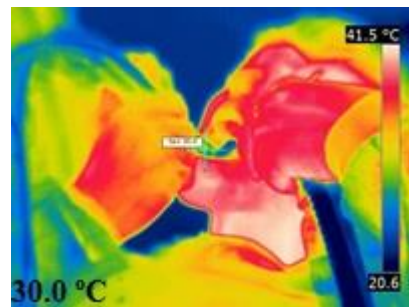
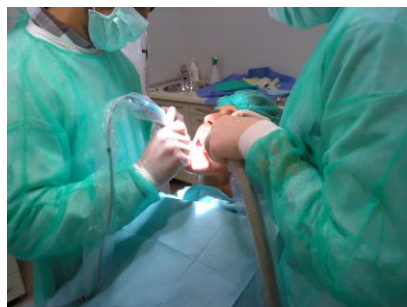
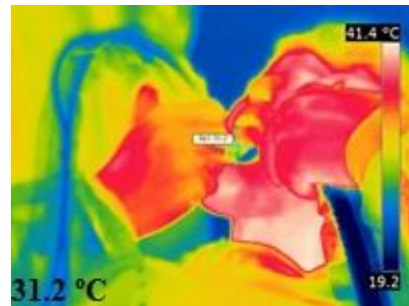
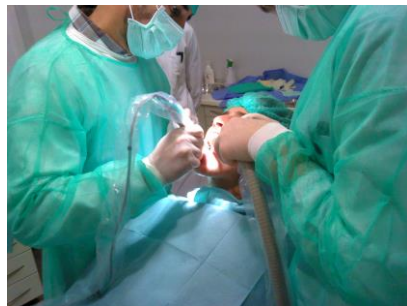
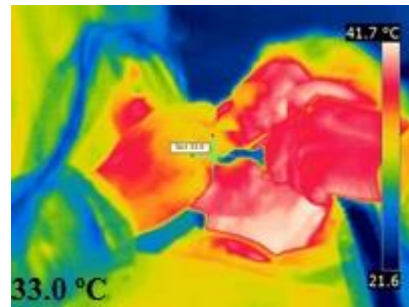
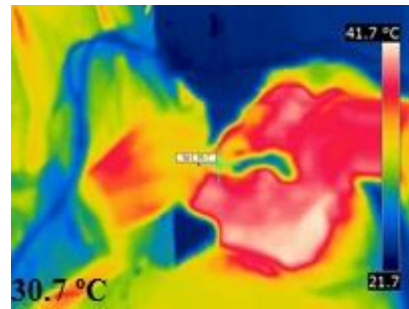
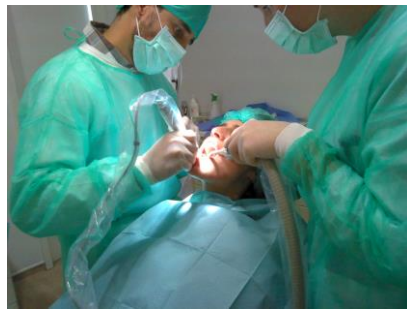
Anexo A: Clínica 1 – Paciente 1



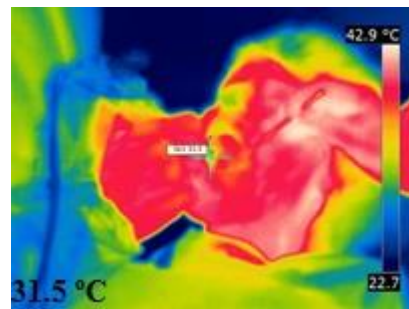
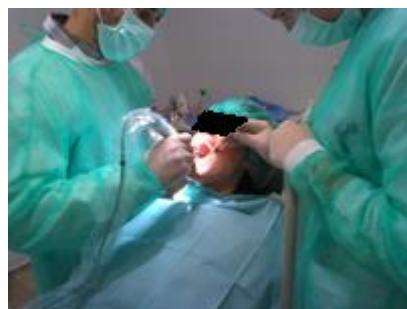
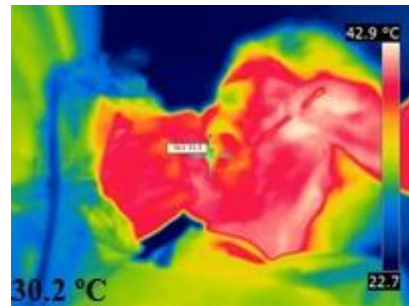
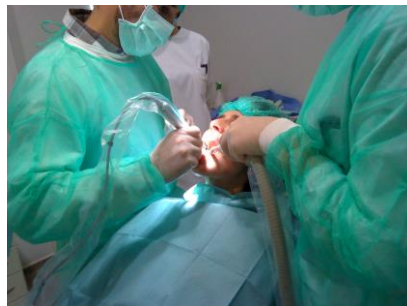
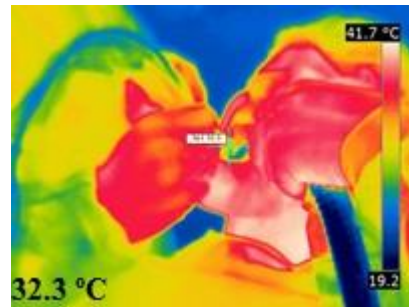
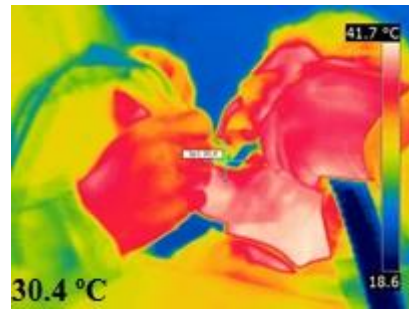
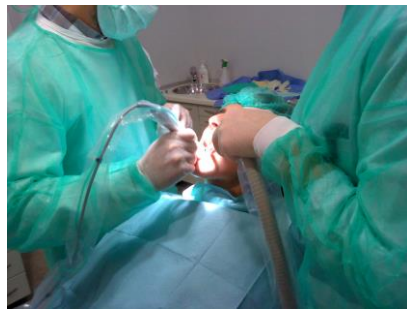
Anexo A Clínica 1 – Paciente 2



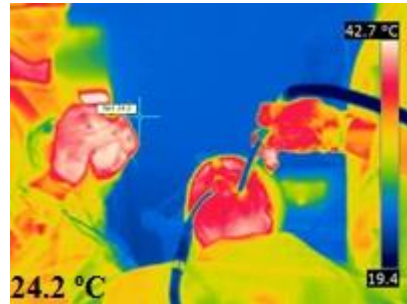
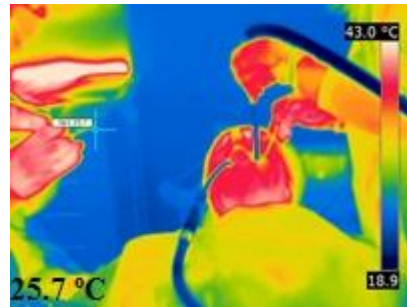
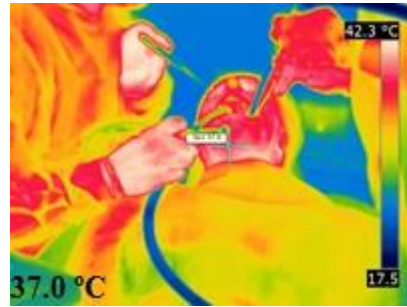
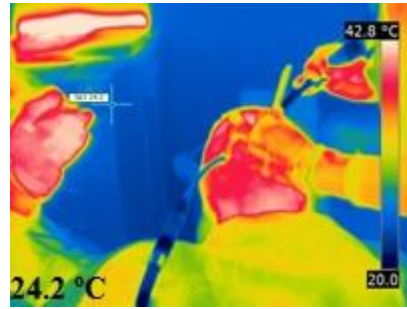
Anexo A Clínica 1 – Paciente 3



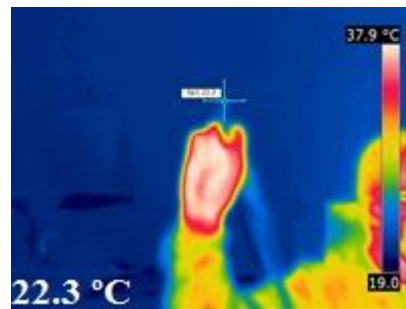
Anexo A Clínica 1 – Paciente 3 (continuação)



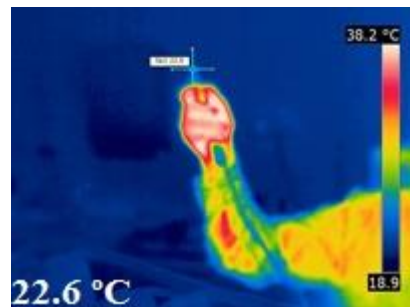
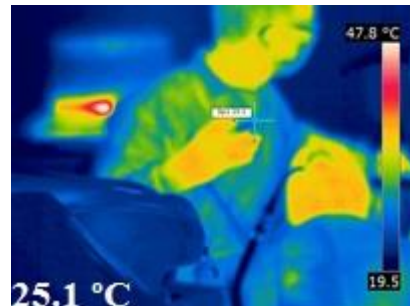
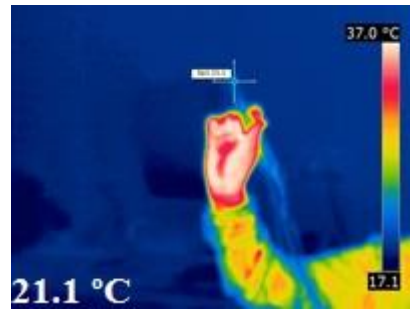
Anexo A Clínica 2 – Paciente 1



Anexo A Clínica 2 – Paciente 2



Anexo A Clínica 2 – Paciente 3



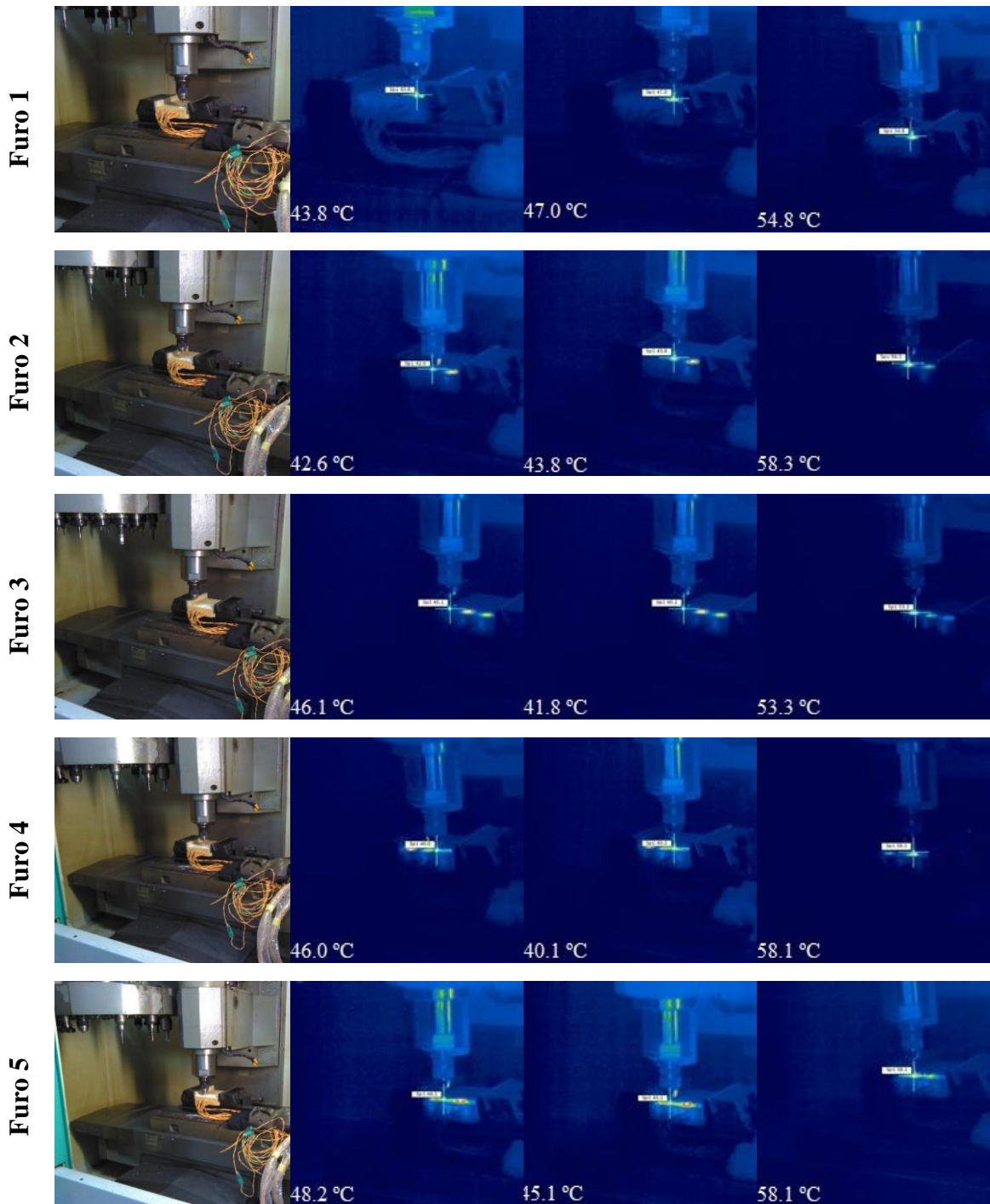
Anexo B Desenho SolidWorks

Anexo C Imagens termográficas

3 Fases de furação

Cortical + Denso

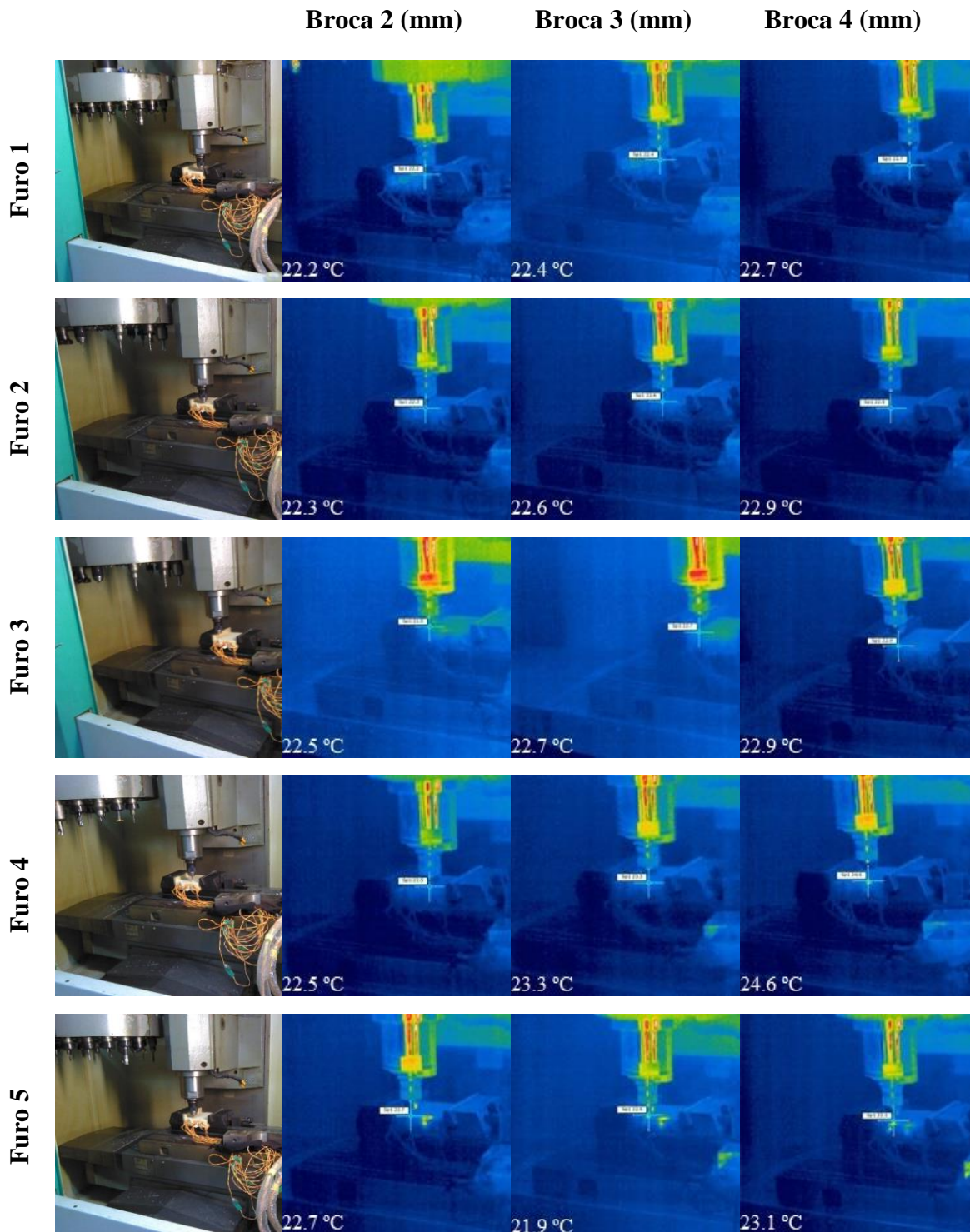
Broca 2 (mm) Broca 3 (mm) Broca 4 (mm)



Anexo C Imagens termográficas (continuação)

3 Fases de furação

Cortical - Denso

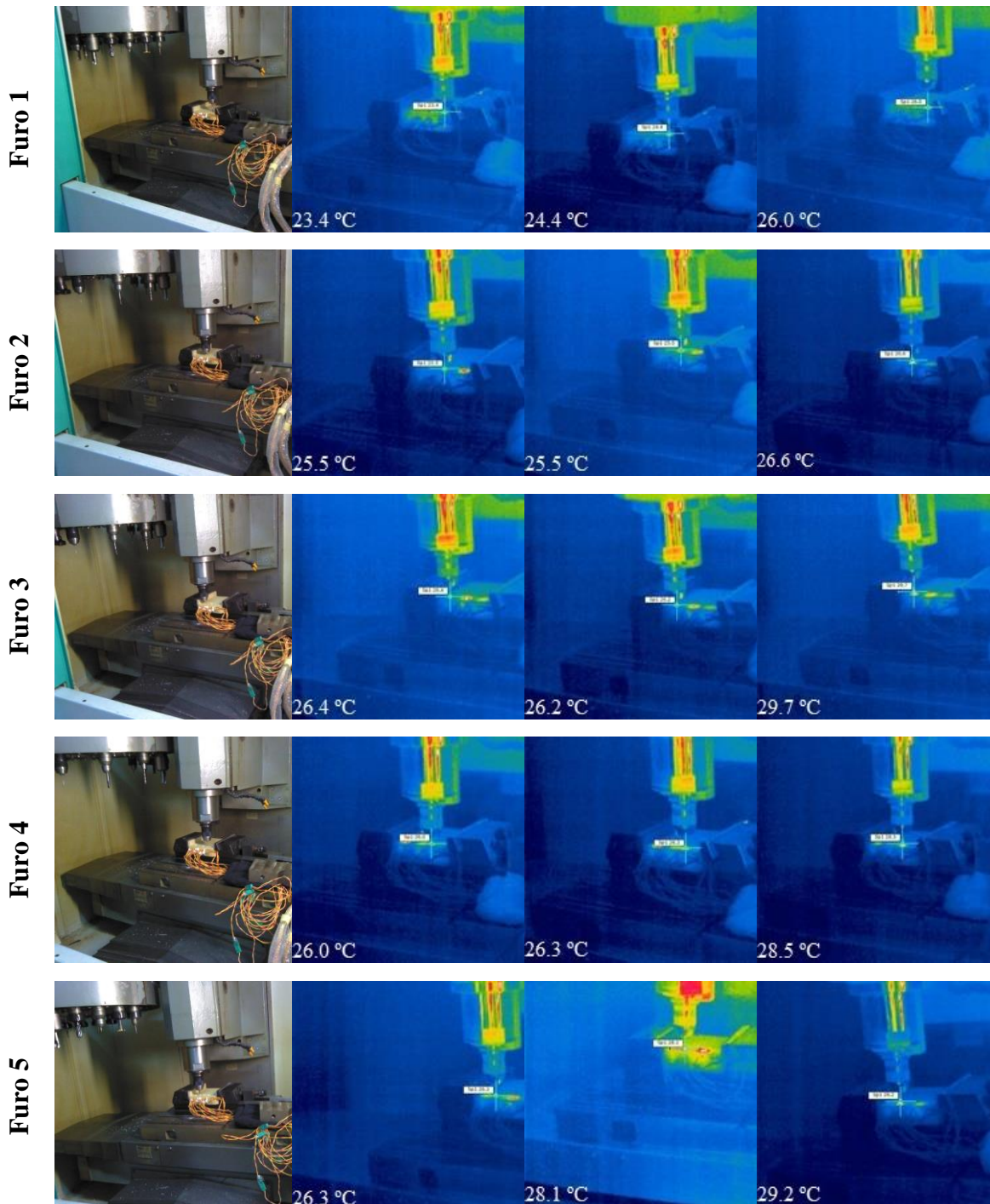


Anexo C Imagens termográficas (continuação)

3 Fases de furação

Trabecular + Denso

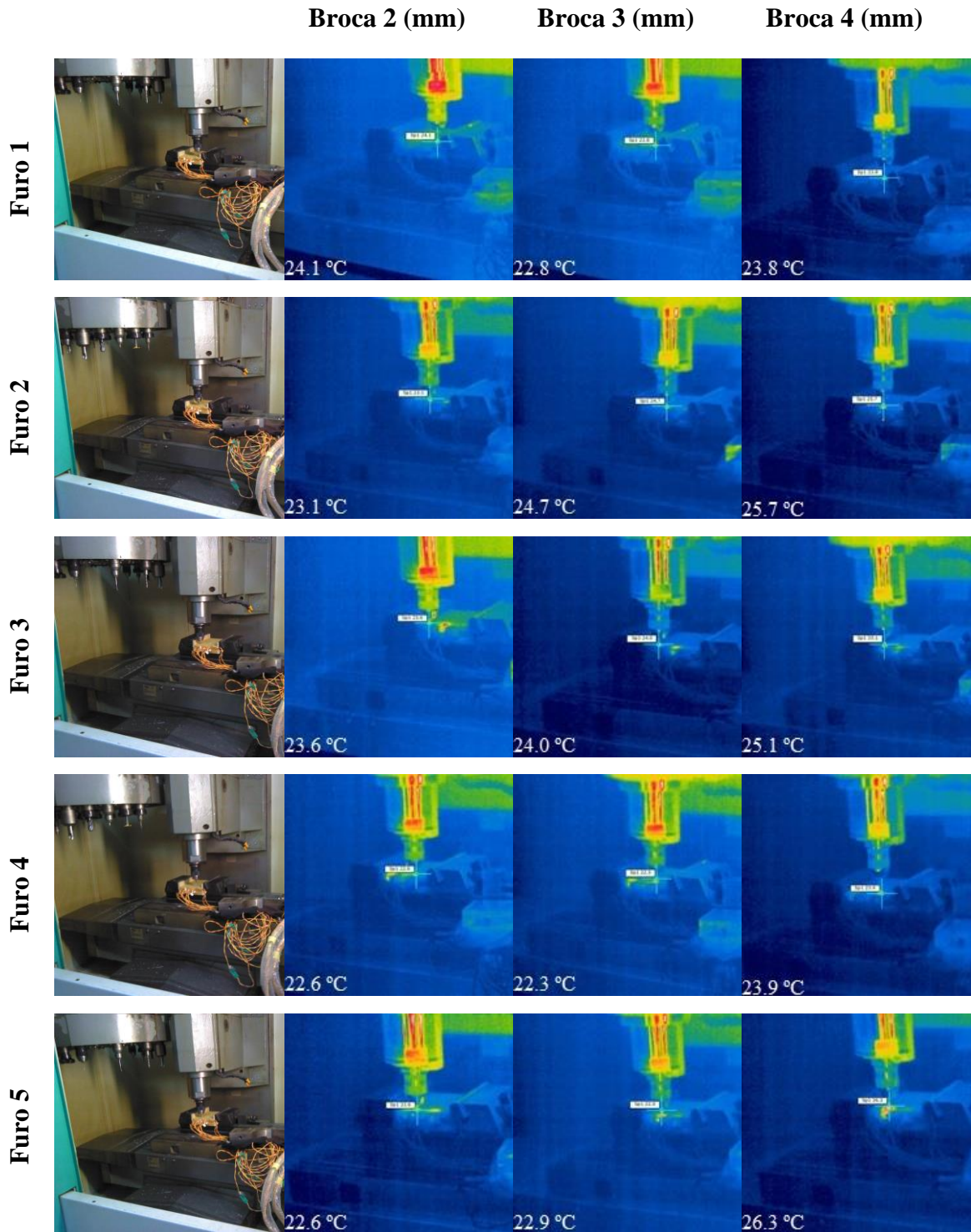
Broca 2 (mm) Broca 3 (mm) Broca 4 (mm)



Anexo C Imagens termográficas (continuação)

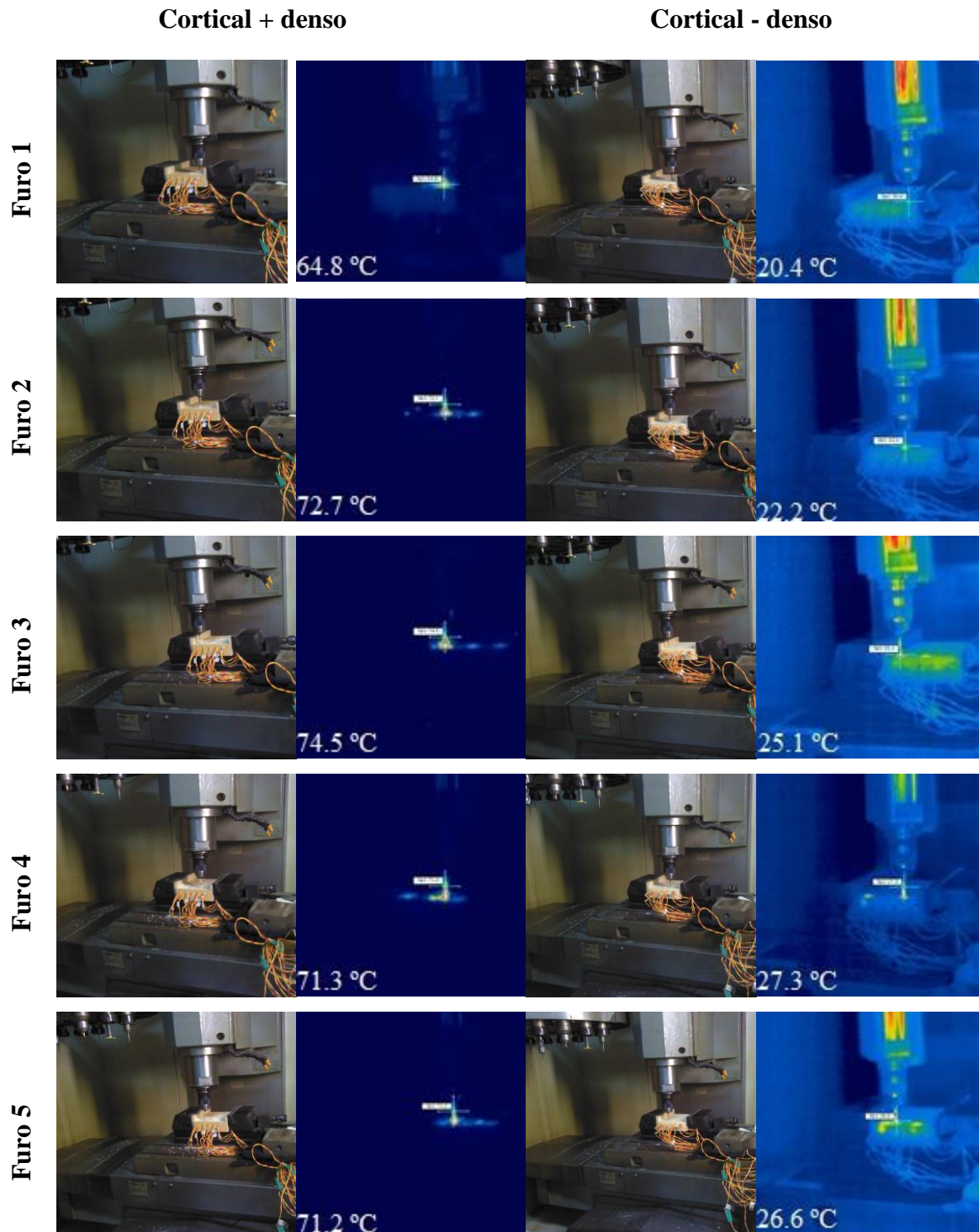
3 Fases de furação

Trabecular - Denso



Anexo C Imagens termográficas (continuação)

Furação única (Broca 4 mm)



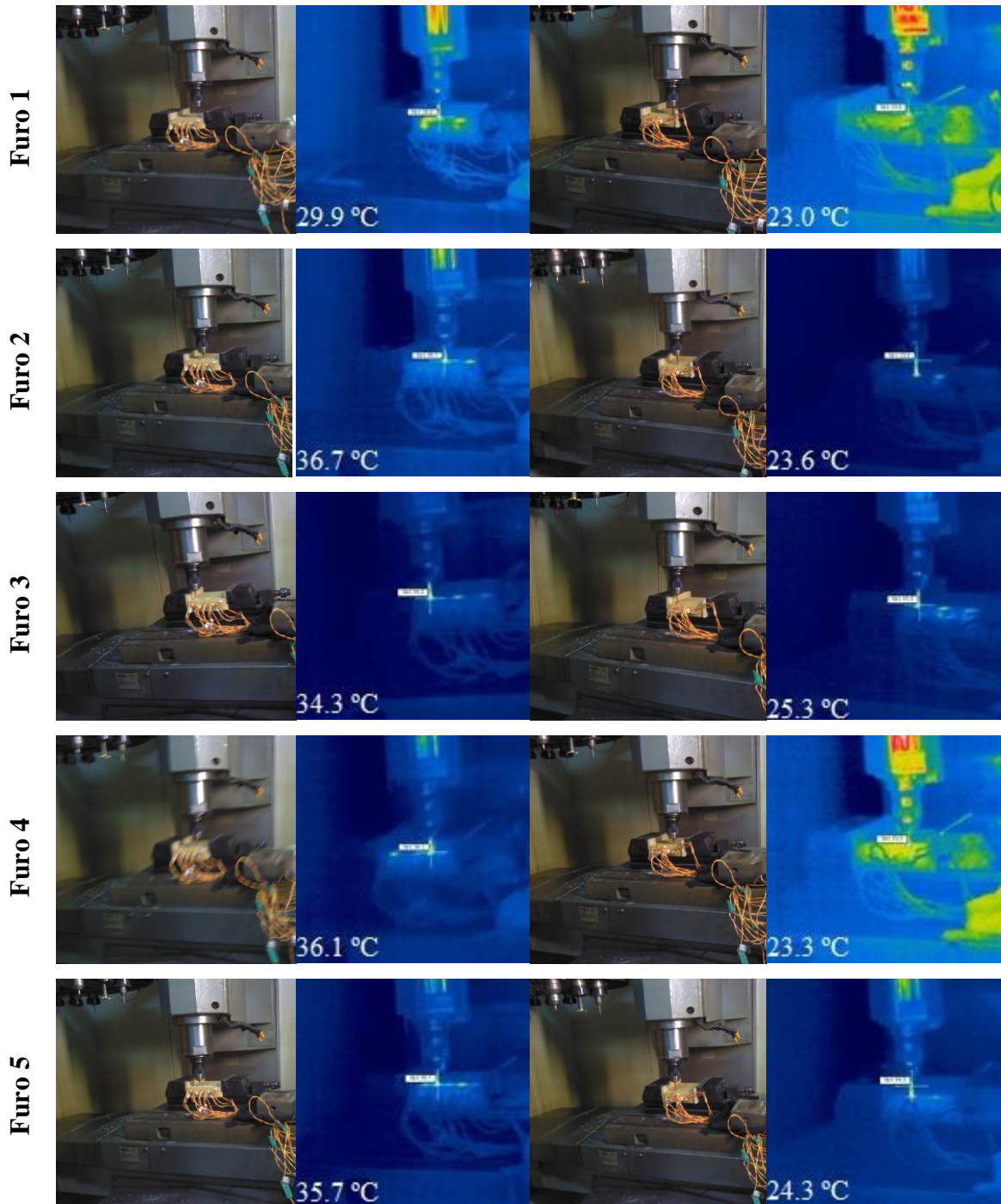
Anexo C

Imagens termográficas (continuação)

Furação única (Broca 4 mm)

Trabecular + denso

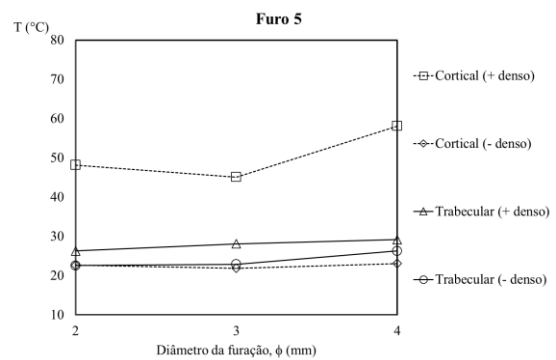
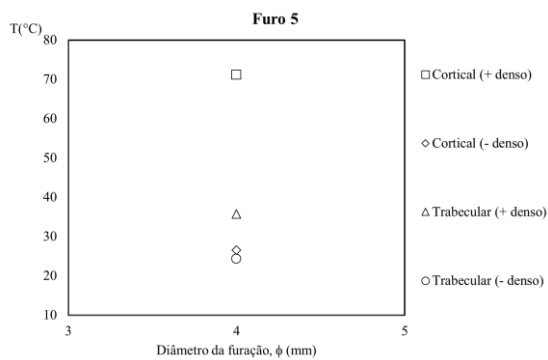
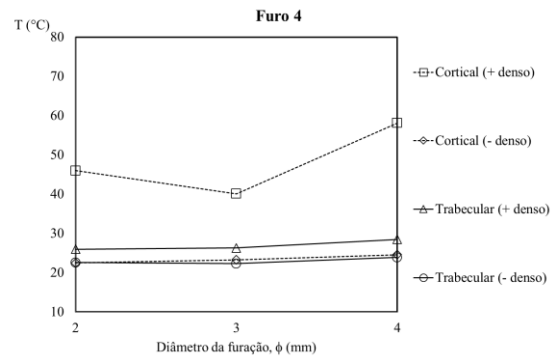
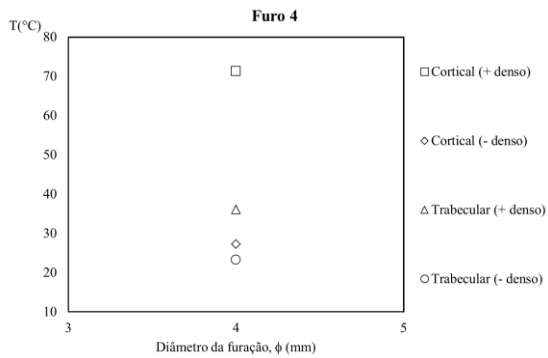
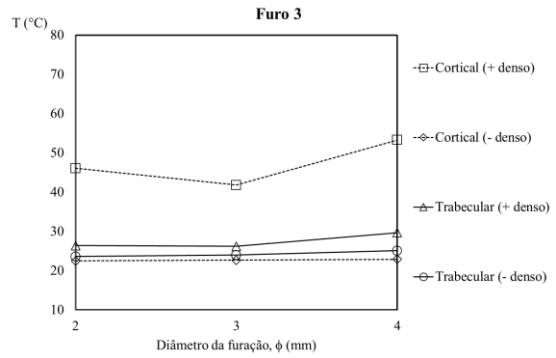
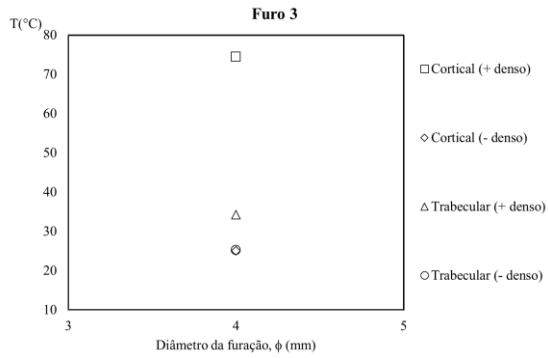
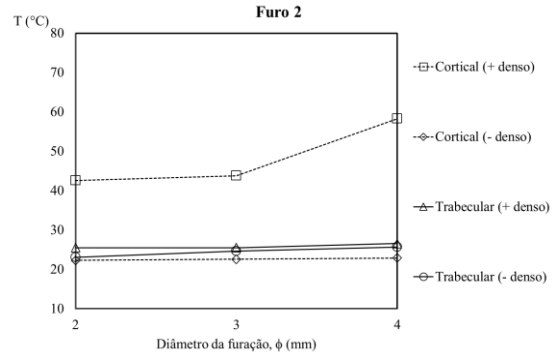
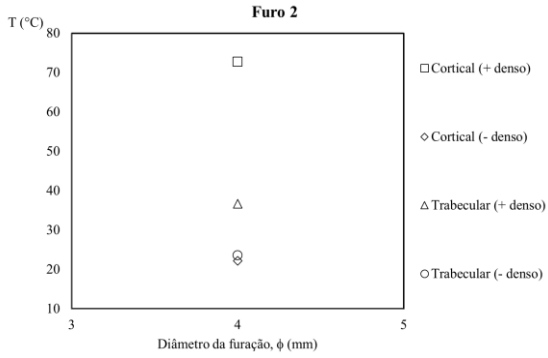
Trabecular - denso



Anexo D Gráficos com os dados obtidos com a câmara termográfica

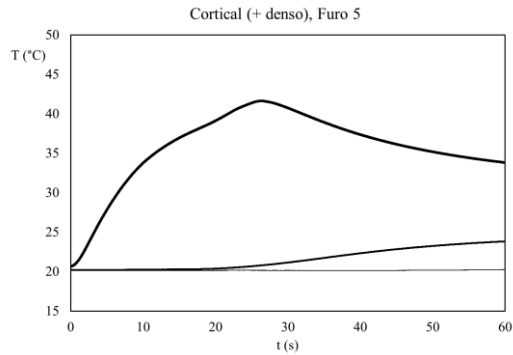
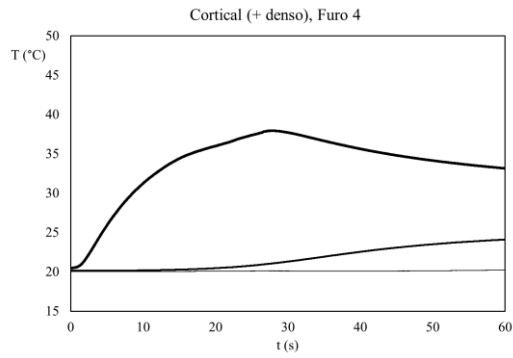
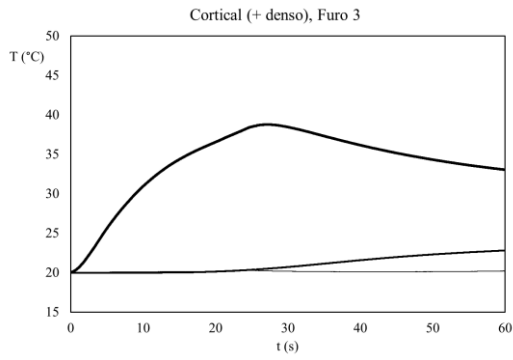
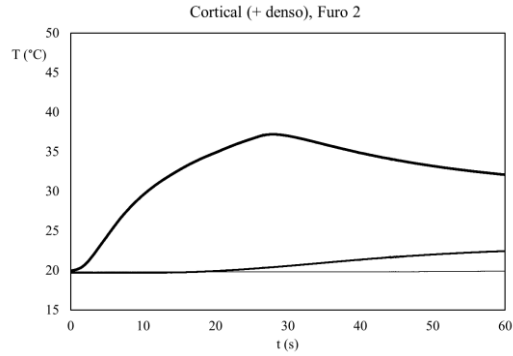
Lado A (Uma broca)

Lado B (Três brocas)

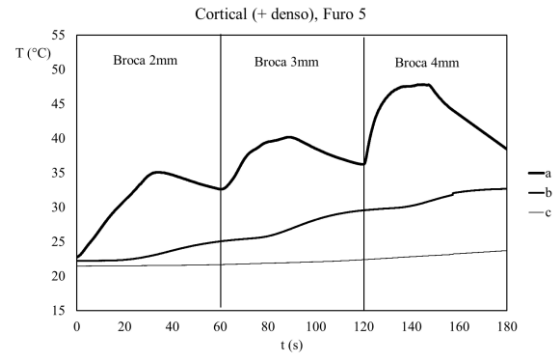
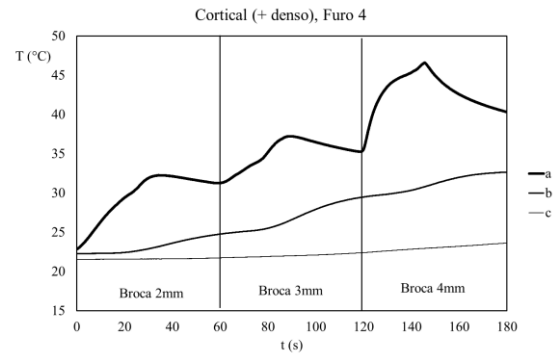
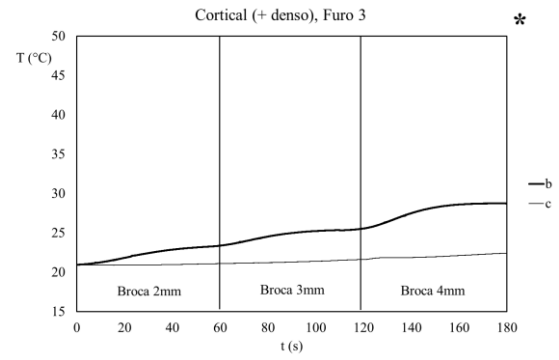
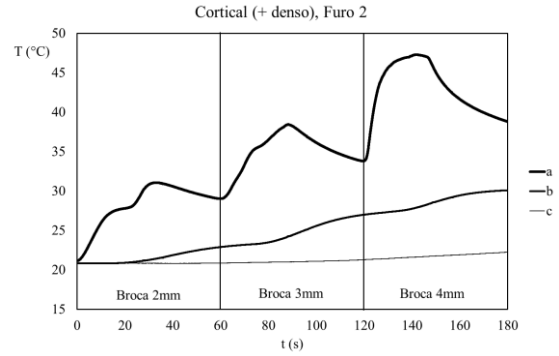


Anexo E Gráficos com os dados obtidos com os termopares

Lado A (Uma broca)



Lado B (Três brocas)

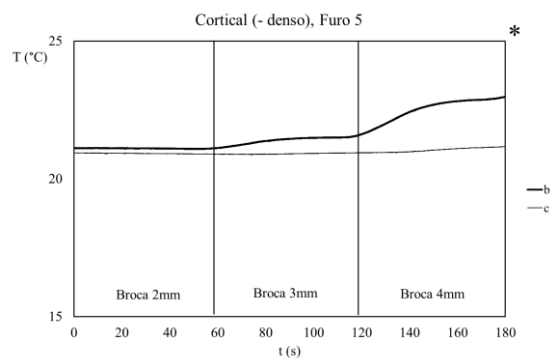
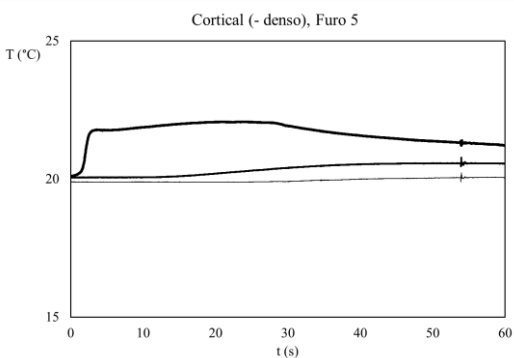
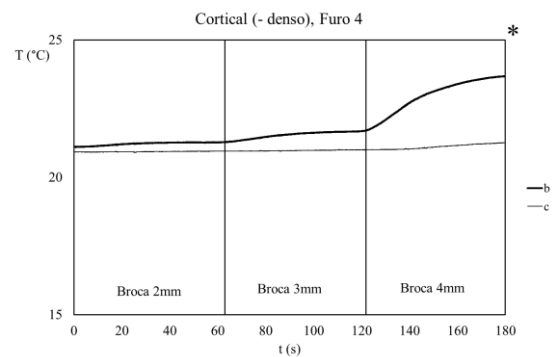
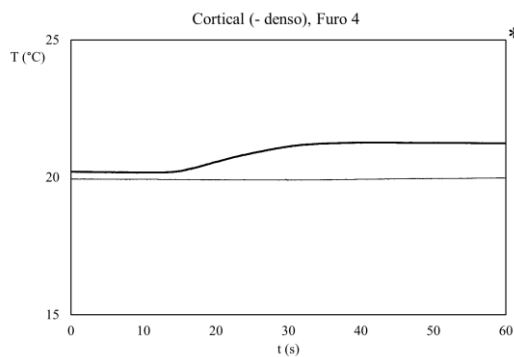
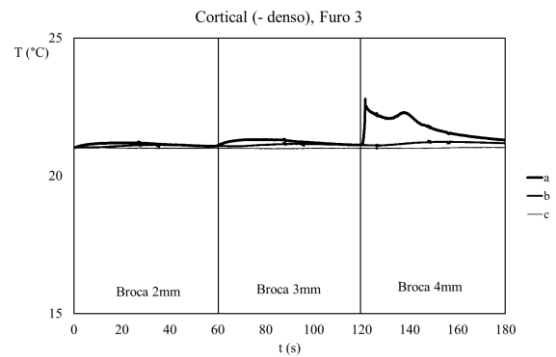
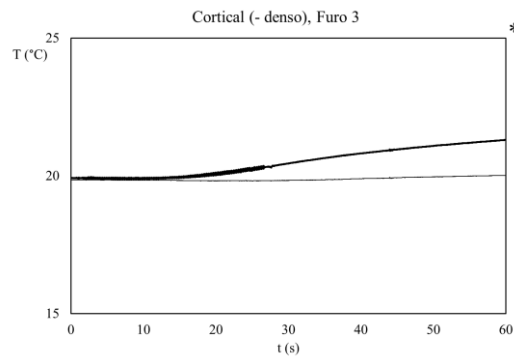
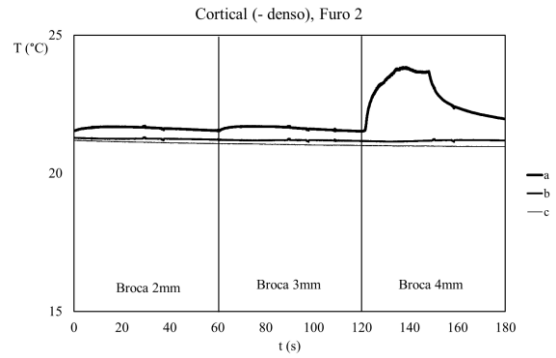
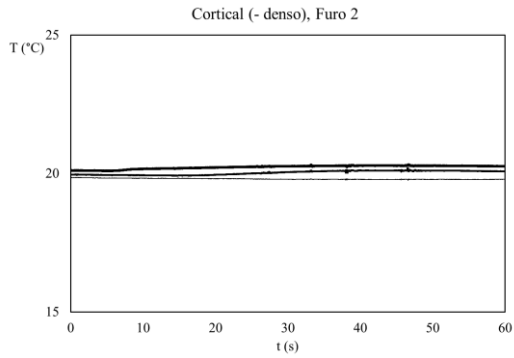


*: Termopar não leu corretamente.

Anexo E Gráficos com os dados obtidos com os termopares (continuação)

Lado A (Uma broca)

Lado B (Três brocas)

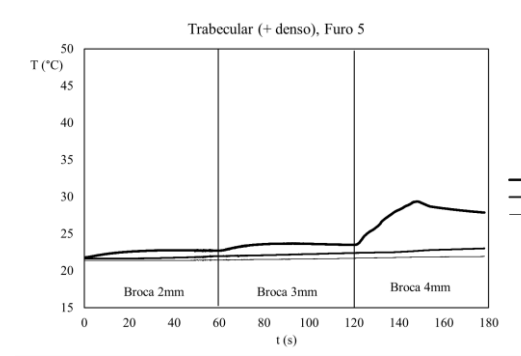
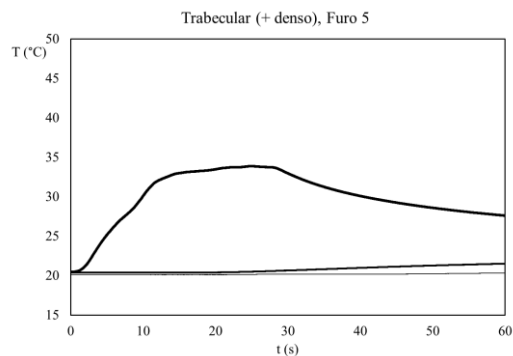
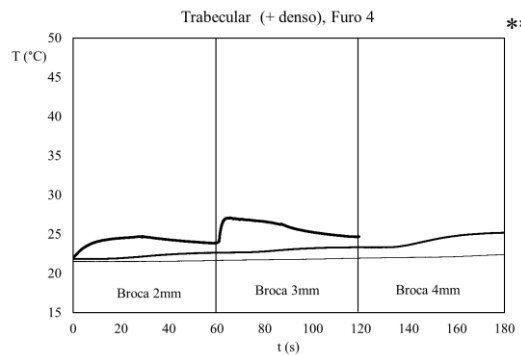
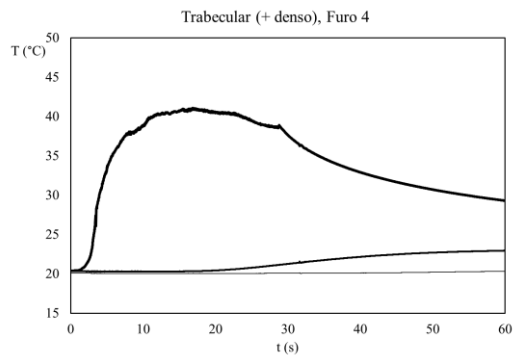
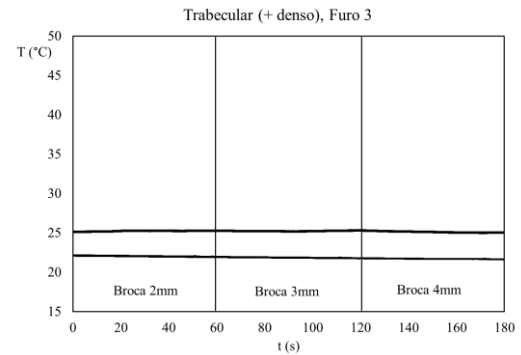
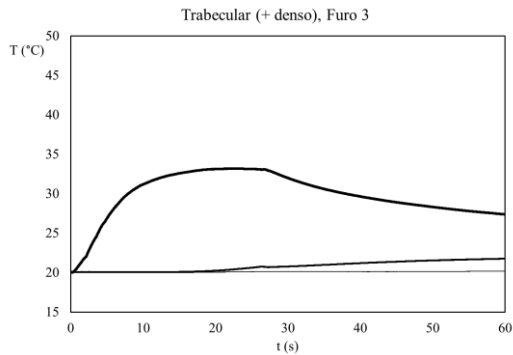
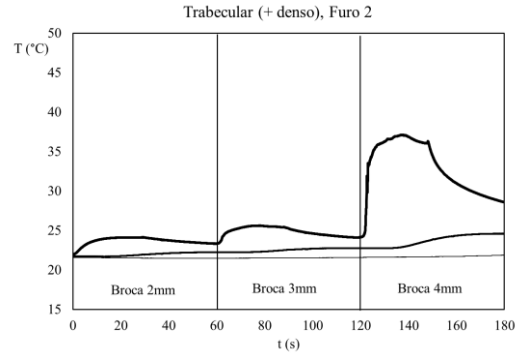
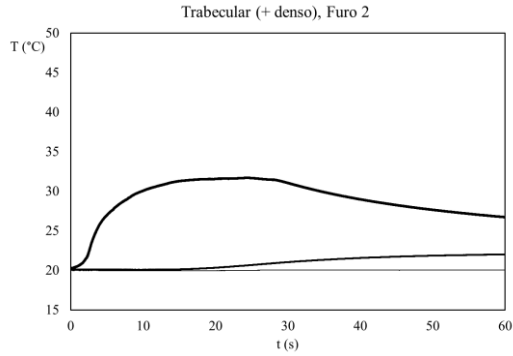


*: Termopar não leu corretamente.

Anexo E Gráficos com os dados obtidos com os termopares (continuação)

Lado A (Uma broca)

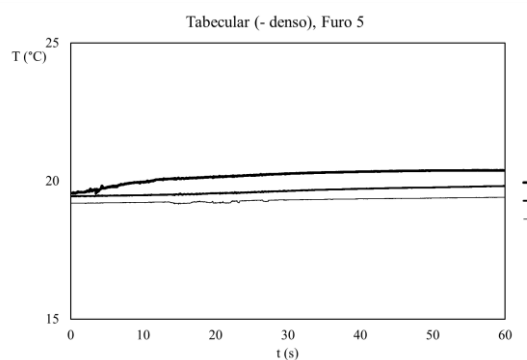
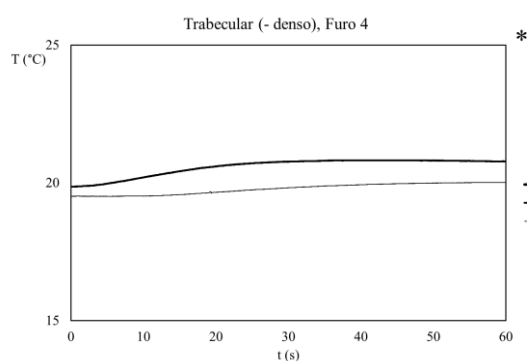
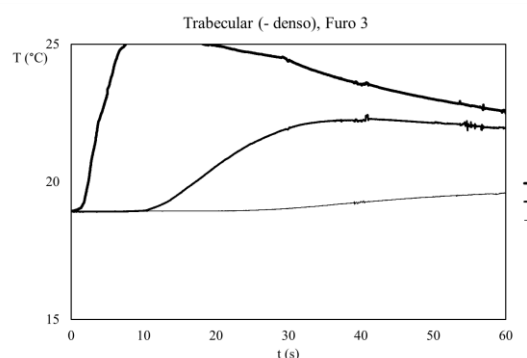
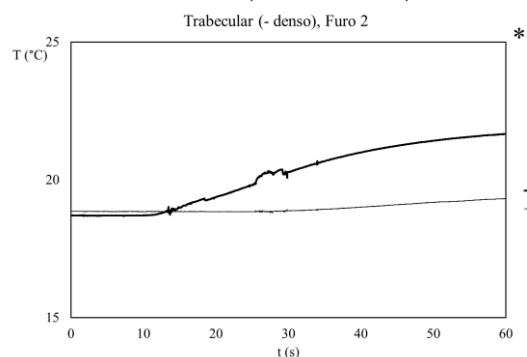
Lado B (Três brocas)



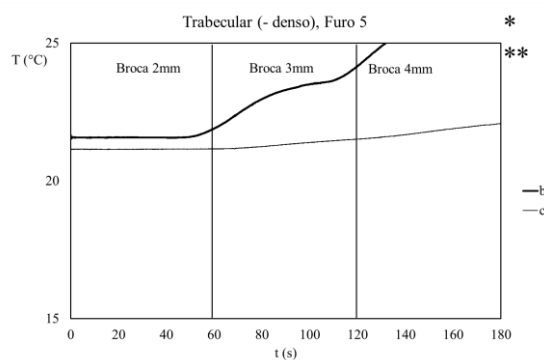
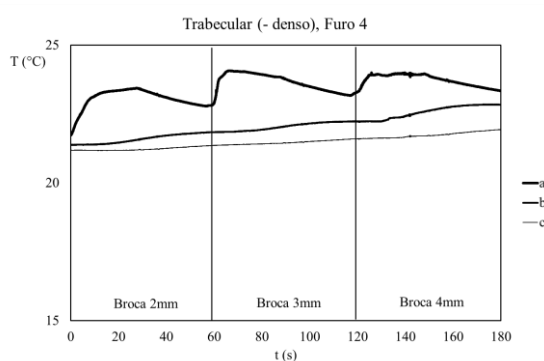
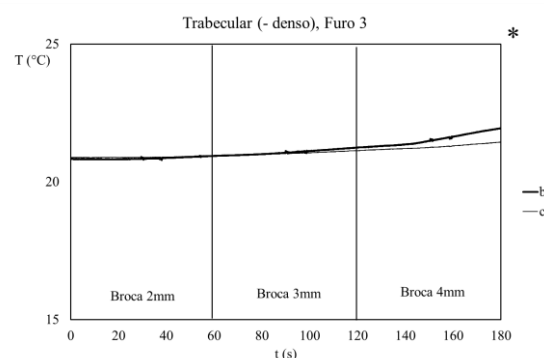
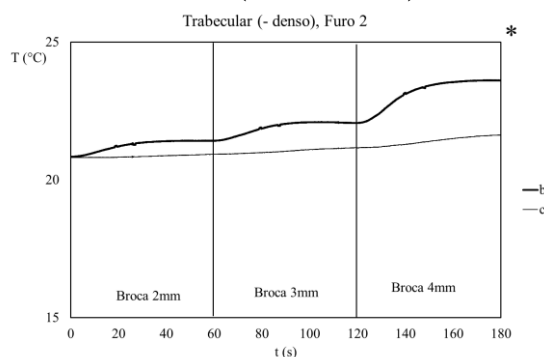
** : Termopar deixou de fazer a leitura.

Anexo E Gráficos com os dados obtidos com os termopares (continuação)

Lado A (Uma broca)



Lado B (Três brocas)



*: Termopar não leu corretamente.

** : Termopar deixou de fazer a leitura.