

Desenvolvimento e Caracterização Mecânica de Estruturas 3D Micro e Macroporosas de Bonelike® Para Regeneração Óssea.

Medmat Innovation – Materiais Médicos, Lda.

Autor: Paulo André Pereira Machado

Relatório de Projecto de Fim de Curso

Orientador na Medmat: Eng. Bruno Miguel Ferreira de Sá

Orientador na FEUP: Prof. Joaquim Oliveira Fonseca

**Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica**



FEUP

13 de Julho de 2008

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais e irmão

Resumo

O tratamento de defeitos ósseos é um desafio permanente na área médica. Alguns dos tratamentos recorrem a enxertos ósseos orgânicos implantados no paciente, de modo a substituir ossos danificados.

Os implantes de natureza orgânica têm desvantagens como, por exemplo, a probabilidade de contaminação orgânica de doenças transmitidas pelo tecido do doador para o paciente.

De modo a evitar as contrariedades enunciadas acima, o ramo da medicina começou a ganhar a necessidade de utilização de implantes feitos de material sintético que fosse compatível com o tecido orgânico do corpo humano.

O projecto agora apresentado incide sobre a produção de enxertos ósseos sintéticos para as áreas médicas da ortopedia, traumatologia e cirurgia maxilofacial. O estudo que foi feito no âmbito deste trabalho incidiu na definição e optimização dos processos de fabrico dos enxertos, nomeadamente processos de maquinagem e de prensagem que permitissem a obtenção de estruturas tridimensionais macroporosas com porosidade aberta e interconectante, ou seja, peças furadas em todas as faces cujos furos estão interconectados entre si.

No fabrico das formas em verde das peças, verificou-se que, quanto menores forem as dimensões destas e maior a quantidade de celulose na mistura do material, menor seria a contracção que estas sofreriam após sinterização.

Concluiu-se que, quanto menor for a percentagem de celulose numa peça e maior for a prensagem isostática nesta, a dureza das peças aumenta.

Também se verificou que a obtenção de estruturas 3D macroporosas de peças de Bonelike[®] sinterizadas com maquinagem convencional, nomeadamente furação, é difícil mas possível desde que com velocidades de avanço e incrementos muito pequenos.

Abstract

The treatment of bone defects is a permanent challenge in medicine.

Some of the treatments use organic bone grafts which are implanted in the patient in order to replace damaged bones.

The organic nature of implants has disadvantages, such as the likelihood of contamination of organic diseases transmitted by tissue from the donor to the patient.

To avoid the setbacks listed above, the need for use of implants made of synthetic material that was compatible with the organic tissue of the human body started to get support in the health area.

This project concerns the production of synthetic bone grafts for the medical areas of orthopedics, trauma and facial surgery. The study done under this work focused on the definition and optimization of manufacturing processes of the grafts, including procedures for machining and pressing to allow the production of three-dimensional macroporous structures with open and interconnected porosity, or by other words, structures with holes drilled in all part's faces that are interconnected with each other. In the manufacture of part's green shapes, it was found that smaller dimensions of the shapes and increased amount of cellulose in the mix of material, the lower would be the contraction that they would suffer after sintering.

It has also been concluded that with smaller percentage of cellulose allied with higher isostatic pressing, the hardness of the parts increases.

It was also found that the achievement of 3D macroporous structures of sintered parts made of Bonelike[®] with conventional machining, namely drilling, is difficult but possible provided that it is made with small feed rates and penetration increments.

Agradecimentos

Em primeiro lugar gostaria de agradecer à empresa Medmat Innovation – Materiais Médicos Lda. por me ter recebido e por me ter proporcionado todas as condições para fazer um estudo que me deu a oportunidade de aliar a engenharia mecânica com a medicina.

Gostaria também de agradecer aos meus orientadores de projecto Prof. Joaquim Oliveira Fonseca e Eng. Bruno Ferreira Sá por todo o apoio prestado no decorrer deste projecto, pela disponibilidade e por me terem orientado para uma melhor execução deste.

Da Medmat, agradeço à Dra. Marta Alves da Silva pela disponibilidade, em especial nas deslocações à empresa.

Agradecimentos gerais ao Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial (DEMEGI) da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP) pela disponibilização das suas instalações na prossecução deste projecto. Dentro do DEMEGI, mando agradecimentos especiais, ao Prof. António Monteiro Baptista por ter aprovado este projecto, aos professores Jorge Lino Ferreira e Teresa Duarte pela disponibilização de informação de relevo a este projecto; à D. Emília Santos do Laboratório de Materialografia, Eng. Filipe Chaves e colega Ricardo Carbas, Srs. José Almeida e Albino Dias das Oficinas Mecânicas pelo apoio técnico prestado.

Agradecimentos gerais ao Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais (DEMM) pela disponibilização das suas instalações na prossecução deste projecto e, em especial, à Prof. Ascensão Lopes pela sua ajuda.

Agradeço também ao Dr. Rui do Centro de Materiais da Universidade do Porto pela sua disponibilidade.

Um agradecimento especial à Dra. Marta Laranjeira por me ter ajudado durante todo o tempo de execução deste trabalho.

Finalmente, agradeço aos meus pais e irmão por todo o apoio incondicional que me deram durante toda a minha vida académica.

Índice de Conteúdos

1	Introdução.....	1
1.1	Apresentação do Problema.....	1
1.2	Apresentação da Medmat.....	1
1.3	Organização e Temas Abordados no Presente Relatório.....	2
1.4	Descrição Geral do Relatório de Projecto.....	3
2	– Conceitos Gerais.....	4
2.1	– Maquinagem de Cerâmicos.....	4
2.1.1	- Maquinagem Em Verde de Cerâmicos Técnicos.....	4
2.1.2	- Problemas da Maquinagem Em Verde.....	4
2.1.3	- Maquinagem Branca de Cerâmicos Técnicos.....	5
2.2	– Furação.....	5
2.2.1	- Ferramenta de Corte: Broca Helicoidal.....	6
2.2.2	Velocidade de Corte, Velocidade de Rotação e Avanço.....	9
2.3	– Desgaste da Ferramenta de Corte.....	9
2.3.1	- Mecanismos de Desgaste.....	12
2.3.1.1	Adesão.....	13
2.3.1.2	Difusão.....	13
2.3.1.3	Abrasão.....	13
2.3.1.4	Oxidação.....	14
2.3.2	Factores Que Influenciam a Vida da Ferramenta.....	14
2.3.3	Influência do Material da Peça e da Ferramenta.....	14
2.3.4	Influência da Geometria da Ferramenta de Corte.....	15
2.3.5	Condições de Corte.....	15
2.4	Prensagem Uniaxial A Frio.....	16
2.5	Pressão Isostática a Frio.....	17
2.6	Microscopia Electrónica Por Varrimento (MEV ou SEM).....	17
2.7	Espectroscopia de Dispersão de Energia de Raios X (EDS).....	18
2.8	Biomateriais.....	18
2.8.1	Biocerâmicos.....	19
2.8.2	Hidroxiapatite (HA), trifosfatos de cálcio e Biovidro.....	20
2.8.3	Bonelike®.....	20
2.8.4	Propriedades mecânicas do Bonelike®.....	20
2.8.4.1	Tensão de Ruptura à Flexão.....	21
2.8.4.2	Módulo de Elasticidade ou de Young (E) e Módulo de Corte Transversal (G).....	22
2.8.5	Celulose Microcristalina.....	23
3	Estado da Arte.....	24
3.1	Estrutura das Peças de Bonelike®.....	24
3.2	Maquinagem das Peças de Bonelike®.....	25
4	Trabalhos Experimentais e de Modelação CAD.....	27
4.1	Modelação de Estruturas Macroporosas 3D.....	27
4.2	Procedimento de Produção de Material Para Testes.....	29
4.2.1	Produção de Hidroxiapatite (HA) e Bonelike®.....	29
4.2.2	Produção de Pastilhas.....	32
4.2.3	Medição das Contrações.....	34
4.3	Testes de Furação.....	37

4.3.1	Teste nº1: Furação de peças sinterizadas de 30% de celulose com brocas HSS	37
4.3.2	Testes 2 a 5: Execução de furação por incremento múltiplo nas faces de topo das pastilhas de Bonelike [®] com brocas de metal duro/tungsténio	38
4.3.2.1	Teste nº 2 – furação em pastilha L3 rejeitada	41
4.3.2.2	Teste nº 3 – Furação de pastilha 10 % sinterizada com broca de 1,6 mm e 1,5 mm	42
4.3.3	Teste nº 4 – Furação de pastilha 0 % sinterizada com broca de 1,4 mm e 1,5 mm	43
4.3.3.1	Teste nº5 - Furação de pastilha 30% sinterizada com broca de 1,3 mm da EstojÓptica	44
4.3.4	Aferição do Desgaste das Brocas	46
4.3.5	Análise de Vibração	49
4.4	Furação na Máquina Modela MDX-20	50
4.4.1	Fixação das Amostras de Bonelike [®] na Modela	51
4.4.2	Fixação das Ferramentas de Corte na Árvore	52
4.4.3	Testes de Furação	53
4.4.3.1	Teste nº6 – Furação de pastilhas 30% de celulose sinterizadas com brocas de 1,3 e 1,2 mm da EstojÓptica	54
4.4.3.2	Teste nº7 – Furação de pastilha com 10% de celulose sinterizada com brocas de 1,3 e 1,2 mm da EstojÓptica	55
4.4.3.3	Teste nº8 - Furação de pastilha com 0% de celulose sinterizada com brocas de 1,5 da Títex e 1,4 mm da EstojÓptica	55
4.4.4	Testes de Corte	56
4.4.4.1	Teste nº1 – teste das condições de corte	58
4.4.4.2	Teste nº2 – peças sinterizadas com 0% de celulose (densas)	60
4.4.4.3	Teste nº 3 – peça sinterizada com 30 % de celulose	61
4.4.4.4	Teste nº 4 - peça sinterizada com 10 % de celulose.	64
4.4.4.5	Teste nº5 – peça em verde com 0 % de celulose.	64
4.4.4.6	Teste nº6 - peça em verde com 30 % de celulose.	65
4.4.4.7	Teste nº7 - peça em verde com 10 % de celulose.	66
4.5	Obtenção de Estruturas 3D	66
4.6	Moldes para Prensagem	67
4.6.1	Seleccção de Materiais Para o Molde de Prensagem e Elementos de Ligação.	68
4.6.2	Princípios Considerados no Projecto dos Moldes	69
4.6.3	– Cavidade	71
4.6.4	Molde Para Blocos	74
4.6.4.1	Definição de Alturas	75
4.6.4.2	Corpo da cavidade	76
4.6.4.3	Peça extractora	78
4.6.4.4	Punções	79
4.6.5	Molde Para Cilindros	80
4.6.5.1	Definição de Alturas	80
4.6.5.2	Corpo e Cavidade	81
4.6.5.3	Peça Extractora	82
4.6.5.4	Punções superiores e inferior	82
5	Apresentação e discussão dos resultados	84
5.1	Testes de corte	84

5.1.1	Peças sinterizadas com 0% de celulose	84
5.1.2	Peças em verde com 0 % de celulose	84
5.1.3	- Peças em verde com 30 % de celulose.....	84
5.1.4	- Peças sinterizadas com 30 % de celulose.....	85
5.1.5	- Peças em verde com 10% de celulose.....	85
5.1.6	Peças sinterizadas com 10 % de celulose	85
5.2	Furação	86
5.3	Contrações	87
6	Conclusões e Perspectivas de Trabalho Futuro	88
7	Referências e Bibliografia	90
	ANEXO A: Patentes consultadas (só primeira página).....	93
	ANEXO B: características da prensa uniaxial utilizada.....	95
	ANEXO C: descrição ilustrada da produção de peças em verde por prensagem uniaxial a frio.....	96
	Anexo D: Parâmetros dos testes de maquinagem.....	98
	ANEXO E: imagens tiradas por microscopia electrónica por varrimento (SEM)	100
	ANEXO F: fotos captadas por microscópios ópticos.....	108
	ANEXO G: gráficos resultantes da análise EDS.....	110
	ANEXO H: Modelos de Estruturas 3D Macroporosas Testados.....	117
	ANEXO J: características do aço AISI 316 seleccionado para os moldes de prensagem.	119
	ANEXO K: Desenhos 2D.....	120

Lista de Figuras e Tabelas

Figura 1 – Ilustração dos ângulos existentes na broca helicoidal. α = Ângulo de rebaixo ou de incidência. β = ângulo de corte ou de gume. φ = ângulo de ponta. Ψ = ângulo dos gumes transversais. d = diâmetro da broca. k = espessura de núcleo ou alma[2].....	8
Figura 2 – Explicitação das faces e arestas da broca helicoidal. [3].....	8
Figura 3 – Formas de degradação das ferramentas de corte [3].....	11
Figura 4 – Exemplo de desgaste na face de saída de uma broca de 1,5 mm da Titex.....	11
Figura 5 – Evolução do desgaste na face de saída (VB) através da relação entre o tempo de corte com a velocidade de corte [3].....	12
Figura 6 – Enxertos ósseos sintéticos [34].....	25
Figura 7– Estruturas 3D em Bonelike [®] fabricadas num estudo prévio a este [11].....	25
Figura 8 – Fracturas detectadas após sinterização das peças [11].....	26
Figura 9 – e = distância entre bordas dos furos.....	28
Figura 10 – Exemplo de estrutura macroporosa para uma pastilha sinterizada com 10% de celulose. Diâmetro dos furos de topo = 1,8 mm. Diâmetro dos furos laterais = 1,6 mm. Diâmetro da peça = 12,24 mm. Altura = 6,5 mm. Porosidade Total = 69,05 %.....	28
Figura 11 – Exemplo de estrutura macroporosa para uma pastilha sinterizada com 30% de celulose. Diâmetro dos furos de topo = 2 mm. Diâmetro dos furos laterais = 1,4 mm. Diâmetro da peça = 12,2 mm. Altura = 6 mm Porosidade Total = 89,9 %.....	29
Figura 12 – Equipamentos e sua montagem para a preparação de hidroxiapatite. A – bomba peristáltica. B – Misturador. C – solução de H_3PO_4 . D – suspensão de $Ca(OH)_2$ [11].....	30
Figura 13 – a) Crivos e almofariz de ágata utilizados. b) Almofariz de ágata utilizado.....	30
Figura 14 – Máquina vibradora Sieve Shaker AS 200 da Retsch com crivos montados [35].....	31
Figura 15 – a) Prensa utilizada: R-030350 da Talleres Mestraitua. b) Bloco e disco pensados uniaxialmente.....	32
Figura 16 – Prensa isostática da National Force Europe.....	33
Figura 17 – Ciclo de sinterização completa utilizado.....	33
Figura 18 – Ciclo de pré-sinterização completa utilizado.....	33
Figura 19 – Furações executadas na peça pelas brocas HSS.....	38
Figura 20 – Fresadora CNC da Denford.....	39

Figura 21 - a) Foco de luz infravermelha UF500 da Derwent. b) Câmara MV-D1024-Serie de alta resolução da Photon Focus.....	40
Figura 22 – a) Base de fixação das amostras. b) Pastilha montada na base e esta montada no grampo da máquina.....	40
Figura 23 – À esquerda: broca de tungstênio de 1,3 mm de diâmetro da marca EstojÓptica. À direita: broca de 1,5 de diâmetro da marca Titex.....	41
Figura 24 – a) Geometria do furo executado pela broca de 1,6 mm. Ampliação 50X. b) Geometria na face de saída do furo. Ampliação 5x.....	42
Figura 25 – Peça de 10% sinterizada após furação.....	42
Figura 26 – a)Análise SEM de fractura na superfície de um dos furos de 1,5 mm. Ampliação 300x. b) Geometria do furo executado pela broca de 1,4 mm. Ampliação 50X.....	43
Figura 27 – disposição dos furos na amostra sinterizada com 0 % de celulose.....	44
Figura 28 – a) lasca na face de saída da amostra sinterizada de 30 % de celulose furada com broca de 1,3 mm.....	45
Figura 29 - Disposição dos furos na amostra.....	45
Figura 30 – Lado esquerdo: Partícula de tungstênio detectada (Ampliação 50000X). Lado direito: Partícula de cobre detectada (Ampliação 50000X).....	45
Figura 31 – Gráfico de difracção por raio X dos elementos existentes na zona Z1 da pastilha de 30% de celulose sinterizada furada pela broca de 1,3 mm da EstojÓptica...46	46
Figura 32 – Medida do desgaste linear na face de saída (folga) numa broca. [3].....	47
Figura 33 – Comparação do desgaste das 3 brocas da EstojÓptica utilizadas nos testes 2 a 5 de furação.....	47
Figura 34 – Face de saída da broca de 1,6 mm.....	48
Figura 35 – Modo de medição do desgaste na broca de 1,6 mm. Mediu-se a distância vertical da zona desgastada da face de saída a uma distância de um quarto do raio da broca da ponta desta.....	48
Figura 36 – Lado direito: imagem resultante da soma das duas do lado esquerdo. Furação da broca de 1,6 mm.....	49
Figura 37 – a) Sobreposição de frames da furação da broca de 1,5 mm a furar uma peça densa. b) Sobreposição de frames da furação da broca de 1,6 mm a furar uma peça sinterizada de 10% de celulose.....	50
Figura 38 – Máquina CNC Modela MDX-20.....	51
Figura 39 – Dispositivo de fixação de peças montado na mesa de trabalho da Modela MDX-20.....	52
Figura 40 – a) Modelação CAD do casquilho para a broca da Titex. b) Casquilhos em foto real para as brocas da EstojOptica e da Titex.....	53
Figura 41 – demonstração da fixação das brocas na árvore da modela.....	53

Figura 42 – Comparação do desgaste nas brocas de 1,2 e 1,3 mm da EstojOptica.....	54
Figura 43 – Peças de 30 % prensadas isostaticamente a 500 bar que partiram no processo de furação.....	54
Figura 44 – Perspectivas diferentes da peça de 10% de celulose sinterizada com 54 % de porosidade total.....	55
Figura 45 – Peça de 0% de celulose sinterizada furada pela broca de 1,4 mm.....	56
Figura 46 – Comparação do desgaste nas brocas de 1,4 e 1,6 mm da EstojOptica.....	56
Figura 47 – a) Disco de alumina 356CA da Struers. b) disco diamantado 230 CA da Struers.....	58
Figura 48 – Máquina de corte Accutom-5 da Struers.....	59
Figura 49- a) Demonstração de uma secção da pastilha após corte longitudinal. b) Demonstração das secções resultantes da pastilha após corte transversal.....	59
Figura 50 – Pastilha montada no porta-amostras (mordente) e este, por sua vez, montado na máquina.....	59
Figura 51 - Secções com pontas lascadas derivadas do corte. Peça do lado direito apresentou fracturas.....	60
Figura 52 – Aparece uma fractura ao todo o comprimento da superfície de corte da peça apresentada na direita da figura anterior. Ampliação 500X.....	60
Figura 53 – a)Lasca na borda lateral da pastilha cortada pelo disco de alumina. Ampliação 50x. b) Superfície de corte de uma pastilha com 30% de celulose sinterizada cortada pelo disco de alumina. Ampliação 500x.....	61
Figura 54 - Superfície de corte de uma pastilha com 30% de celulose sinterizada cortada pelo disco diamantado. Incidência numa zona de transferência de material do disco para a peça. Ampliação 200x.....	62
Figura 55 – Superfície de corte de uma pastilha com 30% de celulose sinterizada cortada pelo disco diamantado. Incidência em duas zonas de transferência de material do disco para a peça. Ampliação 5000x.....	62
Figura 56 – Da esquerda para a direita: secção cortada pelo disco diamantado, secções cortadas pelo disco de alumina.....	63
Figura 57 – Amostra de 10 % de celulose sinterizada operada pelo disco de alumina.....	64
Figura 58 – Amostras de 0% de celulose verdes cortadas pelos discos de alumina e diamantado.....	65
Figura 59 – Lado esquerdo: pastilha de 30 % de celulose verde cortada pelo disco de alumina. Lado direito: pastilha de 30 % de celulose verde cortada pelo disco diamantado.....	65
Figura 60 - Pastilha de 10 % de celulose verde cortada pelo disco diamantado.....	66

Figura 61 – Duas perspectivas da peça maquinada com estrutura macroporosa tridimensional e porosidade total de 68%.....	66
Figura 62 – Moldes para as pastilhas de Bonelike [®] na forma de cilindros.....	67
Figura 63 – Moldes para as pastilhas de Bonelike [®] na forma de blocos.....	67
Figura 64 – Exemplo de uma modelação para a cavidade.....	73
Figura 65 – Exemplo de uma modelação para a cavidade.....	73
Figura 66 – Esquemas das alturas do molde.....	75
Figura 67 – Comparação entre duas versões para o corpo do molde. A versão do lado direito é mais difícil de maquinar, o que implicaria aumento dos custos de produção do molde.....	76
Figura 68 – a) Chanfros na cavidade para suavizar saída da peça. b) Imagem total do corpo do molde.....	77
Figura 69 – Colocação dos pinos de ligação das duas metades do corpo.....	78
Figura 70 – Peça extractora para o molde dos blocos.....	79
Figura 71 – Lado esquerdo: punção superior. Lado direito: punção inferior.....	79
Figura 72 – Molde de blocos montado em posição de compressão da peça.....	80
Figura 73 – Casquilho para alojamento de punções de 16 mm e corpo do molde para alojamento do casquilho.....	81
Figura 74 – Peça extractora para um diâmetro de cavidade de 16 mm.....	82
Figura 75 – Lado esquerdo: peça para alojamento de punções. Lado direito: punção superior.....	82
Figura 76 – Molde de cilindros montado em posição de prensagem da peça.....	83
Tabela 1 - Valores de resistência à fractura (K_{Ic}) e dureza Vickers (HV) para uma peça em Bonelike [®] com porosidade total de 65% [18].....	21
Tabela 2 – Medidas dos furos e distâncias entre eles antes e após a sinterização assim como medidas de diâmetro e altura antes e após sinterização [11].	26
Tabela 3 – Percentagem das contracções sofridas por uma pastilha cilíndrica sinterizada com 30% de celulose, prensada uniaxialmente com uma pressão de 75,6 MPa e isostaticamente a 500 bar.	34
Tabela 4 – Percentagem das contracções sofridas por três pastilhas cilíndricas sinterizadas a 1300°C com 10 (amostra 4) e 30% de celulose, prensada uniaxialmente com uma pressão de 75,6 MPa e isostaticamente a 1500 bar	35
Tabela 5 – Percentagem das contracções sofridas por três blocos sinterizados a 1300°C com 0 (amostra 1), 10 (amostra 2) e 30% (amostra 3) de celulose, prensadas uniaxialmente com uma pressão de 75,6 MPa e isostaticamente a 500 bar.....	35

Tabela 6 – Percentagem das contracções sofridas por 3 blocos sinterizados a 1300°C com 10 (amostra 3) e 30% (amostras 1 e 2) de celulose, prensadas uniaxialmente com uma pressão de 75,6 MPa e isostaticamente a 1500 bar.....	36
Tabela 7 – Características operacionais da fresadora/furadora utilizada.....	39
Tabela 8 – Valores de desgaste após testes 2 a 5 de furação.....	47
Tabela 9 – Características operacionais da Modela MDX-20.....	51
Tabela 10 – Valores de tolerâncias entre o punção [4, 21].....	70
Tabela 11 – Cálculo do diâmetro exterior do corpo para um molde de aço inoxidável AISI 316.....	81

1 Introdução

1.1 Apresentação do Problema

As doenças ósseas são doenças que provocam a degradação do osso. Entre estas encontram-se a osteoporose (também chamada de doença dos ossos frágeis), que fragiliza o osso tornando-o mais sujeito a fractura [29,30]. Para mitigar os problemas que este tipo de doenças causa às pessoas que delas padecem, a área médica tem desenvolvido vários tratamentos de modo a combater este tipo de doenças.

Um dos tratamentos de combate às doenças ósseas envolve a implantação de enxertos ósseos orgânicos implantados no paciente, de modo a substituir ossos danificados. Os implantes ósseos orgânicos podem ser extraídos de uma das três origens seguintes [31-33]:

- Do organismo do próprio paciente – tem várias restrições como limitação de locais próprios para extracção de osso e elevadas dores pós-operatórias;
- De um dador humano – tem as desvantagens da possibilidade de contaminação viral (SIDA e hepatites) por parte do tecido do dador para o paciente, da limitação de tecido ósseo disponível para transplante e da necessidade de medicamentos imunossupressivos;
- De um dador animal – podem originar respostas imunológicas desfavoráveis ao implante por parte do receptor assim como acarreta o risco de contaminação viral e/ou por príons (agentes infecciosos constituídos por proteínas).

A alternativa para os implantes orgânicos é os enxertos ósseos sintéticos constituídos por materiais sintéticos biocompatíveis com o corpo humano. Estes possuem a vantagem da disponibilidade (de forma quantitativa), da reprodutibilidade e da fiabilidade [33].

1.2 Apresentação da Medmat

A empresa onde foi desenvolvido este projecto chama-se Medmat Innovation – Materiais Médicos, Lda. É uma empresa de base tecnológica, resultante da actividade de I&D e todos os seus quadros possuem formação superior.

A Medmat dedica a sua actividade de negócio na área médica. Dentro desta, a empresa incide nos ramos seguintes:

- Medicina regenerativa do tecido ósseo e tecido nervoso;
- Biomodelação tridimensional para o fabrico de modelos médicos, próteses e implantes adaptados ao local de implantação utilizando para o efeito tecnologias de prototipagem rápida e modelos computacionais avançados;
- Desenvolvimento e aplicação de Biomateriais para ortopedia, cirurgia oral e maxilofacial, implantologia e anaplastologia;

Possui parceiros na Europa, Canadá, Austrália e América do Sul, mantendo uma colaboração estratégica com diversas empresas e centros de I&D no desenvolvimento e marketing de produtos médicos bioabsorvíveis para reconstrução óssea.

1.3 Organização e Temas Abordados no Presente Relatório

Os objectivos e temas abordados neste projecto foram os seguintes:

- 1) Desenvolvimento de estruturas tridimensionais de Bonelike[®] por processos de maquinagem;
- 2) Identificação de soluções existentes no mercado (análise e pesquisa de patentes);
- 3) Optimização de parâmetros de macroporosidade:
 - Diâmetro dos Furos;
 - Número de furos e sua orientação;
- 4) Projecto de molde para prensagem uniaxial a frio;
- 5) Optimização dos parâmetros dos testes de maquinagem efectuados;
- 6) Estudo da influência dos processos de produção do material na qualidade das amostras obtidas em termos de propriedades mecânicas e de estabilidade dimensional.

1.4 Descrição Geral do Relatório de Projecto

Este projecto enquadra-se no desenvolvimento da área da regeneração óssea da empresa Medmat. Este está organizado segundo os seguintes capítulos:

- **Introdução:** onde se apresenta o problema a ser estudado, uma breve descrição da empresa onde este estudo foi executado, os objectivos do projecto e a descrição geral do projecto;
- **Conceitos Gerais:** breve apresentação de alguns conceitos teóricos sobre alguns dos processos experimentais utilizados neste trabalho, introdução aos conceitos de biomateriais e biocerâmicos e descrição do material utilizado;
- **Estado da Arte:** descrição de estudos e desenvolvimentos, no campo dos enxertos ósseos sintéticos, efectuados anteriormente a este projecto assim como alguns parâmetros que serviram de guia para a execução deste;
- **Trabalhos Experimentais e de Modelação CAD:** descrição dos trabalhos laboratoriais executados para criação de peças para teste e dos testes de maquinagem efectuados; apresentação dos pressupostos do projecto de dois moldes para prensagem uniaxial a frio;
- **Apresentação e Discussão dos Resultados:** exposição dos resultados dos testes de maquinagem efectuados e análise da influência da prensagem isostática e do ciclo de sinterização na qualidade das peças;
- **Conclusões Perspectivas de Trabalhos Futuros:** delineação das conclusões tiradas consoante os resultados obtidos e sugestões de trabalhos a executar no seguimento deste;
- **Referências e Bibliografia:** lista dos documentos consultados durante a execução deste projecto;
- **Anexos:** documentos auxiliares para consulta.

2 – Conceitos Gerais

2.1 – Maquinagem de Cerâmicos

Os materiais cerâmicos têm tido um uso cada vez maior na indústria, especialmente nestas últimas décadas. No entanto, o grande entrave para a disseminação destes materiais, em particular nos cerâmicos técnicos, tem sido o elevado custo associado à maquinagem e acabamento destes. Face a este problema, têm sido feitos vários estudos por parte de grupos de investigação um pouco por todo o mundo de modo a ultrapassar este problema. [1]

2.1.1 - Maquinagem Em Verde de Cerâmicos Técnicos

A maquinagem a verde, isto é, antes da sinterização, tem sido procurada devido aos menores custos associados a esta. Esta consiste na execução de operações de corte numa peça com uma forma prensada mas que ainda não sofreu nenhum tratamento térmico. [1]

Pelo facto de as peças em verde serem mais macias que as completamente sinterizadas, estas tornam-se mais fáceis de maquinar oferecendo à partida um menor desgaste nas ferramentas de corte – custos de produção baixam. Segundo experiências já executadas por vários grupos de engenharia fabril, a maquinagem com peças completamente sinterizadas diminui consideravelmente a vida útil das ferramentas de corte especialmente ferramentas com geometrias de corte bem definidas [1].

2.1.2 - Problemas da Maquinagem Em Verde

As pastilhas cerâmicas em verde são caracterizadas por uma baixa resistência mecânica. Esta propriedade dificulta a execução de determinadas operações de fabrico nas pastilhas, desde o manuseamento e montagem até à medição da rugosidade da superfície [1].

A natureza abrasiva das partículas dos materiais cerâmicos implica, não só um elevado desgaste da ferramenta, como também modificações no design da máquina-ferramenta para permitir a execução de maquinagem orientada para peças em verde. As baixas forças existentes nas operações de maquinagem em verde implicam que as ferramentas não requerem uma grande rigidez como na maquinagem de metais. No entanto, é necessário um maior isolamento em certos componentes da máquina, como por exemplo, rolamentos e calhas de fixação [1].

Quando as pastilhas em verde são maquinadas não existe apra como nos metais, mas sim partículas de pó. Estas devem ser eficientemente removidas de modo a se

assegurar um processo de maquinagem seguro e eficiente. Caso assim não aconteça, poderão surgir vários problemas como [1]:

- Adesão das partículas na superfície de trabalho – aumento do desgaste da ferramenta de trabalho;
- Deposição de partículas nos órgãos da máquina (rolamentos, etc.) – danos nestes elementos por abrasão que afectam a precisão da operacionalidade deste podendo terem que ser substituídos.

Uma maneira de protecção dos elementos da máquina poderá ser através de um sistema de ar comprimido [1].

2.1.3 - Maquinagem Branca de Cerâmicos Técnicos

A maquinagem branca consiste na execução de operações de corte numa peça pré-sinterizada.

A vantagem das pastilhas cerâmicas pré-sinterizadas relativamente às verdes é uma maior resistência mecânica que estas sendo que são, ao mesmo tempo, mais macias que a totalmente sinterizadas. Esta resistência varia com a temperatura da pré-sinterização utilizada, o que implica a possibilidade de variação desta propriedade. As pastilhas pré-sinterizadas não apresentam ligantes orgânicos e também não apresentam crescimento de grão. Uma outra vantagem da maquinagem pré-sinterizada é o facto de as contracções não serem tão altas como numa sinterização total (cerca de 2%) – maior estabilidade dimensional [1].

De realçar que na maquinagem de cerâmicos haverá sempre variações dimensionais após um processo de sinterização pelo que será sempre necessária uma operação de acabamento, principalmente em superfícies de trabalho onde será preciso a execução de operações de polimento [1].

2.2 – Furação

O processo de furação implica arranque de material com vista à execução de furos em materiais metálicos ou não metálicos. Este consiste numa ferramenta de corte rotativa que encosta no material de trabalho com suficiente pressão de modo a que a ferramenta penetre neste. [2]

A ferramenta mais utilizada para a furação é a broca helicoidal munida de dois gumes ou arestas de corte. Para que haja arranque de material, são necessários dois movimentos [2]:

- **Movimento de corte ou principal:** movimento associado à velocidade de corte entre a peça e a ferramenta que origina apenas uma remoção de aparas durante uma rotação ou curso, não permitindo por si só que novas porções de material sejam removidas;
- **Movimento de avanço:** movimento entre a peça e a ferramenta que permite, em conjunto com o movimento de corte, um levantamento repetido ou contínuo de material da peça.

O movimento de corte é o movimento de rotação da ferramenta de corte. O parâmetro que mede o movimento de corte é a velocidade de corte cuja unidade é o **m/min**. Esta é máxima no ponto mais exterior do gume da broca e vai diminuindo na direcção do eixo de rotação [2].

O movimento de avanço traduz-se no deslocamento da broca em linha recta contra a peça fixa que vai ser trabalhada, ou então o contrário em furadoras mais pequenas. Este movimento é o que determina a espessura de aparas [2].

Existem ainda no processo de furação, dois movimentos que não contribuem para o arranque de aparas [3]:

1. **Movimento de penetração (profundidade de corte):** movimento entre a peça e a ferramenta em contacto que determina a espessura da camada de material a ser retirada;
2. **Movimento de posicionamento:** movimento entre a peça e a ferramenta com o qual esta, antes da operação de maquinagem, é localizada relativamente à peça.

2.2.1 - Ferramenta de Corte: Broca Helicoidal

A broca é composta por duas zonas:

- Zona activa;
- Corpo.

A zona activa da broca é formada por duas ranhuras de forma helicoidal. A secção de material entre estas chama-se alma ou núcleo da broca. É pela alma da broca que se expulsa a aparas do material que está a ser furado. Dentro da zona activa existe [2,3]:

- **Duas arestas ou gumes principais de corte:** formam-se mediante aguçamento da ponta e são as responsáveis pelo corte;
- **Aresta ou gume transversal:** forma com os dois gumes principais, os ângulos dos gumes transversais. Localizado entre as duas superfícies de incidência, não corta mas sim rasca. Comprime o material para fora do centro do furo à frente dos gumes principais consumindo cerca de 40 % do esforço de avanço;
- **Biseis, faces de guia ou estrias de guiamento:** guiam a broca durante a furação;
- **Face de ataque:** superfície sob a qual se forma e desliza a aparas;
- **Face de saída:** superfícies da aresta cortante que se encontram frente a frente com as superfícies de corte.

Ainda dentro da zona activa, existem vários ângulos a considerar. Estes são [2,3]:

- **Ângulo de rebaixo ou de incidência:** medida de inclinação para baixo das faces de saída relativamente às arestas de corte de modo a que estas consigam penetrar no material. O ângulo de hélice indica-nos o maior ou menor nº de passagens da lâmina de corte dentro do furo. Se o ângulo de hélice não for uniforme, implica que só uma das hélices cortará, o que pode resultar em variações de tamanho do furo. Este pode ir dos 5 aos 12°;
- **Ângulo de entrada ou de ataque ou de saída de aparas:** é formado pelo ângulo das ranhuras helicoidais. Tem a sua medida máxima nas esquinas dos gumes e diminui para o centro da broca até quase 0° – formação de aparas mais dificultada à medida que se caminha para o centro da broca;
- **Ângulo de corte;**
- **Ângulo de ponta:** ângulo dos gumes ou arestas transversais.

As figuras 1 e 2 ilustram os diferentes ângulos e faces da broca helicoidal.

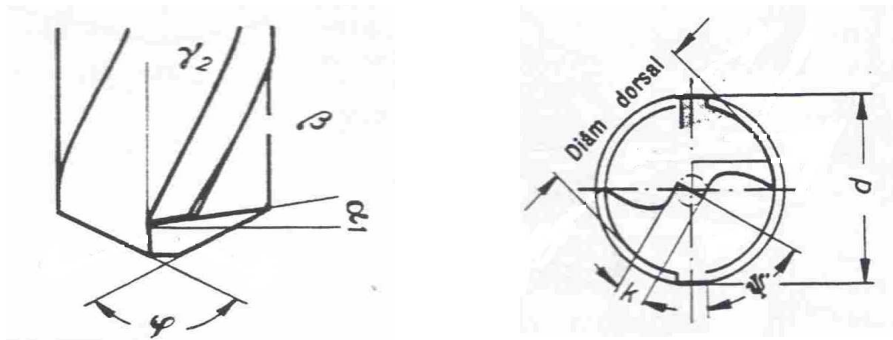


Figura 1 – Ilustração dos ângulos existentes na broca helicoidal. α = Ângulo de rebaixo ou de incidência. β = Ângulo de corte ou de gume. ϕ = Ângulo de ponta. Ψ = Ângulo dos gumes transversais. d = diâmetro da broca. k = espessura de núcleo ou alma [2].

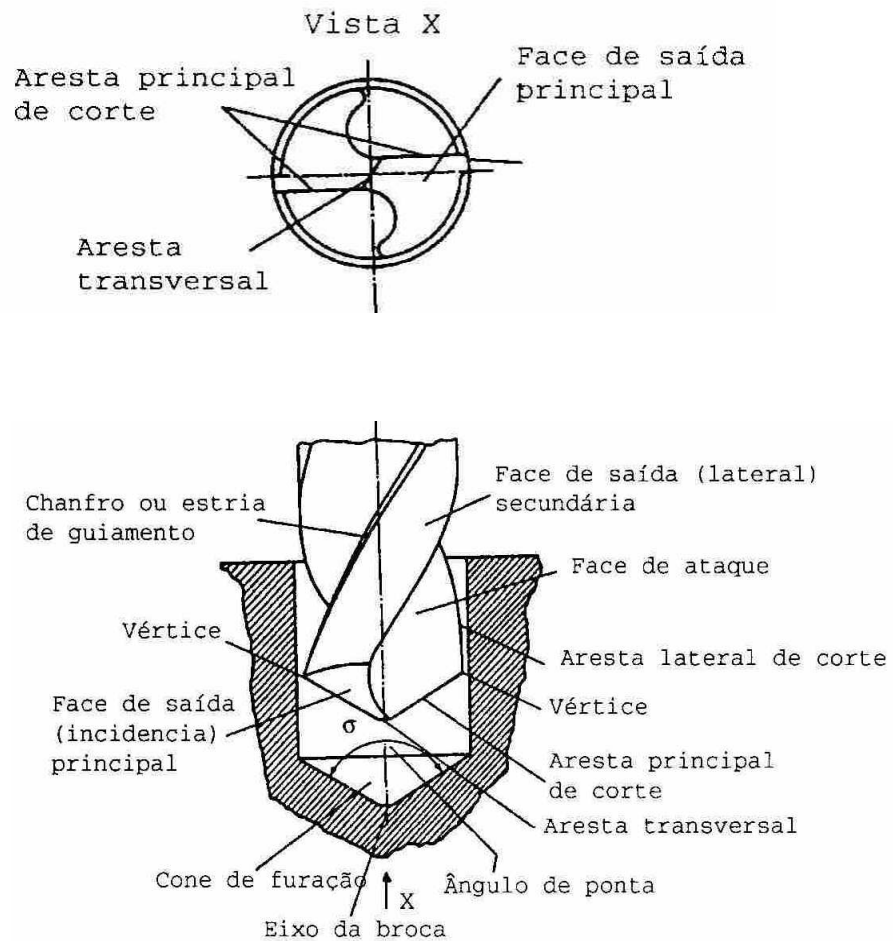


Figura 2 – explicação das faces e arestas da broca helicoidal. [3]

2.2.2 Velocidade de Corte, Velocidade de Rotação

A velocidade de corte é a velocidade do ponto mais exterior do gume ou corte da broca, ou seja, a distância que um ponto da circunferência formada pela aresta de corte se desloca num minuto.

Através da velocidade de corte, calcula-se a velocidade de rotação adequada para uma broca com um determinado diâmetro. A conversão entre a velocidade de corte e a velocidade de rotação è dada pela fórmula (2.1) [2]

$$V_{rot} = \frac{V_c \times 1000}{D \times \pi} \quad (2.1)$$

onde **Vrot** é a velocidade de rotação em rpm, **Vc** é a velocidade de corte em m/min, **D** é o diâmetro da broca e **PI** é igual a 3,14.

No entanto, nem toda as máquinas possuem um mecanismo de variação de velocidade, pelo que o valor exacto da velocidade de corte calculada não poderá ser inserido na máquina.

2.3 – Desgaste da Ferramenta de Corte

A optimização de operações de maquinagem depende, entre outros factores, da eficiência das ferramentas de corte. Esta eficiência depende dos seguintes factores [3]:

- Geometria da ferramenta;
- Selecção do material da broca;
- Condições de corte.

Estes irão influenciar a vida útil da ferramenta de corte e, conseqüentemente, a estratégia a implementar para a sua substituição ou adiamento.

A vida útil da ferramenta de corte é definida como sendo o tempo de corte efectivo das suas arestas em trabalho antes que seja necessário afiá-la ou substituí-la. O conhecimento da vida útil de uma ferramenta é crucial na avaliação do desempenho das ferramentas, sendo imprescindível na economia das operações de maquinagem [3].

Os processos de degradação das ferramentas de corte podem ser agrupados em dois conjuntos [3]:

- Avarias: originam o colapso da ferramenta de forma abrupta;
- Desgaste: provocam uma remoção gradual e progressiva de material de zonas localizadas na face de ataque ou na face de saída da ferramenta.

Existem 3 tipos de avarias [3]:

- Roturas frágeis (lascamento) das arestas de corte ou da ponta: devidas a tensões de tracção originadas pela força de maquinagem e descontinuidades de corte (inclusões duras, corte interrompido);
- Deformação plástica do gume: originadas por elevadas temperaturas e tensões na face de ataque, sendo estas provocadas pela força aplicada na aresta de corte. As elevadas tensões no gume sofrem variações bruscas que podem originar rotura da ponta ou lascamento da aresta de corte;
- Fissuras em pente: originadas por tensões térmicas provocadas pelas fases sucessivas de aquecimento e arrefecimento brusco dos gumes de corte por refrigeração irregular destes.

O desgaste dá-se normalmente nas faces de ataque e saída, regiões adjacentes à aresta de corte. Na maioria dos casos, o desgaste na face de saída é irregular ao longo do comprimento da aresta de corte, apresentando variações máximas na extremidade da aresta de corte (VN) e junto do bico da ferramenta de corte (VC). O desgaste da face de saída é, definido pelo **valor médio VB ou máximo VBmáx** [3].

Na face de ataque, dá-se o fenómeno do desgaste de cratera, medido através da profundidade máxima da cratera KT , a sua largura KB e a distância da aresta de corte principal ao eixo da cratera KM . Nos casos em que é utilizada a profundidade máxima de cratera, recorre-se ao parâmetro adimensional $K = KT/KM$. Para um mesmo KT , quanto mais próxima for a aresta de corte, mais frágil será a ferramenta de corte [3].

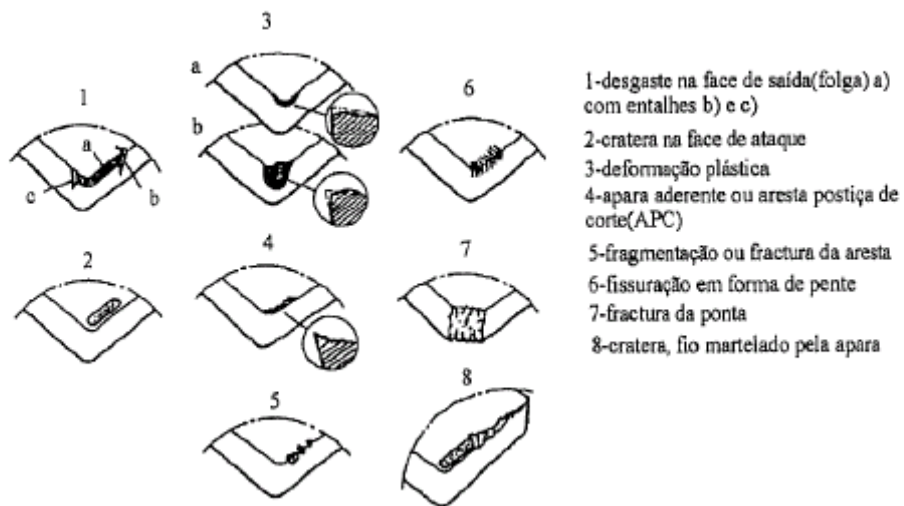


Figura 3 – Formas de degradação das ferramentas de corte [3].

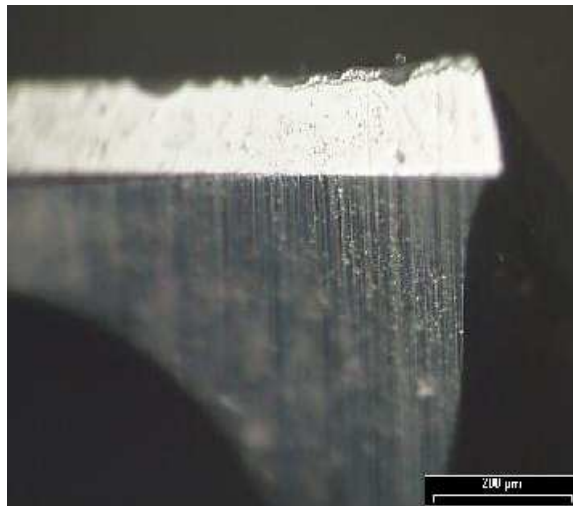


Figura 4 – exemplo de desgaste na face de saída de uma broca de 1,5 mm da Titex.

O desgaste na face de saída apresenta três zonas características [3]:

- **Zona A (primária):** corresponde ao início do corte com uma ferramenta afiada na qual se dá, devido à tensão elevada aplicada num gume de pequena secção, um desgaste muito rápido até a aresta arredondar;
- **Zona B (secundária):** aumento gradual, controlável e previsível do desgaste VB – aumento linear e a uma taxa reduzida;
- **Zona C (terciária):** VB for da ordem de grandeza de VB crítico, o desgaste volta a aumentar muito rapidamente até à rotura da aresta de corte.

Os valores admissíveis dos dois tipos de desgaste referidos são aqueles que definem quando a ferramenta deve ser substituída ou afiada, sendo de maior predominância o parâmetro VB do desgaste da face de saída para **baixas velocidades de corte e avanços pequenos** [3].

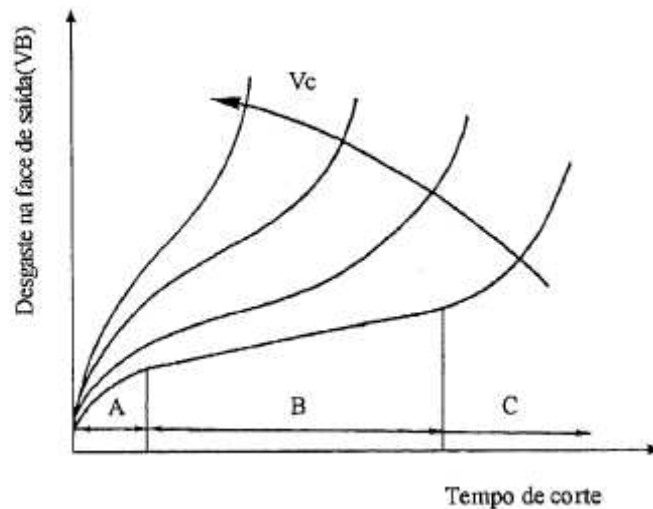


Figura 5 – Evolução do desgaste na face de saída (VB) através da relação entre o tempo de corte com a velocidade de corte. [3]

O desgaste na face de saída (VB) é dependente dos seguintes factores [3]:

- Interação ferramenta/peça;
- Temperaturas iniciais da ferramenta e da peça;
- Dureza dos materiais em contacto;
- Geometria;
- Tempo de corte;
- Condições de corte.

2.3.1 - Mecanismos de Desgaste

Os mecanismos responsáveis pelos desgastes nas faces de ataque e de saída são [3]:

- Abrasão;
- Adesão;
- Difusão;
- Oxidação.

Estes mecanismos podem actuar de forma isolada, ou em conjunto.

2.3.1.1 Adesão

Dando-se na zona secundária do desgaste, depende essencialmente das forças desenvolvidas nas superfícies interactuantes no processo de maquinagem, da temperatura desenvolvida e da compatibilidade metalúrgica do par de materiais em contacto. Pelo esforço de compressão desenvolvido durante o processo de maquinagem, dá-se aderência face de ataque/apara e face de saída/peça [3].

2.3.1.2 Difusão

Resulta das diferenças de concentração química dos diferentes elementos na estrutura do material e é activado termicamente, sendo este o resultado da elevada temperatura atingida no corte.

Este tipo de desgaste pode ser visto na face de ataque da ferramenta pela forma de uma cratera, e influencia o desgaste global principalmente a altas velocidades de corte – maiores temperaturas que implica maior taxa de desgaste por difusão. Esta influência dá-se pela [3]:

- Perda de elementos químicos da ferramenta para a peça – enfraquecimento da estrutura da ferramenta;
- Formação de ligas com os elementos que difundem da peça ou da apara para a ferramenta.

2.3.1.3 Abrasão

Ocorre por acção de partículas duras entre duas superfícies em deslizamento.

A abrasão mecânica depende da existência de inclusões duras na peça a maquinar ou da presença de partículas provenientes do desgaste da ferramenta de corte que deslizam durante a saída, nas superfícies de ataque e de saída. Estas partículas actuam como mini arestas de corte, riscando as superfícies em contacto durante o processo de maquinagem [3].

Quanto menor for a dureza do material da ferramenta maior é a abrasão. A dependência da dureza do material da ferramenta com a temperatura é o factor que influencia mais o desgaste abrasivo [3].

2.3.1.4 Oxidação

Ocorre devido ao elevado aquecimento da ferramenta de corte e à influência do meio em que se efectua a maquinagem – empobrecimento de oxigénio. Actua de forma mais acentuada com velocidades de corte altas e com ferramentas cujo material é aço rápido ou um carboneto sinterizado [3].

2.3.2 Factores Que Influenciam a Vida da Ferramenta

Os factores que influenciam a vida da ferramenta são [3]:

- Material da peça (maquinabilidade);
- Material da ferramenta;
- Geometria da ferramenta;
- Condições de corte;
- Fluido de corte.

2.3.3 Influência do Material da Peça e da Ferramenta

A maior resistência mecânica ou dureza do material a maquinar implica maiores solicitações na ferramenta – menor vida de trabalho [3].

Outro factor a ter em conta será a heterogeneidade do material das peças a maquinar, apresentando-se zonas de maior ou menor dureza. A presença de micro constituintes duros no material a maquinar tem como consequência a intensificação do desgaste abrasivo – redução da vida da ferramenta [3].

O material da ferramenta é escolhido tendo em conta o tipo de material a maquinar (aço ou cerâmicos). Este influenciará as condições de corte principalmente em termos de velocidade de corte [3].

2.3.4 Influência da Geometria da Ferramenta de Corte

A geometria da ferramenta de corte tem também uma grande influência no desgaste de uma ferramenta de corte. Diferentes geometrias originam diferentes distribuições térmicas e de tensões. [3]

- i) **Ângulo de ponta:** quanto maior for o ângulo de ponta, melhor é a evacuação do calor e mais resistente é a ponta da ferramenta, o que implica um maior tempo de serviço da ferramenta;
- ii) **Ângulo de ataque:** quanto maior for o ângulo de ataque, menores são as forças de corte e de avanço – diminuição na temperatura de corte que implica um aumento de vida da ferramenta. Por outro lado, o aumento do ângulo de ataque implica um enfraquecimento de gume pelo que é necessário haver um compromisso entre estes dois parâmetros;
- iii) **Ângulo de saída:** o ângulo de saída define o grau de interferência entre a face de saída principal e a superfície trabalhada. Se o ângulo for muito pequeno ($\approx 2^\circ$), a interferência é grande, o que tem como consequência um desgaste na face de saída (VB) elevado. Para valores maiores, VB começa a diminuir. No entanto, para um ângulo maior que 8° começa a haver um enfraquecimento de gume, o que pode dar origem a fractura da ferramenta em condições de corte de desbaste.

2.3.5 Condições de Corte

Em termos de parâmetros de maquinagem, os que influenciam por ordem hierárquica o desgaste de uma ferramenta são os seguintes [3]:

- Velocidade de corte;
- Velocidade de avanço;
- Incremento.

2.4 Prensagem Uniaxial A Frio

A prensagem uniaxial a frio consiste na aplicação de uma pressão numa única direcção no pó cerâmico através de punções que se movem na direcção vertical [4]. O pó é depositado na cavidade de um molde sendo que, de seguida, é aplicada uma carga uniaxial em toda a área desta por um punção móvel. No caso mais simples, apenas um punção é móvel sendo que o outro é fixo, servindo assim de base para o alojamento do pó na cavidade [4].

Dependendo do tipo de material a ser prensado, a densidade conseguida nas peças em verde anda entre cerca de 75% e 85 % da densidade total da quantidade de pó que é depositado na cavidade. O nível de compactação do pó depende da forma, tamanho e tipo de distribuição das partículas assim como da composição química deste. Esta forma de compactação de pós num molde rígido impõe limitações nomeadamente [4]:

- Forma das peças a produzir, ou seja, só são fabricadas peças com formas simples como cilíndricas ou cúbicas;
- Variação de densidade na direcção de compactação devido ao atrito que se dá entre a parede do molde e o pó;
- Restrições no tamanho das peças devido à capacidade da prensa utilizada;
- Surgimento de lascas nas superfícies das peças durante a extracção das peças devido à baixa resistência em verde do pó prensado.

Como vantagens do processo temos [4]:

- Bom controlo dimensional das peças, partindo do princípio que as paredes e forma da cavidade foram maquinadas de forma correcta e não estejam danificadas;
- Possibilidade de aplicação de cargas elevadas nos pós, fruto dos circuitos hidráulicos ou dos mecanismos utilizados pela prensa;
- Possibilidade de repetibilidade do processo, o que permite grandes cadências de produção.

O tamanho das pastilhas cerâmicas em verde depende da capacidade da prensa utilizada, da profundidade da cavidade e da capacidade de compactação do próprio pó [4].

2.5 Pressão Isostática a Frio

A pressão isostática a frio é um processo usado na conformação de componentes cerâmicos através da aplicação de uma pressão uniforme em todas as direcções nestes à temperatura ambiente [23].

As vantagens deste processo são as seguintes [23]:

- Mínimas limitações em termos de dimensões das peças a prensar;
- Origina peças compactas de grande uniformidade em termos de densidade;
- Tempo de processo baixo.

Como desvantagens, temos as seguintes [23]:

- Limitado controlo dimensional da peça a ser prensada;
- Complexidade admitida da forma da peça cerâmica reduzida a formas simples.

Existem dois tipos de pressão isostática a frio [23]:

- “*Wet-bag*”;
- “*Dry-bag*”.

O tipo “*wet-bag*” foi o utilizado neste trabalho. Este consiste num invólucro elastómero, que contém o material cerâmico, que é colocado numa cuba (local onde se dá a pressão) que é enchida com um fluido, normalmente uma mistura de água e óleo. Após o enchimento, a prensa exerce uma pressão hidrostática sobre o invólucro [23].

As pressões normalmente envolvidas do processo “*wet-bag*” variam entre os 21 e 690 MPa mas podem chegar aos 1380 MPa [24, 25]. Depois de prensado, o invólucro é removido da cuba e logo a seguir é retirada a peça cerâmica.

Devido à dificuldade e aos custos altos de automatização deste processo e da baixa cadência de produção associada, este não é apropriado para cadências altas de produção. [23]

2.6 Microscopia Electrónica Por Varrimento (MEV ou SEM)

A microscopia electrónica por varrimento é um processo que consiste no varrimento do objecto a ser analisado por um feixe fino de electrões [27]. Ao ser atingida por este feixe, a amostra começa a emitir electrões secundários, ou seja, electrões que se libertam da amostra devido ao impacto dos electrões do feixe. Os electrões secundários emitidos são recolhidos por um tubo foto multiplicador e a imagem é formada num monitor [27].

A amostra em estudo é coberta com uma fina película condutora (por exemplo, ouro) no sentido de favorecer a emissão dos electrões da peça. A superfície condutora deve ser a mais plana possível.

O microscópio electrónico de varrimento pode ser utilizado numa amplitude larga de ampliações, variando desde **10 a 100 000x** [27].

Relativamente ao limite de resolução, este depende de vários factores, sendo o mais importante, o diâmetro do feixe de electrões no ponto de impacto com o objecto. Na prática, em condições favoráveis, conseguem-se valores de cerca de 10 nm para o limite de resolução [27].

Outra característica deste processo de microscopia é o de permitir a obtenção de informação detalhada sobre a topografia da superfície de objectos sólidos, e obter imagens tridimensionais [27].

2.7 Espectroscopia de Dispersão de Energia de Raios X (EDS)

A espectroscopia de dispersão de energia de raios X (EDS) é uma técnica de micro análise química executada em conjunto com o processo SEM [28]. A técnica consiste no uso de raios-X que são emitidos da amostra quando esta está a ser bombardeada pelo feixe de electrões aplicado na análise SEM. O objectivo deste processo é o de caracterizar a composição elementar do volume da amostra analisado [28].

Através de um detector de raios-X, mede-se a intensidade dos raios-X. Estes são gerados quando o feixe de electrões interage com os electrões presentes nos átomos da amostra. Há medida que os electrões de camadas inferiores do material (os de menor energia) se libertam da amostra, estes deixam lacunas para serem preenchidas por outros electrões de energia mais alta, ou seja, os que estão mais próximos da superfície. Este diferencial de energia é que origina os raios-X [28].

O detector de raios-X quantifica o número de raios-X emitidos em função da sua energia. O preenchimento de lacunas de maneira diferenciada pelos vários electrões dá origem à formação de quantidades de energia características, originando assim picos característicos. Recorrendo a bases de dados conhecidas, identifica-se o elemento químico a que pertence cada pico [28].

2.8 Biomateriais

Segundo Helmus e Tweden (1995), o termo biomaterial pode ser definido com sendo [5]:

“Qualquer substância (outra que não droga) ou combinação de substâncias, sintética ou natural em origem, que possa ser usada por um período de tempo, completa ou parcialmente como parte de um sistema que trate, aumente ou substitua qualquer

tecido, órgão ou função do corpo”.

O critério de selecção de biomateriais é baseado principalmente na aplicação a que se destinam. Existem vários tipos de biomateriais à escolha : polímeros sintéticos, metais, cerâmicos e macromoléculas naturais (exemplo: biopolímeros) [5].

Nas aplicações onde este projecto se insere (ortopedia e ortodontia), o material utilizado enquadra-se no grupo dos cerâmicos [5].

Um dos critérios para a utilização de um material para aplicações médicas é que este seja **biocompatível** [5].

2.8.1 Biocerâmicos

Os cerâmicos são definidos como materiais não-metálicos que consistem em elementos metálicos e não metálicos ligados entre si por ligações iónicas e/ou covalentes. [6]

Recentemente, estes tipos de materiais têm sido utilizados para melhorar a qualidade de vida das pessoas, auxiliando na reconstrução de partes danificadas do corpo humano (implantes, próteses) [11].

Os biocerâmicos podem ser divididos em 3 categorias de acordo com o tipo de interactividade entre o implante e o tecido orgânico [7-9]:

- **Bioinertes** – biocerâmicos que são estáveis e quase biologicamente inactivos, como por exemplo a alumina e a zircónia. Promovem uma camada fina de tecido fibroso adjacente à sua superfície;
- **Biodegradáveis ou absorvíveis** – são gradualmente absorvidos pelo organismo e substituídos por tecido orgânico. São os biocerâmicos ideais pois só ficam no organismo o tempo suficiente para que a regeneração de tecidos se complete. Exemplos deste tipo de biocerâmicos são os trifosfatos de cálcio e alguns vidros bioactivos;
- **Bioactivos** – a bioactividade pode ser definida como sendo “ a capacidade de fornecer uma resposta biológica específica que resulta na formação de ligações entre o material e os tecidos orgânicos”, ou seja, facilitam a regeneração de tecidos orgânicos. Neste tipo inclui-se a hidroxiapatite (HA), alguns compósitos como o polietileno-HA e alguns vidros cerâmicos.

2.8.2 Hidroxiapatite (HA), Trifosfatos de Cálcio e Biovidro

Os compósitos de cálcio são utilizados na regeneração de tecido ósseo devido à sua semelhança com a composição mineral do osso – **hidroxiapatite**. A teoria por detrás do uso destes materiais é que o organismo encara estes materiais como tecidos que necessitam de ser remodelados, permitindo que estes sejam integrados e substituídos por osso sendo esta a principal razão de estes materiais serem utilizados para o preenchimento e tratamento de defeitos ósseos [12].

O termo biovidro foi introduzido nos anos 60 pelo Dr. Hench através da marca registada Bioglass[®]. Este pertence à gama de biovidros que contêm proporções variadas de óxidos de silício, azoto, cálcio, fósforo e também fluoreto de cálcio. Foram criados de modo a interagirem com o osso com vista a se obterem ligações fortes com este [12]. Estudos feitos demonstraram que o mecanismo de ligação do biomaterial com o osso dependia fortemente da composição do biovidro, o que despoletou o desenvolvimento de biocerâmicos compósitos reforçados com biovidro [12].

No entanto, este tipo de vidro não foi o utilizado nas experiências feitas com este trabalho.

2.8.3 Bonelike[®]

O Bonelike[®] é um compósito cerâmico formado por hidroxiapatite (HA) reforçada com um biovidro de sistema CaO-P₂O₅ [13].

Em comparação com a hidroxiapatite, o Bonelike[®] apresenta uma composição mais similar com o mineral inorgânico do osso conferindo-lhe, assim, uma maior bioactividade. Além disso, a incorporação do vidro permite a decomposição da HA em fases β – TCP (trifosfato de cálcio) e a temperaturas mais altas em α – TCP, o que confere ao Bonelike[®] melhores propriedades mecânicas e uma taxa de absorção maior por parte do organismo que a HA em fase pura [13,15,17]. A quantidade destas fases no material depende da temperatura de sinterização utilizada e da composição e quantidade do vidro utilizado [14-16].

As fases α – TCP e β – TCP são interessantes do ponto de vista biológico porque estas são muito mais solúveis que a HA. Estas características permitem que as fases referidas sejam substituídas por novo osso formado, regenerando-se completamente os defeitos ósseos existentes e, ao mesmo tempo, mantendo a morfologia original do osso [16,17].

2.8.4 Propriedades Mecânicas do Bonelike[®]

Após estudos efectuados anteriormente a este projecto [18], foram encontradas as seguintes características mecânicas para o Bonelike.

Tabela 1 - Valores de resistência à fractura (K_{Ic}) e dureza Vickers (HV) para uma peça em Bonelike com porosidade total de 65% [18].

K_{Ic} (MPa.m ^{1/2})	HV
1,18 ± 0,1	404

2.8.4.1 Tensão de Rotura à Flexão

Em termos de resistência à flexão, um estudo prévio verificou que o Bonelike é cerca de 2 ou 3 vezes mais resistente que a HA e que dependia da porosidade total da peça e da percentagem das fases secundárias α – TCP e β – TCP. Quanto maior for a fase α , mais resistente se torna a peça [19].

A tensão de rotura à flexão foi calculada através da fórmula de Duckworth-Knudsen que é usualmente utilizada para a aferição do comportamento mecânico dos materiais cerâmicos [19]. A fórmula é a seguinte:

$$\sigma = \sigma_0 \times e^{-bP} \quad (2.2)$$

onde σ é a tensão de rotura à flexão, σ_0 a tensão de rotura à flexão com porosidade nula (peça 100% densa), P a porosidade total da peça e b o factor de correcção da porosidade.

A tensão σ_0 foi calculada através da fórmula [19]:

$$\sigma_0 = \sigma_{0,HA} X_{HA} + \sigma_{0,\beta} X_{\beta} + \sigma_{0,\alpha} X_{\alpha} \quad (2.3)$$

onde σ_0 é a tensão de rotura à flexão com porosidade nula (peça 100% densa), $\sigma_{0,HA}$ a tensão de rotura à flexão para uma peça densa de hidroxiapatite, $\sigma_{0,\alpha}$ a tensão de rotura à flexão para uma peça densa de α – TCP, $\sigma_{0,\beta}$ a tensão de rotura à flexão para uma peça densa de β – TCP, e X_{α} , X_{HA} , X_{β} , são as fracções volúmicas de, respectivamente, α – TCP, hidroxiapatite e β – TCP.

Através de estudos realizados anteriormente a este projecto, encontraram-se os valores das tensões de rotura à flexão para HA e as fases α – TCP e β – TCP [19]. Assim, a equação (2.3) fica

$$\sigma = (83,1X_{HA} + 179,9X_{\beta} + 233,5X_{\alpha})e^{-4,02P} \quad (2.4)$$

em que:

- $\sigma_{0, HA} = 83,1$ MPa;
- $\sigma_{0, \alpha} = 233,5$ MPa;
- $\sigma_{0, \beta} = 179,9$ MPa.

2.8.4.2 Módulo de Elasticidade ou de Young (E) e Módulo de Corte Transversal (G)

Tal como a resistência à flexão, o módulo de Young também é fortemente influenciado pelas fases existentes no Bonelike[®] assim como pela porosidade total deste. A equação de Duckworth-Knudsen utilizada para a definição da dependência do módulo de Young em relação à porosidade de um material cerâmico é a seguinte [19]:

$$E = E_0 \times e^{-bP} \quad (2.5)$$

onde **E** é o módulo de Young resultante e **E₀** o módulo de Young para uma peça densa. O mesmo método aplica-se com o módulo de corte transversal:

$$G = G_0 \times e^{-bP} \quad (2.6)$$

onde **G** é o módulo de corte transversal resultante e **G₀** o módulo de corte transversal para uma peça densa.

Os módulos de Young e do corte transversal para peças com porosidade nula (peças densas) foram calculados através das fórmulas [19]:

$$E_0 = E_{0,HA} X_{HA} + E_{0,\beta} X_{\beta} + E_{0,\alpha} X_{\alpha} \quad (2.7)$$

$$G_0 = G_{0,HA} X_{HA} + G_{0,\beta} + G_{0,\alpha} X_{\alpha} \quad (2.8)$$

onde **E_{0, HA}**, **E_{0, α}** e **E_{0, β}** são, respectivamente, os módulos de Young de α – TCP, β – TCP e de hidroxiapatite. **G_{0, α}** e **G_{0, β}** são, respectivamente, os módulos de corte transversos de α – TCP, β – TCP e de hidroxiapatite.

Recorrendo a dados de investigações efectuadas, as fórmulas enunciadas acima transformam-se nas seguintes [19]:

$$E = (120,0X_{HA} + 64,1X_{\beta} + 188,6X_{\alpha})e^{-4,04P} \quad (2.9)$$

$$G = (41,8X_{HA} + 27,4X_{\beta} + 91,3X_{\alpha})e^{-4,11P} \quad (2.10)$$

Segundo uma análise XRD, a composição do Bonelike[®] tinha as seguintes quantidades das diversas fases [19]:

- HA = 69 %;
- α – TCP = 24 %;
- β – TCP = 7%.

2.8.5 Celulose Microcristalina

A celulose utilizada foi do tipo microcristalina. Este tipo de material polimérico é normalmente utilizado na indústria farmacêutica como um excipiente [36], ou seja, uma substância inerte que adiciona resistência ao medicamento para um melhor manuseamento deste e também ajuda à desintegração deste no organismo ou mesmo como um ligante na criação da forma do medicamento. Neste projecto, foi utilizada para, quando queimada durante a sinterização, criar microporosidade no Bonelike[®].

Possui boas propriedades de fluidez, compatibilidade e compressibilidade. [37]

3 Estado da Arte

3.1 Estrutura das Peças de Bonelike®

As estruturas das peças em Bonelike® standard foram executadas tendo em conta alguns princípios utilizados já em produtos no mercado e publicados em artigos científicos.

Para que um enxerto ósseo permita uma regeneração óssea aceitável, este tem que possuir uma estrutura que possua poros macroporosos (furos) interconectados de diâmetros maiores do que **100 µm** [18]. A interconexão dos furos permite uma reabsorção mais rápida do enxerto sintético por parte do corpo humano. Quanto maior for a macroporosidade, menor material o corpo humano tem que reabsorver [20]. Em termos de material das peças, a hidroxiapatite e o trifosfato de cálcio têm sido os utilizados para este tipo de enxertos ósseos sendo que a microporosidade aceite andava à volta dos **2-15 µm** (tamanho dos microporos) e com uma percentagem de cerca **30 %** sobre a porosidade total [20].

O material é comprimido e sinterizado na sua forma final, conferindo-lhe a resistência adequada para a função, sendo ainda possível ao cirurgião a alteração da forma para adaptação ao local de implantação.

Os poros tubulares (furos) são maquinados de acordo com a direcção preferencial do crescimento ósseo. Cada face apresenta uma direcção de poros tubulares sendo que todas as direcções são dispostas perpendicularmente entre si. Os poros tubulares possuem tamanhos na gama de **100 a 2000 µm, preferencialmente de 500 a 2000 µm** [20]. O número de direcções de furos macroporosos nas peças é de dois ou três e uma delas tem de estar na direcção preferencial do crescimento ósseo. Em termos de espaçamento entre furos, a distância entre bordas utilizada tem sido de **1,5 a 4 mm, preferencialmente de 3 a 4 mm** [20]. Os furos podem ser produzidos por furação após sinterização.

A macroporosidade reclamada nos produtos existentes no mercado é de **35 % de volume da peça – porosidade total**. De realçar que se considera um poro macroporoso quando este possui um tamanho superior a **20 µm**. Abaixo deste valor, considera-se um poro microporoso [20].

A forma geométrica das peças é simples (cubos, paralelepípedos, cones, cunhas, discos) sendo que as arestas vivas são evitadas de modo a se prevenir irritação no tecido ósseo [20].

Para mais informações, ver patente referenciada no **Anexo A**. A figura 6 apresenta os produtos existentes no mercado.



Figura 6 – Enxertos ósseos sintéticos [34].

3.2 Maquinagem das Peças de Bonelike®

Num estudo prévio a este, foram feitas experiências de maquinagem a peças de geometria controlada. Estas consistiram na furação de pastilhas cilíndricas densas de Bonelike® e de HA não sinterizadas prensadas uniaxialmente a uma pressão de **120 bar** e isostaticamente a **1600 bar**. As ferramentas de corte utilizadas foram **brocas HSS (aço rápido)** e **HSSCO (aço rápido com cobalto)** cujos diâmetros eram de **2,5 mm** [11]. As estruturas criadas consistiram em 7 furos de topo mais 6 laterais. A estrutura pode ser vista na figura 7.



Figura 7 – Estruturas 3D em Bonelike® fabricadas num estudo prévio a este [11].

As pastilhas foram então sinterizadas, tendo sido registados os valores de contracção resultantes do ciclo aplicado (ver tabela 2). A contracção dos diâmetros dos furos foi registada como sendo de **27%** enquanto que na distância entre as bordas dos furos foi de **9%** [11].

De realçar que neste estudo foram detectadas fracturas nas bordas das peças após a sinterização [11]. (ver figura 8)

Tabela 2 – Medidas dos furos e distâncias entre eles antes e após a sinterização assim como medidas de diâmetro e altura antes e após sinterização [11].

Bonelike®	Pore size	Distance between pores	Sample diameter	Sample thickness
Before sintering	2.696 ± 0.055	2.121 ± 0.066	15.539 ± 0.083	7.30 ± 0.201
After sintering	1.967 ± 0.062	1.962 ± 0.070	12.560 ± 0.090	5.84 ± 0.209

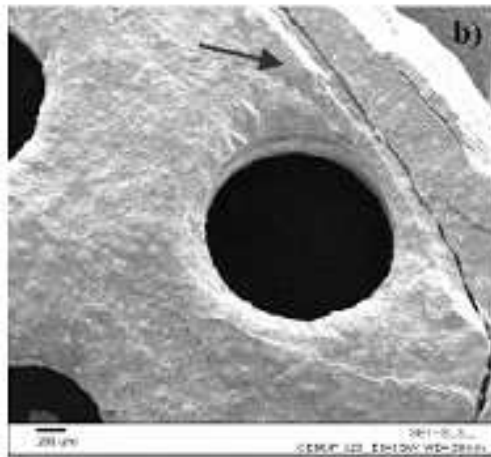


Figura 8 – Fraturas detectadas após sinterização das peças [11].

Na experiência descrita não foram registados os parâmetros desta furação nem a influência do processo na durabilidade das brocas utilizadas.

Em termos de microporosidade, estudos prévios registaram microporosidades de **30 e 45%** respectivamente para pastilhas de **10 e 30%** de celulose sinterizadas [11].

As microporosidades foram calculadas através da comparação das densidades das peças antes e após a sinterização. A fórmula utilizada para o cálculo das densidades foi a seguinte [11]:

$$\rho_2 = \frac{A}{A-B} \times \rho_0 \quad (3.1)$$

onde ρ_2 é a densidade da amostra com celulose, **A** o peso da amostra no ar, **B** o peso da amostra quando imersa em líquido e ρ_0 a densidade do líquido de teste a uma determinada temperatura.

4 Trabalhos Experimentais e de Modelação CAD

4.1 Modelação de Estruturas Macroporosas 3D

Um dos primeiros passos neste projecto foi a modelação em três dimensões de estruturas macroporosas válidas, ou seja, definir uma disposição de furos (arranjo geométrico e diâmetros) de modo a que a porosidade total fosse no mínimo **65 %**, valor definido pela Medmat como requisito de validação para os seus produtos da Medmat.

A porosidade total foi definida pela fórmula seguinte [20]:

$$\% \text{ Porosidade total} = \% \text{ Microporosidade} + \% \text{ Macroporosidade} \quad (4.1)$$

Consoante a percentagem de celulose, que determina a percentagem de microporosidade existente na peça, definiu-se a percentagem de macroporosidade a atingir para se conseguir a porosidade desejada.

A percentagem de macroporosidade das peças foi calculada através da fórmula

$$\text{macroporosidade} = \left(1 - \frac{V_{tf}}{V}\right) \times 100 \quad (4.2)$$

onde **V** é o volume total do cilindro sem macroporos e **V_{tf}** o volume total do cilindro com os furos (calculado pelo software CAD utilizado).

A fórmula para o cálculo do volume total de um cilindro é

$$V = \pi \times \frac{D^2}{4} \times h \quad (4.3)$$

onde **D** é o diâmetro do cilindro e **h** a altura deste.

Para o cálculo da macroporosidade para blocos utiliza-se a mesma fórmula sendo que o volume dos blocos é dado por

$$V = C \times L \times h \quad (4.4)$$

onde **C** é o comprimento do bloco, **L** a largura e **h** a altura deste.

Para a validação dos modelos encontrados, foram respeitados os seguintes pressupostos:

- Distância entre bordas de furos (ver figura 9) pode ser variável desde que não se vá abaixo do valor mínimo de **1 mm** e não exceda o máximo de **4 mm**;
- Diâmetro de furos no máximo de **2 mm** e mínimo de **0,8 mm**;
- Distância mínima entre borda de furos e limites da peça de **1 mm**.

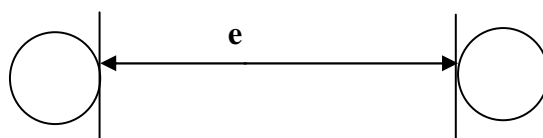


Figura 9 – e = distância entre bordas dos furos.

Todos os modelos validados tiveram em conta as diferentes contrações das peças sinterizadas com diferentes quantidades de celulose.

As figuras 10 e 11 apresentam alguns exemplos de modelos validados para as pastilhas cilíndricas.

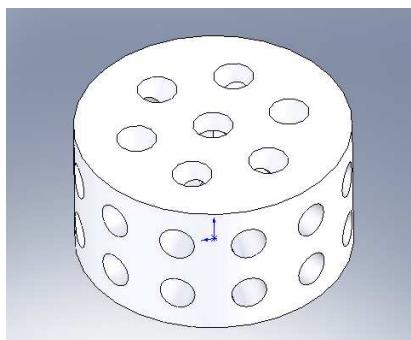


Figura 10 – Exemplo de estrutura macroporosa para uma pastilha sinterizada com 10% de celulose. Diâmetro dos furos de topo = 1,8 mm. Diâmetro dos furos laterais = 1,6 mm. Diâmetro da peça = 12,24 mm. Altura = 6,5 mm. Porosidade Total = 69,05 %.

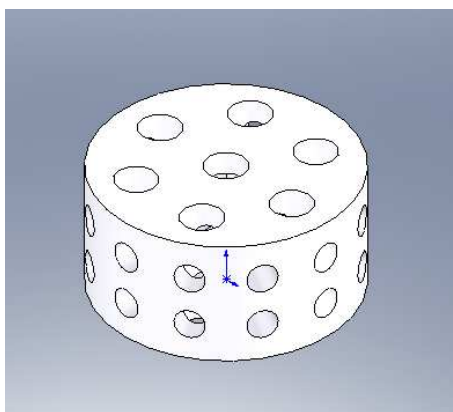


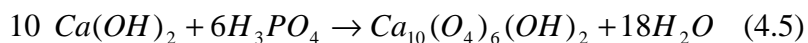
Figura 11 – Exemplo de estrutura macroporosa para uma pastilha sinterizada com 30% de celulose. Diâmetro dos furos de topo = 2 mm. Diâmetro dos furos laterais = 1,4 mm. Diâmetro da peça = 12,2 mm. Altura = 6 mm Porosidade Total = 89,9 %.

4.2 Procedimento de Produção de Material Para Testes

De seguida, é explicitado o trabalho laboratorial efectuado com vista à produção de pastilhas cilíndricas e de blocos para os testes, assim como o próprio material destas.

4.2.1 Produção de Hidroxiapatite (HA) e Bonelike[®]

A primeira etapa nos procedimentos laboratoriais foi a síntese química de HA. Esta foi feita através de um processo de precipitação que consiste na reacção química [11]



onde Ca(OH)_2 é o hidróxido de cálcio e H_3PO_4 o ácido orto-fosfórico.

A solução aquosa de H_3PO_4 foi adicionada à solução de hidróxido de cálcio em água destilada, através de uma bomba peristáltica. À medida que o ácido era adicionado, a suspensão estava em constante misturação. (ver figura 12)

À medida que se fazia a mistura mencionada acima, era efectuado um controlo de pH da solução através da adição de uma solução de amoníaco, mantendo os valores de pH acima dos **10,5** [11].

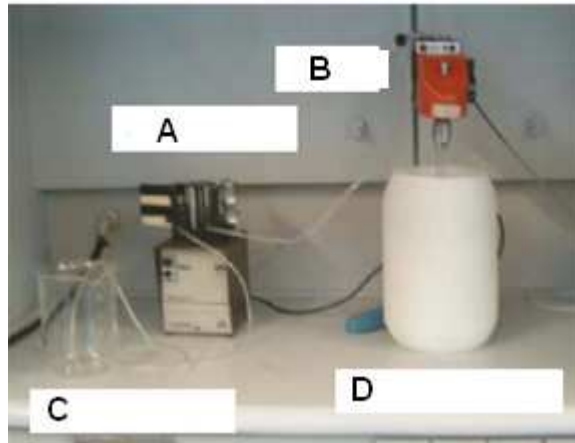


Figura 12 – Equipamentos e sua montagem para a preparação de hidroxiapatite. A – bomba peristáltica. B – Misturador. C – solução de H_3PO_4 . D – suspensão de $Ca(OH)_2$ [11].

Após a mistura, a solução final de hidroxiapatite foi filtrada através de um sistema de vácuo com filtros de papel de modo a se fazer a separação desta. O material filtrado foi depois colocado a secar numa estufa a uma temperatura de $60^\circ C$ por dois dias [11].

Feita a mistura, seguiu-se a crivagem do pó. O objectivo aqui foi esmagar a HA para que esta atingisse uma granulometria desejada, o que neste caso foi abaixo dos **75 μm** . Assim, foram utilizados 3 crivos com as granulometrias respectivas de **125, 90, e 75 μm** e um almofariz de ágata (mineral duro) para a moagem da HA. Estes crivos foram montados uns em cima dos outros por ordem decrescente de granulometria, ou seja, o que tivesse a maior era o que ficava no topo. Debaixo do crivo de 75 μm foi colocado um prato para recolha do pó. Em cada crivo foram colocadas 7 bolas de ágata (mineral duro) de modo a se facilitar a passagem da HA pelos crivos. Os crivos, por sua vez, foram montados numa máquina vibradora (ver figura 14) para que se efectuasse a passagem do pó [11].



a)



b)

Figura 13– a) crivos e almofariz de ágata utilizados. b) almofariz de ágata utilizado.



Figura 14 – Máquina vibradora Sieve Shaker AS 200 da Retsch com crivos montados [35].

Feita a crivagem, encerrou-se a produção de HA.

O passo seguinte foi a produção do Bonelike[®]. Este material foi preparado através de uma mistura cuja composição foi de **97,5 %**, sobre a massa total da mistura, de HA com **2,5 %** de um biovidro do sistema P2O5-CaO (65P2O5, 15CaO, 10CaF2, 10Na2O mol %). Esta mistura demorou cerca de **20 minutos** a ser feita.

A etapa seguinte foi a mistura do Bonelike[®] com a celulose.

As quantidades de cada material na mistura dependeram da percentagem de celulose desejada na pastilha. Por exemplo, quando se fizeram pastilhas cilíndricas com uma espessura em verde de cerca 8 mm utilizaram-se **2,1 g** de mistura. Para se fazer uma pastilha com 10% de celulose a mistura era composta de **0,21 g** de celulose (10% da massa total da mistura) e **1,89 g** de Bonelike[®] (90% da massa total da mistura). Ou seja, a composição da mistura foi feita de acordo com a equação

$$m_{total} = m_{Bonelike} + m_{celulose} \Leftrightarrow m_{total} = (1 - Y_{celulose}) \times m_{total} + Y_{celulose} \times m_{total} \quad (4.6)$$

onde m_{total} é a massa total da mistura, $m_{Bonelike}$ é a massa total de Bonelike[®] na mistura, $m_{celulose}$ a massa total de celulose na mistura e $Y_{celulose}$ a percentagem mássica da celulose.

O tempo da mistura foi cerca de **20 minutos**.

4.2.2 Produção de Pastilhas

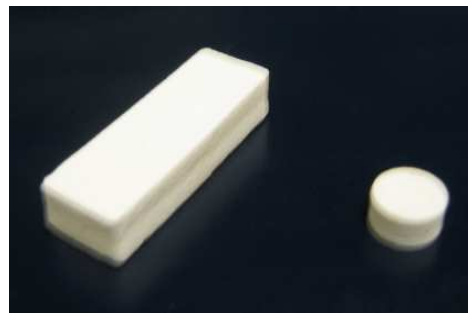
Feito o material, passou-se à fabricação de pastilhas para testes. Foram feitas os tipos de pastilhas seguintes:

- Cilíndricas com 0,10 e 30 % de celulose em verde;
- Cilíndricas com 0,10 e 30 % de celulose sinterizadas;
- Cilíndricas com 30 % de celulose pré-sinterizadas;
- Blocos de 0,10 e 30 % de celulose sinterizados.

O primeiro passo foi dar a forma em verde às pastilhas. Isto foi conseguido através da aplicação de uma prensagem uniaxial de **75,60 MPa**. A prensa utilizada foi a representada na figura 15. Para consulta das características técnicas da prensa, consultar **anexo B**. O processo de prensagem uniaxial utilizado encontra-se ilustrado no anexo C.



(a)



(b)

Figura 15 – a) Prensa utilizada: R-030350 da Talleres Mestraitua. b) Bloco e disco pensados uniaxialmente.

O passo seguinte foi submeter os compactos verdes a uma pressão isostática (ver figura 16) de modo a aumentar a densidade das peças em todas as direcções. As pressões utilizadas foram de **500 e 1500 bar**.



Figura 16 – Prensa isostática da National Force Europe.

Finalmente, as amostras foram a sinterizar. Os ciclos de sinterização utilizados foram os representados nas figuras 17 e 18.

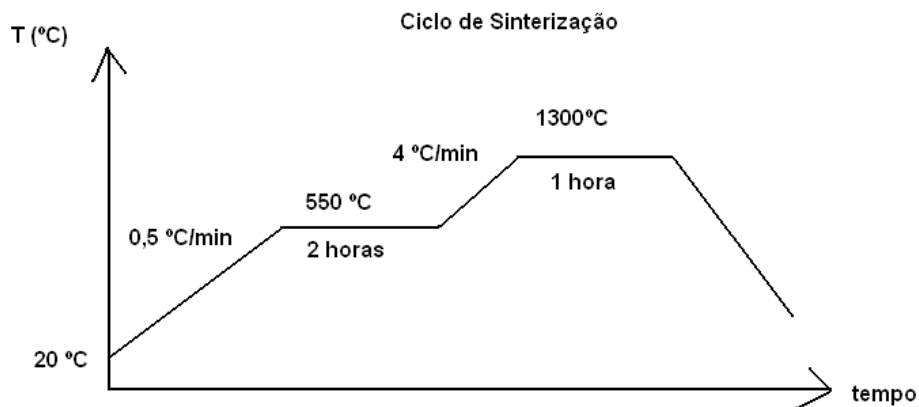


Figura 17 – ciclo de sinterização completa utilizado.

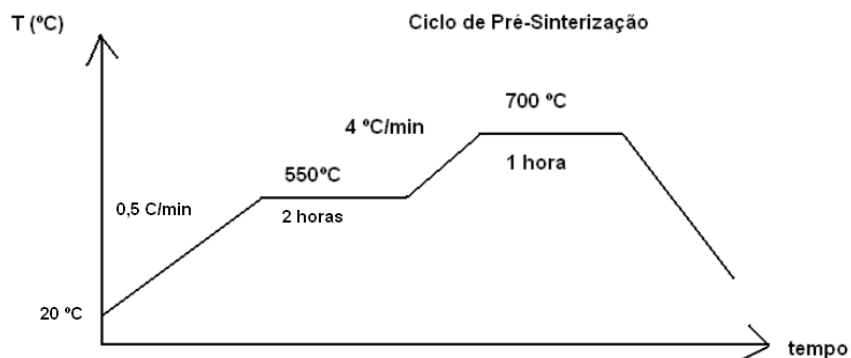


Figura 18 – Ciclo de pré-sinterização completa utilizado.

O ciclo de sinterização completa consiste em dois estágios. O primeiro estágio ($T = 550^{\circ}\text{C}$) é utilizado para que ocorra a combustão completa da celulose. O segundo estágio ($T = 1300^{\circ}\text{C}$) garante a fusão do biovidro e a sua distribuição na matriz da HA, num processo de sinterização em fase líquida. Finalizado o segundo estágio, ocorre o arrefecimento natural do material no interior do forno.

4.2.3 Medição das Contrações

Foram registados os valores das contrações sofridas pelas peças. Estes resultados são importantes para, por exemplo, determinar com maior rigor as medidas da cavidade do molde de prensagem.

As contrações foram calculadas através da fórmula

$$\% \text{contração} = \frac{MV - MF}{MV} \times 100 \quad (4.7)$$

sendo **MV** a dimensão em verde e **MF** a dimensão final da peça após sinterização.

Nota: as dimensões apresentadas nas tabelas das contrações são as originais das pastilhas, ou seja, as obtidas após prensagem uniaxial.

Tabela 3 – Percentagem das contrações sofridas por uma pastilha cilíndrica sinterizada com 30% de celulose, prensada uniaxialmente com uma pressão de 75,6 MPa e isostaticamente a 500 bar.

Dimensões (mm)	Processo	%Contração D (mm)	%Contração h (mm)
D = 16,2 h = 8,05	isostatica = 500 bar	0,62%	3,73%
	Sinterização a 700°C	2,48%	2,58%
	Sinterização a 1300°C	20,38%	14,57%
	total	23,48%	20,88%

Observações

Neste caso, tratou-se de uma pastilha que sofreu uma pré-sinterização seguida depois por uma sinterização completa. De notar que não há muita diferença entre as percentagens de contração das duas dimensões, apesar de o diâmetro ter contraído mais. Outro ponto a notar é o facto de haver uma grande diferença de contração entre a pré-sinterização e a sinterização completa.

Tabela 4 – Percentagem das contracções sofridas por três pastilhas cilíndricas sinterizadas a 1300°C com 10 (**amostra 4**) e 30% de celulose (**amostras 1, 2 e 3**), prensadas uniaxialmente com uma pressão de 75,6 MPa e isostaticamente a 1500 bar.

Amostra	D (mm)	h(mm)	Processo	% Contracção D	% Contracção h
1	16	11,5	Isostática	4,38%	2,61%
			Sinterização	18,95%	19,64%
			Total	23,33%	22,25%
2	16	8,1	Isostática	5,00%	4,94%
			Sinterização	18,42%	16,88%
			Total	23,42%	21,82%
3	16,1	13	Isostática	0,48%	0,00%
			Sinterização	22,33%	22,27%
			Total	26,50%	23,11%
4	16,1	7,8	Isostática	6,83%	1,92%
			Sinterização	18,60%	21,57%
			Total	25,43%	23,49%

Observações

Olhando para a tabela 4, denota-se que, entre pastilhas com percentagens de celulose iguais, a que sofreu mais contracções foi a de maiores dimensões. Olhando para as contracções da espessura (h), observa-se que quanto maior for a espessura da pastilha em verde, maior é a contracção.

Uma comparação que podemos fazer é entre os valores da amostra 2 e da amostra prensada a 500 bar da tabela 3, visto estas terem dimensões quase semelhantes. Verifica-se que a pressão isostática quase não influenciou a contracção das peças embora haja pequenas diferenças, principalmente no diâmetro. Outra comparação que se pode fazer é entre as amostras 2 e 4. Verifica-se que a amostra com 10% de celulose sofreu contracções maiores que a de 30 %, embora as diferenças também não sejam significativas.

Tabela 5 – Percentagem das contracções sofridas por três blocos sinterizados a 1300°C com 0 (**amostra 1**), 10 (**amostra 2**) e 30% (**amostra 3**) de celulose, prensadas uniaxialmente com uma pressão de 75,6 MPa e isostaticamente a 500 bar .

Amostra	C (mm)	L (mm)	h (mm)	Processo	%Contracção C	%Contracção L	%Contracção h
1	63	22	9	Isostática	0,63%	0,45%	-3,33%
				Sinterização	23,32%	23,29%	23,66%
				Total	23,96%	23,74%	20,32%
2	63	22	8	Isostática	0,63%	0,91%	0,00%
				Sinterização	22,68%	22,02%	21,25%
				Total	23,32%	22,93%	21,25%
3	63	22	8,5	Isostática	0,48%	0,00%	1,18%
				Sinterização	22,33%	22,27%	16,67%
				Total	22,80%	22,27%	17,84%

Observações

Olhando para a tabela 5, verificamos que a amostra que sofreu menos contracções foi a de 30%, o que já se tinha verificado nos cilindros. Esta diferença em relação às outras pastilhas denota-se principalmente na altura, onde a diferença entre a de 10% de celulose e a de 30% de celulose chega quase a ser de **5%**. Entre as amostras de 0 e 10% a diferença não é muita, sendo que a primeira sofreu maior contracção no comprimento e na largura e a segunda na altura.

Outro ponto a salientar é o registo de um valor negativo na contracção sofrida pela amostra 1 na altura no processo da prensagem isostática. Este valor quer dizer que a peça, em vez de sofrer uma contracção, expandiu.

Tabela 6 – Percentagem das contracções sofridas por 3 blocos sinterizados a 1300°C com 10 (**amostra 3**) e 30% (**amostras 1 e 2**) de celulose, prensadas uniaxialmente com uma pressão de 75,6 MPa e isostaticamente a 1500 bar.

Amostra	C (mm)	L(mm)	h(mm)	Processo	%Contracção C	%contracção L	%contracção h
1	64,6	22,7	11,7	Isostática	7,43%	7,27%	14,53%
				Sinterização	19,73%	20,43%	18,50%
				Total	27,16%	27,70%	33,03%
2	64,6	22	9	Isostática	3,10%	0,45%	-3,33%
				Sinterização	23,32%	23,29%	23,66%
				Total	26,42%	23,74%	18,50%
3	64,5	22,6	6,1	Isostática	6,36%	7,52%	5,74%
				Sinterização	20,70%	19,86%	16,52%
				Total	27,05%	27,38%	22,26%

Observações

Comparando as amostras 2 e 3, que são aquelas com as dimensões mais próximas, verifica-se mais uma vez que amostra com 30% de celulose é a que contrai menos. A amostra 1 sofreu a maior contracção na espessura havendo mesmo uma diferença de mais de 10% entre esta e as outras. Isto provavelmente deveu-se à espessura superior que esta tinha em relação às outras. Aliás, a amostra 1 foi a que sofreu as maiores contracções em todas as dimensões.

4.3 Testes de Furação

Um dos processos de maquinagem considerados para o fabrico da macroporosidade nos enxertos sintéticos foi a furação.

Para se aferir quais os parâmetros mais apropriados para uma melhor execução do processo, foram feitos testes de experimentação. Estes testes tiveram os seguintes objectivos:

- Definição da ferramenta mais apropriada de acordo com o material de que é feita e da sua geometria;
- Verificação de transferência ou não de partículas entre a ferramenta e o material;
- Aferição da influência da celulose no comportamento das brocas durante a furação e no desgaste destas;
- Definição da vida útil das brocas seleccionadas;
- Avaliação da influência da velocidade de avanço no desgaste das ferramentas;

Os valores dos parâmetros de furação dos vários testes encontram-se no Anexo D.

Tal como nos testes de corte, a detecção de partículas estranhas à peça maquinada foi executada através de uma análise feita por varrimento por microscopia electrónica (SEM) e por uma análise por difracção de raios-X (EDS) das superfícies de corte.

De seguida, são enunciados os testes efectuados e seus resultados.

4.3.1 Teste nº1: Furação de peças sinterizadas de 30% de celulose com brocas HSS

O objectivo deste teste foi fazer uma pequena abordagem à furação das pastilhas de Bonelike[®], a fim de se tirar algumas conclusões preliminares. Para isso, decidiu-se começar com brocas HSS (*High Speed Steel – aço rápido*) normais, que são as brocas mais convencionais.

Os factores observados foram:

- Comportamento das brocas na furação mediante diâmetros diferentes;
- Existência de partículas estranhas ao Bonelike[®] nos furos.

Observações

Durante a furação com a broca de **1 mm** esta queimou e a superfície maquinada da peça vitrificou. O furo não foi concretizado.

Com a broca de **1,5 mm**, a face de saída lascou no primeiro furo devido a uma base demasiado macia (papel de cartão). Com uma base mais dura (bloco de madeira), já não houve esse problema.

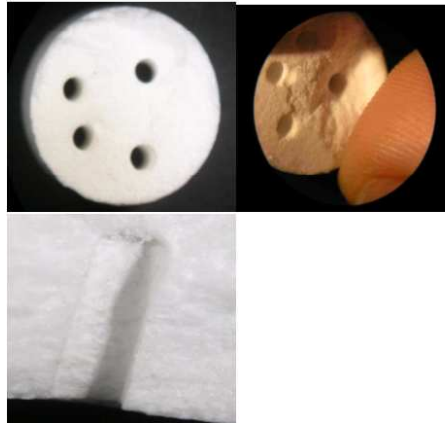


Figura 19 – Furações executadas na peça pelas brocas HSS.

4.3.2 Testes 2 a 5: Execução de furação por incremento múltiplo nas faces de topo das pastilhas de Bonelike[®] com brocas de metal duro/tungsténio

Face aos resultados do teste nº1, decidiu-se efectuar novos testes mas com brocas de metal duro nomeadamente de tungsténio.

Os furos executados seriam todos de topo e aplicando incrementos múltiplos.

O objectivo foi analisar os seguintes factores:

- Furação de topo com brocas de tungsténio em peças com 0%, 10 % e 30% sinterizadas;
- Verificação comportamento das brocas de acordo com os parâmetros de entrada de furação;
- Aferição da qualidade final dos furos de topo em termos de geometria;
- Detecção de partículas estranhas na superfície dos furos;
- Análise das superfícies no redor dos furos nas faces de topo;
- Detecção de vibração das brocas aquando a furação;

A máquina utilizada foi a representada na figura 20.



Figura 20 – Fresadora CNC da Denford.

As características da máquina estão mencionadas na tabela 7.

Tabela 7 – Características operacionais da fresadora/furadora utilizada.

Potência do motor (kW)	1,75
Alimentação (V)	380
Comando Numérico Computorizado	Controlador Heidenhain TNC355
Cursos de maquinagem máximos (mm)	Curso longitudinal xx = 375 Curso transversal yy = 250 Curso da árvore zz = 70
Gama de velocidade de rotação (RPM)	0-3000

Para a detecção de possíveis vibrações nas brocas, foram feitas várias filmagens, tendo sido utilizadas para o efeito uma câmara de captação de alta velocidade e um foco de luz infra-vermelha. Este ilumina o local em análise de modo a que câmara capte frames (momentos da filmagem) a uma determinada frequência.



Figura 21 - a) Foco de luz infravermelha UF500 da Derwent. b) Câmara MV-D1024-Serie de alta resolução da Photon Focus.

Uma das conclusões retiradas no teste 1 foi a necessidade de uma base de fixação para as pastilhas.

Assim, foi projectada e fabricada uma base em poliamida (nylon) para os testes de furação. A figura 22 apresenta a base e esta montada na prensa de aperto da máquina com a pastilha inserida.

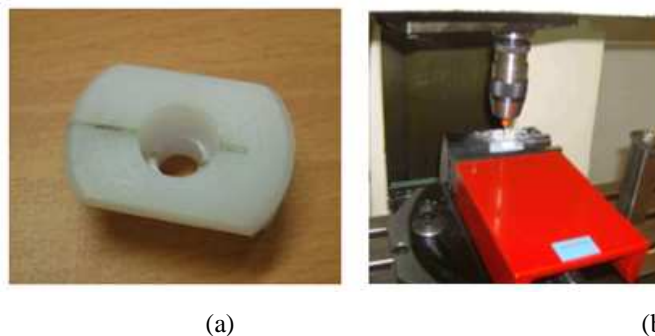


Figura 22 – a) Base de fixação das amostras. b) Pastilha montada na base e esta montada no grampo da máquina.

As brocas utilizadas foram de dois tipos:

- Brocas de marca **EstojÓptica** de 1,3, 1,4 e 1,6 mm e ângulo de ponta de 110°.
- Uma broca da marca **Titex** de 1,5 mm de diâmetro com ângulo de ponta de 118°.



Figura 23 – À esquerda: broca de tungsténio de 1,3 mm de diâmetro da marca EstojÓptica. À direita: broca de 1,5 de diâmetro da marca Titex.

Para a análise de partículas pelo processo SEM, as amostras foram cortadas com um disco diamantado cuja matriz é de cobre e estanho.

De seguida, são enunciados os ensaios do teste 2.

4.3.2.1 Teste nº 2 – furação em pastilha L3 rejeitada

Começamos por experimentar a operação com amostras rejeitadas (código L3). O objectivo foi executar uma primeira abordagem para aferir melhor as condições de furação (parâmetros de entrada, coordenadas a inserir no CNC, montagem da base).

Observações

Tal como nos ensaios do teste 1, o material começou a agarrar na broca.

A face de topo da pastilha lascou, o que implicou interrupção da furação.

Também se verificou um desgaste precoce da broca – necessidade de uma menor velocidade de corte, o que implicou um abaixamento da velocidade de rotação da broca.

Tendo em conta estes resultados preliminares, seguiu-se a execução dos ensaios nas pastilhas sinterizadas.

4.3.2.2 Teste nº 3 – Furação de pastilha 10 % sinterizada com broca de 1,6 mm e 1,5 mm

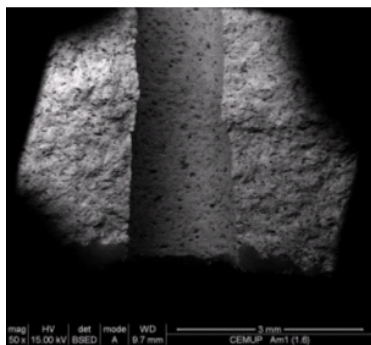
Observações

O furo efectuado com a broca de 1,6 mm não foi completo, devido ao facto de que esta não se encontrava fixada de forma correcta na árvore. (ver figura 24b).

Mais uma vez, a broca apresentou um desgaste precoce.

Neste ensaio, foi efectuada a limpeza da broca por cada incremento através de uma pistola de ar comprimido. Isto é importante, visto que se poderá aferir se houve transferência de partículas deste para a broca e, conseqüentemente, desta para o furo.

Em termos de geometria, houve uma variação desta no furo executado (ver figura 24a). Para consulta de todas as imagens desta amostra, consultar **Anexo E**.



(a)



(b)

Figura 24 – a) Geometria do furo executado pela broca de 1,6 mm. Ampliação 50X. b) Geometria na face de saída do furo. Ampliação 5x.

Quanto à broca de 1,5, à primeira vista, a furação deste ensaio foi bem sucedida. A peça não lascou, nem a broca apresentou desgaste considerável.

Há que salientar que esta broca já tinha sido utilizada em outras furações pelo que há que ter isso em conta na análise de partículas.

Na figura 25 é apresentada a peça furada relativa a este teste.



Figura 25 – Peça de 10% sinterizada após furação.

Em termos de detecção de partículas estranhas por SEM e EDS, não foram detectadas na amostra, quer nos furos de 1,5 mm quer nos de 1,6 mm. Por esse motivo, não foram feitos gráficos EDS para estas amostras.

4.3.3 Teste nº 4 – Furação de pastilha 0 % sinterizada com broca de 1,4 mm e 1,5 mm

Observações

Foram efectuados duas linhas de três furos com espaçamento entre eles de 3,5 mm (entre centros).

No que concerne à broca da Titex, todos os furos foram executados com relativo sucesso. Não houve arrancamento, nem na face de entrada nem da de saída. No entanto, foi detectada uma fractura num dos furos executados por esta broca. Esta pode ser visível na figura 26a. Há que salientar que esta broca já tinha sido utilizada em outras furações pelo que há que ter isso em conta na análise EDS.

Quanto à broca da EstojÓptica, também não houve problema na execução dos furos. No entanto, parece ter ocorrido um desgaste precoce da ferramenta. Verifica-se na figura 26b que a geometria do furo apresenta uma irregularidade. Esta foi devida a um levantamento de material resultante do corte necessário a esta análise destas pastilhas.

Outro aspecto a salientar tem a ver com a granulometria do pó resultante da operação de furação. Este parece apresentar dimensões menores que o pó resultante da furação da amostra de 10% de celulose.

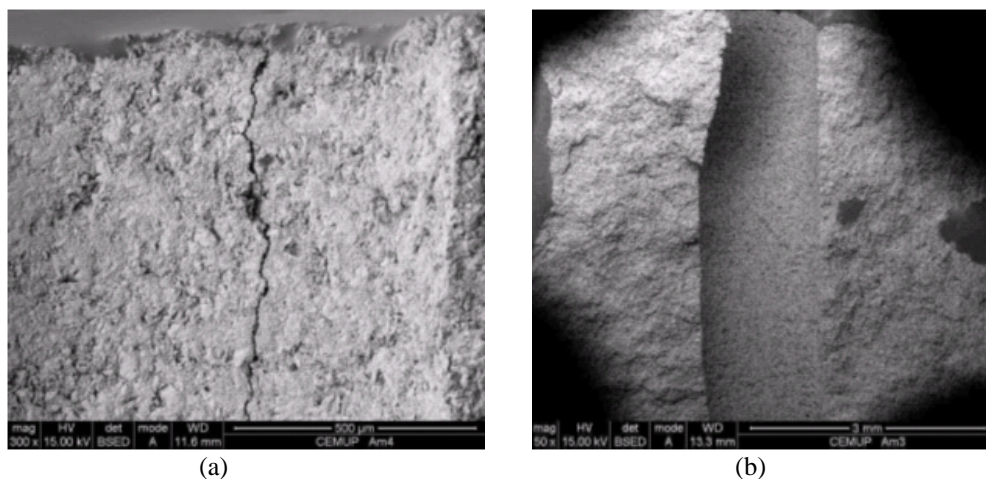


Figura 26 – a) Análise SEM de fractura na superfície de um dos furos de 1,5 mm. Ampliação 300x. b) Geometria do furo executado pela broca de 1,4 mm. Ampliação 50X



Figura 27 – Disposição dos furos na amostra sinterizada com 0 % de celulose.

Em termos de detecção de partículas, foram detectadas 3 partículas de cobre e estanho e uma de tungsténio nos furos da broca de **1,5 mm**. A proveniência do tungsténio pode ser explicada pela transferência de material da broca para a amostra resultante do desgaste que sofreu durante a furação. Quanto às partículas de cobre e estanho, estas podem ter tido origem em furações anteriores à efectuada neste teste, ou na transferência de partículas do disco de corte para a superfície dos furos visto que este possui uma matriz precisamente de cobre e estanho. Os gráficos do Anexo G são explícitos.

Relativamente à broca de **1,4 mm**, foi detectada uma partícula de cobre e ferro. Como esta broca nunca tinha executado nenhuma furação antes deste trabalho, poder-se-á afirmar que a transferência de partículas teve origem no disco de corte usado para o corte das pastilhas.

4.3.3.1 Teste nº5 - Furação de pastilha 30% sinterizada com broca de 1,3 mm da EstojÓptica

Observações

Foram efectuados 3 furos de topo.

O primeiro furo lascou na face de saída (ver figura 28). Os restantes furos aparentam terem sido bem sucedidos. Para melhor consulta da geometria do furo, ver SEM no Anexo E.

Este tipo de pastilha levanta um pó mais fino que nas pastilhas anteriores.



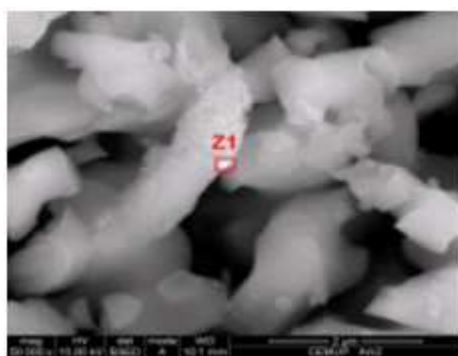
Figura 28 – a) Lasca na face de saída da amostra sinterizada de 30 % de celulose furada com broca de 1,3 mm.



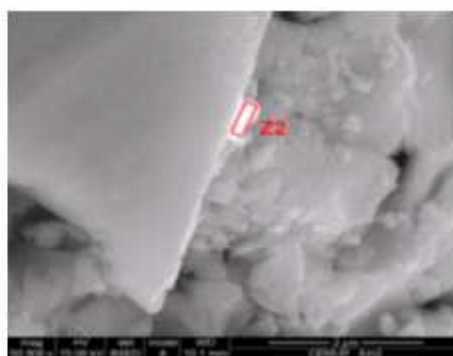
Figura 29 - Disposição dos furos na amostra.

Quanto à análise SEM destas partículas, foram detectadas duas partículas, nomeadamente de tungsténio e de cobre. É a prova de que houve transferência de partículas, tanto da broca como do disco, para as superfícies maquinadas.

Contudo, há que realçar que o tamanho das partículas é ínfimo, como se pode ver através da amplificação das duas imagens (ver legenda da figura 29)



a)



b)

Figura 30 – Lado esquerdo: Partícula de tungsténio detectada (Ampliação 50000X). Lado direito: Partícula de cobre detectada (Ampliação 50000X).

Abaixo apresentamos o gráfico EDS da zona Z1. O gráfico da zona Z2 encontra-se no Anexo G.

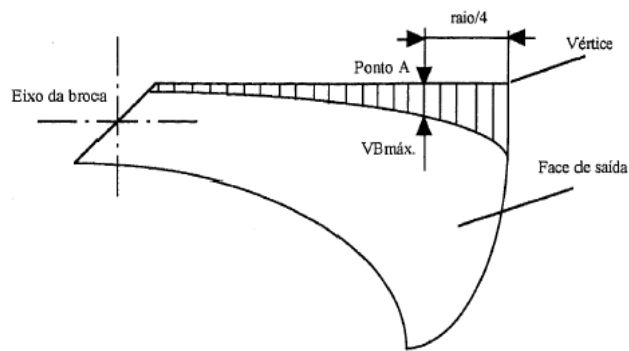


Figura 32 – medida do desgaste linear na face de saída (folga) numa broca [3].

Com o auxílio de microscópios ópticos, efectuaram-se as várias medições. Os resultados estão ilustrados na figura 33.

Considerou-se **VB = 0,1 mm** para fim de vida da broca.

Tabela 8– Valores de desgaste após testes 2 a 5 de furação.

Broca (diâmetro em mm)	Percentagem de celulose	Comprimento de Furação (mm)	VB (µm)
1,6	10%	6,5	15,54
1,4	0%	18	14,53
1,3	30%	18	19,47

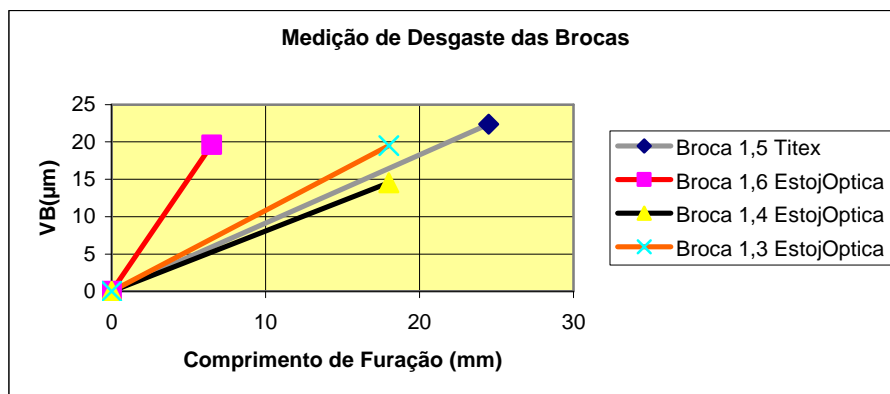


Figura 33 – comparação do desgaste das 3 brocas da EstojÓptica utilizadas nos testes 2 a 5 de furação.

Da análise do gráfico da figura 33, verifica-se que as brocas utilizadas na furação das peças sinterizadas com celulose apresentam um maior desgaste que a utilizada na peça sem celulose (0 %).

Apesar de a broca de 1,6 mm não ter tido tanto comprimento de furação como as outras, a sua recta apresenta um declive maior que as outras. Uma das causas poderá ter

sido a má colocação da ferramenta de corte na árvore e consequente excentricidade na broca, o que pode ser considerado como a causa deste desgaste brusco.

A broca da Titex foi a que apresentou o maior desgaste. O resultado coincidiu com o esperado pois esta broca já tinha executado mais furações anteriormente. No entanto, há que realçar que a diferença entre esta e as brocas de 1,6 e 1,3 da EstojOptica não é grande. Tendo em conta que as brocas da EstojOptica só fizeram três furos, conclui-se que as brocas da Titex são de melhor qualidade.

A figura 34 abaixo apresenta as zonas onde as brocas sofreram desgaste.

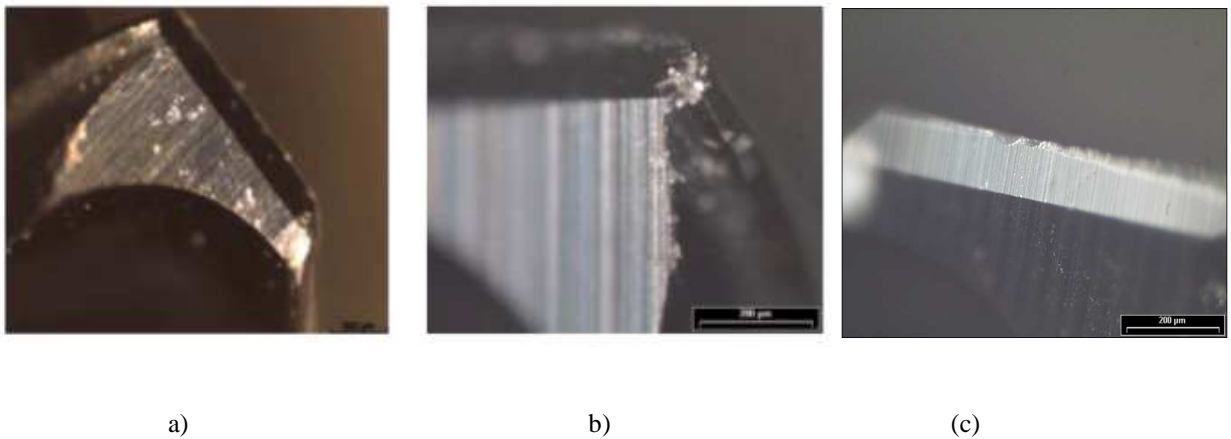


Figura 34 – Face de saída da broca de 1,6 mm.

Olhando para a figura 34c, denota-se que houve uma perda de gume na face de saída da broca de 1,6 mm. A figura 34a demonstra o estado de desgaste da ponta da broca. Já a figura 34b mostra o desgaste sofrido pela broca na interface entre as faces de saída, de ataque e do começo da hélice.

As outras brocas sofreram desgastes idênticos.

Finalmente, a figura 35 demonstra como foram feitas as medições do desgaste nas brocas.

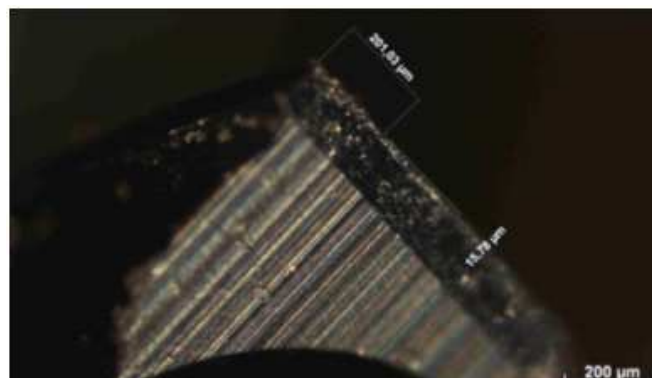


Figura 35 – Modo de medição do desgaste na broca de 1,6 mm. Mediu-se a distância vertical da zona desgastada da face de saída a uma distância de um quarto do raio da broca da ponta desta.

Notas:

- Foram aplicados diâmetros diferentes mas próximos uns dos outros para uma melhor comparação entre furações;
- A partir do ensaio 2D, a limpeza só foi feita no final do processo de furação de modo a se descobrir se realmente passam partículas do ar comprimido para a ferramenta ou não;
- A velocidade de rotação foi baixada do teste 3 para o 4, devido à broca utilizada no anterior ter apresentado um desgaste precoce.

4.3.5 Análise de Vibração

Durante a execução dos testes de furação já mencionados, foram feitas filmagens com o auxílio das câmaras de velocidade rápida já mencionadas. O objectivo foi tentar detectar e quantificar a vibração existente nas brocas à medida que estas furavam as peças.

As câmaras criam as filmagens através da captação de várias frames (momentos da filmagem). Então, através do software “**Vídeo Savant 4.0**”, criaram-se imagens resultantes da soma de frames. A ideia era se, através da sobreposição de frames, haveriam distorções anómalas entre estes. A figura 36 mostra um exemplo.

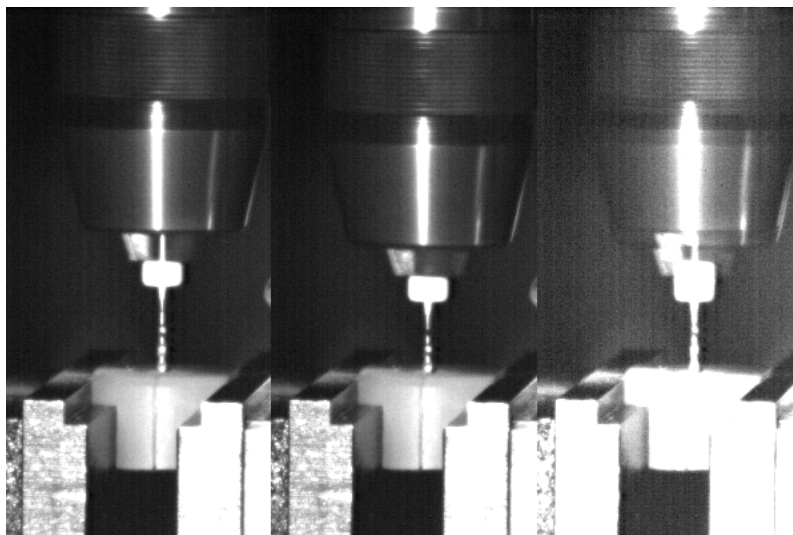
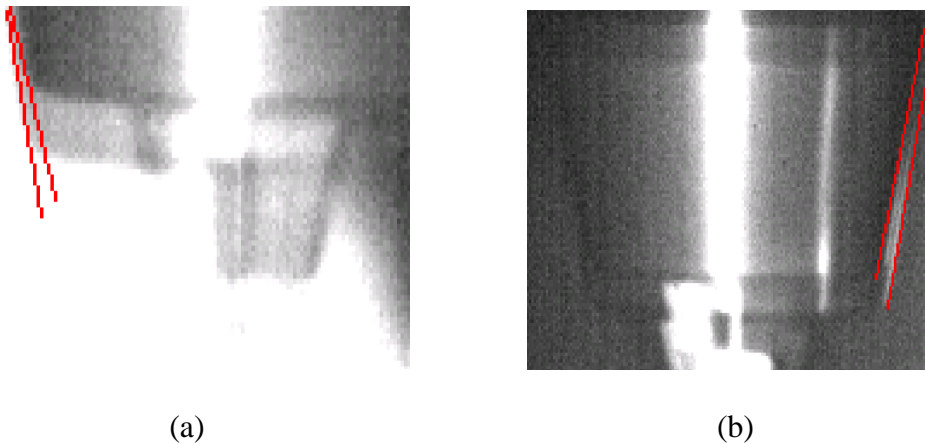


Figura 36 – lado direito: imagem resultante da soma das duas do lado esquerdo. Furação da broca de 1,6 mm.

Tirando-se duas frames aproximadas entre si de imagens resultantes das somas de frames, traçaram-se rectas dos limites da bucha sobrepostos. O que se verificou é que as rectas não eram paralelas entre si, ou seja, a bucha não só se deslocou verticalmente mas também horizontalmente durante a mesma furação, ou seja, houve vibração da árvore (figura 37).



(a) (b)
Figura 37 – a) Sobreposição de frames da furação da broca de 1,5 mm a furar uma peça densa. b) Sobreposição de frames da furação da broca de 1,6 mm a furar uma peça sinterizada de 10% de celulose

4.4 Furação na Máquina Modela MDX-20

Os testes seguintes foram executados na **Modela MDX-20 da Roland DG** (ver figura 38).

A MDX-20 é uma pequena máquina comandada por controlo numérico computadorizado (CNC). Originalmente, esta pode efectuar 2 tipos de operações:

- Fresagem;
- Varrimento por sensor para aplicação em engenharia inversa;

Com a devida adaptação, esta também pode executar furação.

A tabela abaixo apresenta algumas das características da MDX-20. Para consulta de mais características, ver **Anexo I**.

Tabela 9 - Características operacionais da Modela MDX-20.

Potência do motor DC (W)	10
Diâmetro da árvore(mm)	6
Área da mesa de trabalho (mm)	220 (X), 160 (Y)
Cursos de maquinagem máximos (mm)	Curso longitudinal xx = 203,2 Curso transversal yy = 152,4 Curso da árvore zz = 60,5
Velocidade de rotação (RPM)	6500 (fixa)
Gama de velocidade de avanço (mm/s)	0,1 - 15



Figura 38 – Máquina CNC Modela MDX-20.

Com vista a que os testes de furação pudessem ser efectuados na Modela, foram feitas algumas adaptações na máquina de modo a serem obtidas as condições necessárias para o efeito.

4.4.1 Fixação das Amostras de Bonelike[®] na Modela

O primeiro problema a ser resolvido foi arranjar uma solução para fixação das peças. Segundo o fabricante, a maneira de se fixarem peças seria pegar em grandes blocos, maquinar espaços de alojamentos nestes onde as peças se fixariam, sendo que o bloco seria colado à mesa de trabalho por fita-cola dupla. Outra possibilidade seria o próprio bloco ser maquinado para dar origem a uma peça. A inviabilidade deste sistema residia na possibilidade grande de o bloco se começar a movimentar relativamente à mesa de trabalho durante a operação de maquinagem. Foi esta a causa para a procura de um melhor sistema.

O primeiro passo foi encontrar um mecanismo de fixação das amostras.

Recorrendo ao mercado, a solução encontrada para o problema foi a aquisição de uma prensa de fixação. Esta tinha como condicionante o espaço disponível na área de trabalho da Modela, tendo sido decidido que a prensa teria que ter no máximo a medida de 80 mm de lado e 50 mm de altura. Assim, a solução encontrada foi uma prensa de **70 por 60 mm de lado e 45mm de altura da Wolfcraft**.

Decidida a prensa, passou-se ao problema da fixação desta na mesa trabalho da máquina. Esta, originalmente, era desprovida de qualquer ligação para montagem de qualquer aparelho de fixação tendo unicamente uma grelha a delimitar a área de trabalho da máquina e um orifício a assinalar o zero da máquina.

A solução encontrada foi a realização de quatro furos roscados para que se pudesse fixar a prensa através de parafusos.

Resolvido o problema da mesa, passou-se à aquisição de acessórios. Nestes estavam incluídos quatro parafusos **M4 x 15** de interior sextavado e respectivas anilhas. A estes juntaram-se duas chapas de alumínio para melhorar o apoio dos parafusos e das anilhas (ver figura 39).

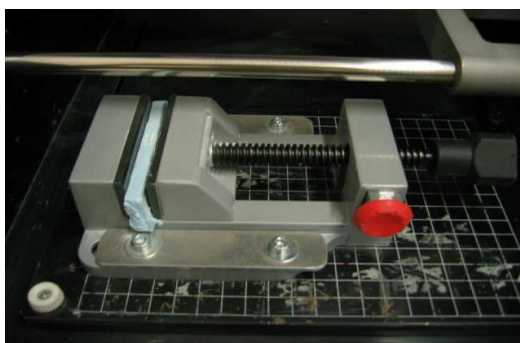


Figura 39 – Dispositivo de fixação de peças montado na mesa de trabalho da Modela MDX-20.

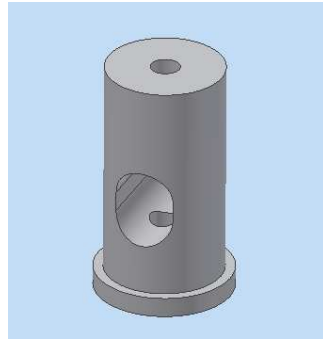
Foram também improvisados calços de apoio de poliestireno para as peças de modo a prevenir o lascamento das faces de saída destas durante a furação (figura 41).

4.4.2 Fixação das Ferramentas de Corte na Árvore

Um outro problema que teve de ser resolvido foi a fixação das ferramentas de corte na árvore da máquina.

A árvore da Modela tinha sido projectada para fresas, brocas ou outras ferramentas de corte rotativas cujos corpos tinham **6 mm** de diâmetro. Ora, as brocas da EstojOptica e da Titex tinham, respectivamente, **1/8 “ (= 3,175 mm)** e **1,5 mm** de diâmetro de corpo.

Para se resolver este problema, foram feitos dois casquilhos para adaptar as brocas à árvore da máquina (ver Anexo K). Estes estão ilustrados na figura 40.



(a)



(b)

Figura 40 – a) Modelação CAD do casquilho para a broca da Titex. b) Casquilhos em foto real para as brocas da EstojOptica e da Titex.

As brocas foram fixadas nos casquilhos e, conseqüentemente, na árvore da Modela através de dois parafusos sem cabeça de interior sextavado. (ver figura 41)

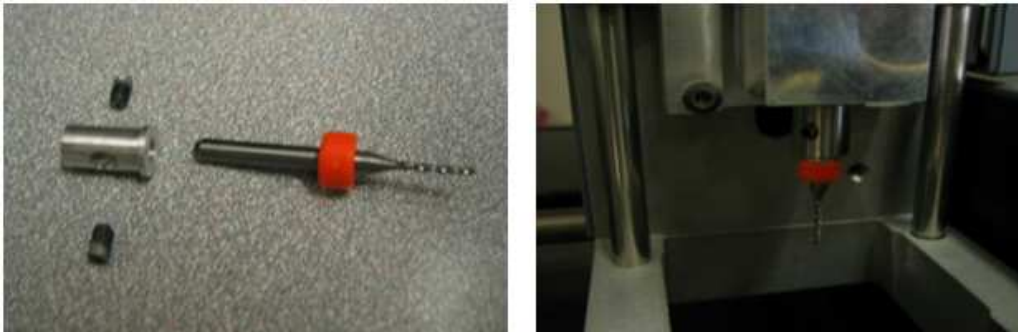


Figura 41 – demonstração da fixação das brocas na árvore da modela.

4.4.3 Testes de Furação

Resolvida a questão de adaptação da máquina da Modela, prosseguiu-se então aos testes de furação.

Os objectivos destes foram os seguintes:

- Testar a intersecção dos furos em blocos;
- Analisar a influência da celulose no desgaste das brocas;
- Analisar a influência da velocidade de avanço entre brocas que maquinaram mesmo tipo de peça;
- Verificar integridade física das peças durante a maquinagem de estruturas tridimensionais porosas.

Os arranjos dos furos nas faces foram executados pela máquina de acordo com

programas escritos em linguagem CAMM-GL1.

Mais uma vez, os valores dos parâmetros dos testes efectuados podem ser consultados no Anexo D. O único parâmetro comum a todos foi a velocidade de rotação de **6500 rpm** visto que esta é fixa na Modela. Outra nota a considerar: todas as pastilhas foram prensadas isostaticamente a uma pressão de **500 bar**.

4.4.3.1 Teste nº6 – Furação de pastilhas 30% de celulose sinterizadas com brocas de 1,3 e 1,2 mm da EstojOptica

Observações

Todas as pastilhas lascaram ou partiram durante as furações finais de topo – furação na direcção da espessura maior.

Não se conseguiram criar estruturas tridimensionais neste tipo de peças.

Em termos de desgaste, verificou-se que a broca de 1,3 mm apresentou um maior desgaste que a broca de 1,2 mm. No entanto, se olharmos para o gráfico abaixo, verificamos que não há muita diferença nos comprimentos de furação onde ambas as rectas são quase coincidentes. Seria preciso que ambas as brocas atingissem valores de comprimento de furação semelhantes de modo a se poder aferir com maior rigor a influência da velocidade de avanço nas ferramentas de corte.

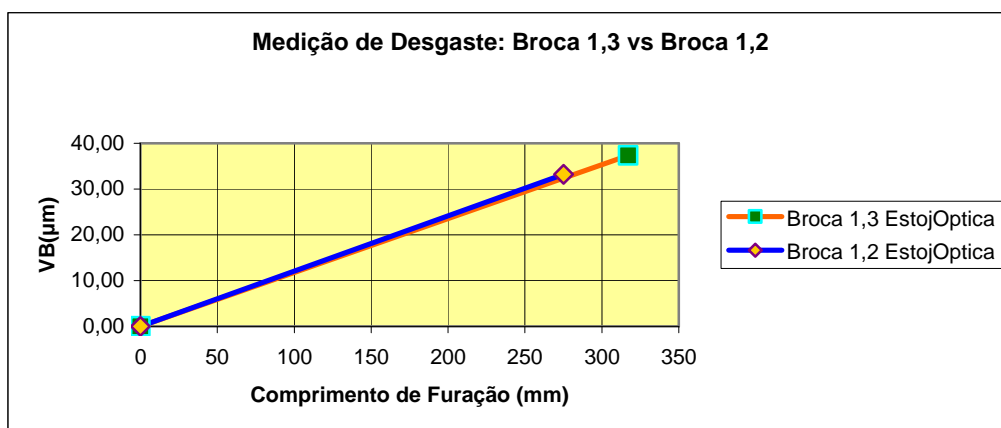


Figura 42 – Comparação do desgaste nas brocas de 1,2 e 1,3 mm da EstojOptica.

A figura 43 demonstra o insucesso da furação nestas pastilhas.



Figura 43 – Peças de 30 % prensadas isostaticamente a 500 bar que partiram no processo de furação.

4.4.3.2 Teste nº7 – Furação de pastilha com 10% de celulose sinterizada com brocas de 1,6 mm da EstojÓptica

Observações:

Por se tratar de uma peça mais densa e mais dura que as peças de 30% de celulose, diminuiu-se a velocidade de avanço para **5 mm/s**.

Neste caso, foi maquinada com sucesso uma estrutura tridimensional macroporosa (figura 44). Em termos de porosidade total da peça, esta possuía cerca de **54 %**, ou seja, ainda abaixo do objectivo dos **65 %** .

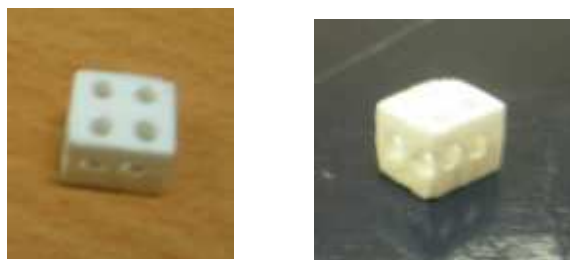


Figura 44 – Perspectivas diferentes da peça de 10% de celulose sinterizada com 54 % de porosidade total.

4.4.3.3 Teste nº8 - Furação de pastilha com 0% de celulose sinterizada com brocas de 1,5 da Titex e 1,4 mm da EstojÓptica

Observações

As peças de 0 % foram as que tiveram pior comportamento. Começaram a partir logo no primeiro arranjo de furos (figura 45). Não se conseguiu alcançar nenhuma estrutura tridimensional com estas peças.

A broca da Titex partiu no primeiro furo devido a um erro de leitura do programa por parte da máquina. Esta fez com que a broca executasse um furo com incremento total. Quando a árvore fez o movimento de retorno, a broca encravou na peça e partiu.



Figura 45 – Peça de 0% de celulose sinterizada furada pela broca de 1,4 mm.

No que concerne ao desgaste, fez-se uma comparação entre as brocas de 1,4 e 1,6 mm com vista a se aferir da influência da celulose neste parâmetro. Olhando para a figura 46, verificou-se que a broca que furou a peça com 10% de celulose apresentou um desgaste maior que a broca que furou a peça densa.

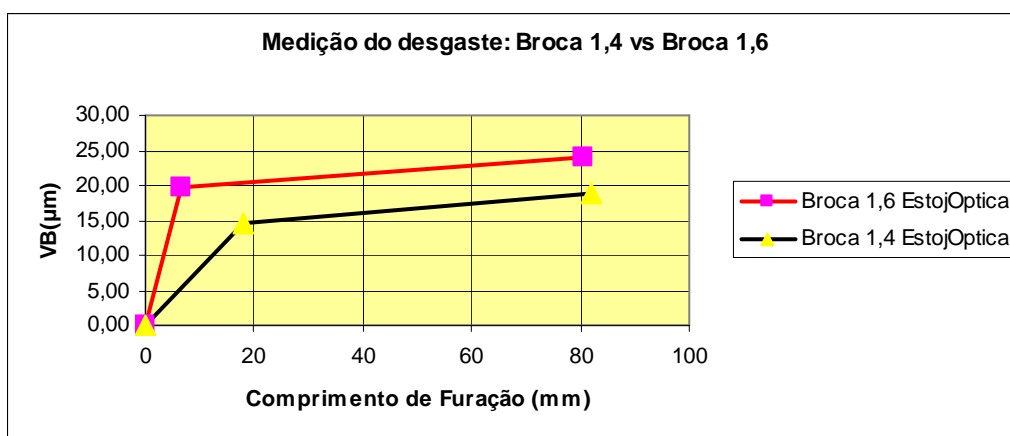


Figura 46 – Comparação do desgaste nas brocas de 1,4 e 1,6 mm da EstojOptica.

4.4.4 Testes de Corte

Por uma questão de economia de processo, a cavidade do molde foi projectada de modo a que, no final, se pudessem obter várias peças a partir de uma pastilha. Isto implicaria operações de corte nas peças.

Assim, executaram-se vários testes de modo a se aferir quais as melhores condições para os processos de corte.

A primeira etapa consistiu numa bateria de testes cuja análise teve como objectivos os seguintes tópicos:

- Saber qual o tipo de disco mais apropriado a utilizar;
- Comparar a execução dos cortes em vários tipos de pastilhas;
- Aferir se houve transferência de partículas dos discos para as superfícies de corte.

Os discos utilizados foram os seguintes:

- **Disco de Alumina**

Código: 356CA

Material de aplicação: metais ferrosos duros e muito duros.

Velocidade de avanço recomendada: 0.05-0.30 mm/s;

Força de corte: média = 40 N;

Velocidade de rotação = 1000-3000 RPM.

- **Disco Diamantado**

Código: 230CA

Material de aplicação: cerâmicos, cristais e minerais;

Velocidade de avanço recomendada: 0.005-0.20 mm/s;

Força de corte: baixa = 20 N;

Velocidade de rotação = 3000 RPM.

A figura 47 apresenta os discos utilizados



Figura 47 – a) Disco de alumina 356CA da Struers. b) - Disco diamantado 230 CA da Struers.

A máquina de corte utilizada foi a **Accutom-5**, apresentada na figura 48.



Figura 48 – Máquina de corte Accutom-5 da Struers.

Os parâmetros de entrada dos testes de corte efectuados encontram-se no Anexo D. Os valores inseridos nestes foram os aconselhados nas informações técnicas disponíveis no manual de instruções da máquina de acordo com os discos utilizados.

Em ambos os discos foi utilizada a velocidade de rotação de **3000 RPM**.

Em termos de partículas estranhas na superfície de corte, a análise foi feita através de SEM e EDS das superfícies de corte.

4.4.4.1 Teste nº1 – teste das condições de corte

O primeiro teste consistiu na aferição das melhores condições de corte para pastilhas deste género. Para isso, foram utilizadas pastilhas rejeitadas mas com forma similar às de teste. Assim, foram testadas duas condições: a espessura mínima de corte de modo a que este fosse bem sucedido e a posição da pastilha no mordente.

Começamos por experimentar a operação nas amostras rejeitadas com o disco de alumina.

Havia dois modos de se cortar a pastilha: de forma longitudinal ou transversal (ver figura 49)

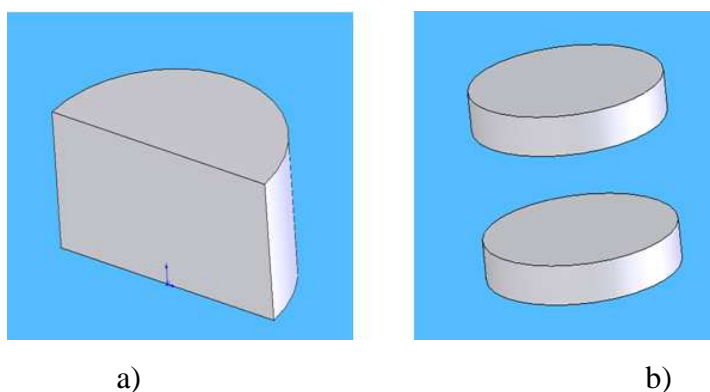


Figura 49- a) Demonstração de uma secção da pastilha após corte longitudinal. b) Demonstração das secções resultantes da pastilha após corte transversal.

Tendo sido montada a peça de duas maneiras de acordo com os dois tipos de corte no porta-amostras, verificou-se que o corte longitudinal permitia uma área de fixação maior no mordente pelo que optamos por fazer cortes deste tipo.



Figura 50 – Pastilha montada no porta-amostras (mordente) e este, por sua vez, montado na máquina.

Nota: Espessura de corte = Espessura da secção resultante do corte + espessura do disco

Adoptando uma espessura de corte de **1,5 mm**, e descontando a espessura do disco o que implica uma espessura de peça cortada de **1 mm**, verificou-se que a parte cortada da peça original partiu.

Adoptando uma espessura de corte de **2,5 mm**, o que implica uma espessura de peça cortada de **2 mm**, verificou-se que o corte funcionou de forma melhor.

Com estes resultados, decidiu-se que nas peças de teste aprovadas deveríamos implementar espessuras de corte a partir dos **2,5 mm**.

Seguidamente começamos a testar o comportamento dos discos de alumina e diamantado com as peças aprovadas.

Os testes executados foram os seguintes:

- Teste nº2 – peças sinterizadas com 0% de celulose;
- Teste nº 3 – peça sinterizada com 30 % de celulose;
- Teste nº 4 – peça sinterizada com 10 % de celulose;
- Teste nº5 – peça em verde com 0 % de celulose;
- Teste nº6 – peça em verde com 30 % de celulose;
- Teste nº7 – peça em verde com 10 % de celulose.

4.4.4.2 Teste n°2 – peças sinterizadas com 0% de celulose (densas)

Observações

No que concerne ao disco de alumina, este começou a rasurar a face lateral da peça em vez de a cortar, tanto para uma espessura de corte de **2,5 mm** como para a de **4,5 mm** – peça era demasiado densa para as condições de teste em questão, o que implicou que o disco começasse a flectir para o lado e a roçar a superfície curvilínea da pastilha.

Relativamente ao disco diamantado, este conseguiu executar a operação na peça mas a secção cortada partiu no final do corte.

A superfície de corte apresentava fracturação. Uma causa provável de origem das fracturas pode ter sido uma prensagem ineficiente na criação da pastilha. As figuras abaixo apresentam o resultado do corte do disco diamantado.

Verificaram-se também a existência de lascas na fase final do corte. Estas podem ser fruto da vibração do disco. Esta começa a dar-se devido ao aumento de folga entre o disco e o material por afastamento deste.



Figura 51 - Secções com pontas lascadas derivadas do corte. Peça do lado direito apresentou fracturas.

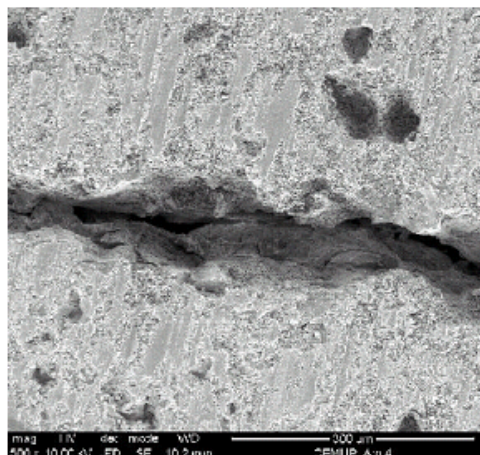


Figura 52 – Aparece uma fractura ao todo o comprimento da superfície de corte da peça apresentada na direita da figura anterior. Ampliação 500X.

Nas análises SEM e EDS (ver anexos H e J) , permitiram verificar que os elementos existentes com maior relevância foram oxigénio (O), fósforo (P), Cálcio (Ca), e ouro (Au). O três primeiros são inerentes do material da pastilha (Bonelike[®]), sendo que o ouro é proveniente do revestimento condutor aplicado à peça, necessário para que se possa efectuar o varrimento.

4.4.4.3 Teste nº 3 – peça sinterizada com 30 % de celulose.

Face aos resultados anteriores, executaram-se novos testes com pastilhas menos densas.

Nas peças sinterizadas, quanto maior for a percentagem de celulose, menor é a densidade da peça, ou seja, existe uma microporosidade maior na amostra - menos material para ser cortado.

Observações:

Nos cortes com o disco de alumina, para uma espessura de corte de **2,5 mm** a peça ao cair na base da máquina, partiu – necessidade de um corte com maior espessura. Já com uma espessura de 4,5 mm, a peça cortada não partiu, nem na operação de corte nem ao cair na base da máquina. No entanto, a peça sofreu duas perdas mínimas, das bordas. A figura 51 apresenta a lasca localizada na borda lateral. A figura 52 apresenta o estado da superfície de corte.

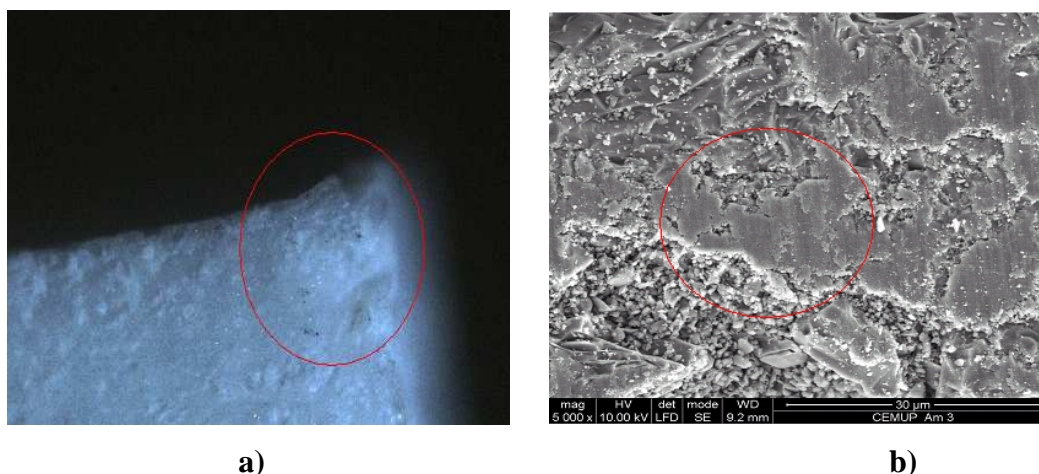


Figura 53 – a)Lasca na borda lateral da pastilha cortada pelo disco de alumina. Ampliação 50x. b) superfície de corte de uma pastilha com 30% de celulose sinterizada cortada pelo disco de alumina. Ampliação 500x.

À medida que o disco avançou, encontrou zonas de resistência variável ao corte na peça – demonstrativo de uma possível não uniformidade estrutural da pastilha. Esta heterogeneidade é mais claramente demonstrada na figura 53b. Analisando com maior detalhe a figura, confirma-se a existência de zonas mais densas intercaladas com

microporosidades. Também de realçar as marcas deixadas pelo disco de corte na superfície. Estas são indicativas do sentido de corte deste.

A análise feita por EDS à superfície de corte teve resultados semelhantes à análise do teste nº2 (ver Anexo G). O alumínio apresentado não foi considerado, visto o seu pico estar na zona de ruído.

Quanto ao disco diamantado, a peça não lascou. Por efeito de atrito do disco, parte da superfície queimou. Isto deveu-se a um erro na inserção da cota do curso de corte na máquina, ou seja, este revelou-se insuficiente pelo que no final o disco deixou de avançar – rotação do disco sem avanço. Esta ocorrência provocou uma transferência de material do núcleo do disco diamantado para a superfície de corte, traduzida por zonas queimadas nesta. A figura 54 apresenta uma zona onde essa transferência de material ocorreu.

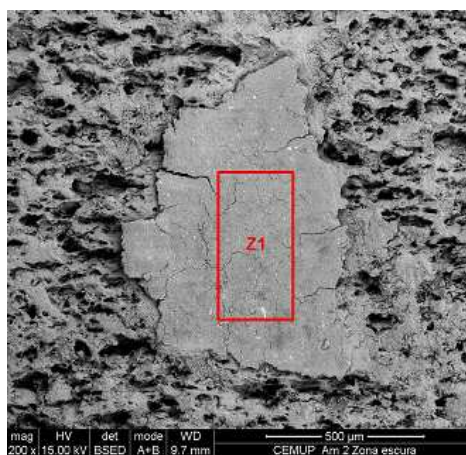


Figura 54 - Superfície de corte de uma pastilha com 30% de celulose sinterizada cortada pelo disco diamantado. Incidência numa zona de transferência de material do disco para a peça. Ampliação 200x.

Face a esta ocorrência, decidiu-se executar uma análise EDS da superfície de modo a averiguar os elementos químicos existentes, mais precisamente na zona Z1.

A análise EDS demonstrou a existência de cobre em quantidade considerável e um abaixamento do teor de oxigénio. A diminuição da quantidade de oxigénio poderá ter sido devida à queima desta zona que o consumiu.

Para um melhor estudo da Zona Z1, efectuou-se uma ampliação maior desta. Assim, foram detectadas duas zonas diferenciadas da restante superfície. Estas, designadas por Z2 e Z3, estão referenciadas na figura 55.

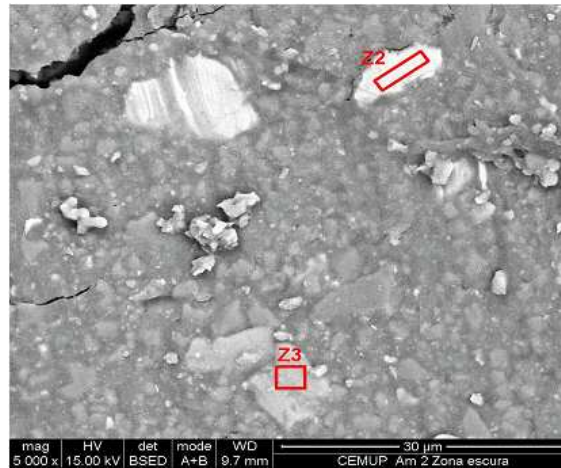


Figura 55 – Superfície de corte de uma pastilha com 30% de celulose sinterizada cortada pelo disco diamantado. Incidência em duas zonas de transferência de material do disco para a peça. Ampliação 5000x.

A zona Z2 apresentou um grande pico de cobre em conjunto com um pico de estanho, embora em menor quantidade. Os elementos do material Bonelike[®] estão claramente em minoria nesta zona.

Quanto à zona Z3, o resultado da análise EDS foi o mais surpreendente de todos uma vez que foram detectados picos de alumínio e de titânio. Uma possibilidade para esta ocorrência poderá advir do facto de o disco diamantado utilizado ter sido usado para o corte de outros materiais anteriormente a estes testes. Muito provavelmente houve transferência de material de amostras com essas ligas para o disco de corte. Para a verificação destes resultados anómalos, ver Anexo G.

Para finalizar, apresenta-se na figura 56 as secções cortadas pelos dois discos.

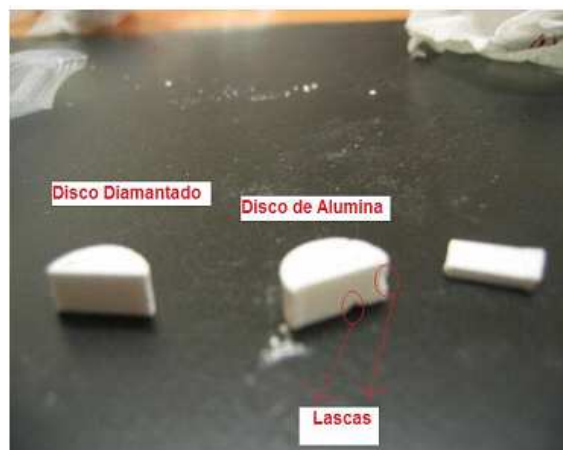


Figura 56 – Da esquerda para a direita: secção cortada pelo disco diamantado, secções cortadas pelo disco de alumina.

4.4.4.4 Teste nº 4 - peça sinterizada com 10 % de celulose.

Observações

A zona central da pastilha ofereceu maior resistência ao corte pois a velocidade de avanço baixou nessa área e depois retomou o seu valor inicial após sair da zona referida.

A peça lascou no final do corte mas foi mínima – rebarba passível de ser removida com polimento.

Quanto à detecção de partículas estranhas à peça ou ao revestimento condutor, o processo EDS não encontrou vestígios na superfície da peça.

Relativamente ao corte com o disco de alumina, a amostra lascou logo ao início sendo que, em vez duma superfície de corte recta, obteve-se uma superfície lascada.

O disco começou a vibrar, o que provocou um desaperto do porta-amostras que, por sua vez, originou que a peça se tenha começado a soltar. A figura 57 ilustra o insucesso desta operação.



Figura 57 – Amostra de 10 % de celulose sinterizada operada pelo disco de alumina.

A etapa seguinte foi testar o corte nas pastilhas em verde, ou seja, não sinterizadas. Assim, pode-se fazer uma comparação em termos de corte entre estas e as sinterizadas.

4.4.4.5 Teste nº5 – peça em verde com 0 % de celulose.

Observações

Na primeira tentativa com o disco de alumina, a peça partiu logo depois de se ter iniciado o corte. Na tentativa seguinte, a secção cortada da peça partiu-se em duas zonas.

Quanto ao disco diamantado, mal se começou a executar o corte, a peça começou logo a lascar. Fez-se uma segunda tentativa e o resultado foi o mesmo.

A figura 58 é elucidativa dos maus resultados obtidos para as pastilhas de 0% em verde, tanto para o disco de alumina como para o diamantado.



Figura 58 – amostras de 0% de celulose verdes cortadas pelos discos de alumina e diamantado.

4.4.4.6 Teste nº6 - peça em verde com 30 % de celulose.

Observações

Com o disco de alumina, a peça lascou, tanto no início do corte e de forma mais grave na finalização deste.

Com o disco diamantado, a resistência da peça ao corte aumentava à medida que o disco avançava – a velocidade de avanço diminuiu até cerca de 30 % do seu valor inicial. A peça lascou na ponta final.

A figura 59 demonstra as zonas onde as amostras foram lascadas pelos discos.

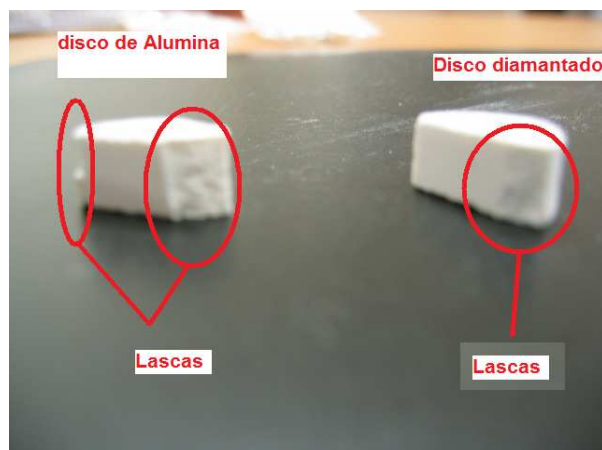


Figura 59 – Lado esquerdo: pastilha de 30 % de celulose verde cortada pelo disco de alumina. Lado direito: pastilha de 30 % de celulose verde cortada pelo disco diamantado.

4.4.4.7 Teste nº7 - peça em verde com 10 % de celulose.

Observações

Com o disco diamantado, a peça lascou logo no início de corte, começou a ganhar fenda ao longo da sua superfície e partiu. Face a estes resultados, não se testou corte com o disco de alumina. A figura 60 é ilustrativa.



Figura 60 - Pastilha de 10 % de celulose verde cortada pelo disco diamantado.

4.5 Obtenção de Estruturas 3D

Feitos os testes de maquinagem necessários, partiu-se então para o fabrico de peças com estruturas 3D que possuíssem uma microporosidade total de pelo menos 65 %.

O mais próximo que se chegou do sucesso foi com uma peça sinterizada de **30 %** de celulose e prensada isostaticamente a **500 bar**, a broca utilizada foi a da **1,3 mm**. Verificou-se que este tipo de peças era muito frágil pelo que decidiu-se reduzir a velocidade de avanço para **2 mm/s** (ver teste nº11, anexo D). O incremento manteve-se inalterado. Assim, conseguiu-se fabricar uma peça cuja porosidade total foi de aproximadamente **68%**. A figura abaixo apresenta a peça fabricada.

No entanto, de salientar que a peça lascou na face de saída de três furos laterais, apesar de não ter partido.

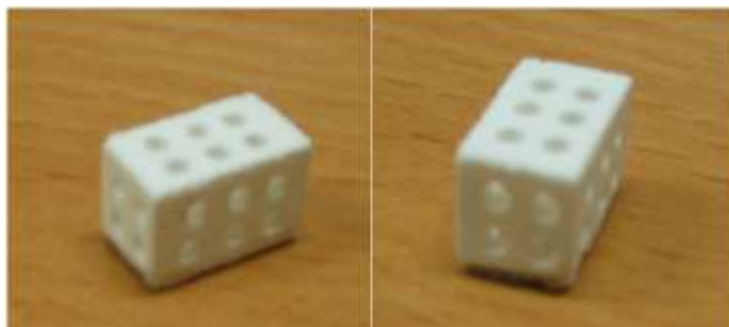


Figura 61 – Duas perspectivas da peça maquinada com estrutura macroporosa tridimensional e porosidade total de 68%.

4.6 Moldes para Prensagem

Uma das fases de preparação das peças em Bonelike[®] é a prensagem uniaxial do pó cerâmico com vista a se obterem formas simples em verde (não sinterizadas) – cilíndricas e cúbicas.

Os instrumentos necessários para este processo são uma prensa e um molde para prensagem.

Este capítulo trata sobre o projecto de moldes para a prensagem uniaxial a frio do Bonelike[®] nas formas referidas atrás.

Numa primeira abordagem ao problema, fez-se uma observação aos moldes utilizados até ao momento. O objectivo foi identificar os problemas de funcionamento que estes apresentavam, de acordo com a experiência dos utilizadores onde se inclui o autor deste projecto.

Os moldes utilizados comprimiam o pó de modo a se obterem duas formas: blocos e cilindros. As figuras 62 e 63 apresentam os moldes em questão.

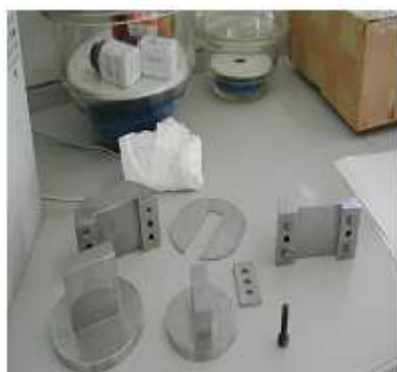


a)



b)

Figura 62 – moldes para as pastilhas de Bonelike[®] na forma de cilindros.



a)



b)

Figura 63 – moldes para as pastilhas de Bonelike[®] na forma de blocos.

Os problemas dos moldes acima representados foram os seguintes:

i) Molde de blocos:

- Sistema de fixação das peças deficiente;
- Folgas entre cavidade e Punção demasiado grande, cerca de **1,7 mm** – fuga de pós;
- Demasiado pesado;
- Problemas na extracção: pastilhas saem partidas;
- Gripagem entre componentes.

ii) moldes de cilindros:

- Folgas demasiados grandes;
- Problemas de perda de material;
- Problemas na extracção das peças.

Em contrapartida, foram anotadas as necessidades do utilizador do molde. Estas foram:

- Sistema de fixação mais eficiente que evitasse a utilização de parafusos;
- Concepção do molde de blocos de modo a que este fique mais leve;
- Sistema de extracção mais eficiente;
- Ajustamento mais preciso do punção na cavidade de modo a diminuir fugas de material durante a prensagem.

4.6.1 Selecção de Materiais Para o Molde de Prensagem e Elementos de Ligação.

A selecção do aço deve ser feita de acordo com as características mecânicas seguintes [21]:

- Dureza;
- Enlongamento à fractura

A dureza determina a resistência do molde ao desgaste por abrasão. No entanto,

esta dureza é limitada pela fragilidade. Quanto mais duro for o aço, mais frágil se torna.

Em termos de alongamento à fractura, esta é precisa para conceder ao material alguma tenacidade. O valor aconselhado para o alongamento à fractura é entre **10 a 15%** [21].

O material do molde pode ser de aço duro (aplicações laboratoriais) ou aço cementado ao carbono (aplicações industriais) [21]. No entanto, para aplicações médicas, os aços recomendados pelo INFARMED são aços inoxidáveis de baixo teor de carbono como, por exemplo o **aço inoxidável 316**, pelo que a escolha recai sobre este. Para consulta das características deste aço, ver **Anexo J**.

No entanto, há que ter em conta que o uso de aços inoxidáveis levanta o problema de gripagem (adesão de materiais por fricção). Aliás, este é claramente visível nos moldes utilizados para o fabrico das pastilhas. Uma possível solução será o uso de lubrificantes anti-gripantes nas peças para prevenir este fenómeno [21].

Em termos de elementos de ligação, caso haja a necessidade de parafusos para ligar vários componentes do molde, recomenda-se que estes sejam de alta resistência mecânica – por exemplo parafusos CHC da classe 8.8 ou 10.9 = tensão de rotura de 1000 MPa + tensão de cedência de $1000 \times 0,9 = 900$ MPa.

4.6.2 Princípios Considerados no Projecto dos Moldes

O projecto da forma dos vários componentes do molde teve em conta alguns princípios metódicos. De seguida, apresentam-se os mesmos.

1 – Evitar arestas vivas.

A solução passou por eliminar as arestas vivas, arredondando-as.

As arestas vivas são locais propícios de acumulação de tensões, o que pode implicar o enfraquecimento do molde e o surgimento de fracturas nesses pontos. Além disso, dificultam a extracção das peças depois de prensadas por estas se fixarem nelas [4, 21].

2 – Localizar elementos de ligação de modo a que as partes do molde só se possam posicionar de um único modo

Ou seja, fazer um rearranjo de pinos ou parafusos de modo a que as partes do molde só se encaixem umas às outras de uma só maneira – disposição de furos, pinos e parafusos de forma assimétrica. Com este método, evitam-se enganos na montagem do molde já que a peças reais não são totalmente simétricas [21].

3- Facilitar extracção da peça

Os componentes do molde vão depender, entre outras coisas, da maneira como se quer fazer a extracção da peça. Tendo em conta que o corpo do molde é fixo, existem duas maneiras:

- Fazer a extracção da pastilha cerâmica invertendo o molde, o que implica um punção superior de maior altura que o inferior;
- Fazer a extracção através da peça de definição da altura, o que implica um punção inferior de altura maior da que o corpo.

A segunda opção foi a utilizada para se fabricar as pastilhas. Esta é mais vantajosa que a primeira visto que não implica uma deslocação extra do molde. Esta vantagem é de particular interesse para o molde dos blocos pois este, quando montado é pesado para se poder executar um manuseamento correcto. Assim, decidiu-se projectar os moldes de modo a que permitam a segunda forma de extracção.

Outro ponto a ter em consideração é a expansão que a peça sofre ao sair da cavidade. Para que esta expansão se dê de forma suave, as arestas no topo da cavidade devem ser ligeiramente arredondadas ou chanfradas [4].

4 – Projectar formas dos componentes de modo a facilitar fabricação destes.

Todos os componentes foram projectados de modo a serem eficientes na função e, ao mesmo tempo, terem formas que fossem mais facilmente maquináveis por parte do fabricante.

5 - Tolerâncias

O valor da tolerância entre o corpo do molde e o punção depende do tipo da mistura cerâmica a ser prensada, nomeadamente do tamanho de grão [21]. É aconselhado que a folga seja menor que o tamanho de grão do pó de modo a que este não se entranhe entre os dois componentes do molde [21]. A tabela 10 apresenta alguns valores para estas tolerâncias.

Tabela 10 – Valores de tolerâncias entre o punção [4, 21].

Aplicação	Medida da tolerância
Grão fino (< 75 µm)	0,001 “ = 0,0254 mm
Grão grosso (> 75 µm)	0,002 “ = 0,0508 mm
Peças de precisão dimensional alta	0,005-0,008 mm

Em termos de polimento, tanto os punções com as paredes da cavidade devem ser polidas de modo a que tenham uma rugosidade final máxima de **Ra 25** [4].

6 – Espessura de Parede do Corpo do Molde

A espessura de parede do molde é determinada consoante as tensões aplicadas nesta por parte do pó quando está a ser prensado, quase como acontece quando um líquido encerrado num reservatório fechado está a sofrer pressões. Ou seja, está fortemente dependente da forma da cavidade e do tipo de pó a ser prensado.

Há medida que o pó é prensado, este começa transmitir cargas em todas as direcções, o que inclui as paredes da cavidade. O cálculo exacto destas tensões é complicado do ponto de vista prático devido à complexidade da distribuição destas [21].

Para um molde de cavidade cilíndrica, considerando a pressão internada gerada na cavidade de natureza hidrostática e o pó a ser prensado como sendo um líquido incompressível, é sugerida para efeitos de simplificação dos cálculos a fórmula de Lamé seguinte para o cálculo da espessura de parede [21]:

$$D = d \times \sqrt{\frac{S + p}{S - p}} \quad (4.8)$$

em que **D** e **d** são respectivamente o diâmetro exterior e interior do molde, **S** a tensão máxima admissível para o material do corpo, e **p** a tensão radial transmitida pelo pó às paredes da cavidade. A pressão radial normalmente atinge, no máximo, **50%** do valor da carga vertical.

Quanto a uma cavidade em forma de blocos, não foi encontrada nenhuma sugestão sobre como relacionar a espessura de parede com a pressão exercida pelo pó nas suas paredes. No entanto, são sugeridos gamas de valores para formas de cavidade mais complexas. Em termos de rácio espessura de parede/comprimento de aresta da cavidade, é recomendado que este seja no máximo **8** para se atingir uma uniformidade razoável de densidade na peça [21].

4.6.3 – Cavidade

A primeira fase no projecto do molde foi projectar as dimensões da cavidade sendo que esta é que irá definir as dimensões e forma da peça em verde.

Em termos dos blocos, o objectivo seria criar uma cavidade onde se pudesse extrair um bloco grande em que, a partir deste, se extraíssem blocos mais pequenos ou então cunhas, ou os dois tipos de peças, através de operações de corte.

Recorrendo a dimensões de peças finais de produtos existentes no mercado,

foram feitas várias tentativas até que se chegasse à forma final.

De ter em conta que as dimensões da cavidade teriam que ter em consideração 3 parâmetros:

- A espessura do disco de corte (considerada igual a 0,5 mm);
- As contracções sofridas pela peça durante o processo de sinterização;
- A capacidade de prensagem da prensa.

No que concerne ao segundo parâmetro, este quer dizer que às dimensões finais das peças que queremos, após a sinterização, teriam que ser somadas os valores das contracções sofridas por estas durante o processo de sinterização. Este cálculo foi efectuado através da fórmula:

$$MV = MF + MF \times \text{contracção} \quad (4.9)$$
$$0 < \text{contracção} < 1$$

Em que **MV** é a dimensão da peça em verde, **MF** a dimensão final da peça após sinterização e **contracção** a contracção total sofrida pela peça após sinterização.

Em termos de capacidade de prensa, a que vai ser utilizada pela empresa no fabrico das peças é semelhante à utilizada na fabricação das pastilhas para estudo neste projecto. a pressão de entrada de segurança aconselhada pelo fabricante é de **250 bar**.

Tendo em conta o procedimento utilizado no cálculo das forças exercidas nas pastilhas, e mantendo constante a pressão exercida nestas, determinaram-se quais as medidas para a cavidade que permitissem a obtenção de blocos grandes respeitando ao mesmo tempo a pressão máxima de **250 bar**.

A profundidade da cavidade é outro factor importante no projecto do molde.

A pressão aplicada para a compactação dos pós provoca um decréscimo de densidade ao longo da altura da peça. Isto deve-se ao atrito existente entre as partículas do pó e as paredes da cavidade. Quando o punção avança, esse atrito provoca uma perda de pressão, o que por sua vez origina o tal decréscimo de densidade. Por isso, é recomendado que a razão altura da cavidade/largura da cavidade seja no máximo de **3:1** [22].

Uma limitação imposta nas dimensões da cavidade é que estas não poderiam ser tão grandes que aumentassem o tamanho do molde de forma exagerada. Como princípio para esta limitação, foi assumido como limite máximo **40 mm** para a largura e comprimento das pastilhas. Assim foram feitas várias iterações.

A figura 64 apresenta o primeiro exemplo de montagem de várias peças a extrair da cavidade calculada. Neste caso, a cavidade criaria um bloco capaz de extrair, por exemplo, 9 blocos com as medidas 10*10*20 mm após sinterização.

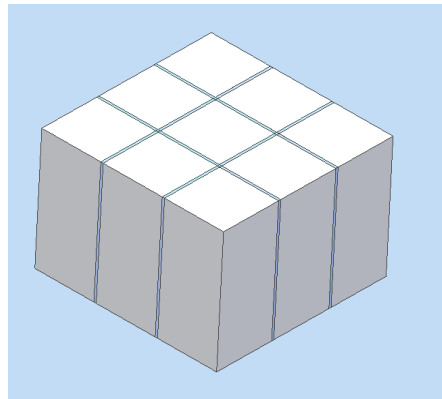


Figura 64 – Exemplo de uma modelação para a cavidade.

As medidas do exemplo acima eram as seguintes:

- **Lado = 38,5 mm**
- **Espessura = 23,5 mm**

Apesar de se poderem extrair várias peças do bloco formado com esta cavidade, segundo cálculos efectuados esta peça necessitaria de uma pressão de entrada de aproximadamente **295 bar**, o que inviabilizou este modelo.

Fez-se uma nova tentativa mas com menos blocos para extracção e encontrou-se a forma seguinte: A cavidade criaria um bloco capaz de extrair, por exemplo, 6 blocos com as dimensões 10*10*20 mm.

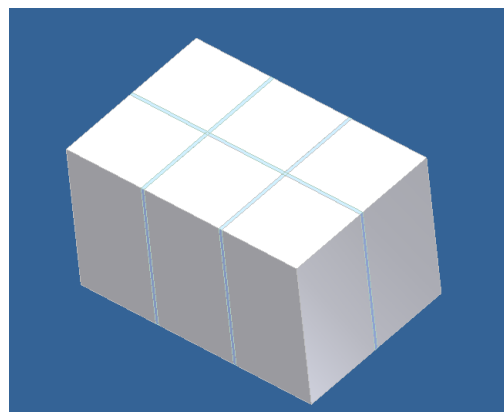


Figura 65 – Exemplo de uma modelação para a cavidade.

As novas medidas tiveram os seguintes valores:

- **Comprimento = 38,5 mm**
- **Espessura = 23,5 mm**
- **Largura = 25,5 mm**

A pressão de entrada necessária para este modelo seria aproximadamente **200 bar**, o que respeita a pressão de segurança da prensa.

Com estas medidas ainda se tinha folga para se aumentar a altura da pastilha, mas como nesta prensagem não é utilizada lubrificação, decidiu-se impor como limite máximo a altura de **30 mm**.

Para mais informações sobre a prensa, consultar **anexo B**.

De assinalar que estas medidas são destinadas a peças com 30 % de celulose. A cavidade foi projectada com este pressuposto devido ao facto de as peças deste tipo apresentarem a maior percentagem de microporosidade.

Face a estes resultados, e adicionando uma tolerância nas medidas devido ao efeito de variações dimensionais, tanto durante o processo de sinterização como em ambos os processos de prensagem, decidiu-se definir como dimensões finais para a cavidade as seguintes:

- **Comprimento = 40 mm;**
- **Espessura = 25 mm;**
- **Largura = 30 mm.**

Em termos de razão espessura-largura, a relação é de **0,83** o que obedece ao limite máximo de 3 referido anteriormente.

A tolerância escolhida para a cavidade foi de **0,025 mm**, ou seja, **IT7** segundo as normas portuguesas. Não querendo admitir desvios negativos para a cavidade, escolheu-se então a tolerância **H7** para a cavidade [26].

4.6.4 Molde Para Blocos

O projecto do molde para blocos baseou-se no molde utilizado para a fabricação das pastilhas para testes. O que se fez foi adaptar a forma deste às medidas das novas pastilhas, assim como executar algumas alterações para o seu melhoramento. De seguida, apresenta-se o projecto deste molde com as respectivas justificações para a inserção de certas formas no molde.

4.6.4.1 Definição de Alturas

Tal como foi referido anteriormente, o modo de extracção escolhido foi o usado nos moldes antigos devido a não ser necessário a inversão do próprio molde. Este modo de extracção implica que o punção inferior tenha uma altura maior que o corpo da cavidade.

As definições das alturas dos componentes são interdependentes entre si como se pode ver de seguida.

Neste caso queremos prensar uma pastilha que tenha **25 mm** de altura. Arbitrando a altura do corpo como sendo de **60 mm**, implica que o punção inferior tenha uma altura superior a esta. Decidiu-se atribuir um valor de **65 mm**.

Sabendo que se quer que a pastilha possua 25 mm de altura e admitindo que se quer que o punção inferior entre no corpo em cerca de um terço da altura deste, então a peça extractora terá uma altura que calculou da seguinte maneira:

$$H_{peçaextractora} = H_{PI} - H_{PPI} = 65 - 20 = 45mm \quad (4.10)$$

onde H_{PI} é altura do punção inferior e H_{PPI} a altura da profundidade do punção inferior, ou seja, a distância a que o punção inferior entra na cavidade medida desde a base do corpo à extremidade do punção (ver figura 66).

Assim, resta saber qual a altura do punção superior. Primeiro, foi calculada a profundidade do punção superior na cavidade através da fórmula

$$\begin{aligned} H_{PPS} &= H_{corpo} - (H_{pastilha} + H_{PPI}) \leftrightarrow \\ H_{PPS} &= 60 - (25 + 20) = 15mm \end{aligned} \quad (4.11)$$

em que H_{PPS} é altura da profundidade do punção superior, ou seja, a distância a que o punção superior entra na cavidade medida desde o topo do corpo à extremidade do punção. Com esta profundidade definida, implicou então que a altura do punção superior fosse no mínimo esse valor. Foi-lhe atribuído uma altura de **30 mm** (ver figura 66).

De realçar que, ao se atribuírem valores para as alturas foi preciso ter em conta as contracções criadas pela pressão aplicada no bloco pelo que deve se ter um certo cuidado, principalmente na atribuição do valor da altura da pastilha para compensar este fenómeno.

Depois dos cálculos efectuados caso se verifique que o molde é demasiado

grande, uma possibilidade de o aligeirar será a diminuição da altura do corpo. Esta diminuição não poderá ser tal que enfraqueça mecanicamente o molde.

De realçar que a altura da pastilha não será constante durante o processo da prensagem uniaxial já que durante este, o punção inferior comprimirá a pastilha e esta sofrerá uma pequena contracção. No entanto, os cálculos efectuados acima servem como um ponto de referência para o projecto das medidas do molde.



Figura 66 – Esquemas das alturas do molde.

4.6.4.2 Corpo da cavidade

O corpo da cavidade é normalmente a peça mais pesada do molde. Esta peça tem como função alojar o pó cerâmico para a prensa assim como servir de guia para os punções.

A primeira abordagem no design desta peça foi projectá-la de forma inteiriça. No entanto, após uma primeira análise da peça, concluiu-se que a forma idealizada traria maiores dificuldades em termos de operações de maquinagem, o que implicaria um aumento de custos de fabricação. Assim, decidiu-se “cortar” a peça em metade, facilitando assim a maquinagem da cavidade na peça. O corpo do molde seria então formado pela união de duas metades (ver figura 67).

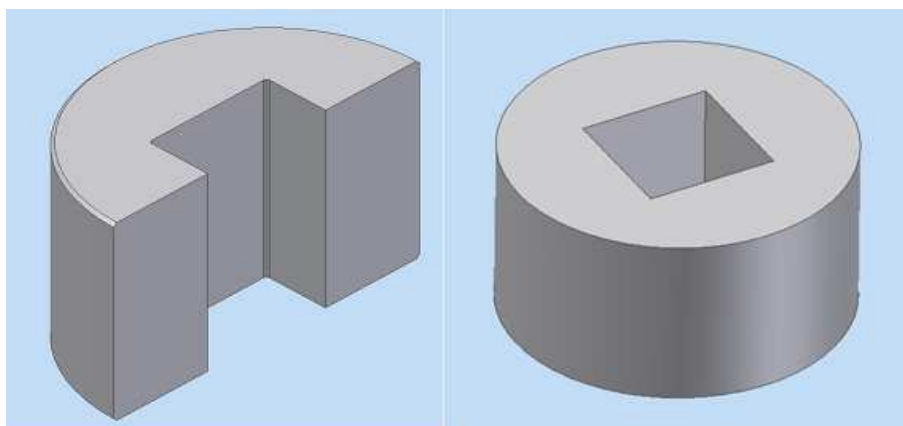


Figura 67 – Comparação entre duas versões para o corpo do molde. A versão do lado direito é mais difícil de maquinar, o que implicaria aumento dos custos de produção do molde.

Uma alteração em relação ao molde antigo foi a inserção de chanfros nas arestas da cavidade nas faces superiores das duas metades do corpo. O objectivo foi o de suavizar a extracção da peça devido à expansão repentina que esta sofre ao sair da cavidade (ver figura 68).

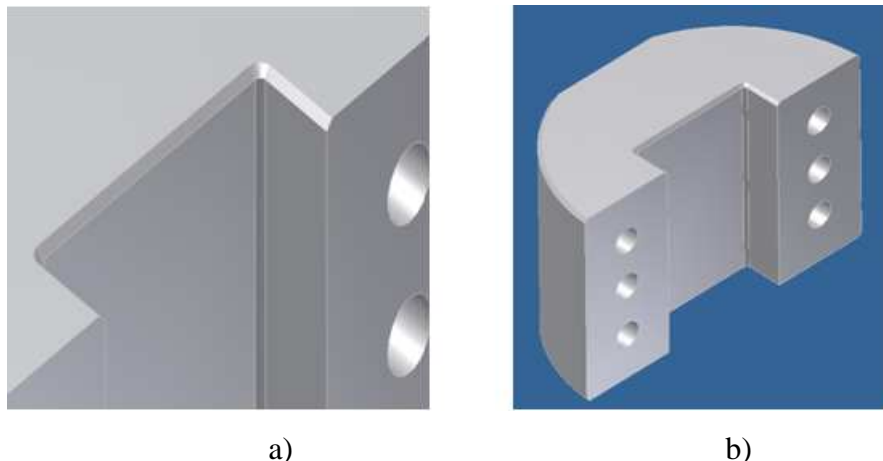


Figura 68 – a) Chanfros na cavidade para suavizar saída da peça. b) Imagem total do corpo do molde.

Do molde anteriormente utilizado, faziam parte duas peças alojadas entre as duas metades do corpo com a função de evitar o esmagamento entre as superfícies de contacto das duas metades do corpo, ou seja, serviam como almofadas de desgaste. Os elementos mecânicos que possuem função semelhante costumam ser as anilhas. Assim, decidiu-se manter estas peças no novo molde.

Quanto às ligações entre as duas metades do corpo, manteve-se o tipo de elementos de ligação, ou seja:

- Quatro pinos cilíndricos **ISO 8734 – 8 x 26 – B – St** colocados nos furos superiores e inferiores das faces do corpo (ver figura);
- 2 Parafusos de cabeça cilíndrica e oco hexagonal **CHC ISO 4762 M8 x 50 12.9** colocados nos furos centrais.

A figura 69 demonstra a colocação dos pinos.

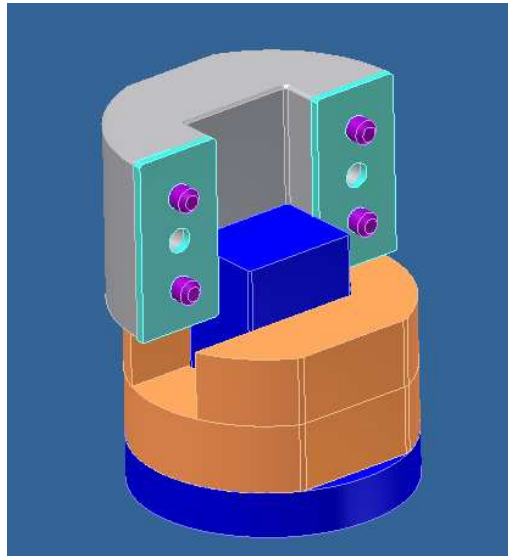


Figura 69 – Colocação dos pinos de ligação das duas metades do corpo.

4.6.4.3 Peça extractora

Quanto à peça extractora, a forma desta tinha que ser tal que facilitasse, não só a extracção da pastilha, como a sua própria extracção durante a 2ª etapa de prensagem. A forma adoptada foi a semelhante das peças dos moldes antigos, isto tendo em conta algumas particularidades funcionais:

- A largura do rasgo é cerca de 1 mm maior que a do punção inferior (0,5 mm em relação a cada um dos lados deste). Esta largura foi adoptada de modo a que, quando a peça extractora é alinhada com a cavidade na fase de extracção da pastilha, fique garantido que esta não colide nas extremidades da outra;
- A forma da peça extractora foi projectada de modo a que não cobrisse a área inteira do corpo e da base do punção inferior;

Um outro aspecto relativamente a esta peça foi o problema da altura. Tal como foi referido atrás, a altura da peça extractora teria que ser de 45 mm. Esta dimensão é considerável para a peça tornando-a pesada e mais difícil de manusear. Assim, decidiu-se dividi-la em duas de **22,5 mm** de altura. As peças resultantes tornam-se mais leves e, ao mesmo tempo, mais fáceis de alinhar durante a extracção da peça em verde em comparação com as inúmeras chapas finas que o molde antigo dispõe.

Relativamente ao segundo ponto referenciado acima, a solução adoptada advém da utilização do molde antigo dos blocos. Verificou-se que a chapa extractora cuja forma cobria a área inteira dos outros elementos do molde era a de extracção mais difícil. Um dos motivos poderá ter sido um maior atrito entre peças resultante de uma maior área de contacto entre elas. A figura 70 apresenta a forma da peça extractora.

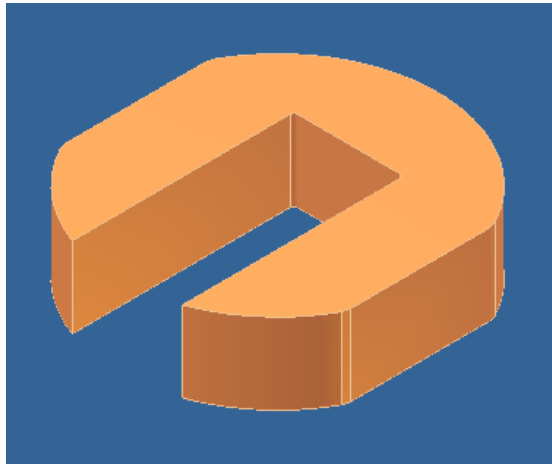


Figura 70 – Peça extractora para o molde dos blocos.

4.6.4.4 Punções

Com as alturas definidas, prosseguiu-se ao projecto dos punções. Estes estão representados na figura 71.

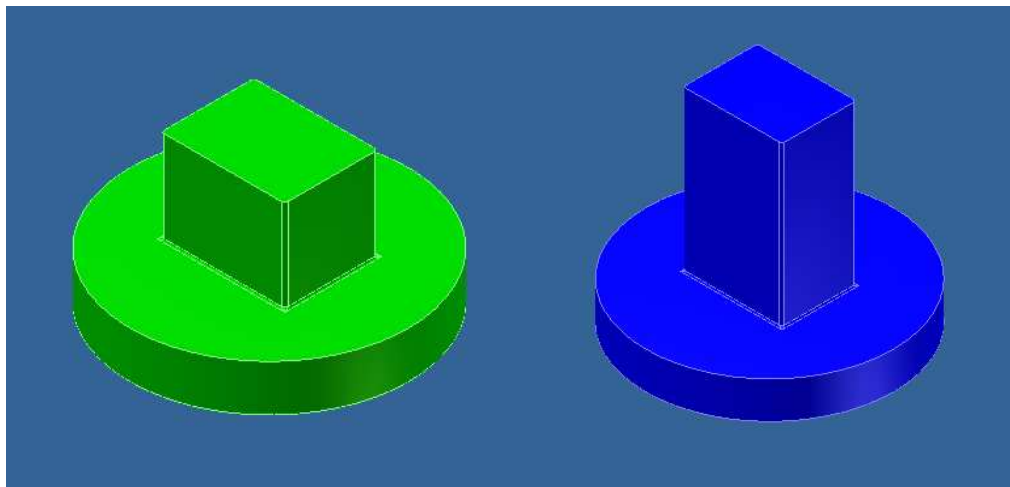


Figura 71 – lado esquerdo: punção superior. Lado direito: punção inferior.

A figura 72 ilustra o molde montado

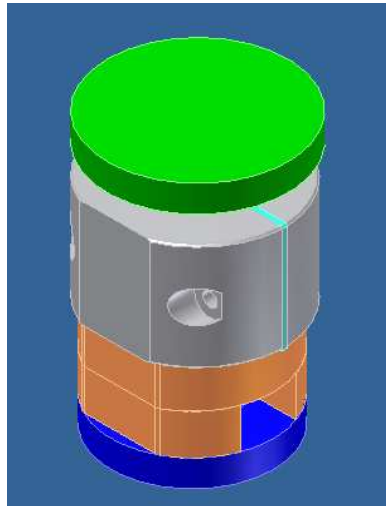


Figura 72 – Molde de blocos montado em posição de compressão da peça.

4.6.5 Molde Para Cilindros

4.6.5.1 Definição de Alturas

Tal como no molde para blocos, a primeira etapa foi a definição das alturas onde foi aplicado o mesmo método utilizado no molde anterior.

Segundo as exigências da empresa, a medida final para a altura das pastilhas teria que ser de **20 mm**. Fixando o valor máximo para o diâmetro (semelhante ao da concorrência) para **12 mm** e sabendo que a contracção máxima registada para pastilhas cilíndricas, tendo em conta todos os processos, foi de **23,48 %** para o diâmetro e **22,25 %** para a altura, as medidas calculadas das amostras em verde (ver fórmula 4.7) foram de **24,696 mm** para a altura e **14,67 mm** para o diâmetro.

Para se adicionar uma tolerância em virtude de possíveis variações das contracções, fixaram-se as dimensões para as pastilhas em verde em:

- Diâmetro = **16 mm**;
- Altura = **25 mm**.

Tendo estas dimensões, arbitrou-se um valor para a altura do corpo de **50 mm**. Tendo este valor como referência, atribuiu-se o valor para a altura do punção superior de **55 mm**. Então, utilizando a fórmula já referenciada acima e arbitrando que o punção inferior entra **20 mm** na cavidade, a altura da peça extractora será

$$H_{peçaextractora} = H_{PI} - H_{PPI} = 50 - 20 = 30mm$$

Quanto à altura do punção superior, esta será

$$H_{PPS} = H_{corpo} - (H_{pastilha} + H_{PPI}) \Leftrightarrow$$

$$H_{PPS} = 50 - (25 + 20) = 5\text{mm}$$

Atribuiu-se a altura de **20 mm** ao punção superior.

4.6.5.2 Corpo e Cavidade

Definidas as alturas, passou-se à modelação do corpo.

O primeiro passo foi calcular o diâmetro exterior mínimo da peça **D**. Utilizando a fórmula (4.8), chegou-se ao resultado demonstrado na tabela 11.

Tabela 11 – Cálculo do diâmetro exterior do corpo para um molde de aço inoxidável AISI 316.

d (mm)	D (mm)	S (MPa)	p (MPa)
16	19,28	205	37,8

O diâmetro exterior mínimo para o corpo será então de **19,28 mm** - decidiu-se atribuir o valor de **20 mm**.

A ideia seria utilizar o mesmo molde para vários diâmetros. Então, resolveu-se criar um sistema onde a cavidade seria maquinada num casquilho, sendo esta depois montada num corpo exterior. Ou seja, para uma peça com 16 mm de diâmetro, desenhou-se um casquilho com 20 mm de diâmetro de corpo. A figura 73 mostra o casquilho e o corpo. Este ficou com **60 mm** de diâmetro exterior.

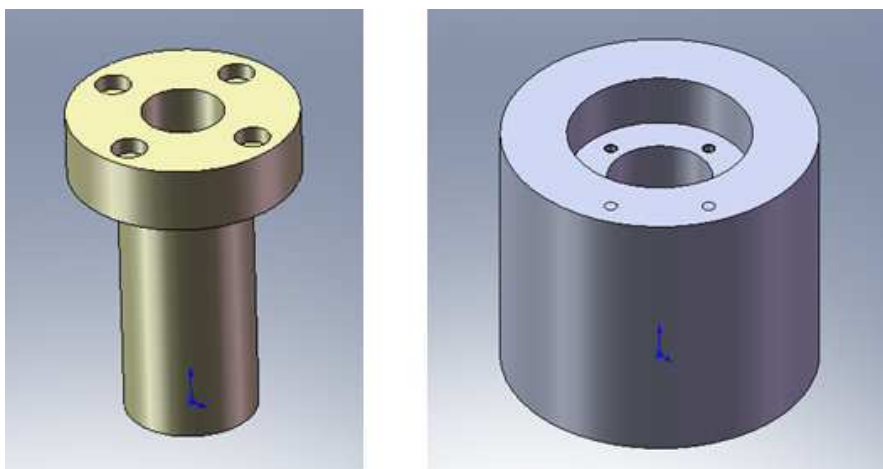


Figura 73 – Casquilho para alojamento de punções de 16 mm e corpo do molde para alojamento do casquilho.

4.6.5.3 Peça Extractora

A peça extractora para este molde é semelhante à do molde antigo, tirando a espessura e tolerância destas. A figura 74 mostra a peça para diâmetro de 16 mm.

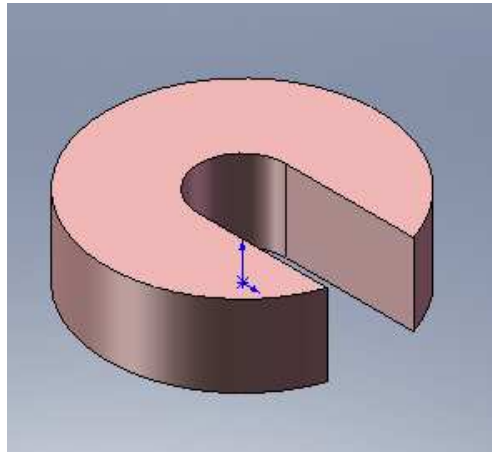


Figura 74 – Peça extractora para um diâmetro de cavidade de 16 mm.

4.6.5.4 Punções superiores e inferior

Nos punções foi desenhado um sistema semelhante ao praticado no corpo, ou seja, os punções são alojados em duas peças standard semelhantes à representada na figura 72.

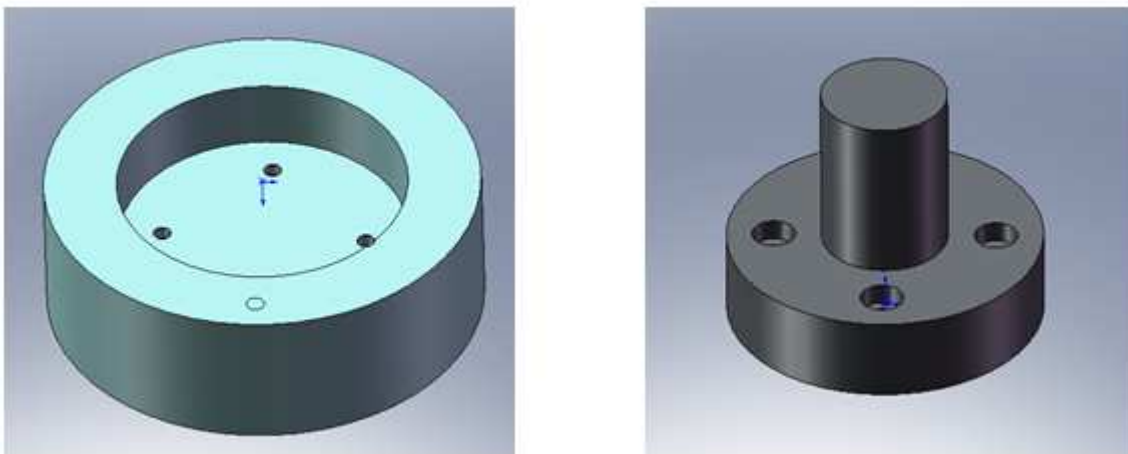


Figura 75 – Lado esquerdo: peça para alojamento de punções. Lado direito: punção superior.

Finalmente, a figura 76 apresenta o molde de cilindros montado.

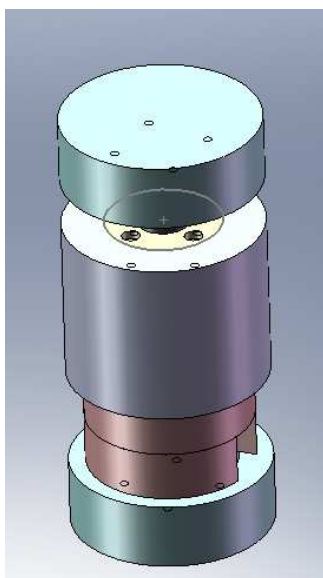


Figura 76 – Molde de cilindros montado em posição de prensagem da peça.

As ligações entre todos os componentes foram feitas com o recurso de 12 parafusos **CHC ISO 4762 M2,5 x 12 12.9**.

Para consulta de desenhos 2D, ver Anexo K.

5 Apresentação e discussão dos resultados

5.1 Testes de corte

Os cortes longitudinais nas pastilhas cilíndricas revelaram-se mais vantajosos para uma melhor fixação da peça. Cortes em amostras cilíndricas devem ser os mais normais à superfície quanto possível de modo a prevenir que o disco de corte não comece a rasurar a superfície da pastilha (o que implica espessura de corte igual ao raio da amostra).

5.1.1 Peças sinterizadas com 0% de celulose

Os cortes deste tipo de peças com discos de corte em alumina não foram bem sucedidos. Este resultado deveu-se pelas peças serem demasiado densas – microporosidade é insuficiente – ou pelo disco que era inapropriado.

Na superfície de corte da secção cortada pelo disco diamantado, não foram encontradas partículas estranhas à peça. Este disco foi capaz de cortar a peça, no entanto, no final do corte esta partiu-se na extremidade.

5.1.2 Peças em verde com 0 % de celulose

As peças densas em verde revelaram-se inapropriadas para cortes com os discos de alumina e os diamantados, por se terem partido todas. Verificou-se que este tipo de peça revelou-se demasiado frágil para as operações de corte, motivo pelo qual se decidiu não efectuar os testes de furação. Se em testes de corte simples os resultados foram de fraca qualidade facilmente se poderá aferir que o mesmo se verificaria para os restantes. Não se fizeram análises SEM e EDS a estas peças devido aos cortes terem sido ineficientes.

5.1.3 - Peças em verde com 30 % de celulose

Ficou demonstrado com este teste que estas peças não podem ser cortadas com disco de alumina, nas condições inseridas, por serem demasiado densas – por não terem sido sinterizadas, há uma quantidade maior de material a ser cortado (mistura entre o Bonelike® e a celulose existente).

O disco diamantado conseguiu cortar a peça mas fê-lo com alguma dificuldade.

Talvez aumentando a força de corte se venceria essa resistência, mas correr-se-ia o risco de aumentar a vibração no disco e consequente danificação deste. Além do mais, se para uma pastilha com esta espessura não foi fácil a execução do corte, para as peças finais certamente chegaríamos a um resultado pior a espessura de corte é maior – não se aconselharia a operação de corte com estes parâmetros para estes tipos de peças.

Não se fizeram análises SEM e EDS a estas peças devido aos cortes terem sido ineficientes.

5.1.4 - Peças sinterizadas com 30 % de celulose

Podem ser cortadas com sucesso tanto, pelos discos de alumina como pelos diamantados, desde que com uma espessura de corte adequada.

Na superfície de corte efectuada pelo disco de alumina, não foram detectadas percentagens significativas de partículas estranhas.

Houve transferência de material do núcleo do disco diamantado (estanho e cobre) para a superfície da peça, fruto de insuficiente curso de corte inserido na máquina e este ter parado a meio do corte.

Detectou-se uma contaminação de elementos de liga (titânio e alumínio) na superfície de corte criada pelo disco diamantado, talvez resultante de outros cortes visto ser um disco já utilizado.

5.1.5 - Peças em verde com 10% de celulose

Demonstraram fragilidade no corte com o disco diamantado (lascas em conjunto com fracturação) pelo que se decidiu não se testar com o disco de alumina pelo que operações de corte com este tipo de peças não são aconselhadas.

5.1.6 Peças sinterizadas com 10 % de celulose

Não podem ser cortadas com discos de alumina. Poder-se-ia aumentar a força de corte ou o avanço mas correr-se-ia o risco de o disco vibrar ou mesmo partir. No entanto, podem ser cortadas com um disco diamantado. Mais uma vez, não foram detectadas partículas transferidas do disco diamantado para a superfície.

5.2 Furação

Os vários testes demonstraram que as faces de saída da broca nas peças lascavam quando estas não estavam apoiadas por nenhum objecto, o que implicou a utilização de calços para apoio das pastilhas quando estas estivessem a ser furadas.

No teste nº1, a superfície do furo de 1 mm sofreu vitrificação porque a saída da broca não permitiu suficiente remoção de apra (diâmetro pequeno). Isto provocou acumulação de pó, aquecimento deste e posterior queima da broca e vitrificação da superfície maquinada – adoptou-se o uso de incrementos múltiplos para a execução das furações seguintes para prevenção deste fenómeno.

As brocas de aço rápido revelaram-se inapropriadas para a furação deste tipo de material. Isto veio confirmar resultados prévios a este projecto onde se utilizaram o mesmo tipo de brocas. Por isto adoptaram-se brocas de metal duro para as furações subsequentes.

As brocas da marca EstojOptica sofreram um desgaste precoce ao fim de 3 furos, ao contrário da broca da Titex que não apresentou um desgaste muito maior, apesar de já ter sido utilizada. Esta diferença entre as brocas poderá ser explicada por condições diferentes de afiamento e de geometria ou então da composição de elementos de liga do próprio material das brocas.

As pastilhas **sinterizadas com 30% de celulose** soltam um pó mais fino e em maior quantidade que as outras pastilhas, o que pode implicar uma maior quantidade de material a agarrar na broca. Este facto poderá influenciar negativamente a optimização do processo de furação nestas peças restringindo o aumento de incremento do avanço – diminuição do tempo de furação;

Não foram detectadas vibrações significantes nas brocas. Isto não quer dizer que elas não existam, simplesmente o equipamento utilizado não teve resolução suficiente para as captar.

Nos testes de furação efectuados na Modela, observou-se que as pastilhas de **sinterizadas com 30% de celulose** prensadas com uma pressão isostática de **500 bar** eram muito frágeis para o processo de maquinagem. Conseguiu-se criar uma estrutura tridimensional com uma porosidade total superior ao valor mínimo exigível, mas para isso teve de se diminuir a velocidade de avanço para **2 mm/s** e, mesmo assim, houve lascamento da face de saída de três furos. Já as pastilhas de **sinterizadas com 10% de celulose** e prensadas isostaticamente nas mesmas condições revelaram-se mais resistentes para furação, tendo sido criada uma estrutura tridimensional logo na primeira tentativa e com uma velocidade de avanço maior que a utilizada nas de 30%. No entanto, esta estrutura macroporosa não permitiu, em combinação com a microporosidade resultante da adição de 10% de celulose, atingir o valor mínimo de porosidade total. Tentou-se executar uma estrutura tridimensional com a porosidade total mínima exigível e o resultado foi que a peça se partiu no último dos furos de topo.

Há medida que se foram criando furos intersectantes, o pó começou a ser retido dentro dos vazios da peça. Isto pode causar problemas na furação, nomeadamente no desgaste prematuro das arestas de corte da broca.

Em termos de desgaste, observou-se que as brocas que furaram peças sinterizadas com celulose desgastaram-se mais do que as brocas que furaram peças densas (0 % de celulose). Este resultado foi algo surpreendente visto que inicialmente se pensava que as peças mais densas é que infligiam nas brocas um desgaste maior.

Houve transferência de partículas das ferramentas e corte para as peças em ambos os processos de maquinagem, quer tenha sido por processo normal de funcionamento quer por acidente. Sendo assim, será necessário sujeitar as peças maquinadas finais a um processo de esterilização antes da implantação em pacientes.

A análise de vibração nos testes de furação, com o auxílio da câmara de alta velocidade e do foco luminoso, provou a existência do fenómeno mas não permitiu quantificá-lo.

5.3 Contrações

De acordo com os calores registados, verificou-se que as diferenças de contração entre as pastilhas prensadas isostaticamente a 500 e 1500 bar não são significativas.

Também se verificou que a diferença entre os valores de contração de uma pastilha cilíndrica com 30% de celulose antes e após a pré-sinterização a 700°C é pequena quando comparada com a diferença antes e após uma sinterização completa.

Nas comparações entre pastilhas com percentagens de celulose diferentes e dimensões quase semelhantes, tanto para cilíndricas como para blocos, observou-se que as pastilhas sinterizadas com 30% sofreram as menores contrações. Entre as de 0 e 10% de celulose, as diferenças não foram significativas.

Outro ponto a registar é que, em todos os casos, as pastilhas com as maiores dimensões foram aquelas que sofreram as maiores contrações.

6 Conclusões e Perspectivas de Trabalho Futuro

Na execução de operações de corte nas peças, aconselha-se o uso de discos diamantados em detrimento de discos de alumina.

O corte de peças em verde é desaconselhado. No entanto, caso seja estritamente necessário, a opção viável será cortar peças em verde com 30 % de celulose e com discos diamantados.

Caso seja necessário a execução de operações de corte, sugere-se a aplicação destas em pastilhas sinterizadas com 10 e 30 % de celulose.

Quanto às furações, estas devem ser executadas com incrementos múltiplos e velocidades de avanço entre **2 e 5 mm/s** para velocidades de rotação de **6500 rpm**. As peças a furar devem ser apoiadas por calços para prevenir que as faces de saída da broca nas peças lasquem.

Para a obtenção de peças finais com maior resistência mecânica, a opção será as amostras sinterizadas com **10 % de celulose**.

As brocas de metal duro têm uma melhor performance que as de aço rápido. No entanto, tendo em consideração os resultados do corte com disco diamantado podemos aferir que as brocas diamantadas poderiam ter também bons resultados na operação de furação. Na verdade, para maquinagem de cerâmicos estas são as mais aconselhadas não só pela maior capacidade de corte mas também pela sua enorme resistência ao desgaste.

Para as operações de maquinagem, será preciso um sistema de evacuação de pós, preferencialmente de aspiração.

Para a análise de vibração da ferramenta de corte utilizada, recomenda-se a utilização de equipamento com uma resolução tal que permita, não só detectá-la, como também quantificá-la.

Segundos os dados obtidos neste estudo, as peças sinterizadas com **30%** de celulose são as que sofrem as menores contracções. A influência da variação da pressão isostática na contracção das peças não é significativa, sendo a temperatura final de sinterização o factor decisivo. Caso se aplique uma pré-sinterização com o objectivo de diminuir o diferencial de contracção entre a prensagem isostática e a sinterização completa, a temperatura de pré-sinterização deve ser **superior a 700°C**. Quanto maiores forem as dimensões das peças, maiores contracções irão sofrer.

No geral, foi difícil a obtenção de estruturas 3D macroporosas utilizando os métodos convencionais de maquinagem. Conseguiram-se criar estruturas 3D macroporosas com a porosidade total desejada mas para isso, tiveram que se fazer múltiplas tentativas. Este facto pode ser indicativo da necessidade de melhoria ou mesmo de revisão do processo de produção do próprio material das peças, ou da adopção de processos de fabrico alternativos.

Como trabalhos futuros, sugerem-se os seguintes:

- Optimização da percentagem de celulose a inserir no Bonelike[®] com vista à obtenção de peças que aliem uma porosidade total superior ao limite estabelecido com uma resistência mecânica maior que as peças de 30% sinterizadas;
- Optimização da pressão isostática a aplicar de modo a se atingir propriedades mecânicas melhoradas nas peças;
- Projecto de molde para prensagem isostática adequado ao material utilizado;
- Investigar comportamento das peças em operações de maquinagem com velocidades de rotação superiores a 6500 rpm;
- Implementação de sistema de evacuação de pós na Modela, preferencialmente de aspiração;
- Testes de furação com o uso de brocas diamantadas;
- Análise das forças envolvidas durante a furação das peças;
- Implementação de sistema de quantificação da vibração existente nos componentes envolvidos no processo de furação;
- Investigar processos alternativos de fabrico de peças, como por exemplo, prototipagem rápida;
- Optimizar temperatura de pré-sinterização com vista a diminuir diferencial de contracção entre a prensagem isostática e o ciclo de sinterização completa;
- Investigar relação entre dimensões das peças e contracções.

7 Referências e Bibliografia

- [1] Said Jahanmir, M. Ramulu, Philip Koshy. “*Machining Of Ceramics And Composites*”. Marcel Dekker Inc., 1999;
- [2] Heinrich Gerling. “*À Volta da Máquina-Ferramenta – Um Estudo Técnico*”. Reverté, 1967;
- [3] J. Paulo Davim. “*Princípios de Maquinagem*”. Livraria Almedina, 1995;
- [4] “*Powder Metal Technologies and Applications*”. ASM International: ASM Handbook; Volume 7;
- [5] Marcelo Henrique Prado da Silva. “*APOSTILA DE BIOMATERIAIS*”. Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas - Rio de Janeiro, Brasil, 2006.;
- [6] William F. Smith. “Princípios de Ciência e Engenharia dos Materiais”. 3º ed.: Mcgraw-Hill, 1998;
- [7] Hench LL, Wilson J. Introduction. Edição: Hench LL, Wilson J. “*An Introduction to Bioceramics.*” World Scientific, 1993;
- [8] de Aza PN, de Aza S. Edição: Sastre R., Róman JS. “*Biomateriales*”, World Scientific, 1993;
- [9] Bajpai PK, Billotte WG. Edição: Bronzino JD. “*The Biomedical Engineering Handbook*”. CRC Press, 1995;
- [10] Ravaglioli A., Krajewski A., “*Bioceramics: Materials, Properties, Applications*”. Chapman & Hall, 1992;
- [11] Laranjeira, Marta S. “*Preparation and characterization of porous 3D Bonelike[®] structures through biomodelling and 3D machining techniques*”, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2006;
- [12] Kutz, Myer. “*Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design*”. McGraw-Hill, 2003;
- [13] Lopes MA, Monteiro FJ, Santos JD. “*Glass-reinforced Hydroxiapatite Composites: Secondary Phase Proportions and Densification Effects on Bi-axial Bending Strenght*”. J. Biomed Mater Res (Appl Biomater), 1998; 48: 734-740;
- [14] Georgiu G, Knowles JC. *Glass-reinforced Hydroxyapatite For Hard Tissue Surgery – Part 1: Mechanical Properties*. Biomaterials, 2001; 22: 2811-2815;
- [15] Lopes MA, Santos JD, Monteiro FJ, Knowles JD. “*Glass-reinforced Hydroxiapatite: A Comprehensive Study of the Effect of Glass Composition on the Crystallography of the Composite*”. J. Biomed Mater Res., 1998; 39: 244-251;
- [16] Queiroz AC, Santos JD, Monteiro FJ, Gibson IR, Knowles JC. “*Adsorption and Release Studies od Sodium Ampicillin From Hydroxyapatite and Glass-reinforced Hydroxyapatite Composites*”. Biomaterials, 2001; 22: 1393-1400;

- [17] Queiroz AC, Santos JD, Monteiro FJ, Monteiro FJ., Prado da Silva MH. “*Dissolution Studies of Hydroxiapatite and Glass-reinforced Hydroxiapatite Ceramics*”. *Materials Characterization*, 2003; 50: 197-202;
- [18] Prado da Silva MH, Lemos AF, Ferreira JM, Santos JD. “*Mechanical Characterisation of Porous Glass Reinforced Hydroxyapatite Ceramics – Bonelike®*”. *Materials Research*: vol.6 nº3, 2003;
- [19] Lopes, MA. “*Glass-reinforced Hydroxiapatite Composites: Structural, Physicochemical Characterisation and Biological Performance*”, Universidade do Porto, 1999;
- [20] Helmut Heide, Joachim Pabst, Albrecht Dinkelaker, Olaf Pobantz, “*Resorbable Bone Replacement and Bone Formation Material*”. Patente nº US 2005/0027367 A1, 2006;
- [21] King, A.G. “*Ceramic Technology and Processing*”. William Andrew Publishing/Noyes, 2002.
- [22] Ferreira, José M. G. “*Tecnologia da Pulverometalurgia*”. Fundação Calouste Gulbenkian - Serviço de Educação e Bolsas.
- [23] Kennard, Fred. “*Ceramics and Glasses*”. *Engineered Materials Handbook*, Vol. 4. ASM International, The Materials Information Society;
- [24] F. S. Wheeler. “*Comparison of Wet-Bag versus Dry-Bag Isostatic Pressing*”, *Ceram. Eng. Sci. Porc.*, Vol 7, 1986, p 1095-1111;
- [25] P. W. Kaveney and J. R. Schultz, “*Dry-Bag Isostatic Pressing*”. Apresentado na First International Conference on Isostatic Pressing, 1978.
- [26] Simões Morais, “*Desenho Técnico Básico – Desenho de Construções Mecânicas*”, vol. 3, Porto Editora, 2000;
- [27] Carlos M. G. Reis, “*Microscopia*”. Disciplina de BIOLOGIA CELULAR. Escola Superior Agrária de Castelo Branco, 2003;
- [28] Nuno Miguel Martins. “*A Microscopia Electrónica de Varrimento na Caracterização dos Materiais*”. Universidade de Trás-Os-Montes e Alto Douro;
- [29] http://www.health.nsw.gov.au/mhcs/publication_pdfs/7655/OTH-7655-ENG.pdf;
- [30] <http://www.nos.org.uk/NetCommunity/Page.aspx?pid=247&srcid=234>;
- [31] Dias AG “*Biodegradable Glass Ceramics for Bone Regeneration*”. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2004;
- [32] Tadic D, Epple M. “*A Thorough Physicochemical Characterization of 14 Calcium Phosphate-based Bone Substitution Materials in Comparison to Natural Bone*”. *Biomaterials*, 2004;
- [33] Goldberg V, Stevenson S. “*Natural History of Autografts and Allografts*”. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 1987; 225: 7-16;
- [34] www.newgenerationdevices.com/cerasorb.cfm

[35] <http://www.retsch.com/products/sieving/sieve-shakers/as-200-basic/>

[36] http://en.wikipedia.org/wiki/Microcrystalline_cellulose

[37] G. Shlieout, K. Arnold, and G. Müller, "*Powder and Mechanical Properties of Microcrystalline Cellulose With Different Degrees of Polymerization*". 2001.

ANEXO A: Patentes consultadas (só primeira página)

- Patente nº US 2005/0027367

Nome: “Resorbable Bone Replacement and Bone Formation Material”



US 20050027367A1

(19) **United States**

(12) **Patent Application Publication** (10) **Pub. No.: US 2005/0027367 A1**
Heide et al. (43) **Pub. Date: Feb. 3, 2005**

(54) **RESORBABLE BONE REPLACEMENT AND BONE FORMATION MATERIAL**

Related U.S. Application Data

(76) **Inventors:** Helmut Heide, Kelkheim (DE);
Joachim Pabst, Reinheim (DE);
Albrecht Dinkelaker,
Morfelden-Walldorf (DE); Olaf
Pobuntz, Wiesbaden (DE)

(63) Continuation of application No. 10-085,526, filed on Feb. 26, 2002, which is a continuation-in-part of application No. PCT/EP00/08382, filed on Aug. 28, 2000.

(30) **Foreign Application Priority Data**

Aug. 26, 1999 (DE)..... DE 19940717.7

Correspondence Address:
Julie H. Richardson
Myers, Bigel, Sibley & Sajovec
Post Office Box 37428
Raleigh, NC 27627 (US)

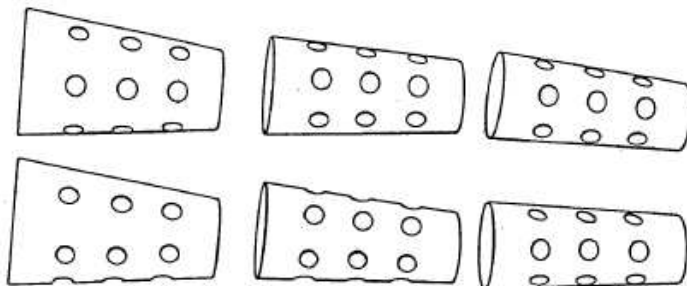
Publication Classification

(51) **Int. Cl.**..... A61F 2/28
(52) **U.S. Cl.**..... 623/23.5; 623/23.56

(21) **Appl. No.:** 10/930,965
(22) **Filed:** Aug. 31, 2004

(57) **ABSTRACT**

The invention relates to a resorbable bone replacement and bone formation material (augmentation material) based on porous β -tricalcium phosphate (β -TCP).



• **Patente n° US 2006/0263464 A1**

Nome: “Press- Molding Mold”



US 2006/0263464 A1

(19) **United States**

(12) **Patent Application Publication** (10) **Pub. No.: US 2006/0263464 A1**
 Chiang (43) **Pub. Date: Nov. 23, 2006**

(54) **PRESS-MOLDING MOLD**

Publication Classification

(75) **Inventor: Tong-Wei Chiang, Fullerton, CA (US)**

(51) **Int. Cl.**
B28B 21/00 (2006.01)

(52) **U.S. Cl.** 425/408

Correspondence Address:
PCE INDUSTRY, INC.
ATT. CHENG-JU CHANG, JEFFREY T.
KNAPP
458 E. LAMBERT ROAD
FULLERTON, CA 92635 (US)

(57) **ABSTRACT**

A press-molding mold includes a first mold (10), a second mold (20), a complementary element (30) arranged between the first mold (10) and the second mold (20), a washer (40) arranged between the second mold (10) and the complementary element (30), and a bushing (50) for receiving the first mold (10), the second mold (20), the complementary element (30) and the washer (40) therein. The first mold (10) includes a first molding surface (132) and a second molding surface (134) surrounding the first molding surface (132). The second mold (20) includes a third molding surface (232) spatially corresponding to the first molding surface (132). The complementary element (30) includes a fourth molding surface (321) spatially corresponding to the second molding surface (134). The washer (40) has a thickness constructed for maintaining a desired distance between the fourth molding surface and the second molding surface.

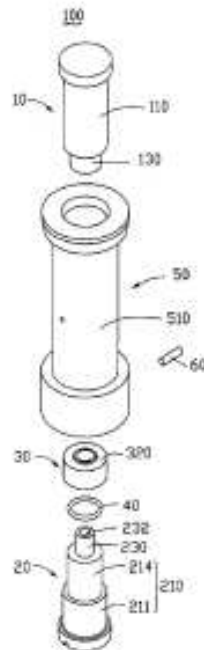
(73) **Assignee: HON HAI Precision Industry CO., LTD., Ta-Chang City (TW)**

(21) **Appl. No.: 10/416,548**

(22) **Filed: May 3, 2006**

(36) **Foreign Application Priority Data**

May 20, 2005 (CN) 200510054756.9



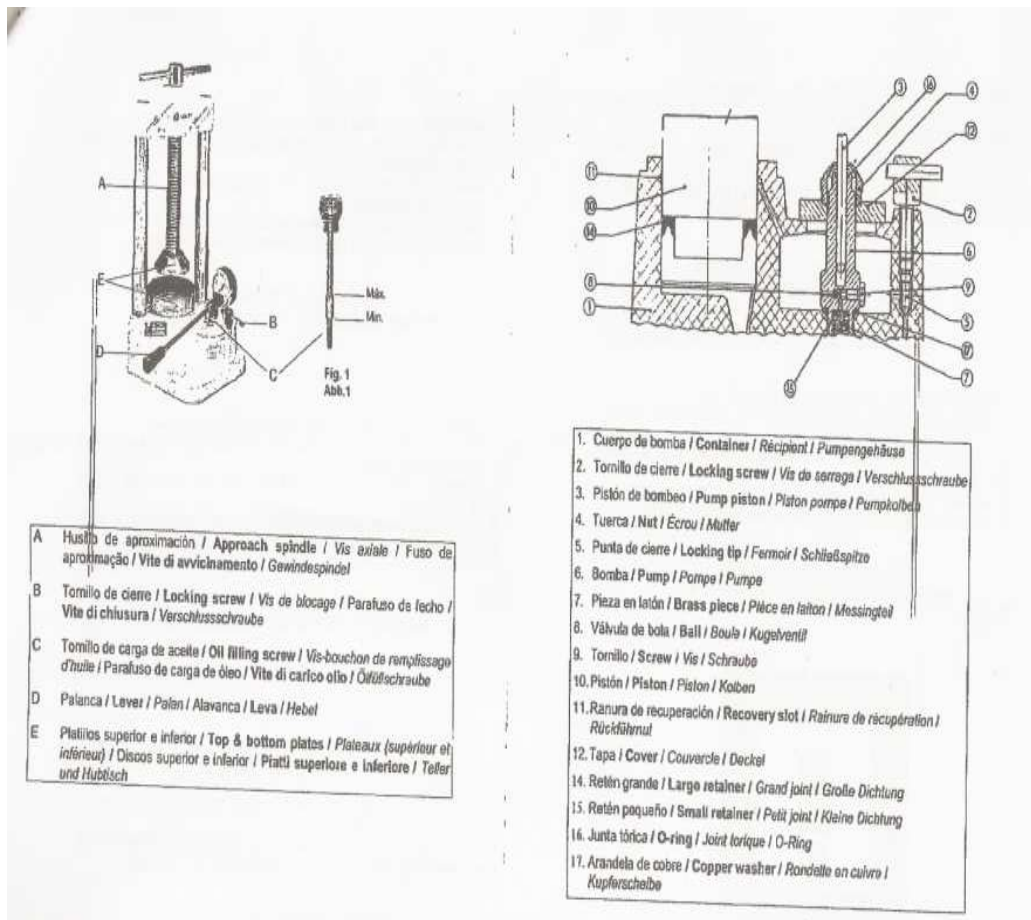
ANEXO B: características da prensa uniaxial utilizada

Características técnicas da prensa. Fonte: Talleres Mestratua, S.I.

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

Altura:	510 mm
Largura:	225 mm
Fundo:	230 mm
Diámetro da mesa:	125 mm
Altura útil:	235 mm
Largura útil:	140 mm
Percurso pistão:	25 mm
Peso:	22 kg
Potência máxima admitida:	400 bars (5801 psi) → 15200 kg
Potência máxima recomendada:	250 bars (3625 psi) → 9500 kg

Configuração interna da prensa:



ANEXO C: descrição ilustrada da produção de peças em verde por prensagem uniaxial a frio

Etapas do processo de prensagem uniaxial utilizado na fabricação de uma pastilha cilíndrica

1 – Pesagem do pó necessário para a prensagem



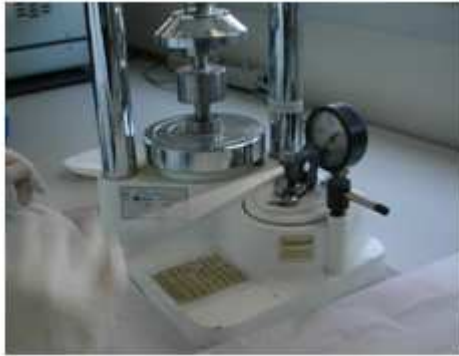
2 – Deposição do pó na cavidade do molde de prensagem



3 – Montagem do molde na prensa



4 – Prensagem da pastilha. Pressão de entrada dada com a manivela.



5 – Montagem do molde de prensagem em posição de extracção da pastilha.



6 – Extracção da peça



Anexo D: Parâmetros dos testes de maquinagem

parâmetros dos testes 1 a 7 de corte.

n	D(mm)	e (mm)	d(mm)	disco	F _{corte} (N)	avanço (mm/s)	e _{corte} (mm)	e _{cortada} (mm)	%celulose	sinterizada?	tipo de peça
1	125	0,5	12,7	alumina	40	0,11	1,5	1	-	sim	pastilha L3 rejeitada
	125	0,5	12,7	alumina	40	0,11	2,5	2	-	sim	pastilha L3 rejeitada
2	125	0,5	12,7	alumina	40	0,11	2,5	2	0	sim	cilindro
	125	0,5	12,7	alumina	40	0,11	4,5	4	0	sim	cilindro
	125	0,3	12,7	diamantado	20	0,11	2,3	2	0	sim	cilindro
3	125	0,5	12,7	alumina	40	0,11	2,5	2	30	sim	cilindro
	125	0,5	12,7	alumina	40	0,11	4,5	4	30	sim	cilindro
	125	0,3	12,7	diamantado	20	0,11	3,9	3,6	30	sim	cilindro
4	125	0,3	12,7	diamantado	20	0,11	6	5,7	10	sim	cilindro
	125	0,5	12,7	alumina	40	0,11	6	5,5	10	sim	cilindro
5	125	0,5	12,7	alumina	40	0,11	2,5	2	0	não	cilindro
	125	0,5	12,7	alumina	40	0,11	4,5	4	0	não	cilindro
	125	0,3	12,7	diamantado	20	0,11	4,3	4	0	não	cilindro
6	125	0,5	12,7	alumina	40	0,11	2,5	2	30	não	cilindro
	125	0,3	12,7	diamantado	20	0,11	4,3	4	30	não	cilindro
7	125	0,3	12,7	diamantado	20	0,11	6	5,7	10	não	cilindro

Parâmetros dos testes 1 a 11 de furação.

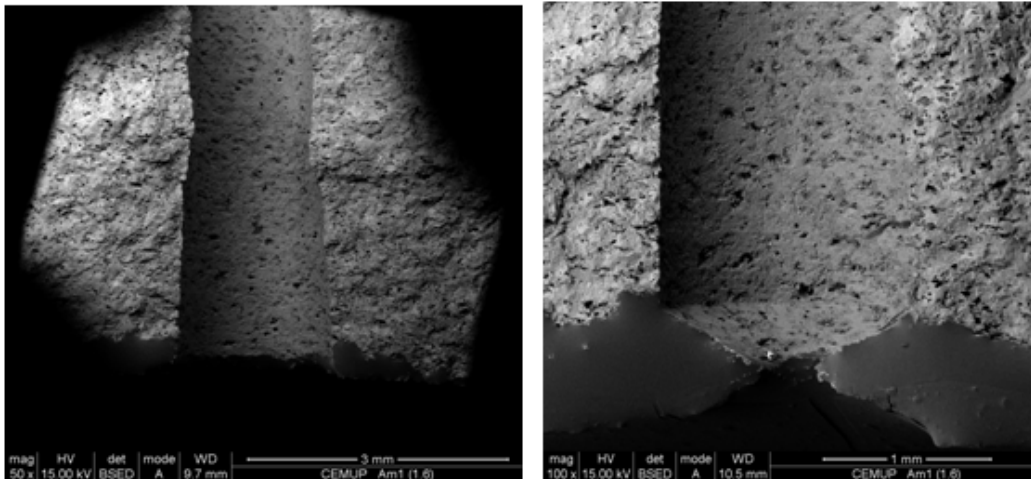
n	D(mm)	V _{rot} (RPM)	V _{corte} (m/min)	Avanço(mm/s)	Incremento (mm)	Tipo de peça	Forma da peça	Material broca
1	1	2950	8,85	-	-	30% sinterizada	Cilindro	HSS
	1,5	2450	11,03	-	-	30% sinterizada	Cilindro	HSS
2	1,6	3000	14,40	1,6	0,2	Peça rejeitada	Cilindro	Tungstênio
3	1,6	2500	12,00	1,6	0,2	10% sinterizada	Cilindro	Tungstênio
	1,5	2500	11,25	1,6	0,2	10% sinterizada	Cilindro	Tungstênio
4	1,5	2500	11,25	1,6	0,2	0% sinterizada	Cilindro	Tungstênio
	1,4	2500	10,50	1,6	0,2	0% sinterizada	Cilindro	Tungstênio
5	1,3	2500	9,75	1,6	0,2	30% sinterizada	Cilindro	Tungstênio
6	1,3	6500	25,35	15	0,2	30% sinterizada	Bloco	Tungstênio
	1,3	6500	25,35	15	0,2	30% sinterizada	Bloco	Tungstênio
	1,2	6500	23,40	10	0,2	30% sinterizada	Bloco	Tungstênio
	1,2	6500	23,40	10	0,2	30% sinterizada	Bloco	Tungstênio
7	1,6	6500	31,20	5	0,2	10% sinterizada	Bloco	Tungstênio
8	1,4	6500	27,30	5	0,2	0% sinterizada	Bloco	Tungstênio
	1,5	6500	29,25	5	0,2	0% sinterizada	Bloco	Tungstênio
9	1,8	6500	35,10	2	0,2	30% sinterizada	Cilindro	Tungstênio
	1,4	6500	27,30	2	0,2	30% sinterizada		Tungstênio
10	1,8	6500	35,10	2	0,2	30% sinterizada	Bloco	Tungstênio
11	1,3	6500	25,35	2	0,2	30% sinterizada	Bloco	Tungstênio
12	1,8	6500	35,10	2	0,2	10% sinterizada	Bloco	Tungstênio

ANEXO E: imagens tiradas por microscopia electrónica por varrimento (SEM)

1 - Testes de furação

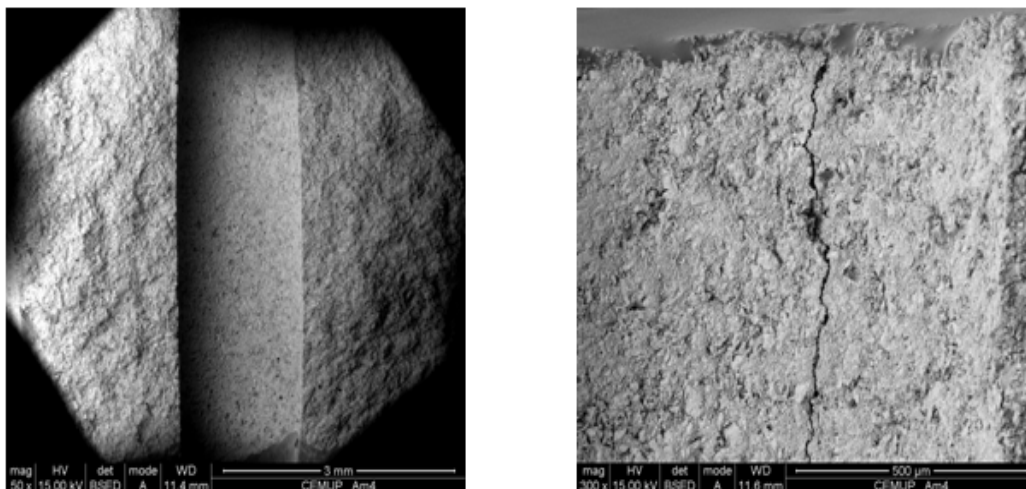
Teste 3 – Furação de pastilha 10 % sinterizada com broca de 1,6 mm da EstojÓptica e 1,5 mm da Titex.

- Furo de broca 1,6. ampliação 50 e 100x.

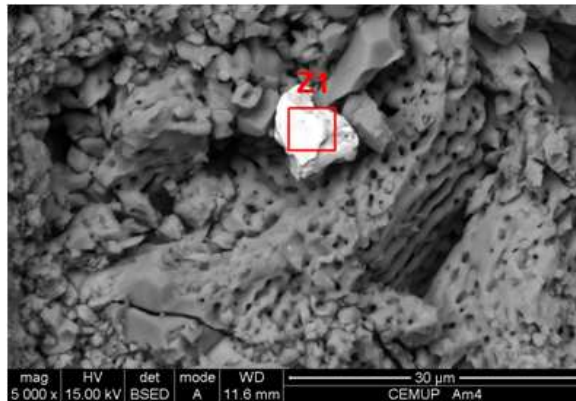


Teste 4 - Furação de pastilha 0 % sinterizada com broca de 1,4 mm da EstojÓptica e 1,5 mm da Titex.

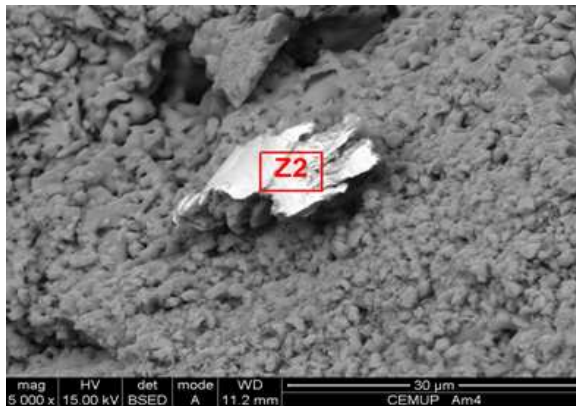
- Furo da broca de 1,5 mm. Ampliação 50x.



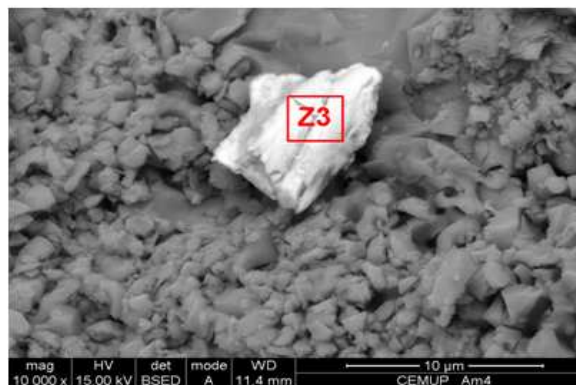
- Análise de partícula estranha (Z1) na superfície de furo executado por broca de 1,5 mm. Ampliação 5000x.



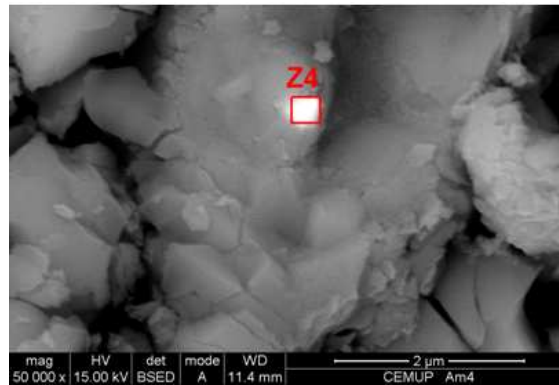
- Análise de partícula estranha (Z2) na superfície de furo executado por broca de 1,5 mm. Ampliação 5000x.



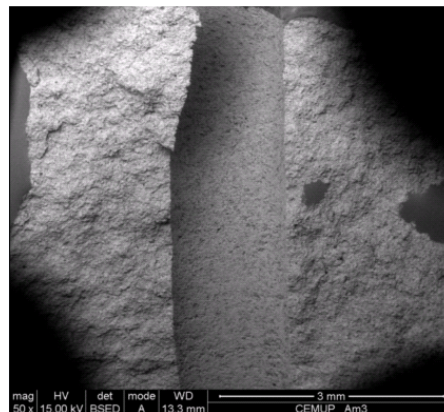
- Análise de partícula estranha (Z3) na superfície de furo executado por broca de 1,5 mm. Ampliação 5000x.



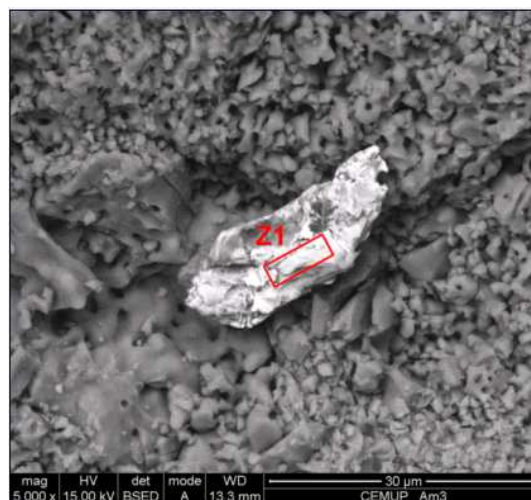
- Análise de partícula estranha (Z4) na superfície de furo executado por broca de 1,5 mm. Ampliação 5000x.



- Furo executado pela broca de 1,4 mm.

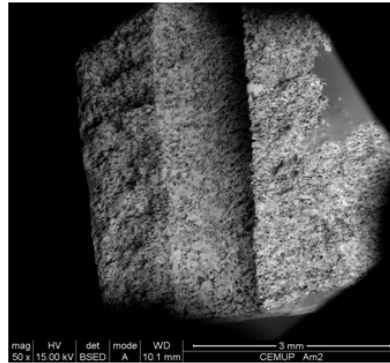


- Análise de ferro e cobre (Z1) na superfície de furo executado por broca de 1,4 mm. Ampliação 5000x.

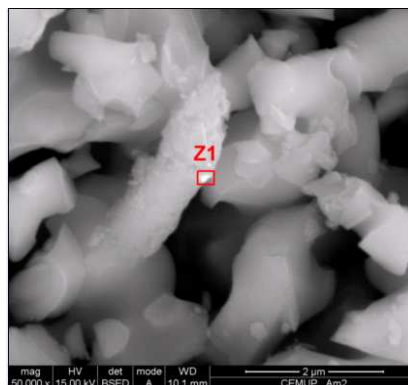


Teste n°5 - Furação de pastilha 30% sinterizada com broca de 1,3 mm da EstojÓptica

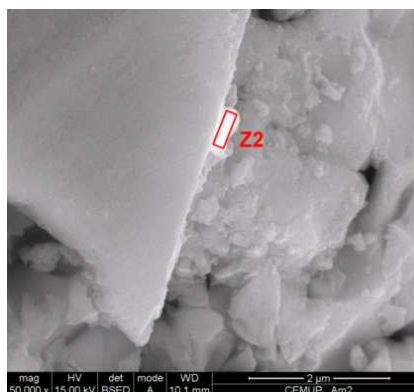
- Furo executado. Ampliação 50x.



- Análise de partícula de tungstênio (Z1) na superfície de furo. Ampliação 50000x.



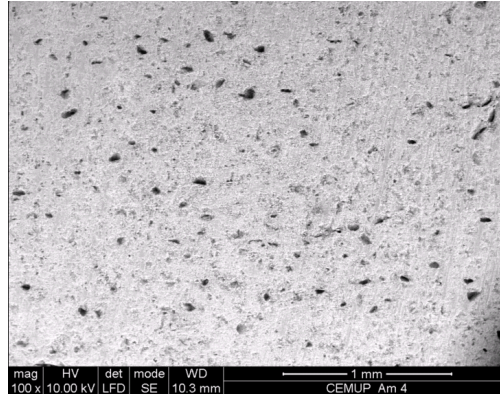
- Análise de partícula de cobre (Z2) na superfície de furo. Ampliação 50000x.



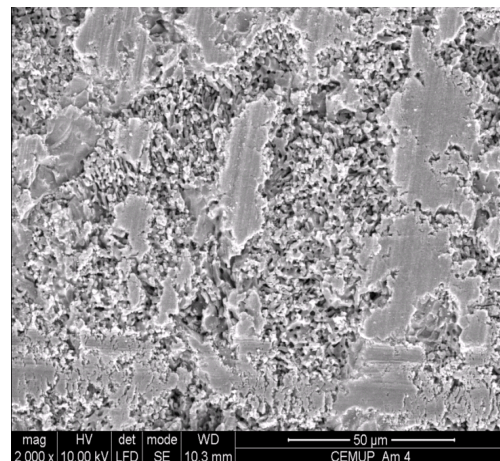
2 - Testes de corte

Teste n°2 – 0 % de celulose sinterizada

- Microporosidade da amostra. Ampliação 100x.

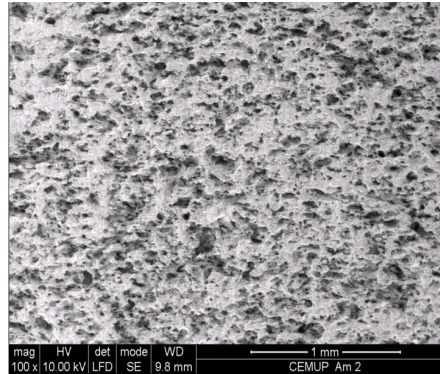


- Superfície de corte com o disco diamantado. Ampliação 2000x.

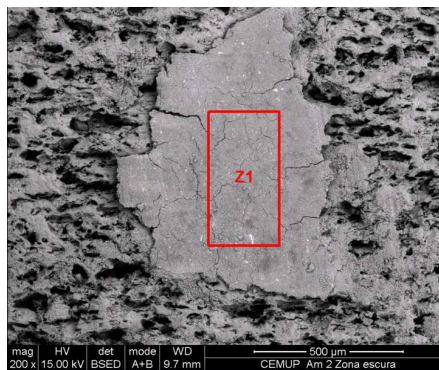


Teste nº3– 30 % de celulose sinterizada

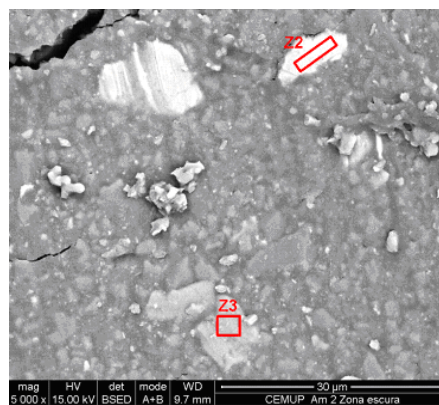
- Disco diamantado
- Microporosidade da peça. Ampliação 100x.



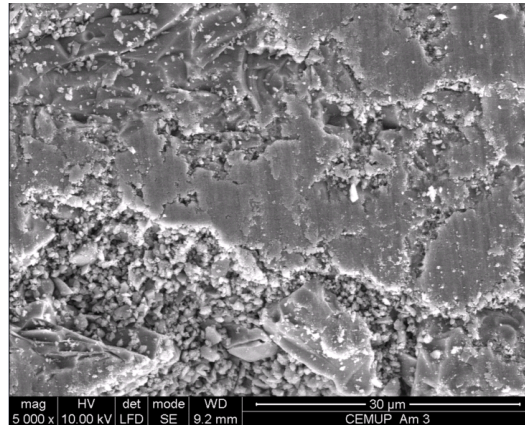
- Análise de partícula de cobre (Z1) na superfície de corte. Ampliação 200x.



- Análise de partículas de cobre (Z2 e Z3) na superfície de corte. Ampliação 5000x.



- **Disco de alumina**
- Superfície de corte. Ampliação 5000x.



- Microporosidade da Amostra. Ampliação 500x.

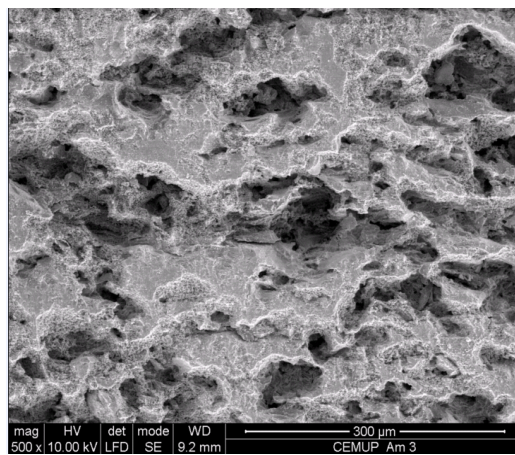
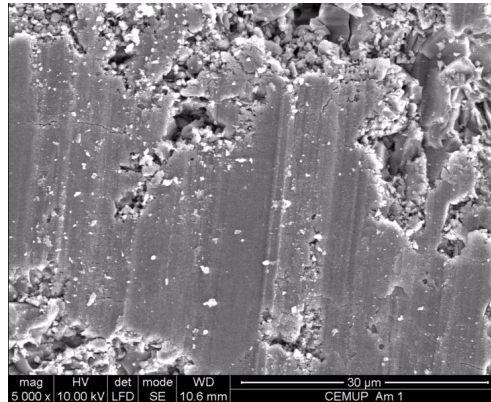


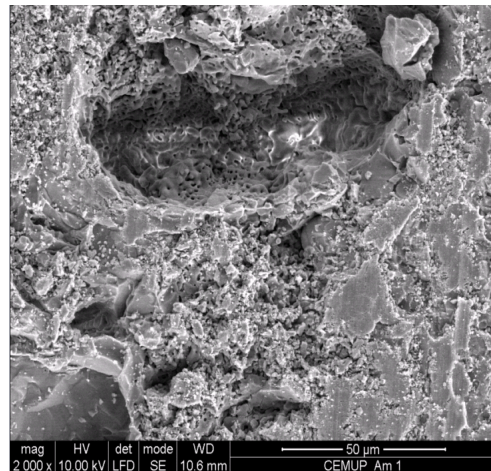
figura – microporosidade da amostra

Teste nº4 – peça sinterizada com 10% de celulose

- Superfície de corte da amostra. Ampliação 5000x.



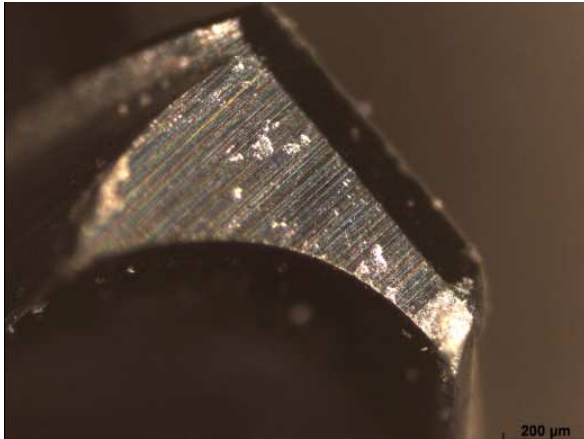
- Microporo. Ampliação 2000x.



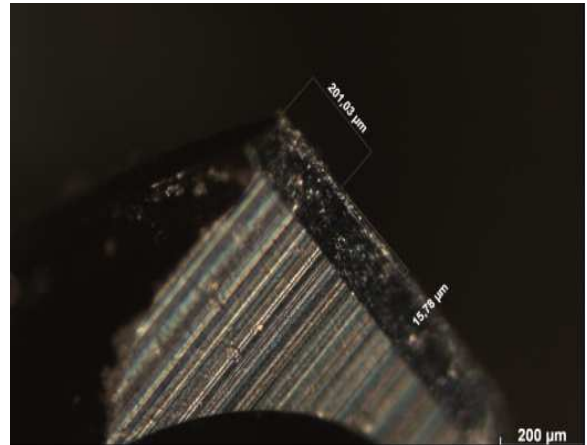
ANEXO F: fotos captadas por microscópios ópticos

2 – Desgaste de Brocas

- broca 1,6 mm (Ampliação 10x)

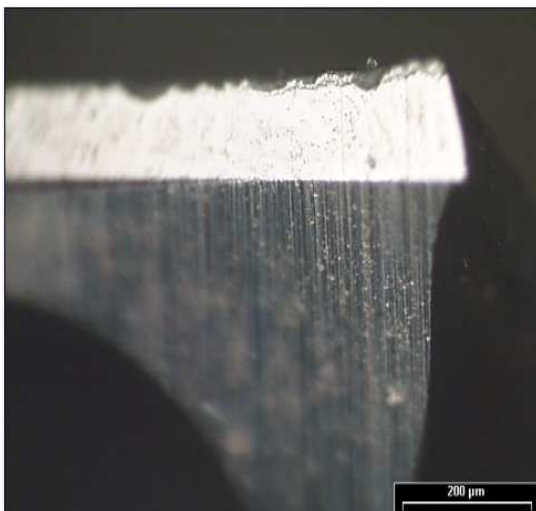


face de saída

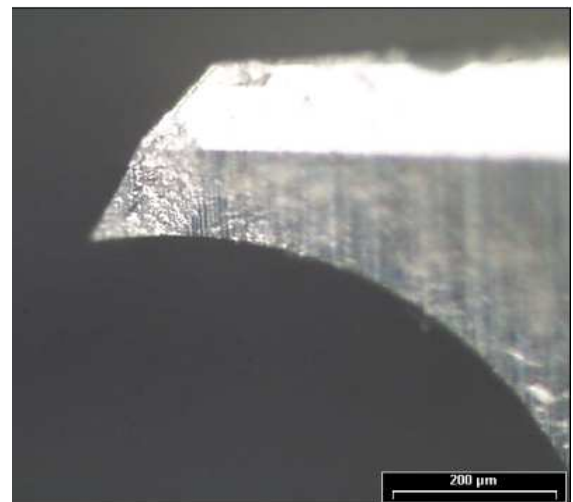


medição de desgaste

- broca 1,5 mm

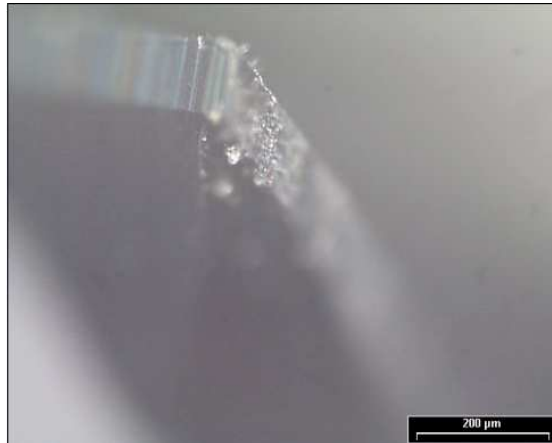


Perda de gume.



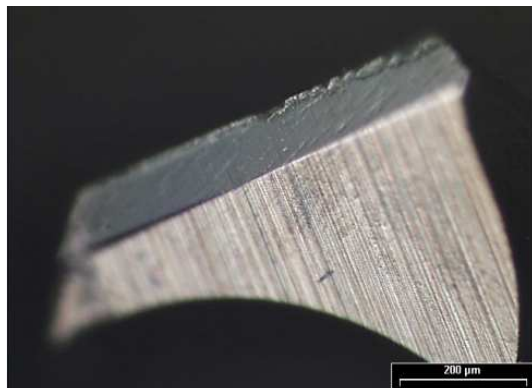
Ponta desgastada

- broca 1,4 mm



face de saída secundária

- broca 1,3 mm



Perda de gume.

ANEXO G: gráficos resultantes da análise EDS

1 - Testes de Corte

Teste n°2 – 0 % de celulose sinterizada

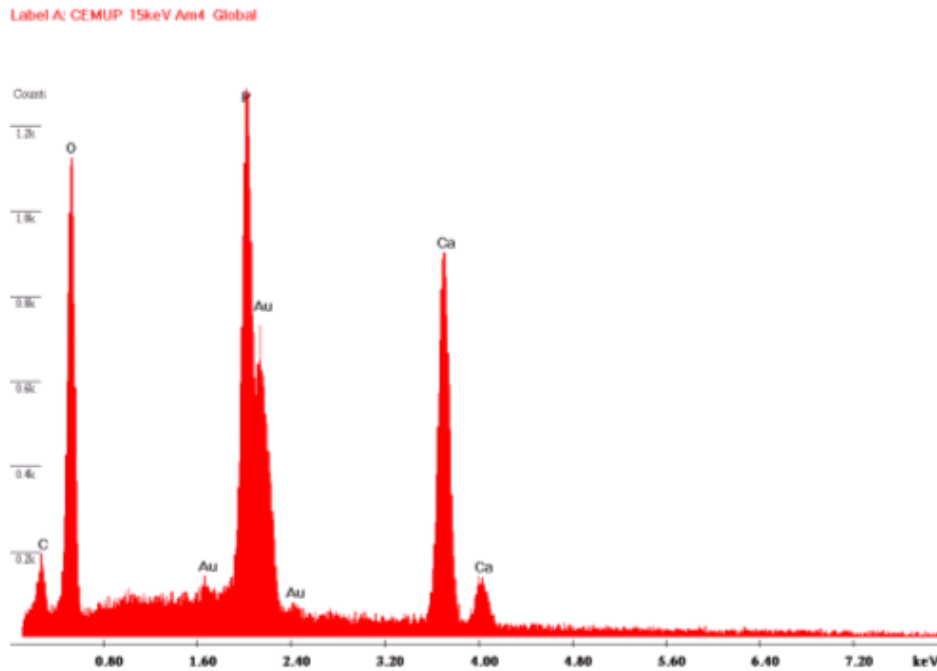


Gráfico EDS dos elementos existentes na pastilha de 0% de celulose sinterizada cortada por disco diamantado.

Teste n°3 –30 % de celulose sinterizada

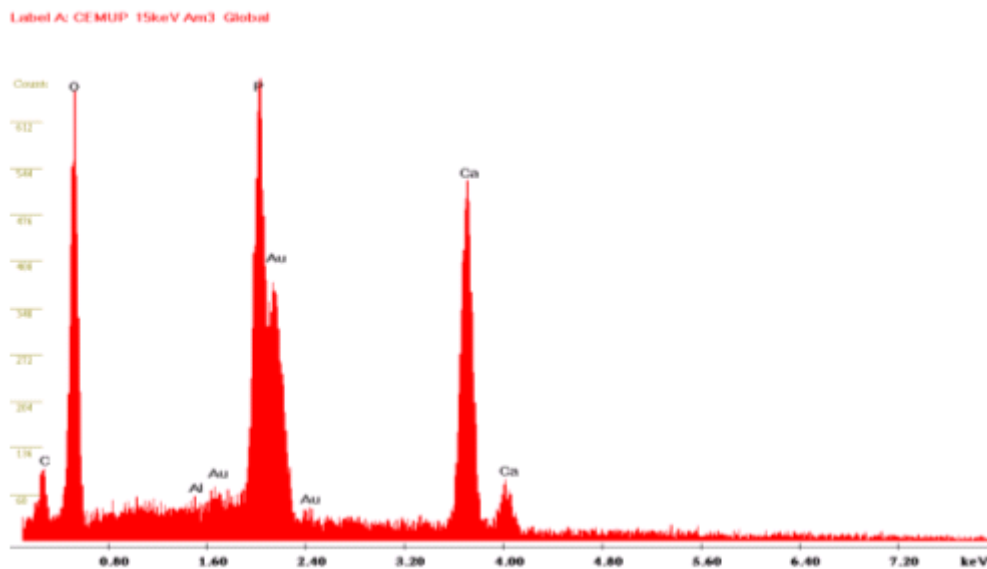


Gráfico EDS dos elementos existentes na pastilha de 30% de celulose sinterizada cortada por disco de alumina.

Label A: CEMUP 15keV Am2 Z1

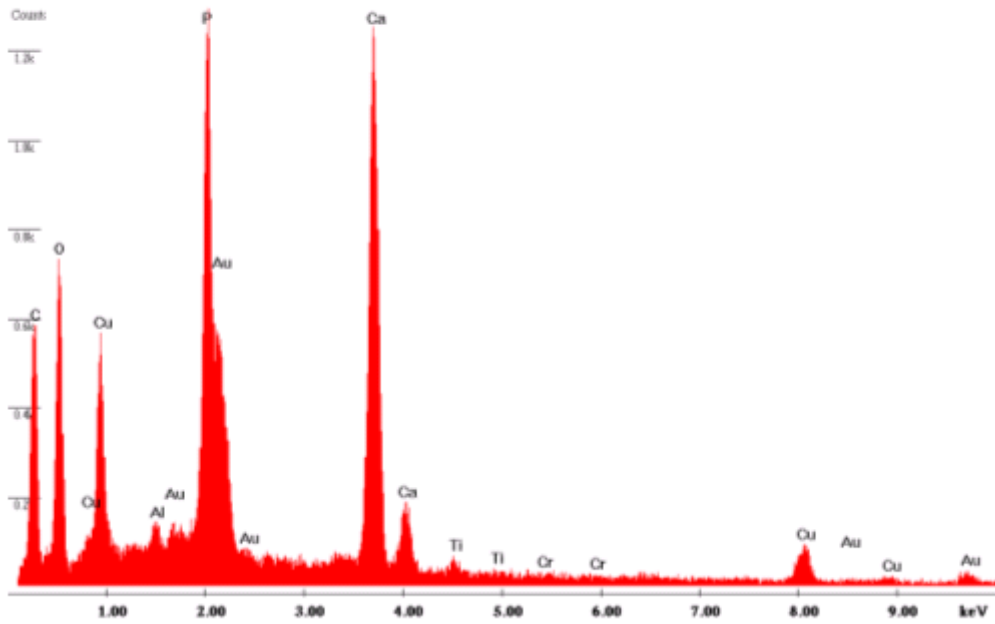


Gráfico de difração por raio X dos elementos existentes na zona Z1 da pastilha de 30% de celulose sinterizada cortada por disco diamantado.

Label A: CEMUP 15keV Am2 Z2

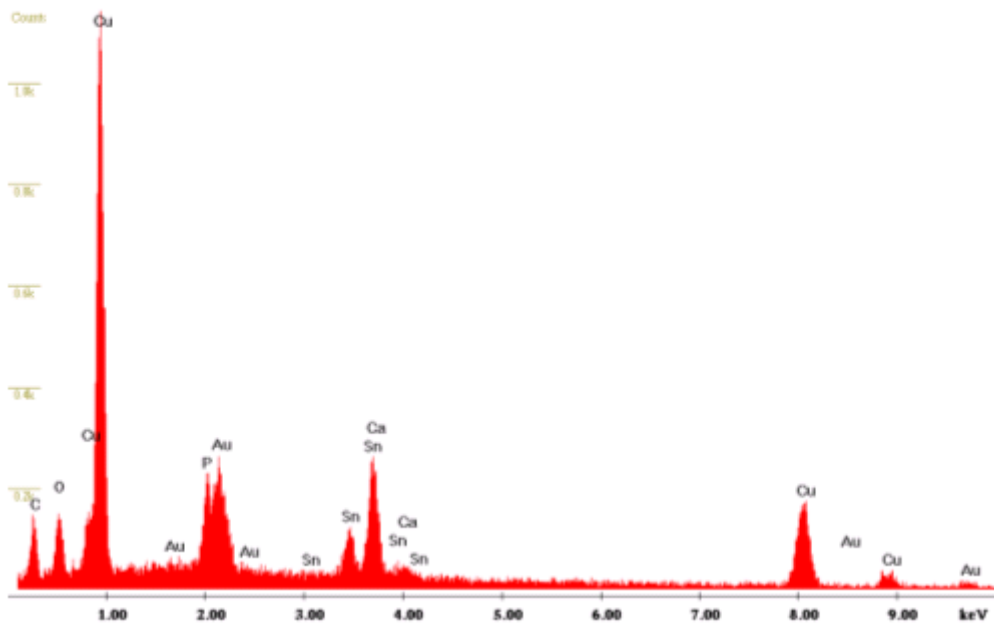


Gráfico de difração por raio X dos elementos existentes na zona Z2 da pastilha de 30% de celulose sinterizada cortada por disco diamantado.

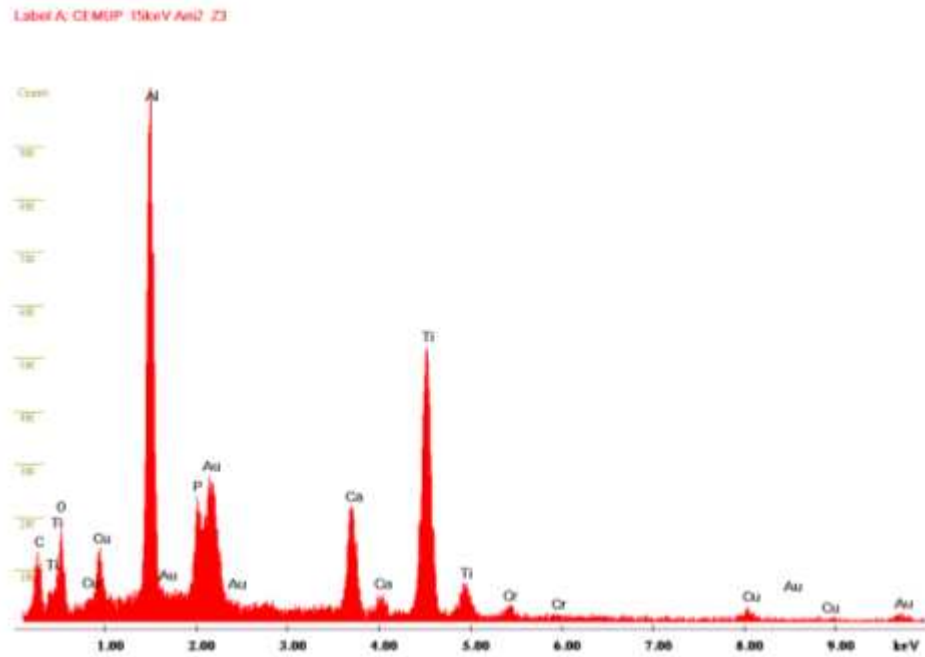


Gráfico de difracção por raio X dos elementos existentes na zona Z3 da pastilha de 30% de celulose sinterizada cortada por disco diamantado.

Teste nº4 – peça sinterizada com 10% de celulose

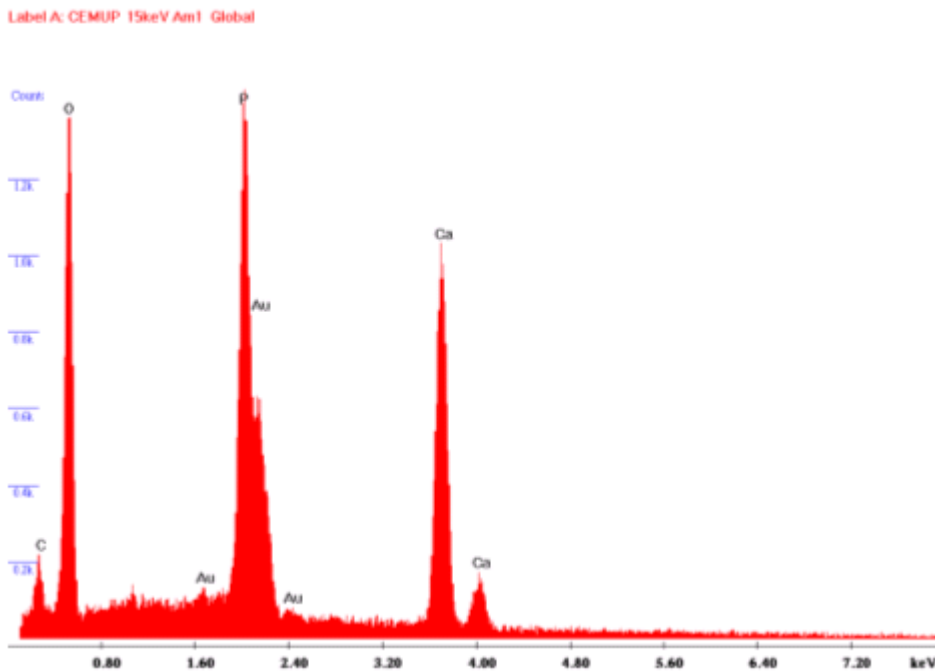


Gráfico de difracção por raio X.

Testes de Furação

Teste 4 - Furação de pastilha 0 % sinterizada com broca de 1,4 mm da EstojÓptica e 1,5 mm da Titex.

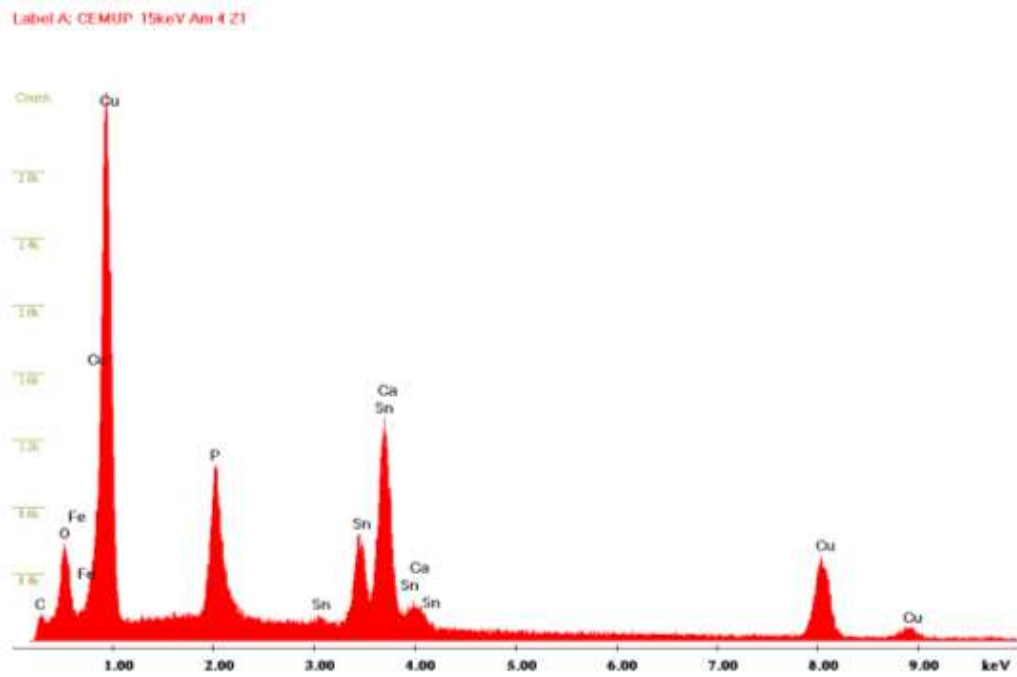


Gráfico de difracção por raio X dos elementos existentes na zona Z1 da pastilha de 0% de celulose sinterizada furada pela broca de 1,5 mm da Titex.

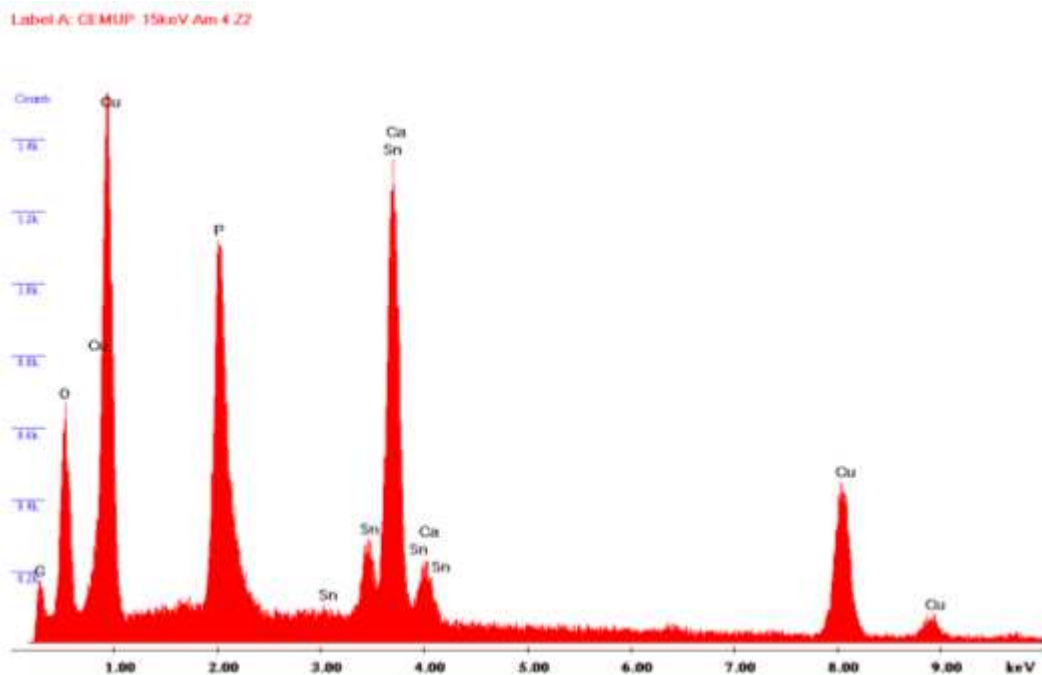


Gráfico de difracção por raio X dos elementos existentes na zona Z2 da pastilha de 0% de celulose sinterizada furada pela broca de 1,5 mm da Titex.

Label A: CEMUP 15keV Am 4 Z2

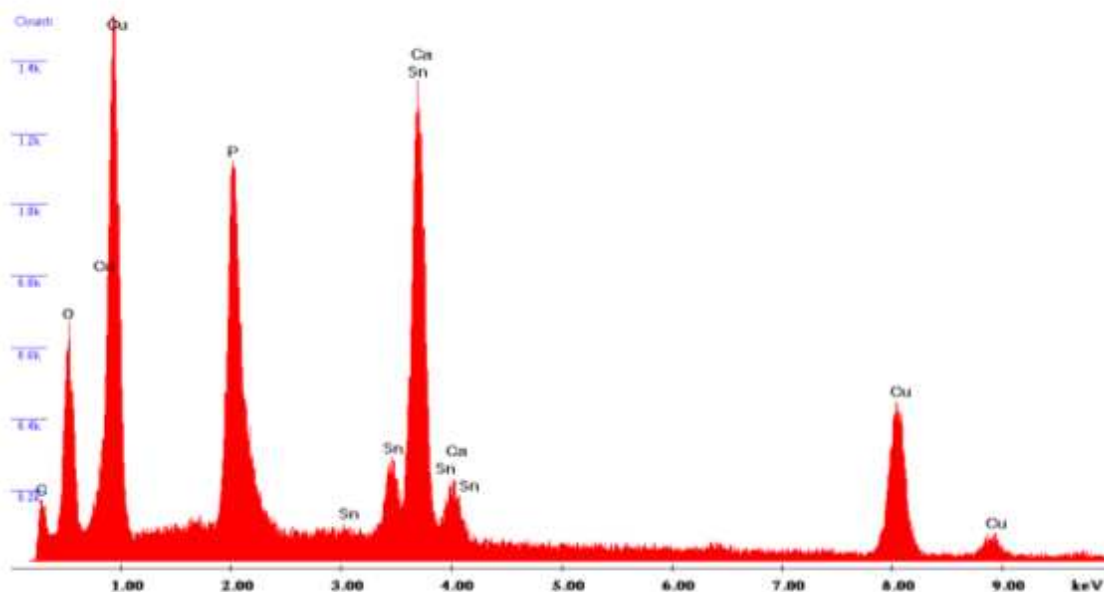


Gráfico de difracção por raio X dos elementos existentes na zona Z3 da pastilha de 0% de celulose sinterizada furada pela broca de 1,5 mm da Titex.

Label A: CEMUP 15keV Am 4 Z4

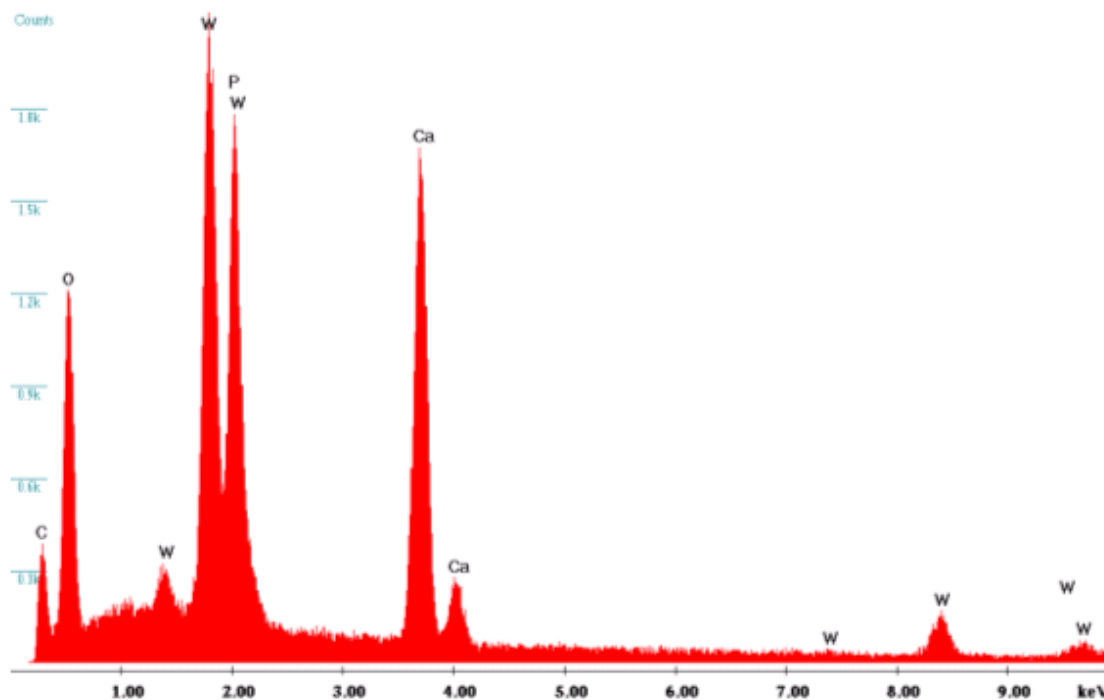


Gráfico de difracção por raio X dos elementos existentes na zona Z4 da pastilha de 0% de celulose sinterizada furada pela broca de 1,5 mm da Titex.

Label A: CEMUP 15keV Am 3 Z1

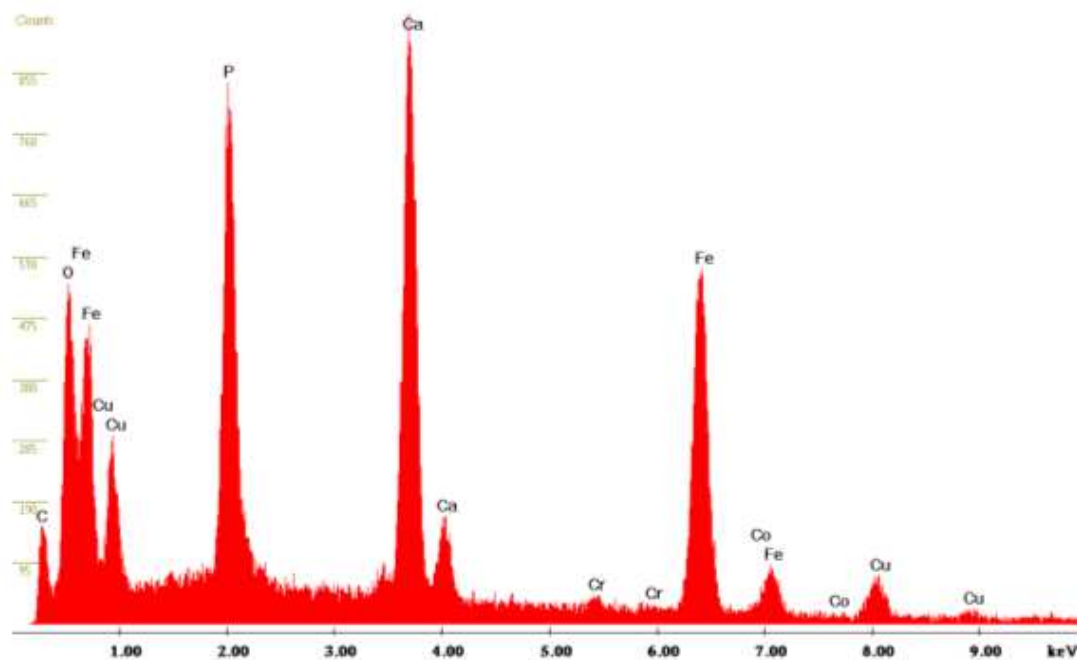


Gráfico de difração por raio X dos elementos existentes na zona Z1 da pastilha de 0% de celulose sinterizada furada pela broca de 1,4 mm da EstojOptica.

Teste nº5 - Furação de pastilha 30% sinterizada com broca de 1,3 mm da EstojÓptica

Label A: CEMUP 15keV Am 2 Z1

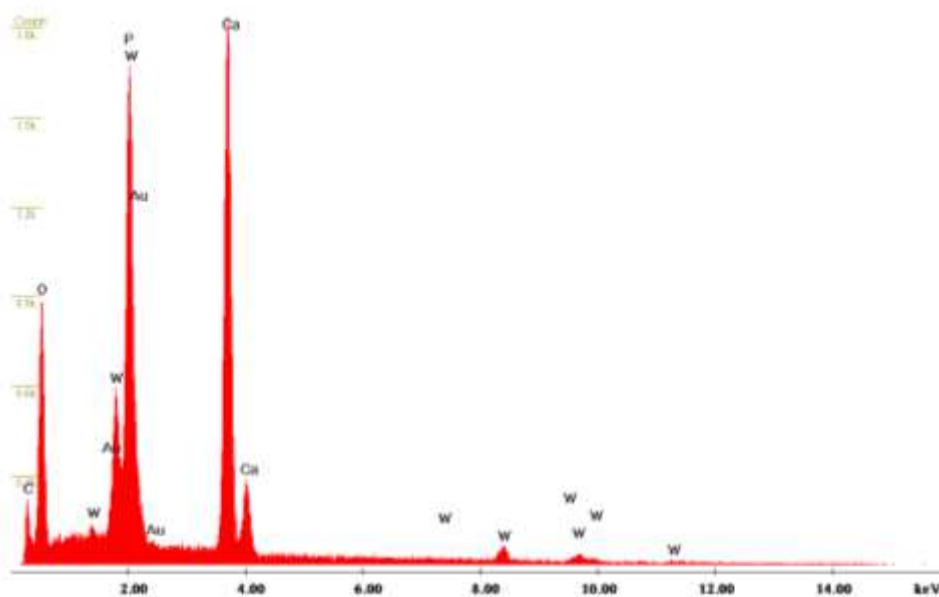


Gráfico de difração por raio X dos elementos existentes na zona Z1 da pastilha de 30% de celulose sinterizada furada pela broca de 1,3 mm da EstojOptica.

Label A: CEMUP 15keV Am 2 Z2

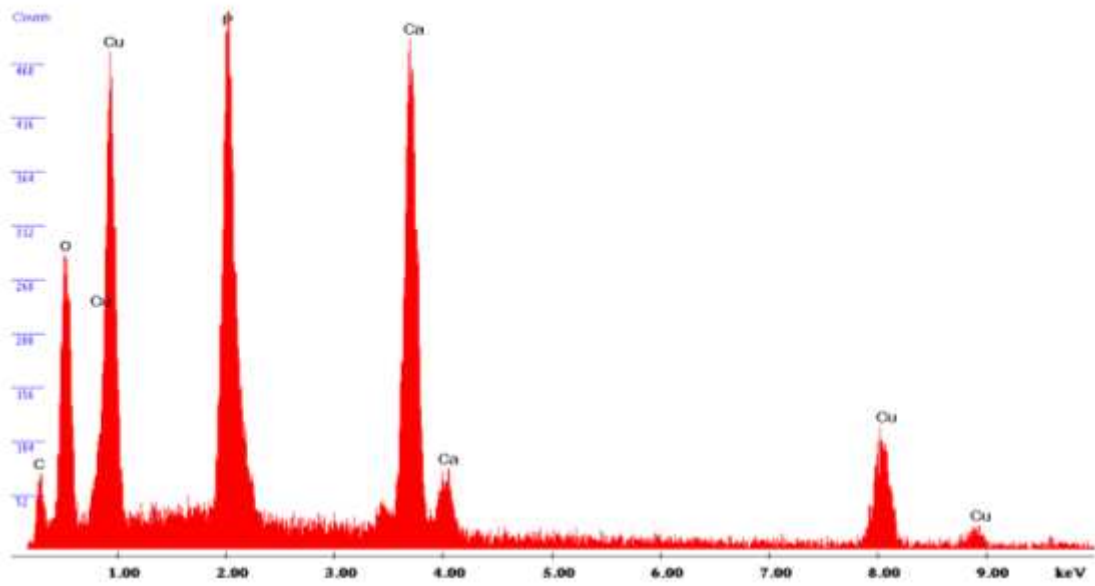


Gráfico de difração por raio X dos elementos existentes na zona Z2 da pastilha de 30% de celulose sinterizada furada pela broca de 1,3 mm da EstojOptica.

ANEXO H: Modelos de Estruturas 3D Macroporosas Testados

- Dimensões e correspondentes teste de furação dos modelos testados

modelo	C (mm)	L (mm)	D (mm)	h (mm)	V (mm ³)	V _{tf} (mm ³)	Teste de Furação
1	11,75	8,5	-	6,9	689,14	541,30	6
2	11,85	8,2	-	6,6	641,32	497,70	6
3	11,95	8,3	-	6,7	664,54	515,00	6
4	11,5	8	-	7	644,00	495,40	6
5	8	8	-	6	384,00	294,60	7
6	9	8,5	-	8	612,00	-	8
7	16,9	10,6	-	7	1253,98	-	8
8	-	-	12,18	8,87	1033,49	730,00	9
9	11,62	8	-	6,8	632,13	457,53	10
10	11,6	7,8	-	6,8	615,26	474,67	11
11	8	7	-	5	280	174,00	12

Nota: para verificar parâmetros de maquinagem utilizados, consultar anexo D e neste, ver teste de furação correspondente ao indicado na coluna mais à direita da tabela

- Diâmetros de furos, distâncias entre bordas de furos e entre furos e parede da peça utilizados em modelos

modelo	D _{furos de topo} (mm)	número de furos de topo	D _{furo lateral} (mm)	número de furos laterais	distância mínima entre bordas de furos (mm)	distância mínima entre furos e borda da peça (mm)
1	1,3	4	1,3	12	1,5	1,35
2	1,3	4	1,3	12	1,5	1,3
3	1,2	4	1,2	12	1,6	1,4
4	1,2	4	1,2	12	1,3	1,55
5	1,6	2	1,6	6	1,6	1,55
6	1,4	6	1,4	25	1,5	2,4
7	1,5	4	1,5	8	1,5	1,75
8	1,8	9	1,4	8	1,5	1
9	1,8	2	1,8	9	1,4	1,5
10	1,3	4	1,3	12	1,3	1,45
11	1,8	2	1,8	6	1,2	1,325

- porosidades totais dos modelos macroporos testados

iteração	macroporosidade	porosidade total	%celulose	Concretizado?
1	21,45%	66,45%	30	Não
2	22,39%	67,39%	30	Não
3	22,50%	67,50%	30	Não
4	23,07%	68,07%	30	Não
5	23,28%	52,58%	10	Sim
6	-	-	0	Não
7	-	-	0	Não
8	29,37%	74,37%	30	Não
9	27,62%	72,62%	30	Não
10	22,85%	67,85%	30	Não
11	37,86%	67,86%	10	Não

ANEXO J: características do aço AISI 316 seleccionado para os moldes de prensagem.

Fonte: www.matweb.com

AISI 316 Stainless Steel, Austenitic

Categories:	Metal ; Ferrous Metal ; Stainless Steel ; Alloy Steel ; Cast Stainless Steel
Material Notes:	18Cr-12Ni-Mo STAINLESS STEEL BARS FOR GENERAL APPLICATION (SUS 316-B)
Key Words:	UNS S31600; JIS G4303(91) SUS 316-B
Vendors:	Click here to view all available suppliers for this material.
	Please click here if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Mechanical Properties	Metric	English
Hardness, Brinell	187	187
Tensile Strength, Ultimate	520 MPa	75400 psi
Tensile Strength, Yield	205 MPa	29700 psi
Elongation at Break	40.0 %	40.0 %
Rupture Strength	21.0 - 22.0 MPa @Temperature 750 °C, Time 100000 hour	3050 - 3190 psi @Temperature 1380 °F, Time 100000 hour
	21.0 - 28.0 MPa @Temperature 725 °C, Time 100000 hour	3050 - 4060 psi @Temperature 1340 °F, Time 100000 hour
	27.0 - 37.0 MPa @Temperature 700 °C, Time 100000 hour	3920 - 5370 psi @Temperature 1290 °F, Time 100000 hour
	35.0 - 49.0 MPa @Temperature 675 °C, Time 100000 hour	5080 - 7110 psi @Temperature 1250 °F, Time 100000 hour
	46.0 - 65.0 MPa @Temperature 650 °C, Time 100000 hour	6670 - 9430 psi @Temperature 1200 °F, Time 100000 hour
	66.0 - 85.0 MPa @Temperature 625 °C, Time 100000 hour	9570 - 12300 psi @Temperature 1160 °F, Time 100000 hour
	97.0 - 114 MPa @Temperature 600 °C, Time 100000 hour	14100 - 16500 psi @Temperature 1110 °F, Time 100000 hour

Material Components Properties	Metric	English
Carbon, C	<= 0.0800 %	<= 0.0800 %
Chromium, Cr	16.0 - 18.0 %	16.0 - 18.0 %
Iron, Fe	61.845 - 72.0 %	61.845 - 72.0 %
Manganese, Mn	<= 2.00 %	<= 2.00 %
Molybdenum, Mo	2.00 - 3.00 %	2.00 - 3.00 %
Nickel, Ni	10.0 - 14.0 %	10.0 - 14.0 %
Phosphorous, P	<= 0.0450 %	<= 0.0450 %
Silicon, Si	<= 1.00 %	<= 1.00 %
Sulfur, S	<= 0.0300 %	<= 0.0300 %

ANEXO K: Desenhos 2D