



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Escola de Engenharia

Programa de Pós-graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais – PPGEM

**Fabricação de pinças de biópsias a partir do processo de micromoldagem
de pós metálicos por injeção com aplicação à endoscopia flexível**

ALEX SANDRO MATOS DE OLIVEIRA

Dissertação para obtenção do título de Mestre em Engenharia Metalúrgica

Porto Alegre - RS

2014

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Escola de Engenharia

Programa de Pós-graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais – PPGEM

Fabricação de pinças de biópsias a partir do processo de micromoldagem de pós metálicos por injeção com aplicação à endoscopia flexível

Alex Sandro Matos de Oliveira

Tecnólogo em Fabricação Mecânica

Trabalho realizado no Laboratório de Transformação Mecânica/Centro de Tecnologia do Departamento de Metalurgia da Escola de Engenharia da UFRGS, dentro do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais - PPGEM, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Metalúrgica.

Área de concentração: Processos de Fabricação.

Porto Alegre - RS

2014

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do grau de Mestre em Engenharia, área de concentração processos de fabricação e aprovada em sua forma final, pelo Orientador e pela Banca Examinadora do Curso de Pós-Graduação.

Orientador: Prof. Dr. Lírío Schaeffer (PPGEM/UFRGS)

Porto Alegre, Rio Grande do Sul, 18 de julho de 2014.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Eduardo Cristiano Milke
Instituto Federal Sul-Rio-Grandense – IFSUL

Prof. Dr. José Carlos Krause de Verney.
Universidade Luterana do Brasil – ULBRA

Dr. Eng. Cristiano Binder
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Prof. Dr. Telmo Strohaecker
Coordenador do PPGE3M

Agradecimentos

Primeiramente a Deus, que tem me abençoado muito nestes últimos tempos, me cercado de pessoas amadas e queridas e me dando força e saúde para seguir em frente nesta longa caminhada.

À minha família, pelo amor, respeito, dedicação e apoio aos meus estudos. Sem a base forte dos meus pais eu jamais seria o homem que sou.

À minha esposa, pelo amor, carinho, respeito, dedicação e paciência que tem tido ao longo dos últimos anos, por cuidar e acreditar em mim.

Ao meu pequeno e amado filho, que é o grande impulso que tenho para continuar lutando com mais força a cada dia.

Ao professor Lírio Schaeffer, pela oportunidade, paciência e compreensão ao longo destes últimos anos.

Aos colegas Vinícius Martins, Diego Abich, André Catto e Diego Wermuth, pelo companheirismo, pela forte amizade, pelo auxílio nos meus experimentos, pelas longas conversas e discussões e pelos momentos de alegria vividos nos últimos anos.

À professora Ruth Campomanes Santana, do Laboratório de Materiais Poliméricos da UFRGS (Lapol), por permitir o uso da injetora de baixa pressão para a injeção de alguns corpos de prova.

Ao Sr. Arnd Thom (Gerente de Projetos da BASF[®]), pela doação da matéria prima CATAMOLD[®] 316L A utilizada neste trabalho e ao Sr. Marcos Bresolin, Diretor da empresa TRILUX[®], representante BASF[®] no Rio Grande do Sul, que disponibilizou a entrega deste material.

Sumário

| | |
|--|-------|
| Lista de tabelas | XIII |
| Lista de equações..... | XIV |
| Lista de abreviaturas..... | XV |
| Lista de símbolos..... | XVI |
| Resumo | XVIII |
| 1. Introdução..... | 1 |
| 2. Revisão bibliográfica..... | 6 |
| 2.1. Pinças de biópsia | 6 |
| 2.1.1. Características das pinças de biópsia..... | 6 |
| 2.1.2. Métodos de fabricação das pinças de biópsia..... | 6 |
| 2.2. Processo de moldagem e micromoldagem de pós metálicos por injeção | 7 |
| 2.2.1. Matérias primas do processo <i>MIM</i> e μ <i>MIM</i> (<i>feedstock</i>)..... | 10 |
| 2.2.2. Pós de aços inoxidáveis utilizados no processo <i>MIM</i> e μ <i>MIM</i> | 14 |
| 2.2.3. Sistemas aglutinantes (<i>binder</i>)..... | 16 |
| 2.2.4. Extração do sistema aglutinante (<i>debinding</i>)..... | 17 |
| 2.2.4.1. Extração Catalítica..... | 18 |
| 2.2.5. Sinterização de componentes obtidos por <i>MIM</i> e μ <i>MIM</i> | 19 |
| 2.2.6. Características da matéria prima CATAMOLD® 316L A..... | 21 |
| 2.3. Propriedades químicas dos materiais biomédicos..... | 23 |
| 2.3.1. Biocompatibilidade..... | 23 |
| 2.3.2. Corrosão..... | 24 |
| 2.4. Propriedades mecânicas dos aços inoxidáveis 316L..... | 25 |
| 2.5. Equipamentos utilizados no processo <i>MIM</i> e μ <i>MIM</i> | 26 |
| 2.5.1. Projeto de moldes para processos <i>MIM</i> e μ <i>MIM</i> | 27 |
| 2.5.2. Métodos de fabricação de Cavidades (insertos) | 30 |
| 2.5.2.1. Microusinagem | 31 |

| | | |
|----------|--|----|
| 2.5.2.2. | Sinterização de cavidades a laser..... | 33 |
| 2.5.2.3. | Litografia, Eletroformação e Moldagem (<i>LIGA</i>)..... | 34 |
| 2.6. | Redes Neurais Artificiais – RNA (<i>ANN - Artificial Neural Networks</i>)..... | 35 |
| 2.7. | Ensaio de Injetabilidade..... | 36 |
| 3. | Análise experimental..... | 38 |
| 3.1. | Considerações gerais..... | 38 |
| 3.2. | Matéria prima..... | 39 |
| 3.3. | Caracterização da matéria prima..... | 39 |
| 3.3.1. | Calorimetria Diferencial de Varredura e Análise Termogravimétrica (<i>DSC</i> e <i>TGA</i>)..... | 39 |
| 3.3.2. | Reologia da matéria prima..... | 40 |
| 3.4. | Análise estatística através das Redes Neurais Artificiais..... | 41 |
| 3.5. | Equipamento e parâmetros para a extração do sistema aglutinante e sinterização..... | 41 |
| 3.6. | Caracterização dos corpos de prova para ensaios de tração..... | 43 |
| 3.6.1. | Moldagem por injeção dos corpos de prova de tração..... | 43 |
| 3.6.2. | Microscopia Eletrônica de Varredura (<i>MEV</i>)..... | 45 |
| 3.7. | Moldagem por injeção..... | 47 |
| 3.7.1. | Determinação da quantidade de pó e sistema aglutinante..... | 47 |
| 3.7.2. | Ensaio preliminares de injetabilidade..... | 51 |
| 3.7.2.1. | Pressão de injeção dos corpos de prova barra de flexão..... | 57 |
| 3.7.2.2. | Massa dos corpos de prova barra de flexão (g)..... | 59 |
| 3.7.3. | Ensaio de injetabilidade..... | 61 |
| 3.7.3.1. | Projeto e fabricação do molde de injeção para ensaios de injetabilidade..... | 61 |
| 3.7.3.2. | Injeção dos corpos de prova zig-zag..... | 63 |
| 3.7.3.3. | Pressão de injeção dos corpos de prova zig-zag..... | 64 |
| 3.7.3.4. | Massa dos corpos de prova zig-zag..... | 66 |

| | |
|--|-----|
| 3.7.3.5. Comprimento do fluxo dos corpos de prova zig-zag..... | 67 |
| 3.7.3.6. Densidade a verde dos corpos de prova zig-zag (g/cm ³)..... | 69 |
| 3.7.3.7. Segregação pó e sistema aglutinante dos corpos de prova zig-zag | 71 |
| 3.7.4. Injeção de corpos de prova de paredes finas e escada..... | 76 |
| 3.8. Molde dos componentes da pinça..... | 81 |
| 3.8.1. Projeto CAD do molde dos componentes da pinça..... | 81 |
| 3.8.2. Microusinagem do molde dos componentes da pinça..... | 83 |
| 3.9. Microinjeção e sinterização dos componentes da pinça..... | 84 |
| 3.10. Análise dimensional dos corpos de prova e componentes da pinça..... | 86 |
| 4. Discussões dos resultados..... | 90 |
| 4.1. Calorimetria Diferencial de Varredura e Análise Termogravimétrica (DSC e TGA) | 90 |
| 4.2. Reologia da matéria prima..... | 90 |
| 4.3. Caracterização dos corpos de prova sinterizados..... | 91 |
| 4.3.1. Ensaio mecânico dos corpos de prova de tração..... | 91 |
| 4.4. Moldagem por injeção..... | 92 |
| 4.4.1. Determinação da quantidade de pó e sistema aglutinante..... | 92 |
| 4.4.2. Ensaio preliminares de injetabilidade..... | 93 |
| 4.4.2.1. Variáveis de injeção dos corpos de prova barra de flexão..... | 94 |
| 4.4.3. Ensaio de injetabilidade..... | 95 |
| 4.4.4. Injeção e sinterização dos corpos de prova de paredes finas e escada..... | 98 |
| 4.5. Microinjeção, sinterização e análise dimensional dos corpos de prova e componentes da pinça..... | 99 |
| 5. Conclusões..... | 102 |
| 6. Sugestões para outros trabalhos..... | 104 |
| 7. Referência Bibliográfica..... | 105 |

Lista de figuras

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Pinça com os componentes montados: (a) pinça fechada; (b) pinça aberta..... | 2 |
| Figura 2 - Componentes da pinça | 2 |
| Figura 3 - Fluxograma comparativo dos trabalhos desenvolvidos no LdTM..... | 4 |
| Figura 4 - Aplicação da pinça de biópsia na endoscopia [14] | 6 |
| Figura 5 - Processo <i>MIM</i> e μ <i>MIM</i> [25] | 9 |
| Figura 6 - Exemplos de produtos fabricados através do processo μ <i>MIM</i> [26]..... | 9 |
| Figura 7 - Três possíveis situações de mistura entre pó e sistema aglutinante [2] | 10 |
| Figura 8 - Torque na mistura versus volume de pó (%) [27] | 12 |
| Figura 9 - Misturador de pó e sistema aglutinante [29]..... | 13 |
| Figura 10 - (a) <i>Pellets</i> ; (b) Grânulos..... | 13 |
| Figura 11 - Efeito da adição de níquel nas ligas Ferro-Cromo [38]. | 16 |
| Figura 12 - (a) Forno de batelada; (b) Forno contínuo [46]. | 18 |
| Figura 13 - Representação esquemática da extração catalítica [45] | 19 |
| Figura 14 - Evolução microestrutural na sinterização [2] | 20 |
| Figura 15 - Possibilidades de mecanismos de transporte - aumento do pescoço entre as partículas [2] | 20 |
| Figura 16 - Resistência à tração de corpos de prova de 316L sinterizados sob atmosferas à vácuo, 95% N ₂ /5% H ₂ e argônio e temperaturas de 1300, 1320, 1340 e 1360 °C [51]..... | 21 |
| Figura 17 - Viscosidade Aparente versus Taxa de Cisalhamento do CATAMOLD 316L A para quatro diferentes temperaturas da amostra [55]..... | 22 |
| Figura 18 - Reação química de extração do sistema aglutinante do CATAMOLD 316L A [44]. | 23 |
| Figura 19 - Influência do cromo sobre a corrosão (perda de massa) de um aço de baixo carbono [38]..... | 25 |
| Figura 20 - Principais partes da máquina injetora [24] | 26 |
| Figura 21 - Vista em corte de um molde de injeção [Fonte: o Autor]..... | 27 |
| Figura 22 - (a) Lado móvel do molde e (b) Lado fixo do molde, com indicação das cavidades dos componentes da pinça [9] | 29 |
| Figura 23 - Canal de injeção reusinado para \varnothing 6 mm[9]. | 29 |
| Figura 24 - Molde com câmara quente e seus componentes [66]. | 30 |
| Figura 25 - Ferramentas utilizadas na microusinagem [68, 69, 70]. | 31 |
| Figura 26 - Molde fabricado através de microusinagem [71] | 32 |

| | |
|--|----|
| Figura 27 - (a) eletrodo de cobre; (b) peça metálica usinada por eletroerosão. | 33 |
| Figura 28 - Sinterização a laser [73]..... | 33 |
| Figura 29- Etapas da litografia: (a) Máscara litográfica; (b) Incidência dos raios-X ou UV através da máscara litográfica sob o material; (c) Material densificado [Adaptação 75]..... | 34 |
| Figura 30 - Exemplo de uma Rede Neural Artificial [78]..... | 35 |
| Figura 31 - Separação do pó e sistema aglutinante durante a mudança na direção do fluxo [2] | 37 |
| Figura 32 - Canais em zig-zag para testes de injetabilidade nos processos <i>MIM</i> e μ <i>MIM</i> [2]. | 37 |
| Figura 33 - Diagrama das etapas de desenvolvimento do trabalho. | 38 |
| Figura 34 – Curvas <i>DSC</i> e <i>TGA</i> mostrando a temperatura de fusão e degradação da matéria prima..... | 39 |
| Figura 35 - Viscosidade aparente em função da taxa de cisalhamento aparente da matéria prima CATAMOLD 316L A para três temperaturas distintas: 170, 190 e 210 °C. | 40 |
| Figura 36 - Forno contínuo (extração do sistema aglutinante e sinterização) da marca Elino® [83]. | 42 |
| Figura 37 - Corpo de prova de tração para peças fabricadas via <i>MIM</i> [Adaptação 84] | 43 |
| Figura 38 - Corpo de prova de tração sinterizado para os ensaios de tração..... | 43 |
| Figura 39 - Corpos de prova utilizados no ensaio de tração..... | 44 |
| Figura 40 - Fraturas dos corpos de prova tracionados com velocidade de deformação (a) 1 mm/min; (b) 10 mm/min | 45 |
| Figura 41 - MEV das fraturas dos corpos de prova com taxa de deformação de 1 mm/min. Ampliações: (a) 90x; (b) 1000x; (c) 5000x; (d) 10000x | 45 |
| Figura 42 - MEV das fraturas dos corpos de prova com taxa de deformação de 10 mm/min. Ampliações: (a) 90x; (b) 1000x; (c) 5000x; (d) 10000x | 46 |
| Figura 43-Molde cônico com cavidade ISO 527-2 para ensaios mecânicos de termoplásticos. | 47 |
| Figura 44 - Corpos de prova tipo gravata utilizados na determinação da quantidade de pó e sistema aglutinante da matéria prima. | 48 |
| Figura 45 – Molde utilizado nos ensaios preliminares de injetabilidade: (a) Placa cavidade superior – lado fixo; (b) Placa cavidade inferior – lado móvel. Cavidades numeradas: 1 - Ensaio de campos magnéticos; 2 - Ensaio de flexão; 3 - Ensaio de compressão; 4 - Ensaio de tração..... | 54 |

| | |
|--|----|
| Figura 46 - Molde dos corpos de prova: (a) lado móvel; (b) lado fixo. Setas indicando as restrições ao fluxo da matéria prima e a bucha direcionadora de fluxo no lado fixo..... | 54 |
| Figura 47 - Corpos de prova injetados: (a) CATAMOLD 8620; (b) CATAMOLD 316 L A.. | 55 |
| Figura 48 - Projeto da modificação do molde dos corpos de prova: (a) indicação da restrição ao fluxo; (b) remoção da restrição com bucha direcionadora de fluxo. | 55 |
| Figura 49 - Placa cavidade inferior: (a) antes das retirada da restrição ao fluxo; (b) bucha direcionadora de fluxo já montada. | 56 |
| Figura 50 - Corpos de prova barra de flexão das 27 condições de injeção. | 56 |
| Figura 51 - Média da pressão de injeção (bar) dos corpos de prova barra de flexão | 58 |
| Figura 52 - Influência das variáveis sobre a Pi dos corpos de prova barra de flexão..... | 58 |
| Figura 53 - Média da massa (g) dos corpos de prova barra de flexão..... | 60 |
| Figura 54 - Influência dos parâmetros de injeção sobre a massa dos corpos de prova barra de flexão | 60 |
| Figura 55- Dimensões, em mm, do molde de injetabilidade para os corpos de prova zig-zag, escada e paredes finas..... | 61 |
| Figura 56 - Comprimento de 384 mm da cavidade zig-zag (linha amarela)..... | 62 |
| Figura 57 - Projeto CAD do molde de injetabilidade com as cavidades zig-zag, escada e paredes finas: (a) Lado móvel; (b) Lado Fixo. | 62 |
| Figura 58 - Placas cavidades usinadas: (a) P1 - Lado fixo; (b) P2 - Lado móvel. | 63 |
| Figura 59 - Comprimento zig-zag usinado e bucha de injeção giratória com encaixe Allen.. | 63 |
| Figura 60 - Corpos de prova zig-zag injetados com CATAMOLD 316L A..... | 64 |
| Figura 61 - Média da pressão (bar) dos corpos de prova zig-zag..... | 65 |
| Figura 62 - Influência dos parâmetros sobre a pressão de injeção nos corpos de prova zig-zag | 65 |
| Figura 63 - Média da massa (g) dos corpos de prova zig-zag | 66 |
| Figura 64 - Influência dos parâmetros sobre a massa dos corpos de prova zig-zag..... | 67 |
| Figura 65 - Média do comprimento do fluxo ($C_{f_{zig-zag}}$ - mm) dos corpos de prova zig-zag | 68 |
| Figura 66 - Influência dos parâmetros de injeção sobre o comprimento do fluxo dos corpos de prova barra zig-zag | 69 |
| Figura 67 - Média da densidade (g/cm ³) dos corpos de prova zig-zag..... | 70 |
| Figura 68 - Influência dos parâmetros de injeção sobre a densidade a verde dos corpos de prova barra zig-zag | 71 |

| | |
|--|----|
| Figura 69 – Percentual de pó do ensaio de injetabilidade zig-zag e calculada através da Equação 12 | 75 |
| Figura 70–Média do percentual de pó do experimento e calculada através da Equação 12 (g) | 75 |
| Figura 71 - Influência das variáveis sobre o percentual de volume de pós dos corpos de prova barra zig-zag | 76 |
| Figura 72 – Projeto do molde para injeção de corpos de prova de paredes finas e escada. | 77 |
| Figura 73 - Detalhe do encaixe dos postigos para injeção de corpos de prova de paredes finas e escada..... | 77 |
| Figura 74 - Postigo escada com suas respectivas dimensões..... | 78 |
| Figura 75 - Postigos para injeção de corpos de prova de paredes finas e escada. | 78 |
| Figura 76 - Corpos de prova de paredes finas injetados..... | 79 |
| Figura 77 - Corpo de prova de parede fina injetado | 80 |
| Figura 78 - Corpo de prova escada injetado. | 80 |
| Figura 79 - Componentes da pinça: (a) originais, com as furações necessárias para a montagem; (b) modificados, com a retirada dos furos de montagem | 81 |
| Figura 80 - Placas porta-postigos (a) superior; (b) inferior. | 82 |
| Figura 81 - Postigos com as cavidades: (a) lado fixo; (b) lado móvel. | 82 |
| Figura 82 - Buchas giratórias para injeção individual..... | 83 |
| Figura 83 - Molde de injeção dos componentes da pinça..... | 83 |
| Figura 84 - (a) postigo superior; (b) postigo inferior..... | 84 |
| Figura 85 - Componentes da pinça injetados em polipropileno para testes do molde. | 84 |
| Figura 86 - Componentes da pinça microinjetados com CATAMOLD 316L A | 85 |
| Figura 87 - Componentes da pinça sinterizados..... | 86 |
| Figura 88 - Corpos de prova verdes (V) e sinterizados (S) | 86 |
| Figura 89–Dimensões dos componentes da pinça injetados com CATAMOLD 316L A | 88 |
| Figura 90 - Componentes da pinça sinterizados..... | 88 |
| Figura 91 - Componentes da pinça sinterizados..... | 89 |
| Figura 92 – Gráficos comparativos da Viscosidade Aparente em função da Taxa de Cisalhamento para diferentes temperaturas | 90 |
| Figura 93 - (a) Corpo de prova normalizado para ensaios de tração de peças fabricadas por MIM; (b) Corpo de prova sinterizado utilizado nos ensaios de tração..... | 91 |

| | |
|---|-----|
| Figura 94 - Ensaio MEV das fraturas dos corpos de prova de tração: indicação da porosidade | 92 |
| Figura 95 - Torque na mistura versus volume de pó (%) [27] | 93 |
| Figura 96 - Placa cavidade inferior: (a) antes das retirada da restrição ao fluxo; (b) bucha direcionadora de fluxo já montada. | 94 |
| Figura 97 - Influência das variáveis sobre a massa dos corpos de prova barra de flexão | 95 |
| Figura 98 - Influência dos parâmetros de injeção sobre o comprimento do fluxo dos corpos de prova barra zig-zag | 96 |
| Figura 99 - (a) Corpos de prova obtidos sob condições baixas, médias e altas de injeção [81]; (b) corpos de prova obtidos neste trabalho. | 96 |
| Figura 100 - Influência dos parâmetros de injeção sobre a densidade a verde dos corpos de prova barra zig-zag. A temperatura do molde foi o parâmetro de maior influência nos valores da densidade dos corpos de prova zig-zag..... | 97 |
| Figura 101 - Comparativo entre as dimensões dos componentes após a sinterização e dimensões de projeto | 101 |

Lista de tabelas

| | |
|--|----|
| Tabela 1 - Matérias primas BASF® com suas respectivas composições [32] | 14 |
| Tabela 2 - Parâmetros de injeção do CATAMOLD® 316L A [48] | 22 |
| Tabela 3 - Metais típicos utilizados como biomateriais [35] | 24 |
| Tabela 4 - Propriedades mecânicas de alguns pós metálicos sinterizados biocompatíveis | 25 |
| Tabela 5 – Densidade aparente dos aços inoxidáveis 316L sinterizados comparados à densidade média dos ossos humanos..... | 26 |
| Tabela 6- Composição química da matéria prima CATAMOLD® 316L A [32] | 39 |
| Tabela 7 - Viscosidade aparente x taxa de cisalhamento aparente do CATAMOLD 316L A | 40 |
| Tabela 8 - Valores de força e tensão dos ensaios de tração..... | 44 |
| Tabela 9 - Média dos elementos encontrados no ensaio <i>EDS</i> (%) | 46 |
| Tabela 10 - Massa e densidade dos corpos de prova tipo gravata..... | 48 |
| Tabela 11 - Valores calculados para massa de pó (g) e sistema aglutinante (g) | 49 |
| Tabela 12 - Estimativa da quantidade de pó e sistema aglutinante contido nos corpos de prova tipo gravata | 50 |
| Tabela 13 - Parâmetros de injeção..... | 52 |
| Tabela 14 - Parâmetros de injeção das 27 condições | 53 |
| Tabela 15 - Pressão de Injeção dos corpos de prova barra de flexão (bar) | 57 |
| Tabela 16 - Massa dos corpos de prova barra de flexão (g) | 59 |
| Tabela 17 - Pressão de Injeção dos corpos de prova zig-zag (bar)..... | 64 |
| Tabela 18 - Massa dos corpos de prova zig-zag (g) | 66 |
| Tabela 19 - Comprimento do fluxo dos corpos de prova zig-zag (mm)..... | 68 |
| Tabela 20 – Densidade a verde dos corpos de prova zig-zag (g/cm^3)..... | 70 |
| Tabela 21 - Dados para a determinação das funções – Predição da % do volume de pó | 72 |
| Tabela 22 - Equações para estimativa da massa (y) em função da quantidade de pó (x)..... | 73 |
| Tabela 23– Comparação entre volume de pó: dos experimentos e calculada (volume em %) | 74 |
| Tabela 24- Parâmetros de injeção dos corpos de prova com paredes finas e escada | 79 |
| Tabela 25 - Pressão de injeção dos corpos de prova de paredes finas..... | 79 |
| Tabela 26 - Pressão de injeção dos corpos de prova escada..... | 80 |
| Tabela 27 - Parâmetros de microinjeção dos componentes da pinça | 85 |
| Tabela 28 - Dimensões dos corpos de prova verde e sinterizados (mm) | 87 |
| Tabela 29 - Comparação entre as dimensões dos componentes injetados, sinterizados e projetados | 89 |
| Tabela 30 - Comparativo entre os parâmetros de injeção | 99 |

Lista de equações

| | |
|---|----|
| Equação 1 – Fração volumétrica de pó (%)..... | 11 |
| Equação 2 - Densidade da mistura pó e sistema aglutinante (g/cm ³)..... | 12 |
| Equação 3 - Fração de massa de pó (g)..... | 12 |
| Equação 4 - Densidade da peça sinterizada (g/cm ³)..... | 20 |
| Equação 5 - Velocidade de corte (m/min)..... | 31 |
| Equação 6 - Massa do sistema aglutinante (g)..... | 48 |
| Equação 7 – Massa do pó do corpo de prova gravata (g)..... | 49 |
| Equação 8 – Volume de pó (cm ³)..... | 52 |
| Equação 9 – Volume do sistema aglutinante (cm ³)..... | 50 |
| Equação 10 – Densidade do sistema aglutinante (g/cm ³)..... | 50 |
| Equação 11 – Comprimento dos corpos de prova zig-zag (mm) | 67 |
| Equação 12 – Volume de pó estipulado pelo programa (cm ³)..... | 73 |

Lista de abreviaturas

AISI – *American Iron and Steel Institute* (Instituto Americano do Ferro e Aço)

ASM - *American Society for Metals* (Sociedade Americana de Metais)

ASTM - *American Society for Testing and Materials* (Sociedade Americana para Materiais e testes)

CFC –Estrutura cristalina Cúbica de Face Centrada

CIM – *Ceramic Injection Molding* (Moldagem de pós cerâmicos por injeção)

CNC - Comando Numérico Computadorizado

CP – *Commercially Pure* (comercialmente puro)

DSC - *Differential Scanning Calorimetry* (Calorimetria Diferencial de Varredura)

EDS - *Energy Dispersive X-ray* (Espectroscopia de Energia Dispersiva)

LIGA - (*Lithography, Galvanoformung and Abformung* - Litografia, Eletroformação e Moldagem)

MEV - Microscopia Eletrônica de Varredura

MIM - *Metal Injection Molding* (Moldagem de pós metálicos por injeção)

μ *MIM* - *Micro Metal Injection Molding* (Micromoldagem de pós metálicos por injeção)

PH – *Precipitation Hardenable* (Endurecíveis por precipitação)

RNA - Redes Neurais Artificiais

TGA - *Thermogravimetric Analysis* (Análise Termogravimétrica)

Lista de símbolos

| | |
|---------------------------|---|
| $C_{f_{\text{zig-zag}}}$ | Comprimento do fluxo do corpo de prova zig-zag |
| L_0 | Comprimento original do corpo de prova (mm) |
| L_i | Comprimento instantâneo ou final do corpo de prova (mm) |
| M_{icpg} | Massa inicial do corpo de prova gravata (g) |
| M_{pcpg} | Massa do pó do corpo de prova gravata (g) |
| M_{as} | Massa do sistema aglutinante (g) |
| M_{bf} | Massa dos corpos de prova barra de flexão (g) |
| $M_{\text{zig-zag}}$ | Massa dos corpos de prova zig-zag (g) |
| P_m | Perda de massa (g/cm^2) |
| P_i | Pressão de injeção (Bar) |
| $Q_{\text{máx}}$ | Carga máxima (N) |
| T_0 | Temperatura inicial ($^{\circ}\text{C}$) |
| T_1 | Temperatura de precipitação ($^{\circ}\text{C}$) |
| T_2 | Temperatura de solubilização ($^{\circ}\text{C}$) |
| T_i | Temperatura de injeção ($^{\circ}\text{C}$) |
| T_m | Temperatura do molde ($^{\circ}\text{C}$) |
| V_c | Velocidade de corte (m/min) |
| V_i | Velocidade de injeção (cm^3/s) |
| Vol_{sa} | Volume do sistema aglutinante (cm^3) |
| Vol_{cpg} | Volume do corpo de prova gravata (cm^3) |
| Vol_p | Volume de pó (cm^3) |

| | |
|------------------------|--|
| Vol_{sa} | Volume do sistema aglutinante (cm^3) |
| W_P | Fração em massa do pó (g) |
| W_B | Fração em massa do sistema aglutinante (g) |
| ΔL | Variação absoluta no comprimento (mm) |
| η_{ap} | Viscosidade aparente (Pas * s) |
| $\dot{\gamma}$ | Taxa de Cisalhamento (1/s) |
| ρ_B | Densidade do sistema aglutinante (g/cm^3) |
| ρ_G | Densidade da peça verde (g/cm^3) |
| ρ_M | Densidade da matéria prima (g/cm^3) |
| ρ_P | Densidade do pó (g/cm^3) |
| ρ_S | Densidade da peça sinterizada (g/cm^3) |
| ρ_{sa} | Densidade do sistema aglutinante (g/cm^3) |
| $\rho_{zig-zag}$ | Densidade dos corpos de prova zig-zag (g/cm^3) |
| σ_{tr} | Resistência à tração (MPa) |
| $\sigma_{m\acute{a}x}$ | Resistência máxima à tração (MPa) |
| Φ | Fração volumétrica de pó (adimensional) |
| \emptyset | Diâmetro (mm) |

Resumo

Neste trabalho foi desenvolvido o projeto e fabricação de quatro componentes de uma pinça de biópsia (concha, garfo, oito e haste), através da micromoldagem de pós metálicos por injeção. A matéria prima utilizada neste trabalho é conhecida comercialmente como CATAMOLD[®] 316L A. Corpos de prova foram obtidos através da injeção em uma injetora de baixa pressão para determinação da quantidade de pó de aço inoxidável 316L e sistema aglutinante contida na matéria prima. Ensaios de injetabilidade foram realizados para análise do comportamento da matéria prima no processo de injeção. Foram avaliados os parâmetros de injeção (temperatura de injeção, temperatura do molde e velocidade de injeção) e as variáveis de saída (pressão de injeção, massa, segregação entre pó e sistema aglutinante e densidade). A influência dos parâmetros de injeção sobre as variáveis de injeção foi analisada através do delineamento estatístico via Redes Neurais Artificiais (RNA), com a utilização do programa *Statgraphics[®] Centurion XV*. Os corpos de prova obtidos na injetora de baixa pressão apresentaram alta quantidade de pó de aço inoxidável (92,2% em massa). Devido a esta alta concentração de pó, os ensaios de injetabilidade realizados na injetora de alta pressão apresentaram valores elevados para as pressões de injeção, variando de 1641 a 2115 bars para que houvesse o preenchimento total das cavidades. O molde microusinado para os componentes da pinça se mostrou eficiente na fabricação dos componentes, porém apresentou dificuldades na extração das peças. Mesmo com a obtenção de todos os componentes a montagem da pinça não foi realizada, visto que as furações de montagem foram retiradas no projeto, conseqüentemente não foram usinados. Depois de microinjetados, os componentes da pinça foram sinterizados e apresentaram variação dimensional de 0,01 a 0,29 mm em relação às dimensões de projeto e variação na contração de 7,05 a 13,33%, diferentes dos 14,30% citados no catálogo do CATAMOLD[®] 316L A.

Palavras chave: moldagem de pós metálicos por injeção, pinça de biópsia, injetabilidade, redes neurais artificiais, sinterização.

Abstract

In this work the design and manufacture of four components of the biopsy forceps (ladle, fork, eight and rod), by metal powder injection molding was developed. The feedstock used in this work is known commercially as CATAMOLD[®] 316L A. Specimens were obtained by injection into a low-pressure injection molding machine for determining the amount of 316L stainless steel powder and binder system contained in the feedstock. Mouldability tests were performed to analyze the behavior of the feedstock in the injection process. The injection parameters (injection temperature, mold temperature and injection speed) and output variables (injection pressure, mass segregation between powder and binder system and density) were evaluated. The influence of injection parameters on the variables of injection was analyzed using the statistical design via Artificial Neural Networks (ANN), using the software Statgraphics[®] Centurion XV. The specimens obtained at low pressure injection showed high amount of stainless steel powder (92.2 wt%). Due to this high concentration of power, mouldability tests were performed in high-pressure injection showed high values for injection pressures ranging from 1641 to 2115 bars so that there was the complete filling of cavities. The micromachined mold for the components of the forceps proved efficient in the manufacture of components, but presented difficulties in the extraction of parts. Even with the obtaining of the all the components the biopsy forceps was not assembled, since the mounting holes were taken in the project, and therefore were not machined. After injected, the components of the forceps were sintered and showed dimensional variation from 0.01 to 0.29 mm in relation to project dimensions and variation in contraction from 7.05 to 13.33%, different from those 14.30% cited in the catalog of CATAMOLD[®] 316L A

Keywords: metal powder injection molding, biopsy forceps, mouldability, artificial neural networks, sintering.

1. Introdução

A moldagem e a micromoldagem de pós metálicos por injeção, conhecidos como *MIM* e μ *MIM* (*Metal Injection Molding* e *Micro Metal Injection Molding*, respectivamente) são processos que aliam as técnicas de fabricação utilizadas na metalurgia do pó convencional e a injeção de materiais termoplásticos [1,2]. Estes processos permitem a fabricação de componentes de tamanhos extremamente reduzidos, de geometrias complexas e com diversos tipos de materiais, tais como metais e cerâmicos [3]. Outro fator importante deve-se ao fato de que em alguns casos a peça é produzida em sua forma final, e assim elimina ou reduz custos com processos posteriores (por exemplo, usinagem) [2,4].

A fabricação de microcomponentes vem crescendo ao longo dos anos, devido à miniaturização de componentes como microssores, micropeças, micromotores, entre outros. Pesquisas são direcionadas, na área de micromoldagem, ao desenvolvimento de componentes que tenham algumas de suas dimensões inferiores a 1 mm [3].

Um dos principais problemas existentes na miniaturização de peças é o processo de fabricação, que em geral demanda máquinas e ferramentas com tecnologias extremamente avançadas, elevando o custo final do produto. Existem técnicas avançadas para a fabricação de micropeças e também microcavidades para moldes de injeção, tais como sinterização a laser ou usinagem por laser. Contudo, a usinagem convencional ainda é uma das técnicas mais utilizadas na fabricação de micropeças e microcavidades [5].

Este trabalho tem como objetivo estudar a viabilidade de fabricação dos componentes de uma pinça de biópsia aplicada à endoscopia flexível via micromoldagem de pós metálicos por injeção (processo μ *MIM*), de forma a avaliar e conhecer os parâmetros envolvidos na fabricação das partes que compõe este microcomponente. Alguns fabricantes foram consultados para que se pudesse obter qual o preço de mercado das pinças de biópsia reutilizáveis, e em média o custo é de R\$ 800,00 a unidade [6,7].

A base do estudo está direcionada ao projeto e fabricação do molde para a injeção dos microcomponentes, que deve contemplar algumas características para que haja sucesso na moldagem; também foram avaliados os parâmetros e variáveis de injeção através do delineamento estatístico vias redes neurais artificiais, para o entendimento da influência dos parâmetros nas variáveis de saída.

Juntando-se a isso, se considera o grande crescimento da moldagem e micromoldagem de pós por injeção na fabricação de peças e micropeças, por ser um processo altamente produtivo e que apresenta diversas vantagens em relação a outros processos de fabricação. A Figura 1 mostra a pinça de biópsia foco deste trabalho.

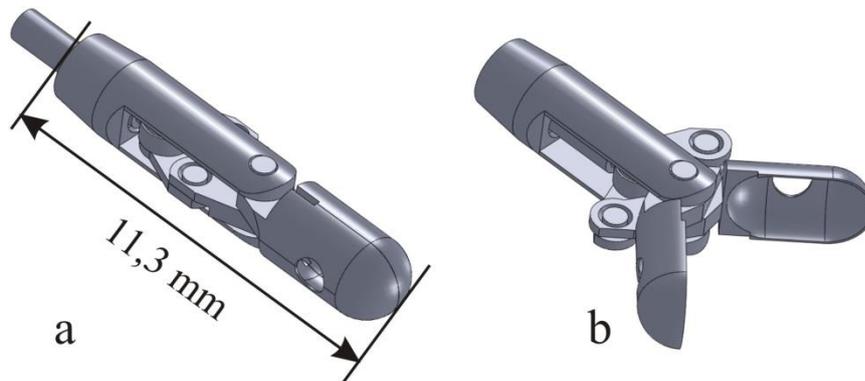


Figura 1 - Pinça com os componentes montados: (a) pinça fechada; (b) pinça aberta.

Os componentes que compõe a pinça são: (a) concha, (b) garfo, (c) oíto e (d) haste. Estes componentes são mostrados na Figura 2.

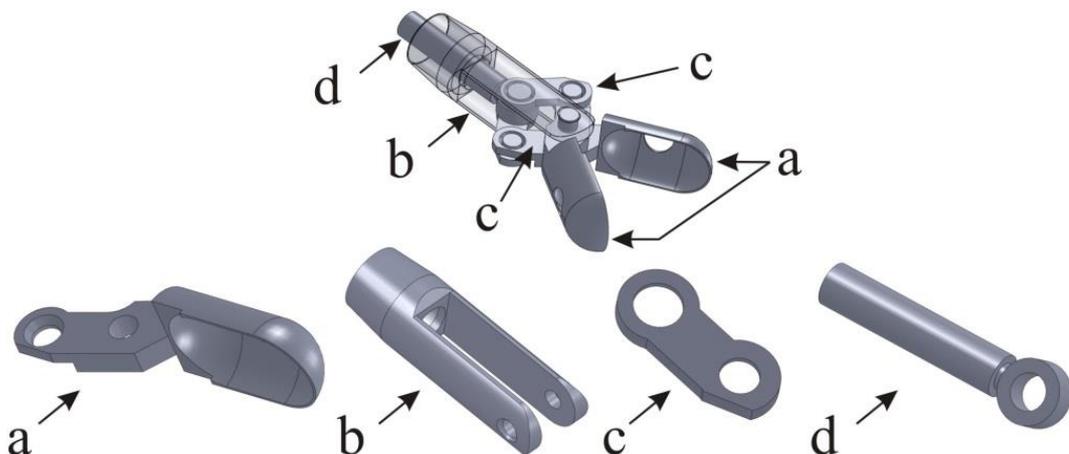


Figura 2 - Componentes da pinça

Três trabalhos semelhantes foram desenvolvidos no Laboratório de Transformação Mecânica (LdTM) da UFRGS. Os mesmos são descritos a seguir.

Eduardo Cristiano Milke (2004) [8] apresentou a Tese de Doutorado intitulada “Estudo da obtenção de peças com paredes finas e micropeças através da moldagem de pós de aço inoxidável 316L por injeção”. Neste trabalho Milke injetou peças de paredes finas em forma de escada e também uma micropeça semelhante à mostrada na Figura 2c (oíto), para análises dos parâmetros de injeção, densidade dos componentes, corrosão, entre outros. Para

isto utilizou matérias primas fabricadas no LdTM e também, para questões de comparação, utilizou o CATAMOLD[®] 316L fabricado pela empresa BASF[®].

Patrik Oliveira Bonaldi (2008) [9] apresentou a Dissertação de Mestrado intitulada “Estudo, fabricação e caracterização de pinças de biópsia para endoscopia flexível através do processo de moldagem de pós por injeção”. Neste trabalho Bonaldi estudou os parâmetros envolvidos no processo de fabricação das pinças de biópsia através da moldagem por injeção, com diferentes matérias primas e parâmetros de injeção. As matérias primas utilizadas se diferenciaram na composição do sistema aglutinante e tamanho de pó. Uma questão importante envolvendo o trabalho de Bonaldi foi o projeto do molde dos componentes da pinça. Bonaldi fabricou um molde com todos os componentes da pinça, tal como mostrado na Figura 2, porém alguns problemas foram verificados na injeção dos componentes, tais como canais de injeção de tamanhos insuficientes para o preenchimento das cavidades e a utilização de gavetas laterais no molde para a obtenção dos furos presentes nos componentes da pinça.

André Carvalho Tavares (2014) [10] apresentou a Dissertação de Mestrado intitulada “Avaliação de misturas injetáveis aplicadas à fabricação de microcomponentes para pinças de biópsias por moldagem de pós por injeção”. Neste trabalho Tavares desenvolveu cargas injetáveis contendo pó de aço inoxidável 316L e como polímeros utilizou o polipropileno, polietileno linear de baixa densidade, polietileno de alta densidade e polimetilmetacrilato. Como material auxiliar de fluxo foi utilizado parafina e para agente surfactante o ácido esteárico. Estas cargas injetáveis foram utilizadas na fabricação dos componentes de uma pinça de biópsia. A sinterização dos componentes foi feita em diferentes temperaturas: 1200 °C, 1250 °C e 1300 °C. Utilizando a temperatura de 1300 °C, na sinterização a vácuo, obteve densificação das peças em torno de 88,96%. Além disto, Tavares avaliou a resistência a corrosão dos componentes injetados, concluindo que as peças sinterizadas a 1200 °C sob atmosfera de plasma apresentaram níveis baixos de carbono, o que auxilia na resistência à corrosão. A Figura 3 mostra o fluxograma dos trabalhos desenvolvidos por Milke, Bonaldi e Tavares em comparação com as etapas que foram desenvolvidas neste trabalho.

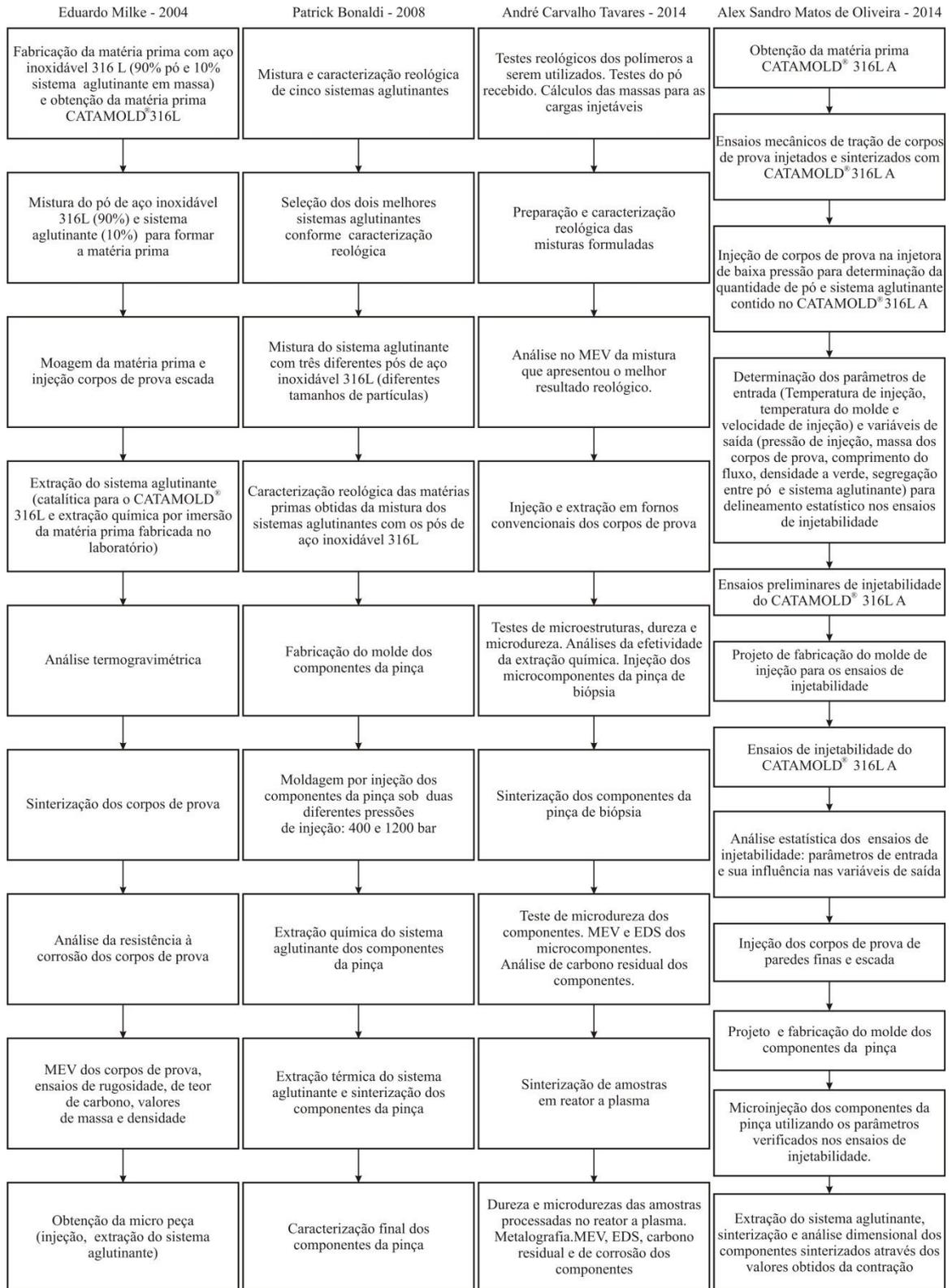


Figura 3 - Fluxograma comparativo dos trabalhos desenvolvidos no LdTM

Estes trabalhos citados anteriormente contribuíram de forma significativa na elaboração das etapas deste trabalho, principalmente nas questões referentes ao projeto de moldes, já que este é um dos principais fatores do processo de moldagem de pós por injeção.

2. Revisão bibliográfica

2.1. Pinças de biópsia

2.1.1. Características das pinças de biópsia

As pinças de biópsia, de uma forma geral, são utilizadas para extração de tecidos no interior do corpo humano, e desta forma devem ser fabricadas com materiais biocompatíveis [11], tais como os aços inoxidáveis austeníticos, objeto de estudo deste trabalho. Muitos fabricantes produzem pinças de biópsia descartáveis e reutilizáveis, sendo que esta última deve passar por processos extremamente rígidos de esterilização [12,13]. A Figura 4 mostra a aplicação de uma pinça de biópsia.

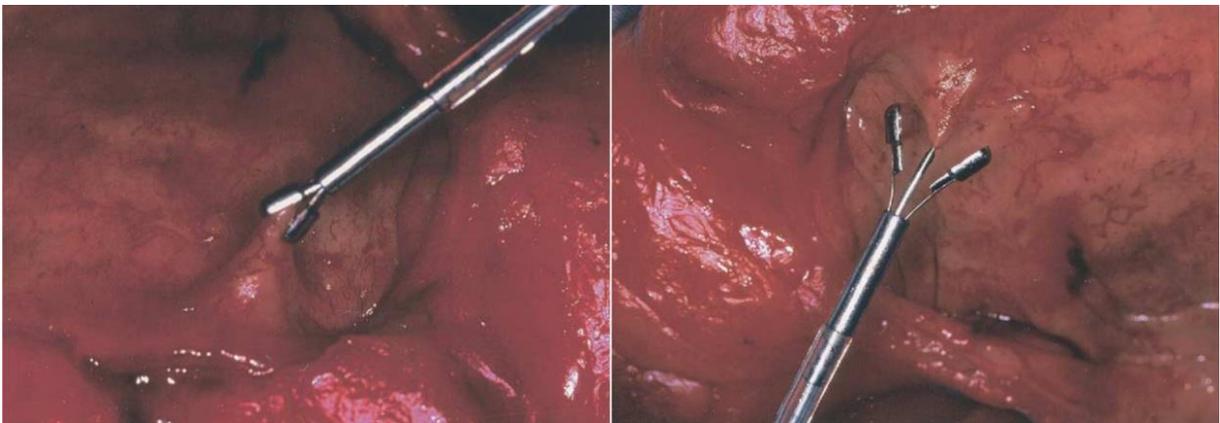


Figura 4 - Aplicação da pinça de biópsia na endoscopia [14]

2.1.2. Métodos de fabricação das pinças de biópsia

As pinças de biópsia, assim como as micropeças, podem ser fabricadas a partir dos processos de usinagem, estampagem ou moldagem de pós por injeção. As pinças usinadas são fabricadas em centros de usinagem e passam pelos processos de torneamento, fresagem, furação, entre outros.

O processo de fabricação de pinças por usinagem confere às pinças excelente precisão dimensional e ótimo acabamento [15]. As pinças estampadas são fabricadas a partir de chapas finas de materiais metálicos, onde a chapa passa por diversas etapas de conformação (corte, dobra) até chegar à sua forma final [16]. Porém o método de fabricação de pinças de biópsia por moldagem de pós metálicos por injeção está sendo um dos mais utilizados, visto que a

utilização deste método possibilita redução significativa nos custos de produção, que podem chegar a 15 vezes comparado a outros métodos [17¹].

Os materiais mais utilizados na fabricação de instrumentos médicos (cirúrgicos e dentários) são a alumina, o zircônio e o aço inoxidável. Estes materiais devem possuir algumas características importantes para que sejam utilizados na fabricação de componentes biomédicos [18]:

- Disponibilidade de pó;
- Material sinterizável;
- Custo;
- Biocompatibilidade.

2.2. Processo de moldagem e micromoldagem de pós metálicos por injeção

A moldagem de pós metálicos por injeção (*MIM*) e a micromoldagem de pós metálicos por injeção (μ *MIM*) são processos que permitem a produção de peças em sua forma final (*net shape*) ou próximas da sua forma final (*near net shape*), reduzindo ou eliminando processos como fundição ou usinagem [4]. Este processo se assemelha à injeção de materiais termoplásticos e à metalurgia do pó convencional. Nos processos *MIM* e μ *MIM*, o polímero injetado é preenchido com partículas dispersas de pós metálicos, e após a retirada da parte polimérica, as etapas seguintes são as mesmas da metalurgia do pó convencional [19,20].

O processo μ *MIM* exibe algumas diferenças em relação ao processo *MIM*, tais como:

- Os componentes fabricados pelo processo μ *MIM* possuem alguma das suas dimensões inferiores a 1 mm [3].
- O tamanho do pó utilizado: em geral o processo *MIM* utiliza tamanhos de pós que variam de 5 a 15 μ m [21²], enquanto o processo μ *MIM* utiliza partículas menores que 5 μ m [3];

¹ Y. Li, H. He. *Biopsy Forceps for Minimally Invasive Surgery by Metal Injection Molding*. PM Asia. Elsevier, Shanghai - China. 2009. Apud referência 18.

² Krug, S., Evans, J.R.G. & ter Maat, J.H.H. (2002). *Differential sintering in ceramic injection moulding: particle orientation effects*. Journal of the European Ceramic Society. 2002. Vol.22, No. 2. Pp.173-181. Apud 22.

- A fabricação das cavidades para micropeças exigem processos especiais de produção, tais como *LIGA* (Litografia, Eletroformação e Moldagem), Usinagem a Laser e Microusinagem [3];
- Valores de massa e tamanho para peças fabricadas através do processo μMIM ficam em torno de 0,002 g e 10 mm, respectivamente [18].

A partir de 1920 houve uma grande evolução nos processos de moldagem por injeção, e a moldagem por injeção que era restrita aos materiais plásticos também passou a utilizar materiais cerâmicos e pós metálicos [23]. Apesar disso, somente a partir de 1980 é que a moldagem de pós por injeção foi comercialmente difundida [2].

As características principais das peças obtidas através do processo *MIM* e μMIM estão relacionadas ao conhecimento de alguns parâmetros de processamento e variáveis do material, tais como: o pó que se deseja injetar (tamanho, forma, distribuição); reologia do polímero; parâmetros de injeção; extração do sistema aglutinante e sinterização; entre outros [4].

As vantagens desta técnica em relação à metalurgia do pó convencional (MP), à fundição e à usinagem são [2,19]:

- Fabricação de peças com geometrias extremamente complexas;
- Mínima perda de material (resíduos);
- Maior produtividade.

Porém algumas desvantagens são observadas [2]:

- Alto custo de obtenção do pó;
- Alto investimento em equipamentos (injetoras, moldes, misturadores, fornos, entre outros).
- Necessidade de alto volume de produção.

O processo de fabricação através do processo *MIM* e μMIM segue as seguintes etapas [2]:

- Mistura do pó com o sistema aglutinante formando a matéria prima;
- Extrusão da matéria prima, transformando-a em *pellets*³ ou grânulos (carga injetável);

³*Pellets*: pequenas partículas de um determinado material [24]. Neste caso, pequenas partículas contendo pó e sistema aglutinante, utilizados na moldagem de pós metálicos por injeção.

- Injeção da matéria prima em um molde;
- Obtenção da chamada peça verde;
- Remoção do sistema aglutinante por aquecimento (extração térmica) e/ou solventes (extração química);
- Obtenção da chamada peça marrom;
- Sinterização (etapa final), onde ocorre a densificação da peça.

A Figura 5 mostra um diagrama esquemático do processo *MIM* e μ *MIM*.



Figura 5 - Processo *MIM* e μ *MIM* [25]

Atualmente, diversos componentes são fabricados pelo processo *MIM* e μ *MIM*, como engrenagens, componentes para armas, aparelhos elétricos, componentes médicos, entre outros. Alguns exemplos são mostrados na Figura 6.



Figura 6 - Exemplos de produtos fabricados através do processo μ *MIM* [26].

Neste trabalho será tratado como *MIM* o processo de moldagem de injeção dos corpos de prova obtidos para os ensaios e como μMIM a injeção dos componentes da pinça, visto as dimensões destes elementos.

2.2.1. Matérias primas do processo *MIM* e μMIM (*feedstock*)

Na moldagem e micromoldagem de pós metálicos por injeção a matéria prima, do inglês *feedstock*, é uma mistura do sistema aglutinante com pós-metálicos. A matéria prima combina uma pequena quantidade de polímero com pós-inorgânicos para formar a matéria prima a ser injetada. O sistema aglutinante servirá de veículo para o pó até as cavidades do molde, e após isso, ele deve ser removido através de extração térmica, química ou ambas [2].

Cinco fatores determinam as características da matéria prima [2]:

- Características do pó;
- Composição do sistema aglutinante;
- Relação da quantidade de pó e sistema aglutinante na matéria prima;
- Método de mistura;
- Técnica de peletização.

A quantidade de pó em relação à quantidade de sistema aglutinante é um fator muito importante para o sucesso do processo. Uma quantidade pequena de sistema aglutinante é necessária para o preenchimento dos vazios entre as partículas e também para lubrificar as partículas durante a moldagem, porém uma quantidade excessiva pode deformar a peça no momento da extração do mesmo. Assim, a viscosidade é afetada principalmente pela relação pó e sistema aglutinante [2]. A Figura 7 mostra algumas possibilidades da mistura pó e sistema aglutinante.

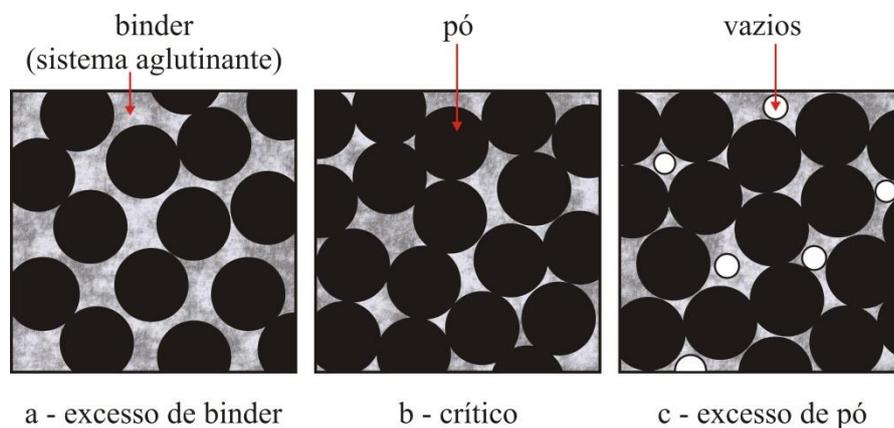


Figura 7 - Três possíveis situações de mistura entre pó e sistema aglutinante [2]

Existem diversas possibilidades de formulação de sistemas aglutinantes, com misturas de polímeros (polietileno, polipropileno); ceras (carnaúba, parafínica); ácidos (esteárico); entre outros, porém não existe um sistema perfeito. A escolha de um sistema ótimo está ligada ao desempenho que o sistema aglutinante deve possuir durante a injeção, que é garantir que o pó metálico seja levado até a cavidade e que não haja segregação do pó [27].

A relação da quantidade de pó versus sistema aglutinante deve ser controlada e conhecida para que haja um bom entendimento sobre o comportamento e desempenho da matéria prima. Considerando a grande quantidade de formulações de sistemas aglutinantes e também o grande número de pós com características próprias, fica difícil a predição correta da quantidade de pó e sistema aglutinante que se deve utilizar quando se deseja obter uma determinada matéria prima. Como um ponto de partida, a fração volumétrica de pó (Φ) é definida pela Equação(1)[2]

$$\Phi = \frac{\frac{W_P}{\rho_P}}{\frac{W_P}{\rho_P} + \frac{W_B}{\rho_B}} \quad \text{Eq. (1)}$$

Onde

- Φ é a fração volumétrica de pó (adimensional);
- W_P e W_B são as frações em massa do pó e do sistema aglutinante em gramas (g), respectivamente;
- ρ_P e ρ_B representam as densidades do pó e do sistema aglutinante (g/cm^3), respectivamente.

A fração volumétrica ótima de pó (Φ ótima) é aquela que está em menor quantidade em relação ao carregamento crítico de pó, e neste ponto a matéria prima tem baixa viscosidade suficiente para fluir e preencher as cavidades do molde, garantindo a forma final da peça. Frequentemente, o valor da fração volumétrica de pó contido na matéria prima é de 60% [2], entretanto valores críticos podem ficar em torno de 68 a 70% [27]. Uma grande quantidade de pó eleva o torque necessário para a mistura com o sistema aglutinante, como é mostrado na Figura 8.

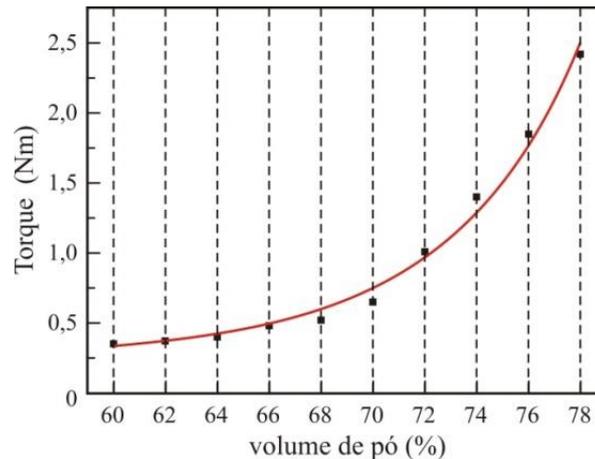


Figura 8 - Torque na mistura versus volume de pó (%) [27]

A densidade da mistura (ρ_M) depende da densidade teórica do pó (ρ_P) e do sistema aglutinante, e é dada pela Equação (2)[2]

$$\rho_M = \Phi \rho_P + (1 - \Phi) \rho_B \quad \text{Eq.(2)}$$

Na maioria dos casos, a matéria prima é formulada utilizando-se a massa como unidade de referência, ao invés do volume. Nestes casos, a fração em massa de pó W_P pode ser calculada com a utilização da Equação (3) [28]

$$W_P = \frac{\rho_P \Phi}{\rho_P \Phi + \rho_B (1 - \Phi)} \quad \text{Eq.(3)}$$

Uma vez escolhidos o pó e o sistema aglutinante, estes são misturados de forma a obter a matéria prima tão homogênea quanto possível, já que pós com diferentes tamanhos, formas ou densidades podem contribuir para a separação destas partículas, levando a distorções no produto final. A mistura entre pó e sistema aglutinante ocorre com a utilização de altas taxas de cisalhamento, porém esse ponto é limitado para não danificar as partículas ou superaquecer o sistema aglutinante [2].

A Figura 9 mostra um tipo de misturador de matérias primas utilizado no processo *MIM* e μ *MIM*.

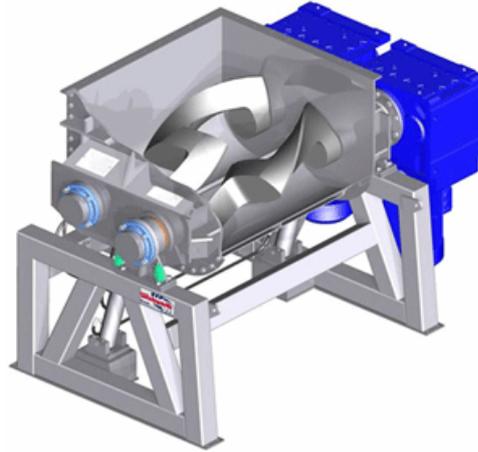


Figura 9 - Misturador de pó e sistema aglutinante [29].

Após a mistura do pó com o sistema aglutinante, a matéria prima é transformada em *pellets* ou grânulos para que possa ser injetado [2], conforme mostrado na Figura 10.

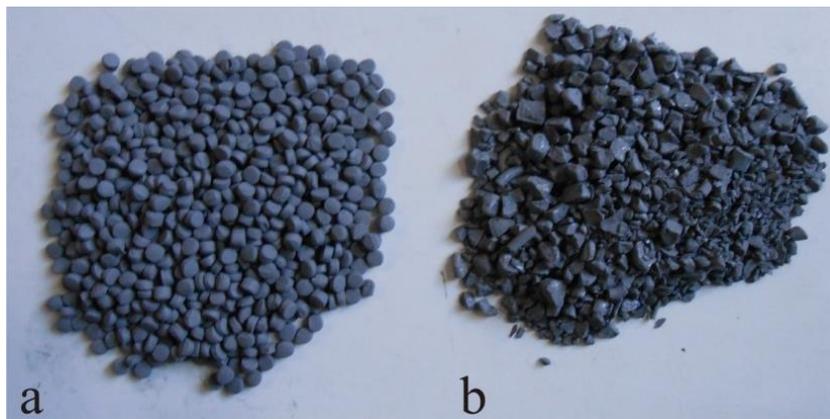


Figura 10 - (a) *Pellets*; (b) Grânulos.

Nos processos *MIM* e μ *MIM* a reologia da matéria prima é a característica de maior influência no fluxo e preenchimento das cavidades. A avaliação reológica da matéria prima é baseada na sua viscosidade e taxa de cisalhamento, e sofre influência da temperatura e também das porcentagens de pó em relação ao sistema aglutinante [30].

As características reológicas das matérias primas são obtidas em equipamentos chamados reômetros. Os principais tipos são: reômetro capilar e reômetro de torque [5]. A grande quantidade de artigos e trabalhos acadêmicos sobre o tema mostra que estes dois tipos de reômetros são os mais utilizados.

Muitas empresas produzem e comercializam matérias primas na forma de *pellets* prontas para a injeção, eliminando as etapas de mistura e granulação. No Brasil, os principais fornecedores são [31]:

- BASF[®]
- Sandvik Osprey[®]
- Höganäs[®] Brasil Ltda.

Existem diversas combinações de matérias primas, com diversos tipos de elementos, variando a composição química, o tipo de pó e sistemas aglutinantes. Dentro de uma ampla gama de matérias primas produzidas pela empresa BASF[®], a Tabela 1 mostra apenas a composição química de três matérias primas, chamadas comercialmente de CATAMOLD[®].

Tabela 1 - Matérias primas BASF[®] com suas respectivas composições [32]

| BASF [®] | C | Cr | Ni | Mo | Mn | Si | Nb | Fe | Descrição |
|----------------------------|------------|-------|-------|--------|-----|-----|-----|----------|-----------------------------|
| Catamold [®] 316L | ≤ 0,03 | 16-18 | 10-14 | 2-3 | ≤ 2 | ≤ 1 | - | restante | aço inoxidável austenítico |
| Catamold [®] 420A | 0,18 - 0.3 | 12-14 | - | - | ≤ 1 | ≤ 1 | - | restante | aço inoxidável martensítico |
| Catamold [®] 420W | 0,35-0.5 | 12-14 | ≤ 0,6 | ≤ 0,65 | ≤ 1 | ≤ 1 | 1-2 | restante | aço inoxidável martensítico |

2.2.2. Pós de aços inoxidáveis utilizados no processo *MIM* e μ *MIM*

Os pós dos aços inoxidáveis têm sido um dos materiais metálicos de maior utilização nos processos *MIM* e μ *MIM*, devido às suas características anticorrosivas e aplicabilidade como material biocompatível [27, 33]. Os aços inoxidáveis são materiais extremamente resistentes à corrosão em uma variedade de ambientes, e esta particularidade está ligada à alta concentração do elemento cromo (Cr) em sua estrutura. Para que o aço seja considerado inoxidável, o material deve conter uma concentração igual ou superior a 11% em peso de cromo [34].

Por possuir propriedades anticorrosivas e de biocompatibilidade muitos produtos biomédicos são fabricados a partir dos aços inoxidáveis, tais como implantes e instrumentos cirúrgicos [5, 33, 35], porém, de uma forma geral, são utilizados na fabricação de mancais, rolamentos, maquinários da indústria alimentícia, entre outros [36]. O aço inoxidável 316L possui biocompatibilidade próxima a do titânio, porém neste caso, o titânio e suas ligas são mais utilizados em aplicações em que se necessita alta resistência mecânica, resistência à corrosão e principalmente peso reduzido, por exemplo, na fabricação de próteses [37].

Os aços inoxidáveis podem ser classificados em martensíticos, ferríticos, austeníticos e endurecíveis por precipitação [36]. O pó dos aços inoxidáveis austeníticos (série 300) é o mais utilizado no processo *MIM* e μ *MIM*, seguido dos aços inoxidáveis martensíticos (série 400) e dos endurecíveis por precipitação (série 600 identificada pela letra PH – *Precipitation Hardenable*).

A seguir serão mostradas apenas as principais características dos aços inoxidáveis austeníticos, objeto deste trabalho.

O primeiro aço inoxidável utilizado para a fabricação de implantes foi o 18-8 (18% de cromo e 8% de níquel), conhecido na classificação moderna como AISI 302 (aço inoxidável austenítico), sendo mais forte e resistente à corrosão em relação ao aço vanádio (V), que era o material utilizado na fabricação de implantes. Mais tarde, foi adicionada uma pequena porcentagem de molibdênio (Mo) ao aço inoxidável 18-8, tornando-o 18-8 Mo, para melhorar sua resistência à corrosão em águas salgadas [34]. Esta liga tornou-se conhecida como aço inoxidável austenítico 316. Em 1950, o carbono presente do aço inoxidável 316 foi reduzido de 0,08% para 0,03% em peso, e com isso uma melhor resistência à corrosão foi obtida. Este se tornou conhecido como aço inoxidável 316L (a letra L refere-se à “*Low*”, baixo em português) [34,38].

São características dos aços inoxidáveis austeníticos [39, 40]:

- São os aços inoxidáveis mais resistentes à corrosão;
- Não são magnéticos;
- Não são endurecíveis por tratamento térmico de têmpera, mas são passíveis de tratamentos térmicos como solubilização, alívio de tensões e nitretação;
- Endurecíveis por trabalho a frio (encruamento);

A estrutura austenítica CFC é estável a temperaturas acima de 910 °C, porém essa estrutura pode ocorrer em temperatura ambiente quando for estabilizada pelo acréscimo de um elemento de liga como o níquel, responsável por esta característica nos aços inoxidáveis austeníticos [36]. A Figura 11 mostra o efeito do níquel sobre os aços inoxidáveis.

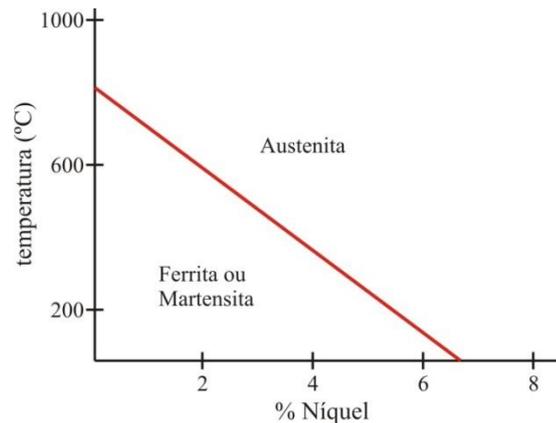


Figura 11 - Efeito da adição de níquel nas ligas Ferro-Cromo [38].

O níquel também melhora a resistência à corrosão e a resistência à oxidação em altas temperaturas, formando uma camada protetora no aço. Os tipos mais comuns de aços inoxidáveis austeníticos classificados pela norma AISI são: 304, 310, 316 e 347 [36, 39].

Os aços inoxidáveis austeníticos dos tipos 316 e 316L são os mais utilizados na fabricação de implantes, e nestes materiais a adição de molibdênio melhora consideravelmente a resistência à corrosão. Estes implantes, sob determinadas circunstâncias, podem corroer no interior do corpo humano, e desta forma são considerados adequados para uso em implantes temporários que posteriormente serão removidos ou trocados, tais como placas e parafusos [17].

Outro problema é observado quando os aços inoxidáveis liberam níquel da sua estrutura, causando alergia em pessoas que são sensíveis a este elemento [41]. Assim, diversos estudos são feitos para melhorar a biocompatibilidade dos aços inoxidáveis austeníticos, tal como a inserção de nitrogênio, que aumenta a resistência mecânica e diminui o risco de rejeição do implante no corpo humano [34, 41].

2.2.3. Sistemas aglutinantes (*binder*)

O sistema aglutinante, do inglês *binder*, tem como principal função servir de veículo temporário para o pó, levando-o até a cavidade do molde de forma homogênea, mantendo as partículas unidas e garantindo a forma da peça até o processo final de sinterização. Embora o sistema aglutinante não faça parte do produto final, ele exerce uma função muito importante no sucesso dos processos *MIM* e μ *MIM*. A composição e as técnicas de extração do sistema aglutinante são as principais variáveis deste processo, sendo que muitas pesquisas visam obter

modelos ótimos para estes sistemas. Em alguns casos, no *MIM* e μ *MIM* o foco das pesquisas está direcionado a estes dois itens [2, 22].

O sistema aglutinante é misturado ao pó para formar a matéria prima. Depois da moldagem, o sistema aglutinante retém as partículas para que a forma da peça seja mantida, enquanto as partículas são aquecidas no processo de sinterização. O sistema aglutinante possui alguns atributos que podem ser divididos em quatro categorias [2]:

- Características de fluxo;
- Interação com o pó;
- Extração do sistema aglutinante;
- Produção.

Muitos sistemas aglutinantes têm sido propostos em trabalhos acadêmicos e artigos científicos, e consistem na mistura de polímeros, graxas, dispersantes e surfactantes. Os polímeros típicos utilizados são: polietileno; polietilenoglicol; polimetilmetacrilato e polipropileno; a cera mais utilizada é a cera de parafina [42, 43]. Algumas formulações de sistemas aglutinantes utilizadas na injeção de aços inoxidáveis 316L são mostradas a seguir.

- Sistema aglutinante baseado em poliacetal (CATAMOLD[®] 316L A) [44];
- Polietileno + polipropileno + cera de parafina + ácido esteárico (surfactante) [33];
- Polipropileno + cera de parafina + cera de abelha + ácido esteárico [9];
- Polietileno linear de baixa densidade + ácido esteárico + cera de parafina [10].

2.2.4. Extração do sistema aglutinante (*debinding*)

Após cumprir o papel de veículo para o pó metálico até as cavidades, o sistema aglutinante deve ser removido da peça. O processo de extração do sistema aglutinante (do inglês *debinding*) é uma parte muito importante do processo de *MIM* e μ *MIM*. As falhas neste processo podem resultar em distorções e quebras na peça, pois a remoção deve acontecer sem que as partículas de pó sejam separadas, e isto requer o conhecimento das características dos elementos que constituem o sistema aglutinante [2].

Dependendo do sistema de produção adotado, tanto fornos contínuos como de batelada são utilizados na extração do sistema aglutinante. A diferença é que em fornos contínuos a

peça, após ter o sistema aglutinante retirado, já é sinterizada [45]. A Figura 12 mostra um exemplo de forno de batelada e um exemplo de forno contínuo, ambos da marca Elino®.

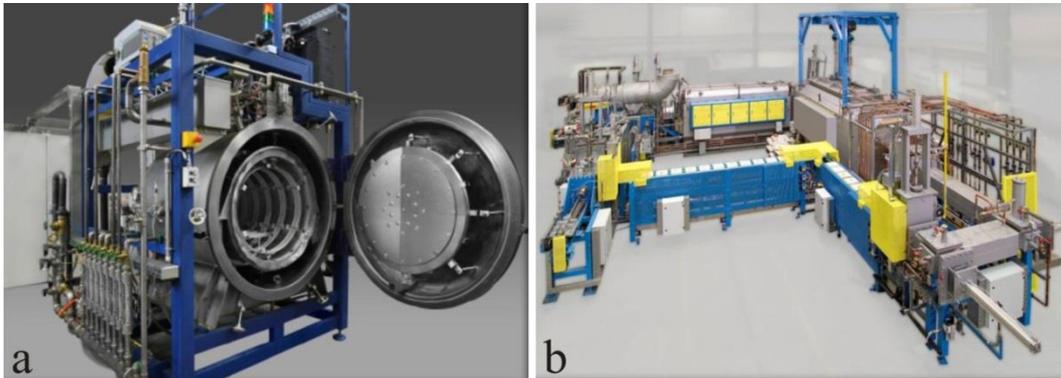


Figura 12 - (a) Forno de batelada; (b) Forno contínuo [46].

Existem diferentes tipos de extração de sistemas aglutinantes, sendo que os processos mais utilizados são extração por imersão em solvente, extração térmica por degradação ou a combinação destes. O sistema aglutinante, ao ser imerso ou aquecido tende a dissolver-se ou degradar-se, e os poros existentes na peça servem para escape destes materiais, deixando apenas o pó e uma pequena quantidade de sistema aglutinante, para que possa manter a forma da peça no momento da sinterização [5].

As variáveis de processo são os fatores primordiais no sucesso da extração do sistema aglutinante. Para evitar danos às peças, parâmetros como taxa de aquecimento, manutenção da temperatura, tempo de permanência nesta temperatura e atmosfera devem ser cuidadosamente controlados e conhecidos [47].

Muitos trabalhos e pesquisas realizadas buscam melhorar as técnicas de extração dos sistemas aglutinantes, visto que este é um processo demorado e exige alta precisão [5]. Observa-se que a cada novo tipo de composição química dos sistemas aglutinantes, novos estudos sobre os processos de extração devem ser realizados, visando o sucesso do processo.

Para a extração do sistema aglutinante do CATAMOLD® 316L A é utilizada a combinação de extração por solvente e extração térmica, sendo esta conhecida como extração catalítica [48].

2.2.4.1. Extração Catalítica

A extração catalítica é utilizada principalmente quando as matérias primas contém sistemas aglutinantes baseados em poliacetais. O poliacetal é um polímero que pode ser

termoprocessado e decomposto quimicamente por determinados ácidos, o que facilita a sua extração das peças moldadas [43].

Neste processo a peça entra em contato com o gás catalisador (ácido nítrico – HNO_3), que por sua vez tende a acelerar a quebra das moléculas constituintes do sistema aglutinante, ou seja, há uma reação de despolimerização [49]. Essa reação gera o gás chamado formaldeído (CH_2O), conforme mostra a Figura 13.

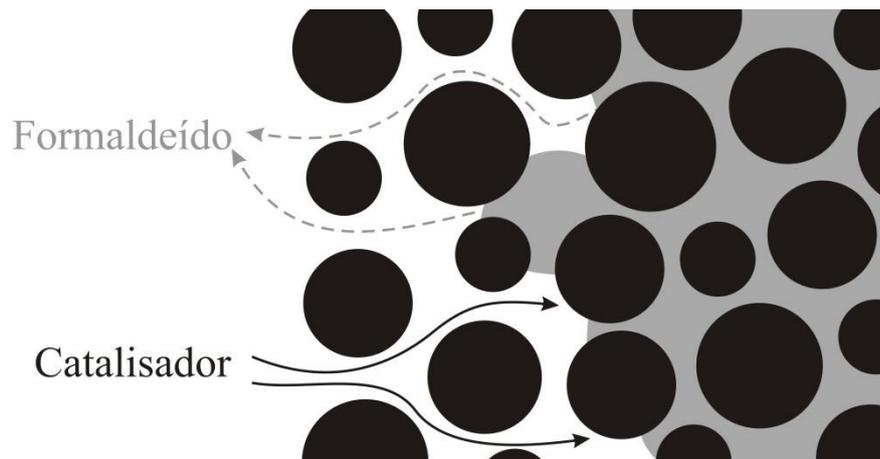


Figura 13 - Representação esquemática da extração catalítica [45]

A atmosfera de nitrogênio utilizada na extração catalítica, na faixa de 100 a 140 °C, deve conter teores controlados de ácidos, sendo o mais comum o ácido nítrico. A grande vantagem da extração catalítica é o fato de ser um processo rápido e que trabalha com peças com paredes finas, mantém a forma original das peças e proporciona alta taxa de produção [49].

2.2.5. Sinterização de componentes obtidos por *MIM* e μMIM

A sinterização é a etapa final do processo *MIM*, μMIM ou metalurgia do pó convencional, e é realizada para unir as partículas e densificar a peça através da diminuição dos vazios (poros) deixados pela extração do sistema aglutinante. Este processo ocorre em temperaturas mais baixas em relação à temperatura de fusão do pó metálico [42]. Além disso, o processo de sinterização contém outras variáveis importantes, tais como: condições controladas de velocidade de aquecimento, tempo de permanência sob determinada temperatura; velocidade de resfriamento e atmosfera do ambiente de aquecimento [50]. A Figura 14 mostra a evolução microestrutural que ocorre no processo de sinterização.

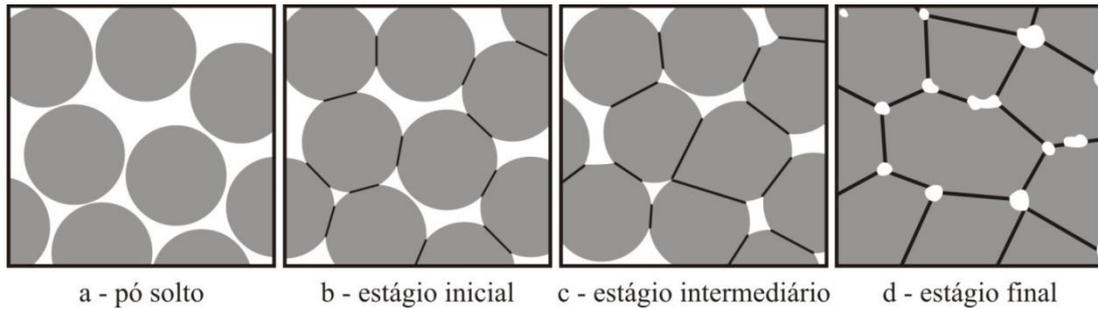


Figura 14 - Evolução microestrutural na sinterização [2]

Na sinterização, uma medida frequente é a alteração dimensional linear, onde a contração é dada por $\Delta L/L_0$ (alteração dimensional do compactado dividido pela dimensão inicial). Nos processos *MIM* e μMIM é adotada uma contração isotrópica na sinterização, onde a densidade parcial da peça verde ρ_G muda para a densidade sinterizada ρ_S , como mostrado na Equação (4)[2].

$$\rho_S = \frac{\rho_G}{\left(1 - \frac{\Delta L}{L_0}\right)^3} \quad \text{Eq.(4)}$$

O mecanismo de sinterização ocorre, em nível microscópico, através dos movimentos dos átomos para preencher os poros (vazios) existentes entre as partículas. Os átomos podem seguir quatro caminhos durante a sinterização [2]:

- Difusão atômica através da superfície;
- Difusão atômica através do volume;
- Difusão atômica ao longo dos contornos de grãos;
- Evaporação – condensação.

A taxa de crescimento do pescoço, contração e densificação dependem dos mecanismos citados acima. A Figura 15 representa estes quatro tipos de mecanismos de transporte.



Figura 15 - Possibilidades de mecanismos de transporte - aumento do pescoço entre as partículas [2]

O início do processo de sinterização se dá pela adesão das partículas, cujos pontos de contato aumentam com a temperatura, sem que ocorra contração de volume. À medida que a temperatura aumenta, ocorre um aumento de densidade, acompanhado do fechamento dos espaços vazios (poros). Finalmente, mediante uma difusão nos contornos dos grãos, os vazios são eliminados ou isolados [50].

Dentre as variáveis do processo de sinterização, a atmosfera e a temperatura a qual as peças são submetidas são as principais condições que podem alterar, de forma significativa, as propriedades e características das peças [51]. A Figura 16 mostra um exemplo de corpos de prova de aço inoxidável 316L sinterizados sob três atmosferas e quatro temperaturas diferentes, e quais suas implicações na resistência à tração.

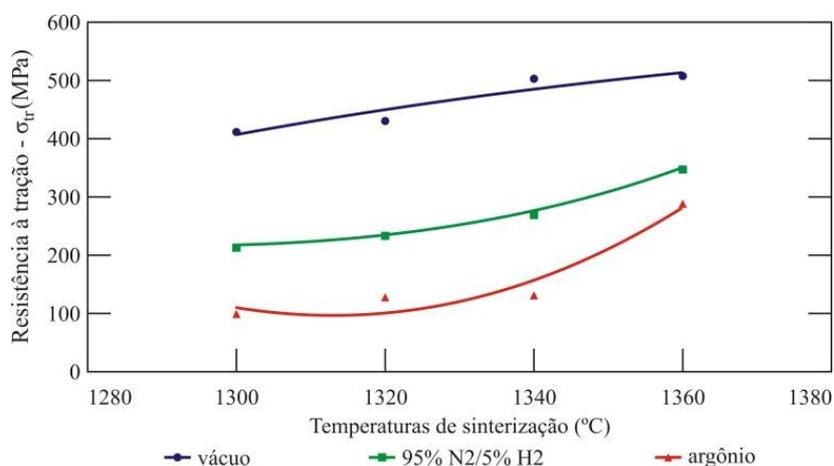


Figura 16 - Resistência à tração de corpos de prova de 316L sinterizados sob atmosferas à vácuo, 95%N₂/5% H₂ e argônio e temperaturas de 1300, 1320, 1340 e 1360 °C [51]

2.2.6. Características da matéria prima CATAMOLD[®] 316L A

O CATAMOLD[®] 316L A é uma matéria prima que contém o sistema aglutinante baseado em poliacetal e pó de aço inoxidável austenítico. Possui maior densidade e viscosidade em relação aos materiais plásticos devido à quantidade de pó de aço inoxidável presente em sua estrutura. Estas características devem ser consideradas na escolha da máquina injetora e do projeto de moldes para injeção [44].

O CATAMOLD[®] 316L A pode ser injetado utilizando-se temperaturas de injeção que variam entre 170 a 200 °C. O ponto mínimo foi determinado através de ensaios de Calorimetria Diferencial de Varredura (*DSC*), o qual mostra a temperatura de fusão do

material [52]. A perda de massa após a retirada do sistema aglutinante contido na matéria prima é de, aproximadamente, 7,6%. Este resultado foi obtido através da Análise Termogravimétrica (TGA) da matéria prima [53].

No processo *MIM* e μMIM o aumento na taxa de cisalhamento e o aumento da temperatura tendem a diminuir a viscosidade da matéria prima [54, 55], como é observado na Figura 17, onde é mostrado o ensaio reológico do CATAMOLD[®] 316L A sob quatro diferentes temperaturas da amostra.

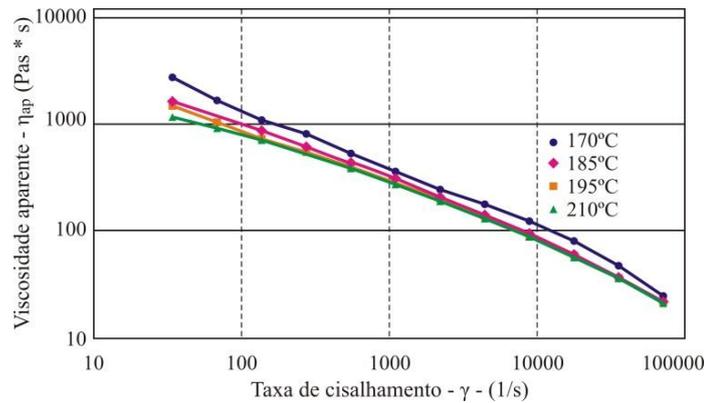


Figura 17 - Viscosidade Aparente versus Taxa de Cisalhamento do CATAMOLD 316L A para quatro diferentes temperaturas da amostra [55]

A empresa BASF[®] disponibiliza em seus catálogos as informações necessárias para injeção, remoção do sistema aglutinante e sinterização das peças injetadas a partir do CATAMOLD[®] 316L A. A Tabela 3 mostra a temperatura de injeção (T_i), a temperatura do molde (T_m) e a velocidade de injeção (V_i) sugerida no catálogo.

Tabela 2 - Parâmetros de injeção do CATAMOLD[®] 316L A [48]

| T_i (°C) | T_m (°C) | V_i (cm ³ /s) |
|------------|------------|----------------------------|
| 190 | 128 | 10 |

As temperaturas de injeção maiores que 200 °C e temperaturas de molde acima de 140 °C podem prejudicar o processo de injeção, e desta forma devem ser evitadas [48]. A fusão do CATAMOLD[®] 316L A ocorre em torno de 165 °C, e temperaturas entre 170 a 190 °C são suficientes para a injeção [52].

A extração catalítica é utilizada para a remoção do sistema aglutinante contido no CATAMOLD[®] 316L A. O ácido nítrico (HNO₃) utilizado como catalizador ataca os átomos

de oxigênio contidos na matéria prima, fazendo com que a molécula se separe sucessivamente formando o gás formaldeído (CH_2O), como mostrado na Figura 18.

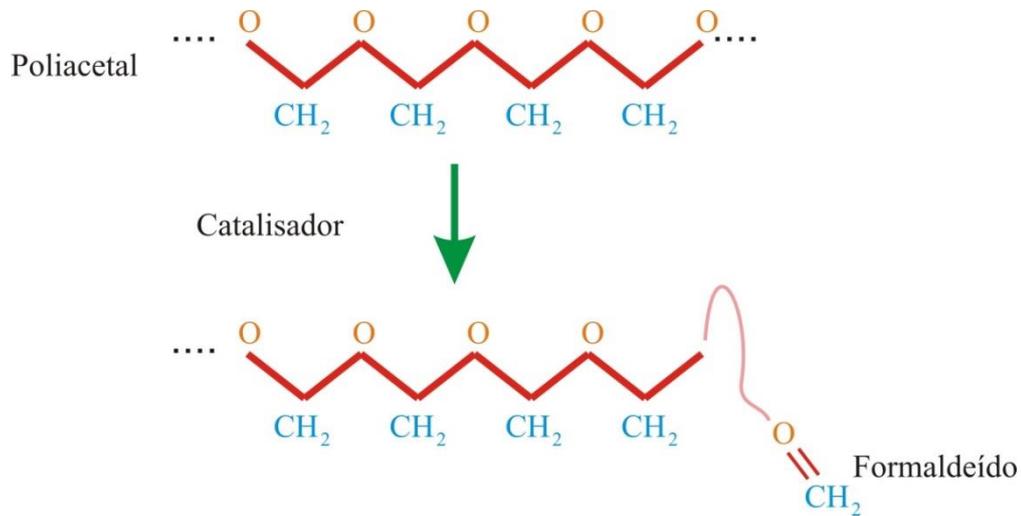


Figura 18 - Reação química de extração do sistema aglutinante do CATAMOLD 316L A [44].

Uma característica importante na extração do sistema aglutinante é a temperatura utilizada. O poliacetal é um polímero que funde na faixa de 150 a 170 °C, e a temperatura utilizada para extração do sistema aglutinante situa-se na faixa de 110 a 120 °C. Isto faz com que o sistema aglutinante no estado sólido passe ao estado gasoso, sem que haja o processo de fusão do mesmo, e dessa forma evita deformações nos componentes injetados [44].

A sinterização de componentes fabricados a partir do CATAMOLD[®] 316L A deve ser realizada em atmosfera de hidrogênio. Um ciclo sugerido pelo catálogo da BASF[®] é mostrado abaixo [48].

- Taxa de aquecimento de 5 °C/min até 600 °C;
- Manutenção dos 600 °C durante 1 hora;
- Taxa de aquecimento de 5 °C/min até 1380 °C;
- Manutenção dos 1380 °C durante 3 horas;
- Resfriamento lento no forno.

2.3. Propriedades químicas dos materiais biomédicos

2.3.1. Biocompatibilidade

Os materiais utilizados na fabricação de componentes biomédicos devem possuir propriedades biocompatíveis, ou seja, quando utilizados no corpo humano, seja de forma

contínua ou intermitente, não devem reagir com os fluidos corpóreos[14]. A Tabela 4 mostra alguns tipos de metais biocompatíveis utilizados na fabricação de componentes biomédicos.

Tabela 3 - Metais típicos utilizados como biomateriais [35]

| Metais e ligas | Principais aplicações |
|----------------------|---|
| Aço inoxidável 316 L | Fixação de fraturas, <i>stents</i> , instrumentos cirúrgicos. |
| CP-Ti, Ti-Al | Ossos e substituição de juntas, implantes dentários. |
| Co-Cr-Mo | Substituição de ossos, implantes dentários, válvulas cardíacas. |
| Ni-Ti | <i>Stents</i> , fios ortodônticos, placas. |

Devido à possibilidade de ser empregado em diversas aplicações como biomaterial, o aço inoxidável 316L tornou-se um dos materiais mais utilizados na fabricação de componentes biomédicos, sendo que alguns estudos direcionados a este metal mostram que a sua biocompatibilidade é bastante similar a do titânio, comprovadas através de ensaios de citotoxicidade e colocação de implantes [37].

2.3.2. Corrosão

A resistência à corrosão é uma das propriedades mais importantes quando se trata de biomateriais, uma vez que esta propriedade está inteiramente ligada à biocompatibilidade. A utilização de materiais anticorrosivos em instrumentos cirúrgicos e próteses se mostra importante visto que o corpo humano é um ambiente hostil para os metais e ligas. Uma vez em contato com o corpo humano, o componente é banhado por fluidos corpóreos ricos em cloreto de sódio e pode, de certa forma, corroer caso não seja um material com propriedades anticorrosivas [56, 57].

A corrosão dos biomateriais é um fenômeno complexo e que inclui diversos fatores como a geometria, propriedades mecânicas e metalúrgicas, parâmetros de corrosão em ambientes diversos, entre outros [57]. Nos aços inoxidáveis austeníticos 316L as propriedades anticorrosivas são mantidas pela adição de elementos como o níquel e cromo. O percentual presente de cromo é responsável pela diminuição na perda de massa da liga [38], como mostrado na Figura 19, onde a perda de massa (g/cm^2) é avaliada em um período de cinquenta e dois meses para aços com diferentes percentuais de cromo.

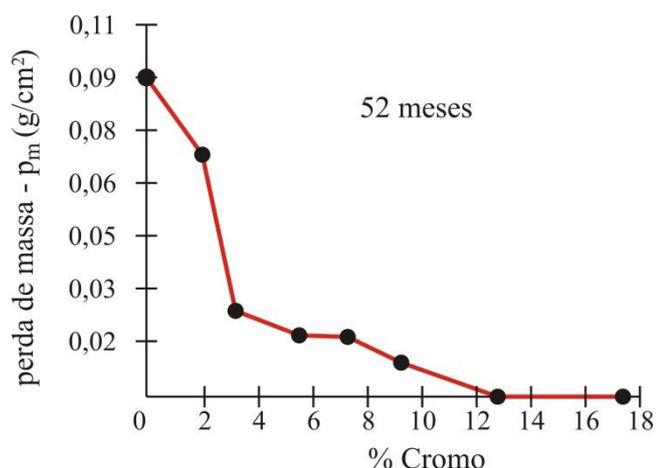


Figura 19 - Influência do cromo sobre a corrosão (perda de massa) de um aço de baixo carbono [38]

De acordo com a norma ASTM 138, o aço inoxidável utilizado em implantes deve possuir estrutura austenítica, pois esta estrutura oferece maior resistência à corrosão.

2.4. Propriedades mecânicas dos aços inoxidáveis 316L

Além de propriedades de biocompatibilidade, os materiais biomédicos devem possuir boas propriedades mecânicas, tais como dureza, resistência mecânica, resistência à fadiga e fácil conformabilidade [34]. A Tabela 5 apresenta os valores de diferentes literaturas para a resistência à tração, limite de escoamento e dureza para o aço inoxidável 316L e a comparação com as propriedades dos ossos humanos.

Tabela 4 - Propriedades mecânicas de alguns pós metálicos sinterizados biocompatíveis

| Material | Resistência à tração (MPa) | Limite de escoamento (MPa) | Dureza Vickers (Hv) |
|--------------------------------------|----------------------------|----------------------------|---------------------|
| CATAMOLD® 316L A sinterizado [44] | 510 | 180 | 120 |
| Aço inoxidável 316L sinterizado [58] | 510 | 220 | 135 |
| Aço inoxidável 316L sinterizado [59] | 455/508 | 156/167 | 116 |
| Aço inoxidável 316L sinterizado [60] | 450/800 | - | - |
| Ossos humanos [56] | 137 | - | 26 |

As propriedades mecânicas são melhor compreendidas quando os componentes biomédicos são submetidos às suas respectivas funções, sejam elas em próteses ou instrumentos cirúrgicos [57]. Outra importante propriedade é densidade do material, que deve ser considerada quando do projeto do produto, uma vez que o peso influencia na manipulação do componente (instrumentos cirúrgicos) e também na movimentação, quando se trata de

próteses. A Tabela 6 lista a densidade de alguns aços inoxidáveis 316 comparados à densidade do osso humano.

Tabela 5 – Densidade aparente dos aços inoxidáveis 316L sinterizados comparados à densidade média dos ossos humanos

| Material | Densidade (g/cm ³) |
|----------------------------------|--------------------------------|
| CATAMOLD 316L A sinterizado [44] | 7,75 |
| 316L [34] | 7.9 a 8,0 |
| Osso humano (média) [61] | 1,8 |

2.5. Equipamentos utilizados no processo *MIM* e μ *MIM*

Os equipamentos utilizados na moldagem e micromoldagem de pós metálicos por injeção são bastante similares àqueles utilizados na moldagem de termoplásticos. Tanto as máquinas injetoras como os moldes são similares nos dois processos. A principal diferença está no dimensionamento das cavidades do molde, onde se deve levar em conta a contração que ocorre na sinterização do material. Também é necessário que haja um maior dimensionamento dos canais e pontos de injeção, visto que a quantidade de pó contido na matéria prima aumenta consideravelmente a viscosidade em relação aos termoplásticos [2]. A Figura 20 mostra as principais partes de uma máquina injetora.

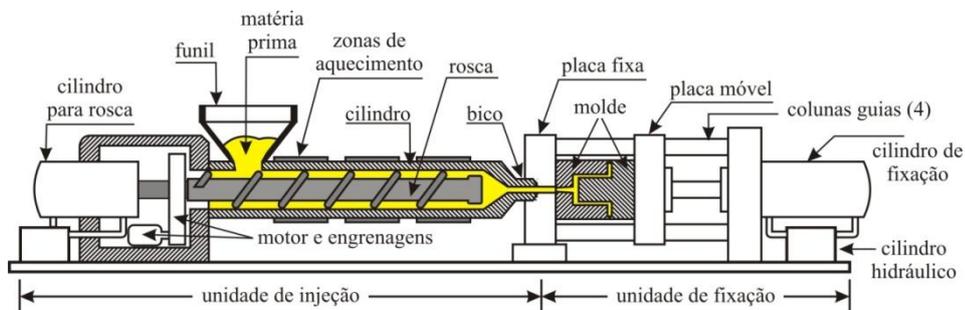


Figura 20 - Principais partes da máquina injetora [24]

A Figura 21 mostra a seção de um molde utilizado em processos *MIM* e μ *MIM* e suas principais partes.

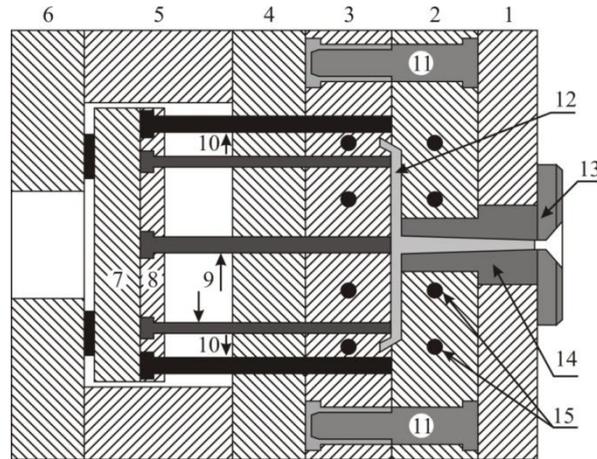


Figura 21 - Vista em corte de um molde de injeção [Fonte: o Autor].

As principais partes de um molde de injeção mostradas na Figura 21 são [24]:

1. Placa base superior;
2. Placa cavidade lado fixo;
3. Placa cavidade lado móvel;
4. Placa suporte;
5. Espaçadores;
6. Placa base inferior;
7. Placa extratora;
8. Contra placa extratora;
9. Pinos extratores;
10. Pinos de recuo das placas extratoras;
11. Colunas guias (pinos e buchas);
12. Peça injetada;
13. Anel de centragem;
14. Bucha de injeção;
15. Furação para aquecimento do molde.

2.5.1. Projeto de moldes para processos *MIM* e μ *MIM*

Um projeto de moldes bem elaborado deverá ser capaz de produzir peças de alta qualidade, repetibilidade, reprodutibilidade dimensional, curtos tempos de ciclos, baixa manutenção e automatização do processo. O projetista de moldes deve possuir bons conhecimentos sobre o material e o produto a ser fabricado, pois a partir disto dá-se o início

do projeto do molde, onde são dimensionadas as cavidades, o sistema de extração, o sistema de alimentação, o sistema de aquecimento, entre outros [62].

No *MIM* e μ *MIM* as cavidades dos moldes devem ser dimensionadas de forma a permitir que, após a sinterização, a peça tenha as dimensões especificadas em projeto. Além da contração, a temperatura de trabalho do molde deve ser controlada para garantir as dimensões finais do produto [2]. Um projeto de moldes que contemple as características de injetabilidade de determinado material é de extrema importância para o sucesso do processo. Devido a mais alta viscosidade das matérias primas em relação aos termoplásticos, deve-se projetar os canais e pontos de injeção com maior área de fluxo de material, de forma a permitir o total preenchimento da cavidade. Muitos problemas de não preenchimento de cavidades podem ser resolvidos através de projetos adequados ou também com a utilização de programas de simulação [55, 63].

Para facilitar o preenchimento das cavidades e conseqüentemente o sucesso na injeção da matéria prima, alguns cuidados devem ser tomados em relação ao projeto de moldes [58]:

- Características desejáveis:
 - Mudança gradual na seção das espessuras;
 - Espessuras de paredes maiores que 0,1 mm e abaixo de 10 mm;
 - Peças de pequena massa (0,02 a 500g);
 - Uma superfície plana para suporte no forno de sinterização.
- Características a serem evitadas:
 - Rebaixos e cantos vivos (procurar deixar raios superiores a 0,05 mm);
 - Peças sem ângulo de extração (dificulta a extração da peça da cavidade);
 - Furos menores que 0,1mm;
 - Paredes mais finas que 0,1 mm.

A Figura 22 mostra um molde com seis microcavidades, onde foi verificada a dificuldade de injeção das peças devido à restrição dos canais ($\varnothing 3$ mm), os quais limitavam o escoamento do material e impossibilitava o preenchimento das cavidades [9]. As setas vermelhas indicam a localização das microcavidades.

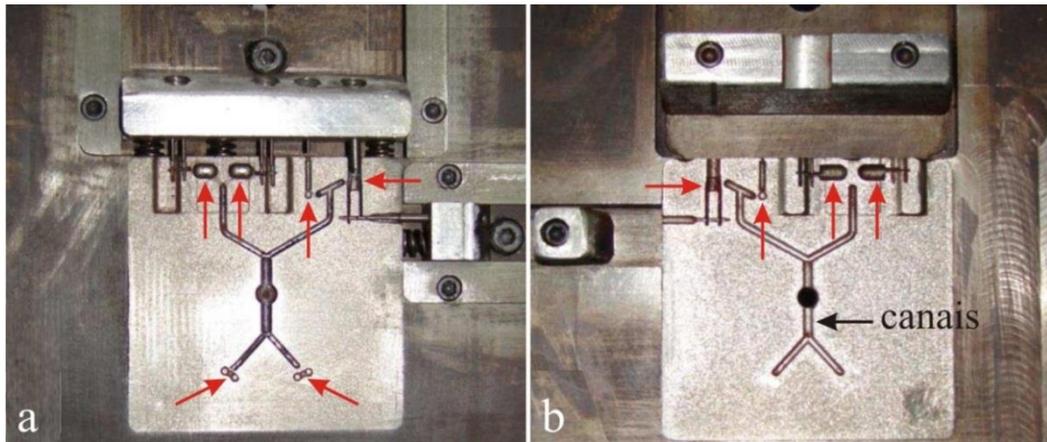


Figura 22 - (a) Lado móvel do molde e (b) Lado fixo do molde, com indicação das cavidades dos componentes da pinça [9]

Mesmo com a utilização de temperatura e pressão elevadas não foi possível o preenchimento das cavidades. Para contornar este problema, os canais foram reusinados e tiveram seus diâmetros aumentados para $\varnothing 6$ mm, o que proporcionou um aumento na área da seção transversal dos canais em 300%. Os canais reusinados são mostrados na Figura 23.



Figura 23 - Canal de injeção reusinado para $\varnothing 6$ mm[9].

Os longos canais de injeção e o não aquecimento do molde podem comprometer o sucesso do processo *MIM* ou μ *MIM*. Baseado nisto, a empresa BASF[®] fornece um pequeno catálogo que contém informações sobre projeto de moldes para a utilização da matéria prima CATAMOLD[®]. Algumas características são listadas a seguir [44]:

- Utilização de canais mais curtos possíveis;
- Área da seção dos canais o maior possível;
- Evitar cantos vivos;

- A utilização de “câmaras quentes” é rentável para largas produções, pois minimiza as pressões de injeção e reduz o tempo de ciclo de injeção.

Através da utilização de um sistema de câmara quente, além da redução dos caminhos de fluxo, o material preenche a cavidade com temperatura mais homogênea, visto que as perdas térmicas por contato são reduzidas [64]. A utilização da câmara quente em um molde tem como desvantagem os altos custos para fabricação e ou aquisição deste sistema, e também necessita de mão de obra especializada, porém o ganho em produtividade é substancial [65].

A câmara quente é alimentada por corrente elétrica e o aquecimento é obtido por meio de resistências existentes no conjunto que vai montado ao molde [64]. A Figura 24 apresenta um sistema de câmara quente comumente utilizado em moldes de injeção.

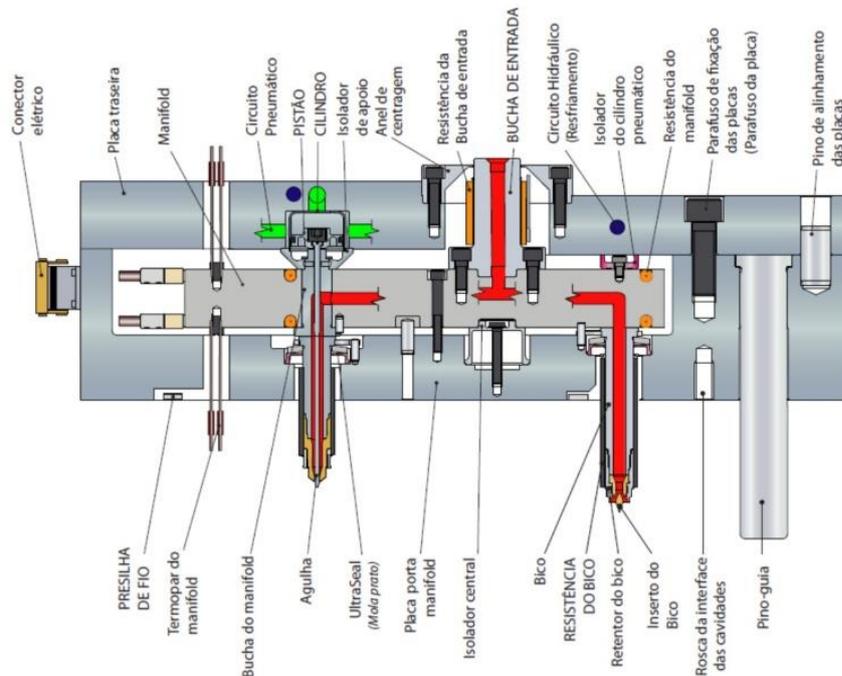


Figura 24 - Molde com câmara quente e seus componentes [66].

2.5.2. Métodos de fabricação de Cavidades (insertos)

Em geral, os diversos processos de usinagem são capazes de fabricar as cavidades dos moldes utilizadas no *MIM* ou μ *MIM*, porém em alguns casos estes processos não são capazes de reproduzir cavidades extremamente reduzidas, tal como àquelas utilizadas em μ *MIM*. Os principais métodos utilizados na fabricação de insertos (cavidades) para a μ *MIM* são [5]:

- Microusinagem;

- Sinterização a laser;
- *LIGA* (Litografia, Eletroformação e Moldagem).

2.5.2.1. Microusinagem

A microusinagem utiliza os mesmos equipamentos utilizados na usinagem convencional, se diferenciando apenas no tamanho das ferramentas utilizadas e peças produzidas. Devido à diminuição no tamanho das ferramentas, altas velocidades de corte são exigidas, uma vez que a rotação da ferramenta é inversamente proporcional ao seu tamanho, conforme é mostrado na Equação (5) [50, 67].

$$V_c = \frac{\pi \times d \times n}{1000} \quad \text{Eq. (5)}$$

Onde

V_c = velocidade de corte (m/min)

d = diâmetro da peça ou ferramenta (mm)

n = número de rotações por minuto (RPM).

A Figura 25 mostra algumas ferramentas utilizadas na microusinagem.

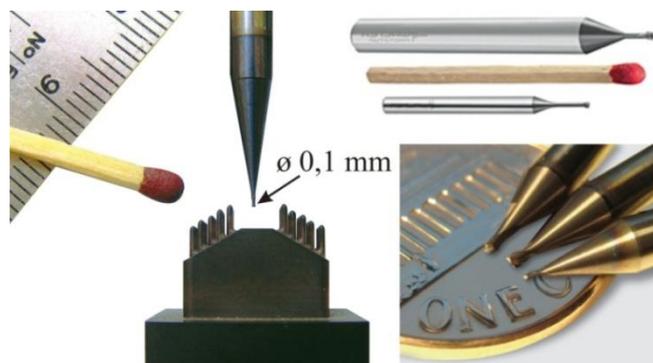


Figura 25 - Ferramentas utilizadas na microusinagem [68, 69, 70].

Diferentes tipos de microusinagem estão disponíveis na fabricação de peças e componentes mecânicos, os quais podem ser divididos em: microtorneamento, microfresagem, microfuração, microeletroerosão, microretificação [67]. A Figura 26 mostra um molde fabricado por microusinagem.



Figura 26 - Molde fabricado através de microusinagem [71]

O avanço tecnológico na fabricação de máquinas operatrizes, principalmente as chamadas CNC's (Comando Numérico Computadorizado) tem aberto cada vez mais a possibilidade de fabricação de peças com geometrias e tamanhos diversos, pois possibilita agregar ao processo altíssimas velocidades de corte, confiabilidade na precisão dimensional e altas taxas de remoção de material em relação a outros processos [67].

Um dos métodos de fabricação por microusinagem mais eficiente, porém menos usual, é a microeletroerosão, mais conhecida como Micro-EDM (*Micro Electrical Discharge Machining*, ou micro usinagem por descargas elétricas). O processo Micro-EDM é baseado em uma corrente contínua entre a peça e a ferramenta, mais conhecida como eletrodo. Essa corrente produz uma descarga elétrica que desagrega as partículas da peça, dando início ao processo de usinagem. Importante salientar que o eletrodo não entra em contato com a peça, pois deve formar uma folga para que seja colocado o fluido dielétrico. A peça e o eletrodo são mergulhados neste fluido, e este fica entre a peça e o eletrodo e conduz a corrente que será aplicada à peça. Os materiais mais utilizados na fabricação de eletrodos são o cobre, o grafite e o latão, especialmente por sua boa condutividade elétrica e fácil usinabilidade [50].

No processo de eletroerosão, o desenho e formato do eletrodo correspondem ao negativo do perfil da cavidade que se deseja usinar. A grande vantagem da utilização do *Micro-EDM* é a possibilidade de usinar materiais extremamente duros (aços ferramentas, por exemplo), fabricação de geometrias complexas e peças com tamanhos bastante reduzidos, na faixa de 0,05 a 0,1 mm [72]. A Figura 27 mostra um eletrodo e a peça usinada por eletroerosão.

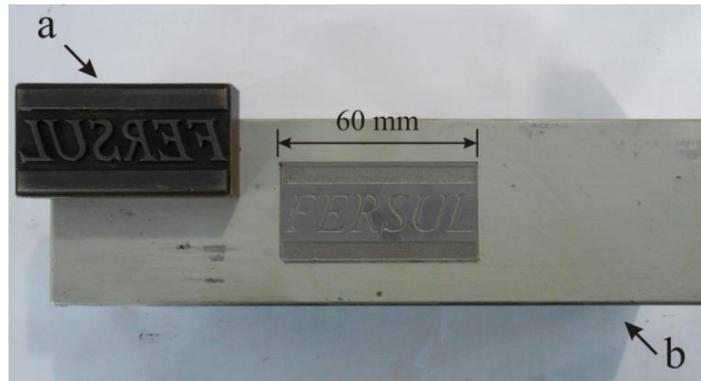


Figura 27 - (a) eletrodo de cobre; (b) peça metálica usinada por eletroerosão.

2.5.2.2. Sinterização de cavidades a laser

O processo de sinterização a laser permite a fabricação de peças e componentes através da adição de diversas camadas de pós, que posteriormente são unidas pela atuação do feixe de laser [73].

O processo tem início a partir da geração de um modelo 3D da peça que se deseja produzir. Um programa apropriado fatia esse modelo em inúmeras camadas, que podem variar de 20μ a 60μ . A partir daí, um distribuidor de pó espalha o pó em camadas, e a cada camada colocada, o laser incide sobre a área que deve ser sinterizada, promovendo a fusão do material e ligando uma camada às outras [73, 74]. A Figura 28 ilustra o processo da sinterização a laser.

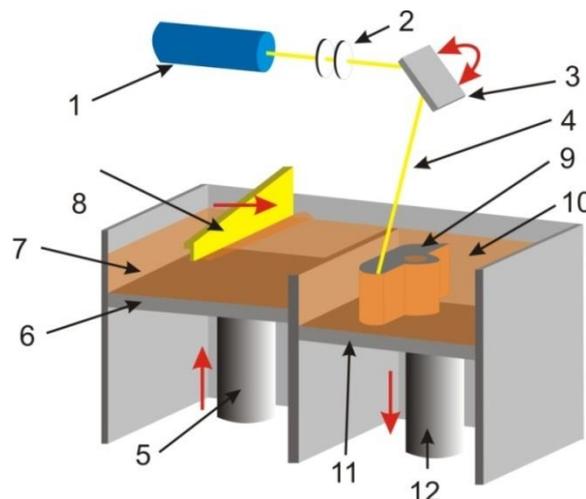


Figura 28 - Sinterização a laser [73]

As principais partes deste sistema mostrados na Figura 28 são:

1. Laser

2. Lentes
3. Espelho para escaneamento (X e Y)
4. Feixe de laser
5. Pistão acionador da plataforma dispersora
6. Plataforma dispersora de pó
7. Armazenamento de pó
8. Braço espalhador de pó
9. Peça sinterizada
10. Bandeja recolhadora de pó
11. Plataforma de fabricação
12. Pistão acionador da plataforma de fabricação.

O processo de sinterização a laser permite a fabricação de insertos e moldes com todos os detalhes necessários (ex: furação de refrigeração), não necessitando de processos posteriores. Porém este processo gera altos custos, relacionados aos equipamentos a serem utilizados [74].

2.5.2.3. Litografia, Eletroformação e Moldagem (*LIGA*)

A tecnologia *LIGA* (*Lithography, Electroplating and Molding* - Litografia, Eletroformação e Moldagem) é um processo de fabricação que se caracteriza pela capacidade de reproduzir peças de tamanhos extremamente reduzidos, com geometrias complexas e de diversos materiais, como plásticos, cerâmicas e metais [75]. A Figura 29 mostra de forma simples como funciona o processo *LIGA*.

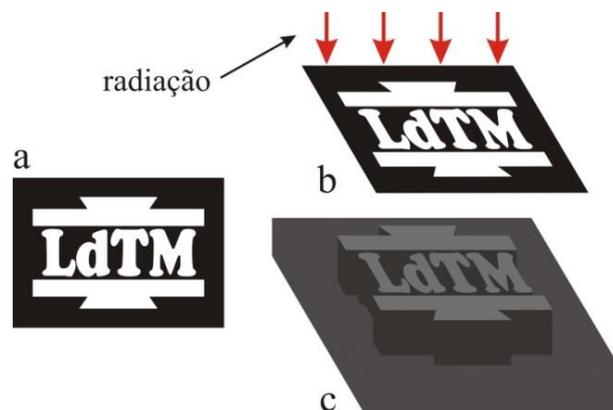


Figura 29- Etapas da litografia: (a) Máscara litográfica; (b) Incidência dos raios-X ou UV através da máscara litográfica sob o material; (c) Material densificado [Adaptação 75]

Outra característica importante é que esta técnica possibilita a fabricação de insertos para moldes, que podem ser utilizados para produção em larga escala [5].

De forma geral, o processo ocorre através da incidência de um raios-X ou UV, que atravessa as chamadas máscaras litográficas em suas regiões claras e são retidas pelas regiões escuras. Isto se dá pela projeção da imagem em uma resina fotossensível, chamada fotorresiste. Após isso, acontece a densificação do material atingido pela radiação e este torna-se insolúvel, assim bastando eliminar o material que não foi atingido pela radiação [5, 75].

2.6. Redes Neurais Artificiais – RNA (*ANN - Artificial Neural Networks*)

A RNA (Rede Neural Artificial) pode ser definida como um método de transformação e modelamento estatístico que analisa os parâmetros de entrada de um determinado processo e quantifica a influência destes parâmetros nas variáveis de saída [76].

Quando um determinado processo utiliza diversos parâmetros de entrada e conseqüentemente possuiu variáveis de saída torna-se difícil estabelecer quais destes parâmetros foram realmente importantes e relevantes nos resultados finais. Neste sentido, o delineamento estatístico dos dados de entrada através das RNA's fornece quais os parâmetros determinantes e significativos nas variáveis de saída [76]. As RNA's são utilizadas há vários anos nos mais variados setores industriais e de pesquisas, pois através dela são possíveis os controles de dados, previsão, otimização e padronização dos processos de produção [77].

O sistema é composto, basicamente, de camadas subdivididas em camadas de entrada, camadas intermediárias e camadas de saída. As camadas de entrada são os parâmetros do processo, as camadas intermediárias são onde ocorrem os processamentos das informações e as camadas de saída são os dados analisados [76]. Um exemplo de RNA é mostrado na Figura 30.

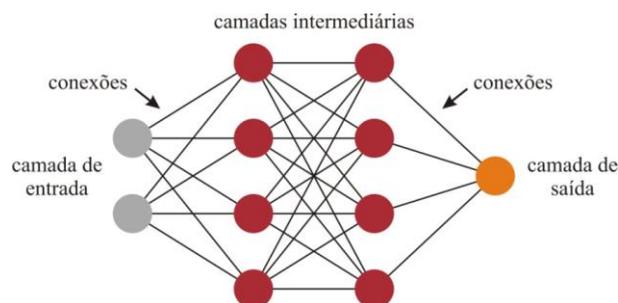


Figura 30 - Exemplo de uma Rede Neural Artificial [78]

A utilização das RNA's são de extrema importância quando se trata da predição das variáveis de saída, desde que estejam bem estruturados os parâmetros de entrada [78]. A partir dos parâmetros de entrada e os valores de saída obtidos pode-se criar equações que são capazes de prever outros ensaios não realizados, assim alterando apenas os parâmetros de entrada. Para a geração destas equações são utilizados programas de estatística [79].

Para quantificar a confiabilidade das equações na predição das variáveis de saída, o programa estatístico gerador da equação retorna um valor conhecido como R^2 (R-quadrado) [79, 80]. Cada equação gerada pelo programa possui um valor de R^2 , e este pode variar de 0 a 1 (0 a 100%). Quanto mais este valor se aproximar de 1 (ou 100%) melhor será o ajuste da equação em relação aos dados encontrados nos experimentos, ou seja, a equação será capaz de prever os resultados das variáveis de saída, não necessitando experimentos para isso [80]. Porém as análises devem ser feitas caso a caso, uma vez que valores baixos de R^2 não significam que a equação não está ajustada aos dados dos encontrados nos experimentos [79].

2.7. Ensaios de Injetabilidade

Injetabilidade é um termo muito utilizado no processo *MIM* e μ *MIM* e pode ser conceituado como a facilidade que uma matéria prima tem em preencher por inteiro as cavidades do molde, visando à obtenção de peças dentro das especificações de produção [81].

As variáveis de injeção, tais como temperatura de injeção, temperatura do molde, velocidade de injeção e pressão de injeção devem ser rigorosamente controladas no processo, visto que dependendo das condições pode haver segregação do pó e sistema aglutinante durante o processo *MIM* ou μ *MIM*. [2].

Quando os materiais utilizados no *MIM* ou μ *MIM* são comparados com os materiais termoplásticos, observa-se que estes possuem maior condutividade térmica, e desta forma, estes materiais em contato com as paredes do molde tendem a se solidificar mais rapidamente. Por este motivo, altas velocidades de injeção são necessárias para o preenchimento total das cavidades, porém velocidades muito altas podem causar mudanças bruscas na direção do fluxo do material, e desta forma pode ocorrer o acúmulo de pó e, conseqüentemente, sua separação do sistema aglutinante [2, 82⁴]. Isto pode interferir e prejudicar a densificação final

⁴K. F. Hens, *Tooling and injection moulding powder injection moulding*. Proceedings of the International Powder Injection Moulding Symposium. USA. 1995. Apud referência 54

da peça, assim não atendendo certas especificações finais do produto [81]. A Figura 31 mostra como ocorre a separação do pó e sistema aglutinante.

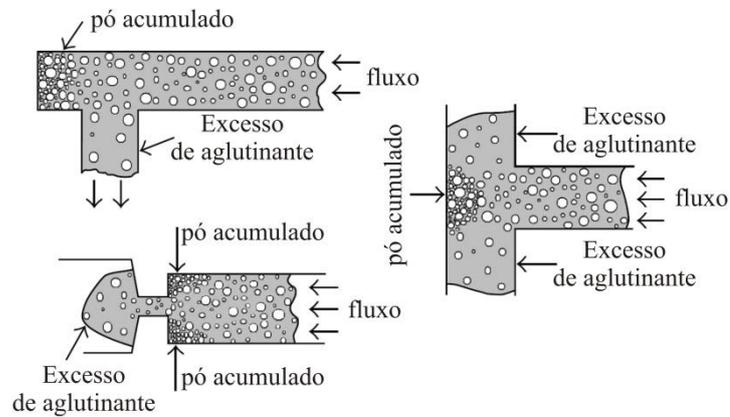


Figura 31 - Separação do pó e sistema aglutinante durante a mudança na direção do fluxo [2]

Para se obter as características de injetabilidade das matérias primas utilizadas no *MIM* ou μ *MIM* um molde que propicie a separação entre o pó e sistema aglutinante é necessário. Um modelo de molde para esta finalidade é mostrada na Figura 32.

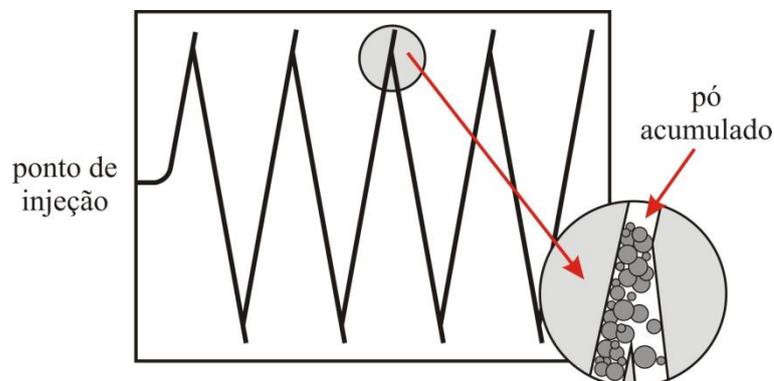


Figura 32 - Canais em zig-zag para testes de injetabilidade nos processos *MIM* e μ *MIM* [2]

Os canais em zig-zag propiciam uma mudança brusca no caminho do fluxo da matéria prima, e conforme mostrado na Figura 32, a tendência é que o pó se acumule nas regiões onde ocorrem as mudanças na direção do fluxo [81]. A partir destes ensaios, os parâmetros de injeção (temperatura de injeção, temperatura do molde, velocidade de injeção) e as variáveis de saída (peso, densidade, comprimento do caminho de fluxo, volume e pressão de injeção) são analisados com o intuito de determinar as melhores condições para o processo [2, 81].

3. Análise experimental

3.1. Considerações gerais

Neste capítulo são abordados a metodologia, os materiais, os equipamentos e os resultados dos experimentos realizados. As etapas desenvolvidas são mostradas no fluxograma da Figura 33.

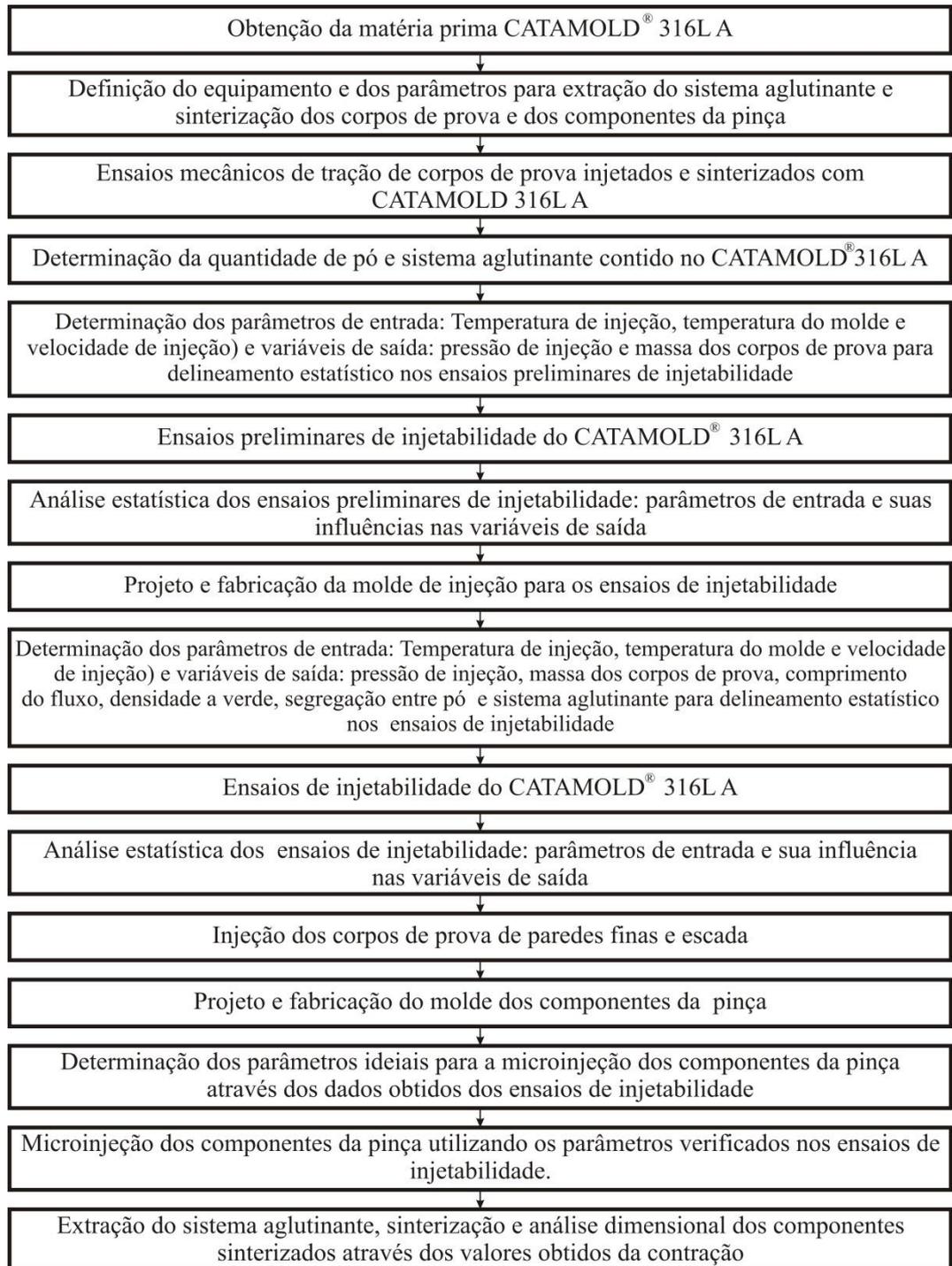


Figura 33 - Diagrama das etapas de desenvolvimento do trabalho.

3.2. Matéria prima

Uma quantidade de 10 kg da matéria prima CATAMOLD[®] 316L A foi doada pela empresa BASF[®]. Trata-se de uma matéria prima que possui o sistema aglutinante baseado em poliacetal e pó de aço inoxidável austenítico com baixo teor de carbono, inferior a 0,03% em peso. O tamanho da partícula citado no catálogo da matéria prima situa-se na faixa de 7 a 15 μm . Após a sinterização, o componente fabricado com CATAMOLD[®] 316L A possui a composição mostrada na Tabela 2.

Tabela 6- Composição química da matéria prima CATAMOLD[®] 316L A [32]

| C (%) | Cr (%) | Ni (%) | Mo (%) | Mn (%) | Si (%) | Fe |
|-------------|---------|---------|--------|----------|----------|----------|
| ≤ 0.03 | 16 - 18 | 10 - 14 | 2 - 3 | ≤ 2 | ≤ 1 | Restante |

3.3. Caracterização da matéria prima

3.3.1. Calorimetria Diferencial de Varredura e Análise Termogravimétrica (*DSC* e *TGA*)

Foi realizado um ensaio *DSC* em uma amostra do CATAMOLD[®] 316L A para que se pudesse verificar em qual temperatura ocorre a fusão e a degradação do poliacetal. Juntamente, foi obtida a análise termogravimétrica (curva *TGA*), que analisa a perda de massa de acordo com o aumento da temperatura. Este ensaio foi realizado em um equipamento da marca SDT-Q 600.

O ensaio *DSC* realizado no CATAMOLD[®] 316L A é mostrado na Figura 34.

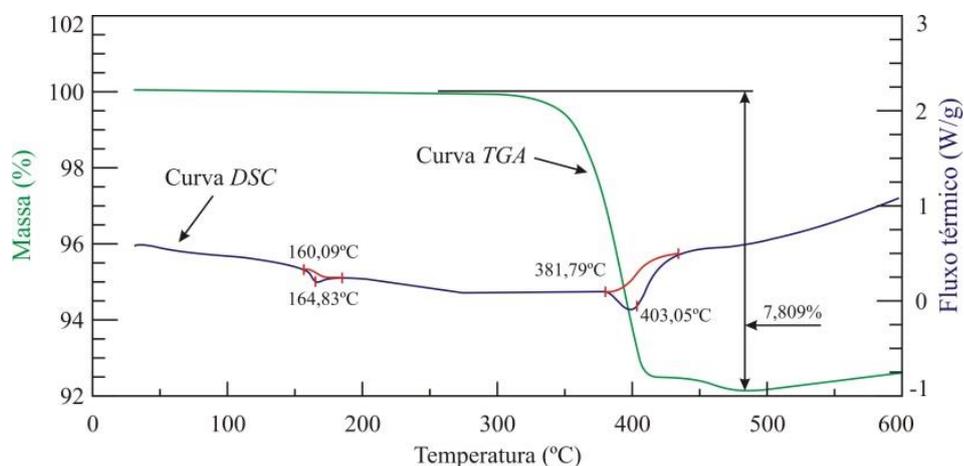


Figura 34 – Curvas *DSC* e *TGA* mostrando a temperatura de fusão e degradação da matéria prima.

A curva *DSC* mostra que entre as temperaturas 160,09 e 164,83 °C ocorreu a fusão do poliacetal. Já entre as temperaturas 381,78 °C e 403,05 °C ocorreu a degradação do sistema aglutinante, onde é verificado a perda de massa.

3.3.2. Reologia da matéria prima

A avaliação reológica da matéria prima foi realizada em um reômetro capilar da marca Ceast[®], modelo *Smart Rheo* com célula de carga de 20 kN, conectado a um computador para a aquisição de dados. A matriz utilizada possui $\varnothing 1$ mm e comprimento de 30 mm. Utilizaram-se três temperaturas: 170, 190 e 210 °C. A temperatura de injeção do CATAMOLD[®] 316L A, conforme o catálogo do produto, é de 190 °C, e desta forma determinou-se uma temperatura abaixo e outra acima a fim de comparar os resultados. As taxas de cisalhamento foram determinadas visando a comparação dos resultados com aqueles encontrados na literatura, sendo estes valores 10, 100, 1000 e 10000 s⁻¹.

Os valores da viscosidade aparente em função da taxa de cisalhamento aparente para as três temperaturas utilizadas nos ensaios de reologia são mostrados na Tabela 7.

Tabela 7 - Viscosidade aparente x taxa de cisalhamento aparente do CATAMOLD 316L A

| tx. Cis. AP (s ⁻¹) | Visc. AP (Pas * s) | tx. Cis. AP (s ⁻¹) | Visc. AP (Pas * s) | tx. cis. AP (s ⁻¹) | Visc. AP (Pas * s) |
|--------------------------------|--------------------|--------------------------------|--------------------|--------------------------------|--------------------|
| 10 | 4655,83 | 10 | 2552,5 | 10 | 993,33 |
| 100 | 558,75 | 100 | 446,75 | 100 | 172,42 |
| 250 | 372,5 | 250 | 314,47 | 250 | 190,57 |
| 500 | 249,7 | 500 | 190,32 | 500 | 122,77 |
| 1000 | 284,92 | 1000 | 190,61 | 1000 | 112,24 |
| 2000 | 122,23 | 2000 | 163,19 | 2000 | 5,85 |
| - | - | 4000 | 37,28 | 4000 | 1,75 |

A Figura 35 mostra o gráfico gerado a partir da Tabela 7.

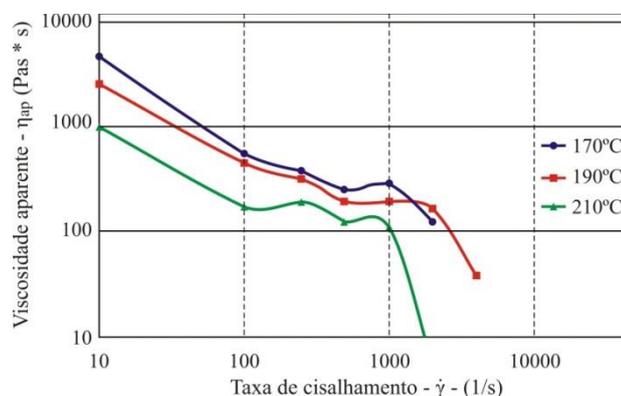


Figura 35 - Viscosidade aparente em função da taxa de cisalhamento aparente da matéria prima CATAMOLD 316L A para três temperaturas distintas: 170, 190 e 210 °C.

A Figura 35 mostra que devido o aumento da taxa de cisalhamento houve uma queda gradativa na viscosidade aparente. Nesta avaliação também se pôde verificar que conforme a temperatura do ensaio aumenta para uma mesma taxa de cisalhamento a viscosidade diminui.

3.4. Análise estatística através das Redes Neurais Artificiais

Para a análise estatística dos dados obtidos dos ensaios de injetabilidade, utilizou-se o programa *Statgraphics Centurion XV*, tendo como principal objetivo identificar quais variáveis foram significativas para o processo e nas propriedades das peças injetadas.

Este recurso foi utilizado nos ensaios preliminares de injetabilidade e ensaios de injetabilidade, e a influência dos parâmetros de injeção sobre as variáveis de saída puderam ser analisadas. Os parâmetros de entrada utilizados no delineamento estatístico são: temperatura de injeção, temperatura do molde e velocidade de injeção. As variáveis de saída analisadas nos ensaios preliminares de injetabilidade e ensaios de injetabilidade são: pressão de injeção, massa dos corpos de prova, comprimento do fluxo dos corpos de prova zig-zag, densidade a verde dos corpos de prova zig-zag e segregação pó e sistema aglutinante dos corpos de prova zig-zag.

Com a entrada dos parâmetros de injeção e os valores de saída, o programa é capaz de prever quais foram os parâmetros mais influentes nas variáveis de saída. Gráficamente, estas influências são mostradas através de gráficos de Pareto, onde cada barra horizontal é relacionada a um parâmetro de injeção. Além disso, a linha vertical vermelha existente no diagrama de Pareto indica a linha de significância dos parâmetros em relação às variáveis, ou seja, a barra horizontal referente a cada parâmetro de injeção deve ultrapassar esta linha de significância para ser considerado estatisticamente influente. Questões mais abrangentes sobre o efeito padronizado e a linha de significância não foram estudadas e pesquisadas neste trabalho, visto que estes gráficos serviram somente para o entendimento de como e quais os parâmetros de injeção influenciaram nos valores das variáveis de injeção.

3.5. Equipamento e parâmetros para a extração do sistema aglutinante e sinterização

A extração do sistema aglutinante e sinterização de todos os corpos de prova e componentes obtidos na injeção foram feitas em um forno contínuo, onde a remoção do

sistema aglutinante e sinterização são feitas uma posteriormente à outra, respectivamente. Nesta etapa foram utilizados os seguintes parâmetros:

- Temperatura de extração química (catalítica) a 130 °C (atmosfera N₂ + ácido nítrico) – tempo de processo 6h.
- Temperaturas de pré-sinterização por zona (395/ 475/ 550/ 615/ 645 °C) (atmosfera 100% H₂) – tempo de processo 3h
- Temperaturas de sinterização por zona (900/ 1175/ 1380/ 1380/ 1100 °C) +2h resfriamento sem controle (atmosfera 100% H₂) – tempo de processo 5h
- Tempo total de processo 14h.

Os componentes da pinça foram sinterizados em uma empresa que possui fornos contínuos de sinterização e trabalham com a matéria prima CATAMOLD[®] 316 L A. Os parâmetros utilizados para extração do sistema aglutinante e sinterização são os mesmos utilizados pela empresa na fabricação dos seus produtos.

Os parâmetros de extração do sistema aglutinante e sinterização citados acima são os mesmos utilizados pela empresa responsável pela sinterização dos componentes da pinça. Como esta empresa trabalha com a matéria prima CATAMOLD[®] 316 L A na fabricação dos seus produtos, a mesma utiliza as etapas e parâmetros mais apropriados para a produção de peças que atenda seu padrão de qualidade.

Um forno contínuo semelhante ao utilizado pela empresa é mostrado na Figura 36.



Figura 36 - Forno contínuo (extração do sistema aglutinante e sinterização) da marca Elino[®] [83].

3.6. Caracterização dos corpos de prova para ensaios de tração

3.6.1. Moldagem por injeção dos corpos de prova de tração

Os corpos de prova de tração foram injetados e sinterizados utilizando os parâmetros descritos no catálogo BASF®. As dimensões dos corpos de prova seguiram a norma *MPIF Standard 50*, que se refere aos corpos prova de tração para peças fabricadas por *MIM*. O desenho do corpo de prova é mostrado na Figura 37.

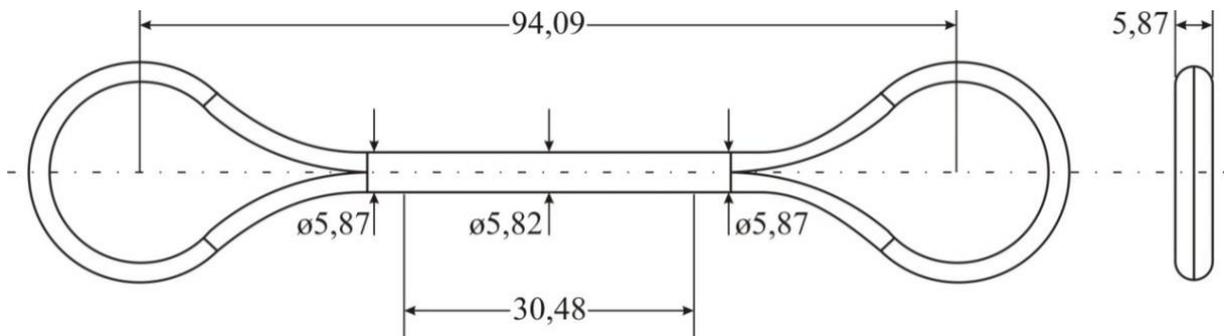


Figura 37 - Corpo de prova de tração para peças fabricadas via *MIM* [Adaptação 84]

O comprimento útil de 30,48 mm é cônico e o diâmetro central da peça é menor, visando, no momento do ensaio de tração, o rompimento nesta região. As dimensões dos corpos de prova sinterizados utilizados no ensaio de tração são mostradas na Figura 38.

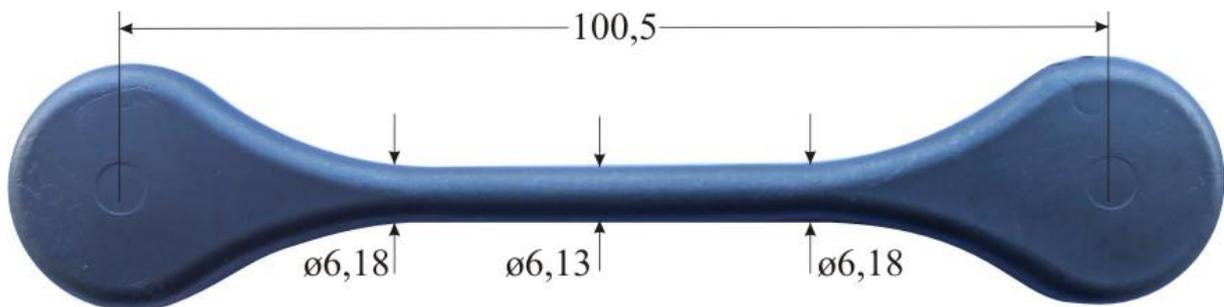


Figura 38 - Corpo de prova de tração sinterizado para os ensaios de tração.

Verificou-se que as dimensões dos corpos de prova de tração utilizados no ensaio não estavam de acordo com as especificações do desenho (Figura 39). A densificação calculada através das dimensões dos corpos de prova ficou em torno de 91,145%, pois os diâmetros centrais dos corpos de prova ($\text{ø}5,82$ mm, conforme Figura 39) ficaram com $\text{ø}6,13$ mm após a sinterização (Figura 40).

Os ensaios de tração foram realizados no Laboratório de Materiais Poliméricos da UFRGS (Lapol), utilizando o equipamento da marca *Ceast*[®] com célula de carga de 100 kN.

Os corpos de prova de tração foram ensaiados utilizando duas velocidades de deformação: 1 e 10 mm/min. Foram utilizados estes dois valores visto que a máquina estava ajustada para estas duas velocidades de deformação. Na Tabela 8 são mostrados os valores de carga máxima e tensão máxima no momento da ruptura dos corpos de prova.

Tabela 8 - Valores de força e tensão dos ensaios de tração

| Corpo de prova | $Q_{\text{máx}}$ (kN) | $\sigma_{\text{máx}}$ (MPa) |
|--------------------------------------|-----------------------|-----------------------------|
| Velocidade de deformação = 10 mm/min | | |
| 1 | 14,6 | 495,5 |
| 2 | 13,6 | 461,9 |
| 3 | 14,0 | 473,7 |
| 4 | 13,2 | 447,8 |
| Velocidade de deformação = 1 mm/min | | |
| 1 | 13,7 | 464,6 |
| 2 | 14,4 | 489,6 |
| 3 | 12,1 | 409,7 |
| 4 | 13,8 | 467,8 |

A Figura 39 mostra os corpos de prova utilizados nos ensaios de tração.



Figura 39 - Corpos de prova utilizados no ensaio de tração

3.6.2. Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Para análise microscópica das fraturas dos corpos de prova de tração foi utilizado o Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) do centro de microscopia da UFRGS, da marca JEOL, modelo 5800 com *EDS* acoplado.

Após os ensaios de tração, foram selecionados 2 corpos de prova para análises microscópicas, um para cada velocidade de deformação. A Figura 40 mostra os dois corpos de prova utilizados na microscopia eletrônica de varredura.



Figura 40 - Fraturas dos corpos de prova tracionados com velocidade de deformação (a) 1 mm/min; (b) 10 mm/min

Mediante inspeção visual, notou-se que as fraturas ocorridas nos corpos de prova sofreram pouca deformação plástica. Isto também pode estar relacionado à baixa densificação dos corpos de prova. A Figura 41 mostra a fratura dos corpos de prova tracionados com velocidade de deformação igual a 1 mm/min (as setas em vermelho indicam os poros).

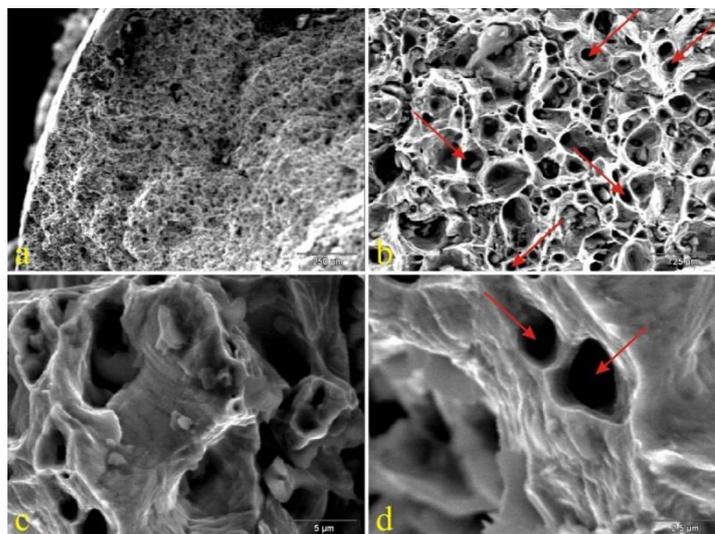


Figura 41 - MEV das fraturas dos corpos de prova com taxa de deformação de 1 mm/min. Ampliações: (a) 90x; (b) 1000x; (c) 5000x; (d) 10000x

A Figura 42 mostra a fratura dos corpos de prova tracionados com velocidade de deformação igual a 10 mm/min (as setas em vermelho indicam os poros).

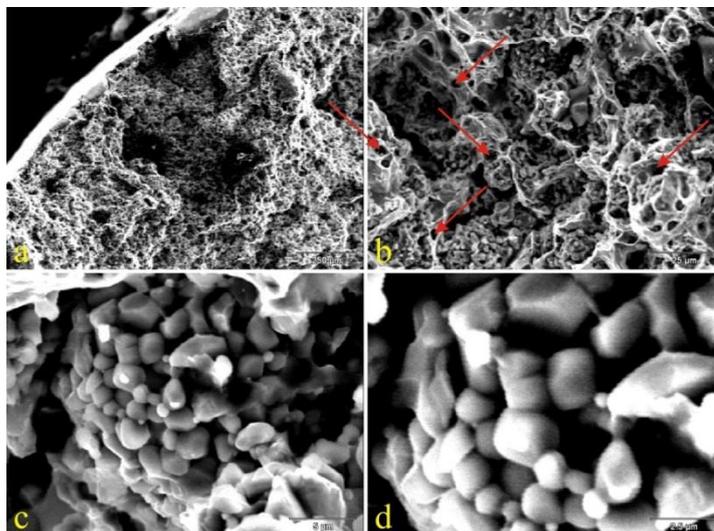


Figura 42 - MEV das fraturas dos corpos de prova com taxa de deformação de 10 mm/min. Ampliações: (a) 90x; (b) 1000x; (c) 5000x; (d) 10000x

As Figuras 41 e 42 mostram a alta porosidade encontrada nos núcleos e uma sinterização mais completa nas extremidades dos corpos de prova. Esta quantidade de poros pode ter sido afetada pelo tempo em que as peças ficaram no forno de sinterização ou até mesmo pelo tamanho da peça, que pode interferir e dificultar a sinterização [2]. Os limites de resistência à tração inferiores à literatura podem ser explicados pela grande quantidade de poros dos corpos de prova, que servem como propagação de trincas no momento do esforço uniaxial (tração).

A Tabela 9 mostra a média dos elementos químicos encontrados no ensaio *EDS*.

Tabela 9 - Média dos elementos encontrados no ensaio *EDS* (%)

| | Cr | Ni | Fe | Mn | Si | Outros elementos |
|--------------------|-------|-------|-------|------|------|------------------|
| Ampliação 90x | 21,59 | 11,04 | 60,80 | 2,75 | 2,24 | 1,60 |
| Ampliação 1000x | 17,92 | 10,33 | 63,61 | 1,70 | 0,16 | 6,28 |
| Ampliação de 5000x | 19,10 | 7,89 | 64,09 | - | 0,45 | 8,47 |

O ensaio *EDS* mostrou a grande concentração de ferro, cromo e níquel, elementos abundantes nos aços inoxidáveis austeníticos. De acordo com a ampliação feita, a concentração dos elementos variou, porém de uma forma geral as concentrações ficaram dentro do especificado no catálogo do CATAMOLD®.

3.7. Moldagem por injeção

Para facilitar a leitura e a interação entre textos e figuras, os seguintes símbolos serão utilizados:

- P_i – pressão de injeção (bar);
- V_i – velocidade de injeção (cm^3/s);
- T_i – temperatura de injeção ($^\circ\text{C}$);
- T_m – temperatura do molde ($^\circ\text{C}$).

3.7.1. Determinação da quantidade de pó e sistema aglutinante

Para a determinação da quantidade de pó e sistema aglutinante existente no CATAMOLD[®] 316L A foram injetados corpos de prova em uma injetora de baixa pressão, em um molde com uma cavidade em forma de gravata e sem canais de injeção, o que facilita o preenchimento total da cavidade e elimina a possibilidade de segregação do pó e sistema aglutinante. Neste ensaio foi utilizada a injetora da marca *Thermo Scientific*[®], modelo *Haake Minijet II*, com pressão de injeção máxima de 900 bars do Laboratório de Materiais Poliméricos da UFRGS (Lapol).

Os seguintes parâmetros foram utilizados neste ensaio: $T_i = 190\text{ }^\circ\text{C}$ (mesma temperatura de injeção citada no catálogo), $T_m = 60\text{ }^\circ\text{C}$ e $P_i = 600\text{ bar}$.

O molde utilizado na injetora de baixa pressão é mostrado na Figura 43.



Figura 43-Molde cônico com cavidade ISO 527-2 para ensaios mecânicos de termoplásticos.

Este corpo de prova é utilizado em ensaios de tração para materiais termoplásticos. A Figura 44 mostra os corpos de prova gravata obtidos no processo de injeção na injetora de baixa pressão.



Figura 44 - Corpos de prova tipo gravata utilizados na determinação da quantidade de pó e sistema aglutinante da matéria prima.

A Tabela 10 mostra as medidas da massa e densidade para os corpos de prova tipo gravata.

Tabela 10 - Massa e densidade dos corpos de prova tipo gravata

| | Gravata 1 | Gravata 2 | Gravata 3 | Gravata 4 | Gravata 5 | média |
|--|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|--------|
| Massa(g) | 7,1460 | 7,1224 | 7,0918 | 7,1616 | 7,1325 | 7,1309 |
| Densidade (g/cm ³) | 5,4338 | 5,3970 | 5,3934 | 5,4140 | 5,3928 | 5,4062 |
| Volume de preenchimento = 1.2736 cm ³ | | | | | | |

Utilizando a massa média dos corpos de prova tipo gravata e a perda de massa obtida no ensaio de *TGA*, foi possível estimar a quantidade de pó e sistema aglutinante contida na matéria prima. A perda de massa verificada no ensaio *TGA* corresponde à quantidade de sistema aglutinante presente na matéria prima. Este ensaio apontou perda de massa de 7,8%, como mostrado no ensaio *TGA* da Figura 35.

Para determinar a quantidade de sistema aglutinante presente na matéria prima, a seguinte equação foi utilizada:

$$M_{sa} \text{ (g)} = M_{icpg} \text{ (g)} - M_{fcpg} \text{ (g)} \quad \text{Eq. (6)}$$

Onde:

M_{sa} = massa do sistema aglutinante (g)

M_{icpg} = massa inicial do corpo de prova tipo gravata (g)

M_{fcpg} = massa final do corpo de prova tipo gravata (g)

Para determinar a quantidade de pó presente na matéria prima, a seguinte equação foi utilizada:

$$M_{pcpg} \text{ (g)} = M_{icpg} \text{ (g)} - M_{sa} \text{ (g)} \quad \text{Eq. (7)}$$

Onde:

M_{pcpg} = massa do pó do corpo de prova tipo gravata (g)

M_{icpg} = massa inicial do corpo de prova tipo gravata (g)

M_{sa} = massa do sistema aglutinante (g)

Com a utilização das equações 6 e 7 pôde-se calcular os respectivos valores de massa do pó e sistema aglutinante contidos nos corpos de prova tipo gravata. A Tabela 11 mostra estes cálculos.

Tabela 11 - Valores calculados para massa de pó (g) e sistema aglutinante (g)

| Massa total do corpo de prova (g) | Perda de massa (%) | M_{sa} (g) | M_{pcpg} (g) | Massa do pó (%) |
|-----------------------------------|--------------------|--------------|----------------|-----------------|
| 7.131 | 7.81 | 0.557 | 6.574 | 92.191 |

Através dos valores mostrados na Tabela 11, pôde-se estimar a concentração volumétrica do pó e do sistema aglutinante contidos na matéria prima, considerando a densidade do pó de aço inoxidável 316L 8,000 g/cm³ [2].

Para estimar o volume em cm³ e em % do pó foi utilizada a seguinte equação:

$$\text{Vol}_p \text{ (cm}^3\text{)} = M_{pcpg} \text{ (g)} / D_p \text{ (g/cm}^3\text{)} \quad \text{Eq. (8)}$$

Onde:

Vol_p = Volume de pó (cm³)

M_{pcpg} = massa do pó do corpo de prova tipo gravata (g)

ρ_P = densidade do pó (g/cm^3)

Para estimar o volume em cm^3 e em % do sistema aglutinante foi utilizada a seguinte equação:

$$\text{Vol}_{\text{sa}} (\text{cm}^3) = \text{Vol}_{\text{cpg}} (\text{cm}^3) - \text{Vol}_p (\text{cm}^3) \quad \text{Eq. (9)}$$

Onde:

Vol_{sa} = Volume do sistema aglutinante (cm^3)

Vol_{cpg} = Volume do corpo de prova tipo gravata (cm^3)

Vol_p = Volume de pó (cm^3)

Para estimar a densidade (g/cm^3) do sistema aglutinante foi utilizada a seguinte equação:

$$\rho_{\text{sa}} (\text{g}/\text{cm}^3) = M_{\text{sa}} (\text{g}) / \text{Vol}_{\text{sa}} (\text{cm}^3) \quad \text{Eq. (10)}$$

Onde:

ρ_{sa} = densidade do sistema aglutinante (g/cm^3)

M_{sa} = massa do sistema aglutinante (g)

Vol_{sa} = volume do sistema aglutinante (cm^3)

Utilizando as equações 8, 9 e 10 foi possível estimar a quantidade de pó e sistema aglutinante contidos nos corpos de prova tipo gravata. A Tabela 12 mostra estes valores.

Tabela 12 - Estimativa da quantidade de pó e sistema aglutinante contido nos corpos de prova tipo gravata

| | | | |
|----------------------------------|---|---|---------------------------------|
| Massa do Pó (g) | Dens. pó (g/cm^3) | Vol. pó (cm^3) | Vol. pó (%) |
| 6.5740 | 8.000 | 0.82175 | 64.500 |
| Vol. peça (cm^3) | Vol. pó (cm^3) | Vol. do sistema aglutinante (cm^3) | Vol. do sistema aglutinante (%) |
| 1.2736 | 0.82175 | 0.45185 | 35.500 |
| Massa do sistema aglutinante (g) | Vol. do sistema aglutinante (cm^3) | Dens. do sistema aglutinante (g/cm^3) | |
| 0.5569 | 0.45185 | 1.232 | |

Os dados volumétricos encontrados de cada material contido na matéria prima (pó e sistema aglutinante) serviram para subseqüentes análises da segregação pó e sistema aglutinante dos corpos de prova zig-zag.

Para validar os valores encontrados acima, utilizou-se a Equação 1 [2] para o cálculo da fração volumétrica Φ de pó contido na matéria prima, como mostrado a seguir.

$$\Phi = \frac{\frac{W_P}{\rho_P}}{\frac{W_P}{\rho_P} + \frac{W_B}{\rho_B}}$$

$W_P = 92,2$ % em massa (g) (fração em massa do pó)

$W_B = 7,8$ % em massa (g) (fração em massa do sistema aglutinante)

$\rho_P = 8,000$ g / cm³ (densidade do pó [2])

$\rho_B = 1,232$ g / cm³ (densidade calculada do sistema aglutinante)

$$\Phi = \frac{\frac{92,191 \text{ g}}{8,000 \text{ g/cm}^3}}{\frac{92,191 \text{ g}}{8,000 \text{ g/cm}^3} + \frac{7,809 \text{ g}}{1,232 \text{ g/cm}^3}} = 0,645 \times 100 = 64,5\% \text{ Vol}_p$$

Calculando o volume de pó pela Equação 1 e pelas Equações 8, 9 e 10 foi encontrado o mesmo valor de 64,5 %. Este valor situa-se na faixa percentual citada por Gelin (2012), que obteve o ponto ótimo de volume de pó do aço inoxidável 316L em 66%, sendo que valores críticos situaram-se entre 68 e 70%. Para German (1997), as matérias primas utilizadas nos processos *MIM* e μ *MIM* ficam em torno de 60%. Os resultados demonstram que a matéria prima CATAMOLD[®]316L A possui quantidade elevada de pó de aço inoxidável em sua composição.

3.7.2. Ensaios preliminares de injetabilidade

Nos ensaios de injetabilidade foi utilizada uma máquina injetora da marca ARBURG[®], cujas características são listadas abaixo:

- Injetora de alta pressão - Modelo 170s.
- Unidade de fechamento, força Max. 125 kN
- Diâmetro da rosca. 15 mm
- Comprimento efetivo da rosca: 17,7 cm
- Volume do cilindro 10,6 cm³.

Os valores para os parâmetros de injeção recomendados no catálogo CATAMOLD[®] 316L A mostrados na Tabela 3 são: $T_i = 190$ °C, $T_m = 128$ °C e $V_i = 10$ cm³/s. A utilização destes valores na injeção dos corpos de prova barra de flexão mostraram-se insuficientes na obtenção de peças inteiramente preenchidas. Desta forma, o estudo dos parâmetros de injeção e suas implicações nas variáveis de saída fez-se necessário.

Cada um dos parâmetros de injeção foi dividido em três níveis: baixo (B), médio (M) e alto (A). Os parâmetros de injeção são mostrados na Tabela 13.

Tabela 13 - Parâmetros de injeção

| Código | Ti (°C) | Tm (°C) | Vi (cm ³ /s) |
|--------|---------|---------|-------------------------|
| B | 170 | 25 | 10 |
| M | 190 | 70 | 25 |
| A | 210 | 140 | 35 |

Estes valores foram estipulados em cima dos parâmetros de injeção citados no catálogo do CATAMOLD[®] 316L A e a partir dos valores obtidos nos ensaios reológicos, visando obter resultados sobre o comportamento desta matéria prima mediante diferentes parâmetros de injeção.

Para melhor compreender a influência destes parâmetros no processo de injeção e na qualidade dos corpos de prova, se obteve um total de 27 condições de injeção (projeção RNA 3³). Todas as 27 condições de processamento são mostradas e detalhadas na Tabela 14.

Tabela 14 - Parâmetros de injeção das 27 condições

| Código | Ti (°C) | Tm (°C) | Vi (cm ³ /s) |
|--------|---------|---------|-------------------------|
| BBB | 170 | 25 | 10 |
| BBM | 170 | 25 | 25 |
| BBA | 170 | 25 | 35 |
| BMB | 170 | 70 | 10 |
| BMM | 170 | 70 | 25 |
| BMA | 170 | 70 | 35 |
| BAB | 170 | 140 | 10 |
| BAM | 170 | 140 | 25 |
| BAA | 170 | 140 | 35 |
| MBB | 190 | 25 | 10 |
| MBM | 190 | 25 | 25 |
| MBA | 190 | 25 | 35 |
| MMB | 190 | 70 | 10 |
| MMM | 190 | 70 | 25 |
| MMA | 190 | 70 | 35 |
| MAB | 190 | 140 | 10 |
| MAM | 190 | 140 | 25 |
| MAA | 190 | 140 | 35 |
| ABB | 210 | 25 | 10 |
| ABM | 210 | 25 | 25 |
| ABA | 210 | 25 | 35 |
| AMB | 210 | 70 | 10 |
| AMM | 210 | 70 | 25 |
| AMA | 210 | 70 | 35 |
| AAB | 210 | 140 | 10 |
| AAM | 210 | 140 | 25 |
| AAA | 210 | 140 | 35 |

A criação dos códigos B, M e A foi feita para facilitar a manipulação e leitura dos parâmetros de injeção. Para melhor entendimento, um exemplo é mostrado abaixo.

Exemplo: Código MBA

- A primeira letra significa a temperatura de injeção (°C) – neste caso a letra M significa Temperatura de injeção média, ou seja, $T_{iM} = 190^{\circ}\text{C}$;
- A segunda letra significa a temperatura do molde (°C) – neste caso a letra B significa Temperatura do molde baixa, ou seja, $T_{mB} = 25^{\circ}\text{C}$;
- A terceira letra significa a velocidade de injeção (cm³/s) – neste caso a letra A significa Velocidade de injeção alta, ou seja, $V_{iA} = 35(\text{cm}^3/\text{s})$.

A leitura de todas as outras condições segue o mesmo princípio.

O molde dos corpos de prova, mostrado na Figura 51, foi utilizado nos ensaios preliminares de injetabilidade.

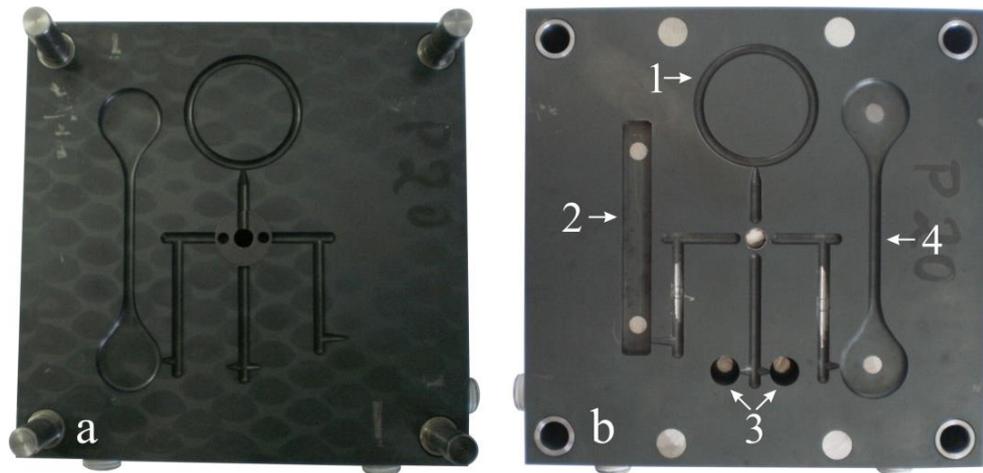


Figura 45 – Molde utilizado nos ensaios preliminares de injetabilidade: (a) Placa cavidade superior – lado fixo; (b) Placa cavidade inferior – lado móvel. Cavidades numeradas: 1 - Ensaio de campos magnéticos; 2 - Ensaio de flexão; 3 - Ensaio de compressão; 4 - Ensaio de tração.

Os ensaios preliminares de injetabilidade mostraram que o molde dos corpos de prova não permitiu o preenchimento total da cavidade barra de flexão. A Figura 46 mostra as placas cavidades do molde (superior e inferior), com restrições ao fluxo e a bucha direcionadora de fluxo presente apenas na placa cavidade superior do molde.

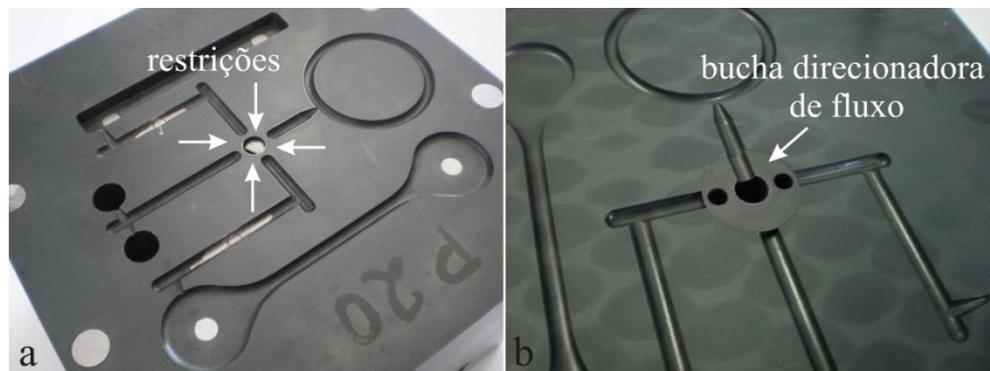


Figura 46 - Molde dos corpos de prova: (a) lado móvel; (b) lado fixo. Setas indicando as restrições ao fluxo da matéria prima e a bucha direcionadora de fluxo no lado fixo.

Apesar de cada cavidade ser injetada individualmente devido à bucha direcionadora de fluxo mostrada na Figura 46b, as restrições mostradas na Figura 46a e os canais com $\varnothing 4\text{mm}$ dificultaram o fluxo da matéria prima e não permitiram o preenchimento das cavidades, mesmo sob elevadas pressões de injeção.

Para ter certeza de que uma modificação na matriz seria necessária, trocou-se a matéria prima a fim de testar se realmente o problema era o molde ou a matéria prima testada,

neste caso o CATAMOLD[®] 316 L A. Para isto, foi utilizado o CATAMOLD[®] 8620, material este disponível no Laboratório de Transformação Mecânica. A Figura 47 mostra um corpo de prova injetado com ambas as matérias primas.



Figura 47 - Corpos de prova injetados: (a) CATAMOLD 8620; (b) CATAMOLD 316 L A.

Nota-se, através da Figura 47a, que a utilização do CATAMOLD[®] 8620 permitiu a obtenção de corpos de prova totalmente preenchidos, enquanto o CATAMOLD[®] 316L A não foi capaz de preencher as cavidades mesmo sob altas pressões de injeção (acima de 2000 bars), conforme mostrado na Figura 47b. Para possibilitar a injeção dos corpos de prova para os ensaios preliminares de injetabilidade, algumas alterações no molde foram feitas:

- Aumento dos canais de injeção, de um $\varnothing 4$ mm para $\varnothing 5$ mm (56,25% em área);
- Retirada da restrição, com a fabricação de uma bucha direcionadora de fluxo para a placa cavidade inferior, que gira como a bucha existente na placa cavidade superior.

Na Figura 48 é mostrado o desenho do projeto original e o projeto das modificações a serem feitas.

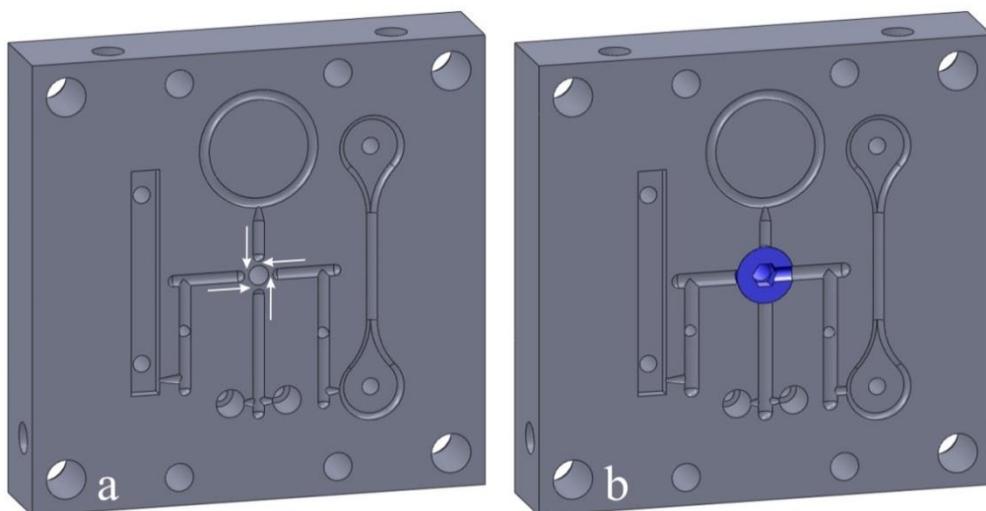


Figura 48 - Projeto da modificação do molde dos corpos de prova: (a) indicação da restrição ao fluxo; (b) remoção da restrição com bucha direcionadora de fluxo.

As alterações feitas na placa cavidade inferior do molde são mostradas na Figura 49.

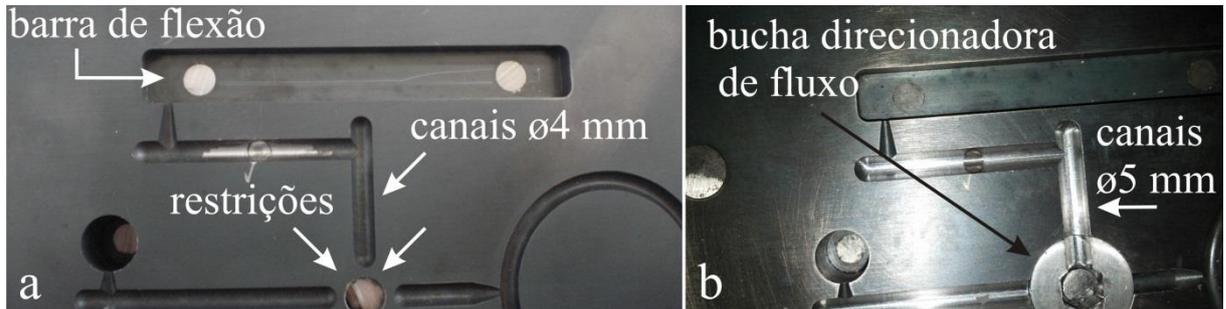


Figura 49 - Placa cavidade inferior: (a) antes das retirada da restrição ao fluxo; (b) bucha direcionadora de fluxo já montada.

O aumento dos canais de $\varnothing 4$ para $\varnothing 5$ mm e a retirada das restrições possibilitaram a injeção dos corpos de prova para os ensaios preliminares de injetabilidade. Foi escolhida a cavidade referente ao corpo de prova barra de flexão, conforme Figura 49a, devido sua geometria simples. Os corpos de prova barra de flexão injetado nas 27 condições são mostrados na Figura 50.

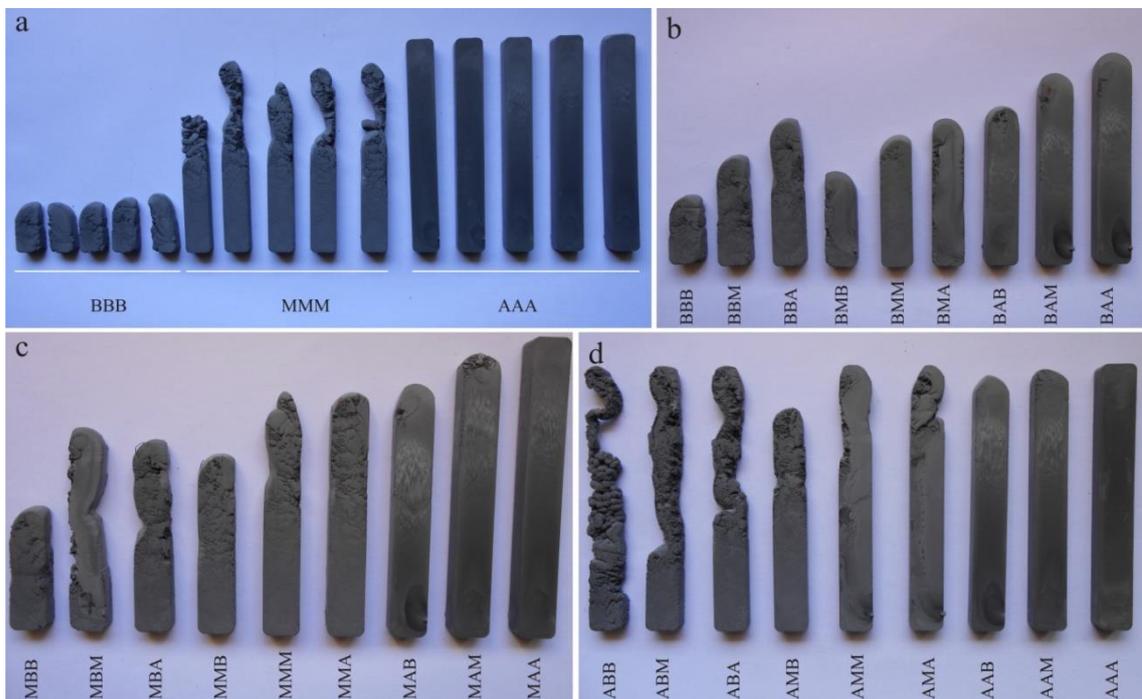


Figura 50 - Corpos de prova barra de flexão das 27 condições de injeção.

A Figura 50a mostra os corpos de prova injetados nas condições mais baixas (BBB), média (MMM) e alta (AAA). De uma forma geral, o preenchimento da cavidade foi facilitado mediante o aumento dos valores dos parâmetros de injeção. As Figuras 50b, 50c e 50d

mostram os corpos de prova barra de flexão injetados para cada uma das 27 condições de processamento, e através destas pode-se notar o aumento do preenchimento da cavidade conforme os valores dos parâmetros de injeção aumentam.

3.7.2.1. Pressão de injeção dos corpos de prova barra de flexão

Os valores da variável P_i foram obtidos em função da V_i , ou seja, não foram configurados na injetora valores limitantes para a pressão de injeção.

A Tabela 15 mostra os valores para a P_i obtidos na injeção dos corpos de prova barra de flexão.

Tabela 15 - Pressão de Injeção dos corpos de prova barra de flexão (bar)

| Condição | Cp1 | Cp2 | Cp3 | Cp4 | Cp5 | média |
|----------|------|------|------|------|------|-------|
| BBB | 1662 | 1670 | 1675 | 1665 | 1690 | 1672 |
| BBM | 1788 | 1786 | 1830 | 1816 | 1896 | 1823 |
| BBA | 2007 | 2129 | 2164 | 2141 | 2135 | 2115 |
| BMB | 1676 | 1685 | 1683 | 1692 | 1684 | 1684 |
| BMM | 1799 | 1795 | 1800 | 1801 | 1801 | 1799 |
| BMA | 1817 | 1818 | 1820 | 1825 | 1824 | 1821 |
| BAB | 1669 | 1665 | 1665 | 1670 | 1672 | 1668 |
| BAM | 1782 | 1802 | 1794 | 1794 | 1971 | 1829 |
| BAA | 1837 | 1843 | 1843 | 1842 | 1841 | 1841 |
| MBB | 1664 | 1660 | 1668 | 1666 | 1663 | 1664 |
| MBM | 1789 | 1794 | 1788 | 1792 | 1786 | 1790 |
| MBA | 1848 | 1852 | 1858 | 1849 | 1856 | 1853 |
| MMB | 1671 | 1670 | 1671 | 1665 | 1673 | 1670 |
| MMM | 1793 | 1789 | 1792 | 1787 | 1792 | 1791 |
| MMA | 1864 | 1865 | 1855 | 1863 | 1861 | 1862 |
| MAB | 1642 | 1630 | 1640 | 1643 | 1649 | 1641 |
| MAM | 1745 | 1748 | 1735 | 1749 | 1751 | 1746 |
| MAA | 1828 | 1831 | 1834 | 1823 | 1833 | 1830 |
| ABB | 1649 | 1652 | 1652 | 1655 | 1661 | 1654 |
| ABM | 1770 | 1759 | 1754 | 1759 | 1755 | 1759 |
| ABA | 1851 | 1852 | 1850 | 1856 | 1847 | 1851 |
| AMB | 1645 | 1649 | 1649 | 1654 | 1644 | 1648 |
| AMM | 1737 | 1746 | 1736 | 1726 | 1720 | 1733 |
| AMA | 1828 | 1848 | 1849 | 1860 | 1842 | 1845 |
| AAB | 1652 | 1653 | 1649 | 1652 | 1653 | 1652 |
| AAM | 1701 | 1768 | 1765 | 1772 | 1774 | 1756 |
| AAA | 1809 | 1807 | 1817 | 1818 | 1813 | 1813 |

A Figura 51 mostra a distribuição da média da P_i dos corpos de prova barra de flexão.

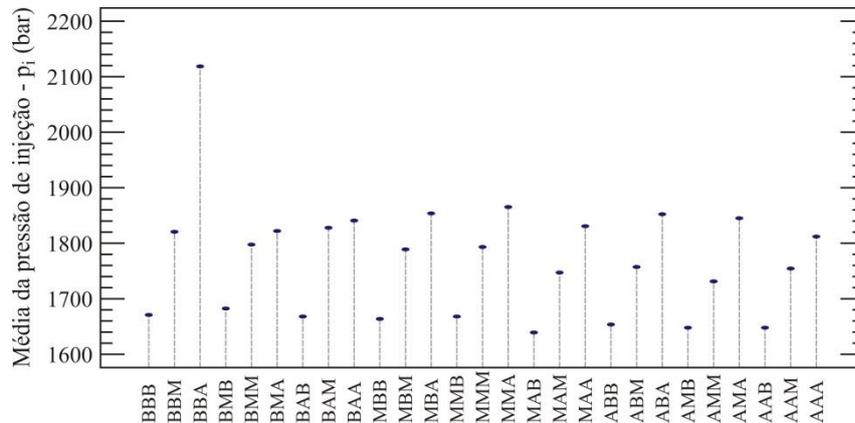


Figura 51 - Média da pressão de injeção (bar) dos corpos de prova barra de flexão

Conforme mostrado na Figura 51 todas as condições mantiveram certa linearidade, crescente em função da velocidade de injeção. A condição BBA apresentou o maior valor para a P_i (média de 2115). Apesar deste valor encontrar-se distante dos demais (vide Figura 51), pode-se considerar que a utilização de T_i e T_m baixas aumentam os valores da P_i , visto que a matéria prima encontra dificuldade em fluir pelos canais. Os valores da P_i situaram-se entre 1641 a 2115 bar.

A Figura 52 mostra a influência dos parâmetros de injeção na P_i dos corpos de prova barra de flexão.

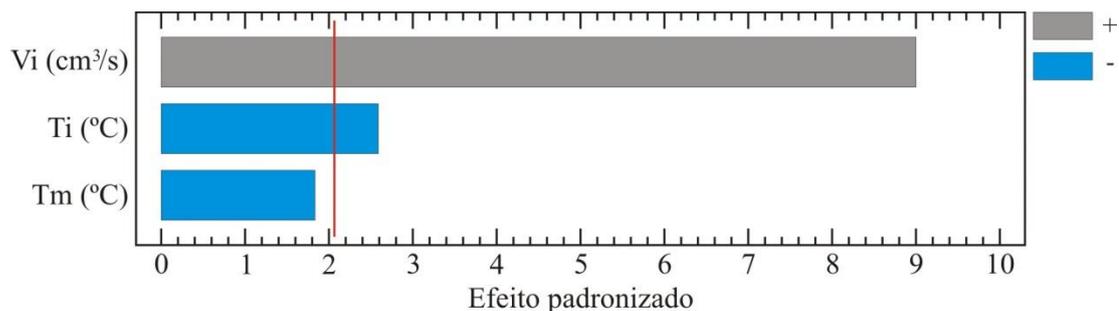


Figura 52 - Influência das variáveis sobre a P_i dos corpos de prova barra de flexão

A Figura 52 mostra que a V_i foi o parâmetro de maior influência na P_i e de forma positiva, ou seja, com o aumento nos valores da V_i ocorreu o aumento na P_i . Já a T_i e a T_m influenciaram de forma negativa a P_i , de forma que o aumento nos valores destes dois parâmetros permitiu a diminuição dos valores da P_i . Estatisticamente, a T_m não influenciou de forma significativa a P_i , sendo possível verificar este resultado através dos valores encontrados para a P_i mostrados na Tabela 15.

3.7.2.2. Massa dos corpos de prova barra de flexão (g)

A Tabela 16 mostra os valores referentes à massa (g) dos corpos de prova barra de flexão.

Tabela 16 - Massa dos corpos de prova barra de flexão (g)

| Condição | Cp1 | Cp2 | Cp3 | Cp4 | Cp5 | média |
|----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| BBB | 4,204 | 4,375 | 4,066 | 3,958 | 3,841 | 4,089 |
| BBM | 7,090 | 6,312 | 9,628 | 7,950 | 7,680 | 7,732 |
| BBA | 7,555 | 8,607 | 9,284 | 9,912 | 9,849 | 9,041 |
| BMB | 6,686 | 6,576 | 6,249 | 5,967 | 6,192 | 6,334 |
| BMM | 9,706 | 9,567 | 9,088 | 9,090 | 9,660 | 9,422 |
| BMA | 9,882 | 9,626 | 9,481 | 9,834 | 9,744 | 9,713 |
| BAB | 12,295 | 12,389 | 12,476 | 11,546 | 11,636 | 12,068 |
| BAM | 14,510 | 14,262 | 14,809 | 14,555 | 14,808 | 14,589 |
| BAA | 16,209 | 16,180 | 16,469 | 16,666 | 16,845 | 16,474 |
| MBB | 6,911 | 6,759 | 6,926 | 6,655 | 6,449 | 6,740 |
| MBM | 9,682 | 9,529 | 8,938 | 9,002 | 9,093 | 9,249 |
| MBA | 9,811 | 10,156 | 10,759 | 10,073 | 10,594 | 10,279 |
| MMB | 11,141 | 10,360 | 10,189 | 10,238 | 10,028 | 10,391 |
| MMM | 12,934 | 13,279 | 13,139 | 12,700 | 12,713 | 12,953 |
| MMA | 14,678 | 14,790 | 13,876 | 14,176 | 14,058 | 14,316 |
| MAB | 18,075 | 19,329 | 18,506 | 17,321 | 17,020 | 18,050 |
| MAM | 19,812 | 20,045 | 20,427 | 19,680 | 19,377 | 19,868 |
| MAA | 20,342 | 20,978 | 20,694 | 20,784 | 20,885 | 20,737 |
| ABB | 10,005 | 9,608 | 9,737 | 9,638 | 8,977 | 9,593 |
| ABM | 11,782 | 12,375 | 12,241 | 11,898 | 12,515 | 12,162 |
| ABA | 13,295 | 13,420 | 13,389 | 13,045 | 13,849 | 13,400 |
| AMB | 13,703 | 14,362 | 14,536 | 13,315 | 13,245 | 13,832 |
| AMM | 16,278 | 16,210 | 16,743 | 17,386 | 17,800 | 16,883 |
| AMA | 18,272 | 18,108 | 17,816 | 17,414 | 18,276 | 17,977 |
| AAB | 18,367 | 18,230 | 18,210 | 18,322 | 18,195 | 18,265 |
| AAM | 20,105 | 20,107 | 19,986 | 20,004 | 19,997 | 20,040 |
| AAA | 20,914 | 20,894 | 20,923 | 20,895 | 20,916 | 20,908 |

A Figura 53 mostra a distribuição da média da massa dos corpos de prova barra de flexão.

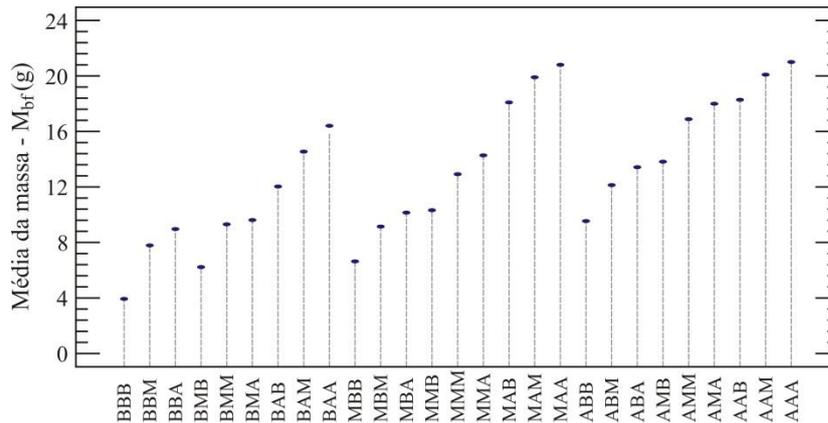


Figura 53 - Média da massa (g) dos corpos de prova barra de flexão

Conforme mostrado na Figura 53, o valor para a massa (g) dos corpos de prova barra de flexão aumentaram mediante o aumento nos valores dos parâmetros de injeção, mantendo certa linearidade dentro dos respectivos grupos de T_i . Os valores encontrados para a massa variaram entre 4,089 e 20,908g (BBB e AAA, respectivamente)

A influência dos parâmetros de injeção na massa dos corpos de prova barra de flexão é mostrada na Figura 54.

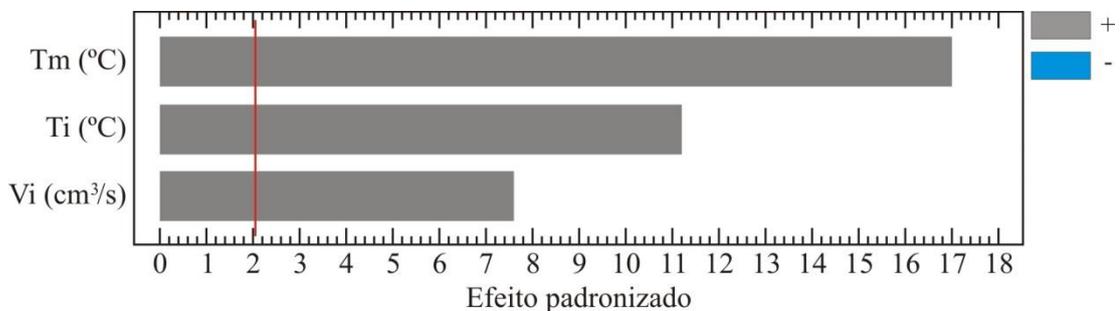


Figura 54 - Influência dos parâmetros de injeção sobre a massa dos corpos de prova barra de flexão

Através da Figura 54 é possível verificar que todos os três parâmetros de injeção influenciaram de forma significativa a massa dos corpos de prova barra de flexão de forma positiva, ou seja, para maiores valores nos parâmetros de injeção maiores valores para a massa foram encontrados. Porém o parâmetro de maior influência na massa dos corpos de prova barra de flexão foi a T_m , seguido pela T_i e V_i . O molde aquecido propiciou melhor preenchimento da cavidade barra de flexão.

3.7.3. Ensaio de injetabilidade

3.7.3.1. Projeto e fabricação do molde de injeção para ensaios de injetabilidade

Para os estudos de injetabilidade do CATAMOLD[®] 316L A, foi projetado um molde que pudesse fornecer importantes informações sobre o comportamento da matéria prima mediante o processo de injeção, tais como a influência dos parâmetros de injeção no comprimento do fluxo do material e a segregação entre pó e sistema aglutinante.

A Figura 55 mostra o projeto CAD do molde de injetabilidade (dimensões em milímetros).

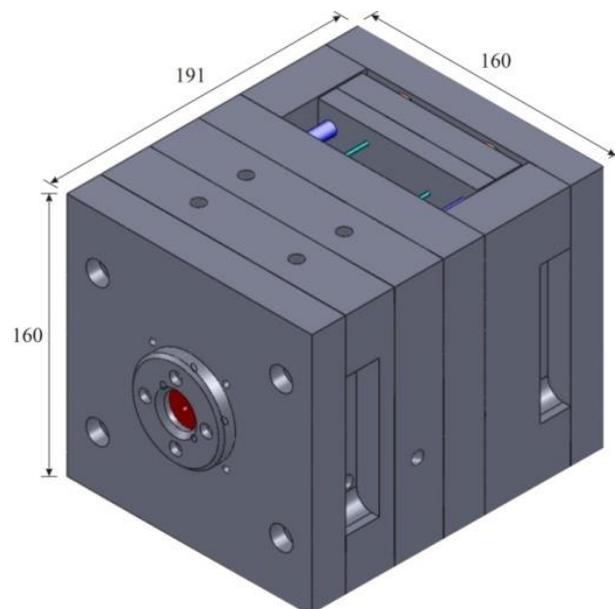


Figura 55- Dimensões, em mm, do molde de injetabilidade para os corpos de prova zig-zag, escada e paredes finas.

As dimensões do molde foram estipuladas considerando-se as dimensões e capacidade da máquina injetora do LdTM.

A cavidade zig-zag foi projetada com $\varnothing 3$ mm e comprimento total de 480 mm, contando os chamados poços frios. O comprimento livre que a matéria prima possui para fluir, não sendo contabilizada a dimensão dos poços frios, é de 384 mm, conforme mostrado na Figura 56.

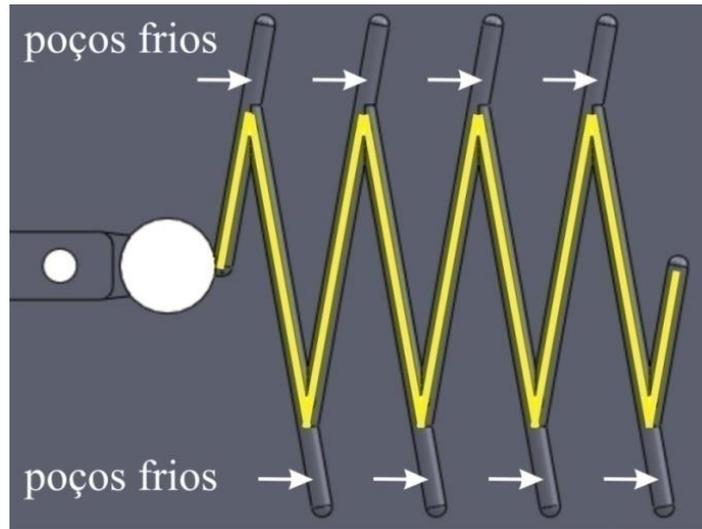


Figura 56 - Comprimento de 384 mm da cavidade zig-zag (linha amarela)

A Figura 57 mostra ambos os lados fixo e móvel do molde de injetabilidade.

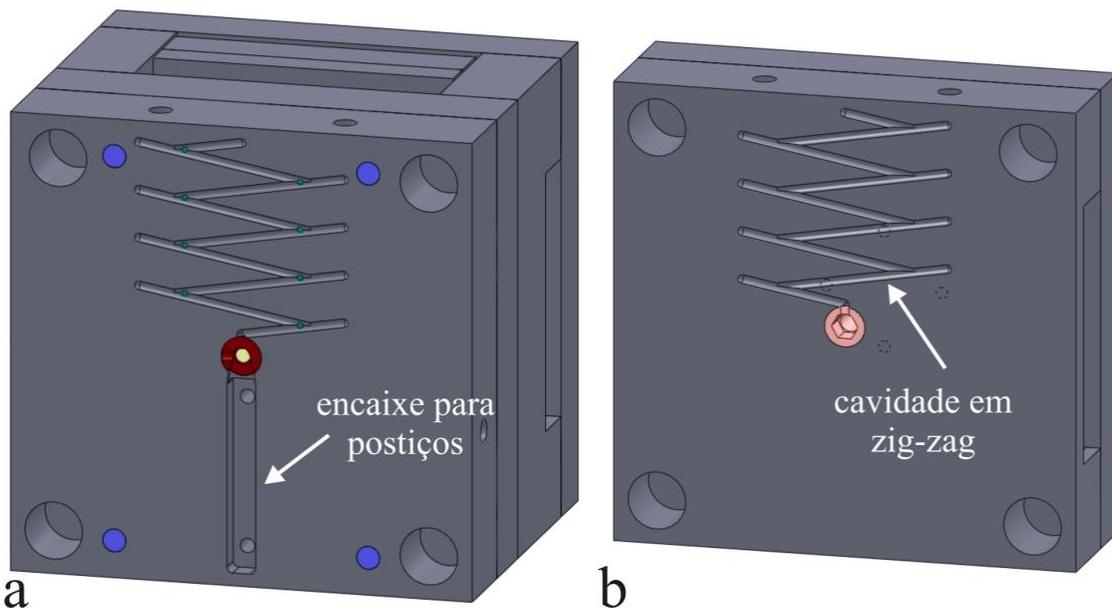


Figura 57 - Projeto CAD do molde de injetabilidade com as cavidades zig-zag, escada e paredes finas: (a) Lado móvel; (b) Lado Fixo.

As placas cavidades (P1 e P2) usinadas conforme o projeto são mostradas na Figura 58.

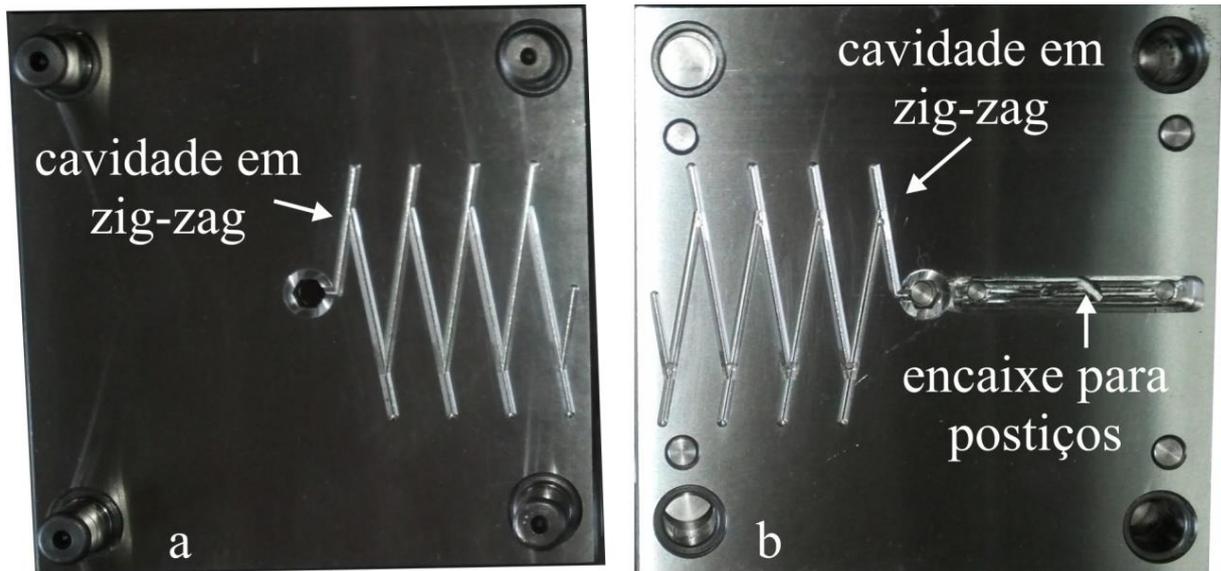


Figura 58 - Placas cavidades usinadas: (a) P1 - Lado fixo; (b) P2 - Lado móvel.

A Figura 59 mostra o comprimento usinado em zig-zag e a bucha de injeção giratória utilizada no lado fixo do molde.

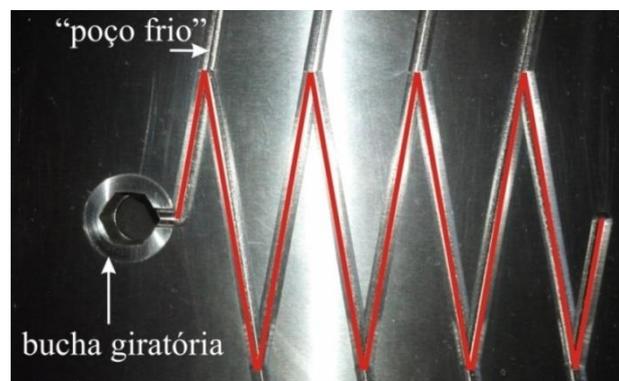


Figura 59 - Comprimento zig-zag usinado e bucha de injeção giratória com encaixe Allen.

3.7.3.2. Injeção dos corpos de prova zig-zag

A partir dos resultados preliminares de injetabilidade foi possível definir quais parâmetros seriam utilizados nos ensaios de injetabilidade dos corpos de prova zig-zag. Como mostrado na Figura 56, os corpos de prova barra de flexão injetados em condições de baixa temperatura de injeção não tiveram suas cavidades inteiramente completas, enquanto as condições mais altas favoreceram o preenchimento das cavidades. Desta forma, as condições BBB até BAA foram eliminadas dos ensaios de injetabilidade zig-zag, ou seja, foram

utilizadas somente as condições MMM até AAA. Alguns corpos de prova zig-zag são mostrados na Figura 60.



Figura 60 - Corpos de prova zig-zag injetados com CATAMOLD 316L A

3.7.3.3. Pressão de injeção dos corpos de prova zig-zag

Igualmente aos ensaios preliminares, os valores da variável P_i foram obtidos em função do parâmetro V_i . A Tabela 17 mostra os valores obtidos na injeção dos corpos de prova zig-zag e suas respectivas médias.

Tabela 17 - Pressão de Injeção dos corpos de prova zig-zag (bar)

| Condição | Cp1 | Cp2 | Cp3 | média |
|----------|------|------|------|-------|
| MBB | 1870 | 1873 | 1876 | 1873 |
| MBM | 1879 | 1870 | 1869 | 1873 |
| MBA | 1884 | 1900 | 1934 | 1906 |
| MMB | 1864 | 1831 | 1854 | 1850 |
| MMM | 1897 | 1891 | 1877 | 1888 |
| MMA | 1969 | 1954 | 1967 | 1963 |
| MAB | 1864 | 1868 | 1819 | 1850 |
| MAM | 1851 | 1850 | 1858 | 1853 |
| MAA | 1926 | 1928 | 1927 | 1927 |
| ABB | 1840 | 1853 | 1865 | 1853 |
| ABM | 1883 | 1882 | 1884 | 1883 |
| ABA | 1958 | 1961 | 1962 | 1960 |
| AMB | 1833 | 1845 | 1850 | 1843 |
| AMM | 1882 | 1883 | 1880 | 1882 |
| AMA | 1952 | 1961 | 1948 | 1954 |
| AAB | 1802 | 1818 | 1829 | 1816 |
| AAM | 1872 | 1873 | 1872 | 1872 |
| AAA | 1958 | 1945 | 1952 | 1952 |

O gráfico da Figura 61 mostra a média da distribuição da P_i para as 18 condições de processamento.

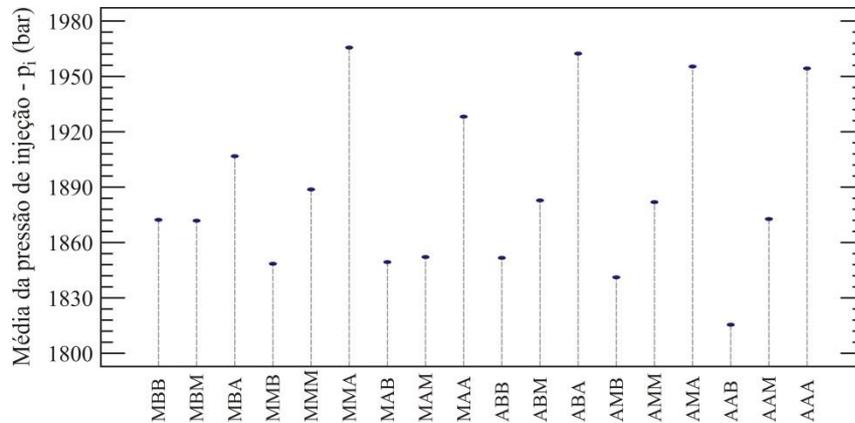


Figura 61 - Média da pressão (bar) dos corpos de prova zig-zag

A Figura 61 mostra que as médias da P_i dos corpos de prova zig-zag aumentaram à medida que a V_i aumentou, porém não foi observada linearidade entre os valores obtidos. Isto pode estar relacionado à influência das outras variáveis (T_m e T_i) no processo de injeção. Os valores da P_i variaram entre 1816 e 1963 bar, o que demonstra pouca variação se comparado com os valores encontrados para a P_i dos corpos de prova barra de flexão.

A influência dos parâmetros de injeção na P_i dos corpos de prova zig-zag é mostrada na Figura 62.

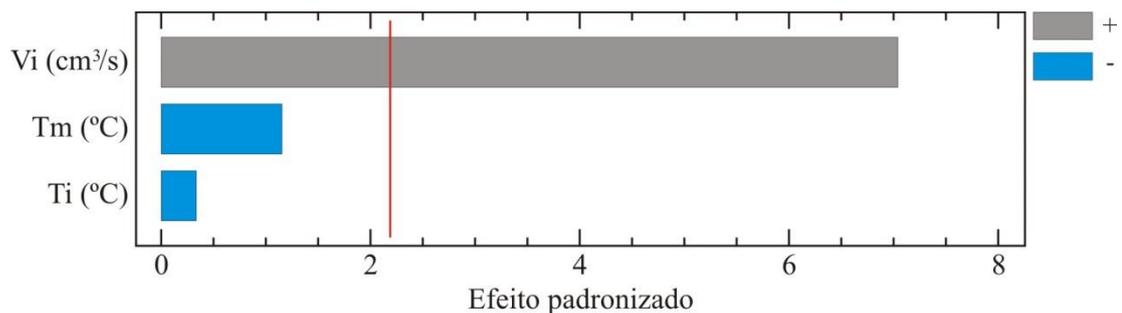


Figura 62 - Influência dos parâmetros sobre a pressão de injeção nos corpos de prova zig-zag

O parâmetro de injeção de maior influência na P_i dos corpos de prova zig-zag foi a V_i , assim como também na P_i dos corpos de prova barra de flexão. Na Figura 61 é mostrado que a V_i exerceu uma influência positiva sobre a P_i , ou seja, quanto maior a V_i maior foi a P_i .

3.7.3.4. Massa dos corpos de prova zig-zag

A Tabela 18 mostra os valores referentes à massa dos corpos de prova zig-zag.

Tabela 18 - Massa dos corpos de prova zig-zag (g)

| Condição | cp1 | cp2 | cp3 | média |
|----------|-------|-------|-------|-------|
| MBB | 4,588 | 4,675 | 4,696 | 4,653 |
| MBM | 4,982 | 5,073 | 4,835 | 4,963 |
| MBA | 5,768 | 5,409 | 5,166 | 5,448 |
| MMB | 5,185 | 5,235 | 5,165 | 5,195 |
| MMM | 5,762 | 5,645 | 5,558 | 5,655 |
| MMA | 5,676 | 5,548 | 5,395 | 5,540 |
| MAB | 6,356 | 6,192 | 6,075 | 6,208 |
| MAM | 6,146 | 6,124 | 6,703 | 6,324 |
| MAA | 6,384 | 6,386 | 6,704 | 6,491 |
| ABB | 6,269 | 6,205 | 6,094 | 6,189 |
| ABM | 6,625 | 6,044 | 5,817 | 6,162 |
| ABA | 6,066 | 6,219 | 6,037 | 6,107 |
| AMB | 6,015 | 5,986 | 6,194 | 6,065 |
| AMM | 6,620 | 6,063 | 5,924 | 6,202 |
| AMA | 6,094 | 5,888 | 5,860 | 5,947 |
| AAB | 7,655 | 7,505 | 7,307 | 7,489 |
| AAM | 7,284 | 7,210 | 7,237 | 7,244 |
| AAA | 7,398 | 7,280 | 7,563 | 7,414 |

A Figura 63 mostra a distribuição da média da massa dos corpos de prova zig-zag.

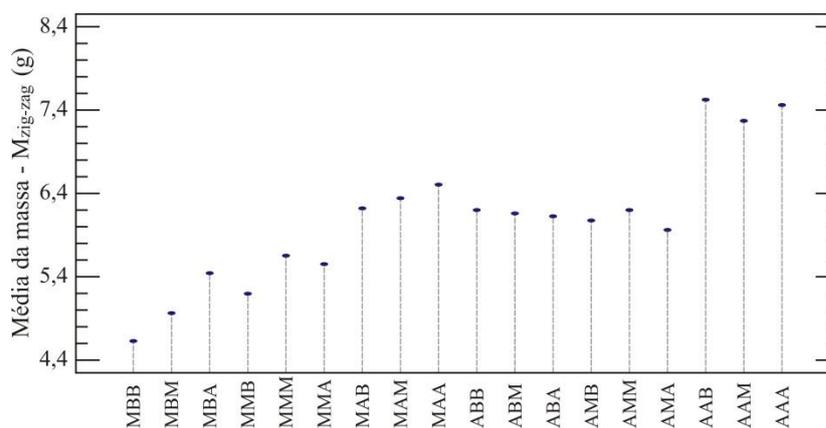


Figura 63 - Média da massa (g) dos corpos de prova zig-zag

A Figura 63 mostra que as médias da massa dos corpos de prova zig-zag aumentaram conforme o aumento dos valores dos parâmetros de injeção. Os valores para a massa dos

corpos de prova zig-zag variaram entre 4,653 e 7,489 g (condições MBB e AAB, respectivamente).

A influência dos parâmetros de injeção na massa dos corpos de prova zig-zag é mostrada na Figura 64.

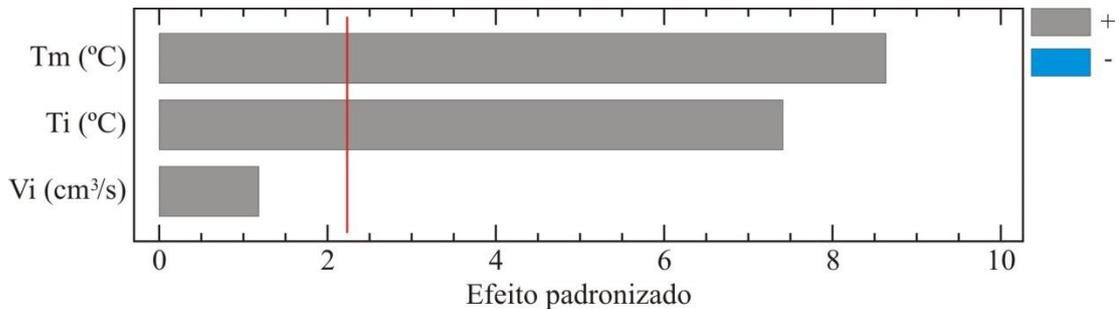


Figura 64 - Influência dos parâmetros sobre a massa dos corpos de prova zig-zag

A Figura 64 mostra que todos os 3 parâmetros de injeção influenciaram de forma positiva a massa dos corpos de prova, ou seja, para maiores valores destes parâmetros, maiores valores de massa foram encontrados. A T_m e a T_i foram os parâmetros de maior influência na massa dos corpos de prova. Isto indica que o material aquecido fluindo sobre o molde também aquecido permitiu o maior preenchimento do caminho de fluxo, e consequentemente maiores valores de massa foram obtidos.

3.7.3.5. Comprimento do fluxo dos corpos de prova zig-zag

O comprimento do fluxo dos corpos de prova zig-zag foi calculado utilizando-se a massa (g), a densidade (g/cm³) e o diâmetro do canal de injeção zig-zag (mm), de acordo com a Equação 11 mostrada abaixo.

$$\text{Comp}_{\text{zig-zag}} = \frac{\text{massa} \times 1000}{\text{densidade}} \Bigg/ \frac{\pi d^2}{4} \quad \text{Eq. (11)}$$

Onde:

Comp_{zig-zag} = comprimento dos corpos de prova zig-zag (mm)

Massa = massa dos corpos de prova zig-zag (g)

Densidade = densidade dos corpos de prova zig-zag (g/cm³)

d = diâmetro do canal zig-zag (mm).

A Tabela 19 mostra o comprimento do fluxo dos corpos de prova zig-zag (em mm) para cada uma das 18 condições de processamento.

Tabela 19 - Comprimento do fluxo dos corpos de prova zig-zag (mm)

| Condição | Cp1 | Cp2 | Cp3 | Média |
|----------|---------|---------|---------|---------|
| MBB | 123,094 | 126,433 | 125,301 | 124,943 |
| MBM | 131,936 | 134,327 | 128,031 | 131,431 |
| MBA | 156,821 | 145,234 | 138,359 | 146,805 |
| MMB | 137,920 | 139,321 | 137,779 | 138,340 |
| MMM | 152,959 | 149,889 | 147,158 | 150,002 |
| MMA | 150,143 | 156,311 | 143,706 | 150,054 |
| MAB | 171,152 | 163,724 | 160,202 | 165,026 |
| MAM | 157,669 | 161,574 | 177,065 | 165,436 |
| MAA | 168,747 | 163,017 | 176,924 | 169,562 |
| ABB | 167,318 | 165,648 | 163,823 | 165,597 |
| ABM | 176,726 | 161,546 | 154,218 | 164,163 |
| ABA | 163,201 | 166,511 | 161,546 | 163,753 |
| AMB | 159,678 | 160,556 | 166,087 | 162,107 |
| AMM | 176,400 | 160,400 | 158,349 | 165,050 |
| AMA | 162,451 | 158,532 | 158,914 | 159,966 |
| AAB | 205,543 | 199,502 | 194,226 | 199,757 |
| AAM | 192,853 | 190,958 | 192,386 | 192,066 |
| AAA | 195,612 | 193,419 | 201,766 | 196,932 |

O gráfico da Figura 65 mostra a média da distribuição do comprimento do fluxo para as 18 condições de processamento.

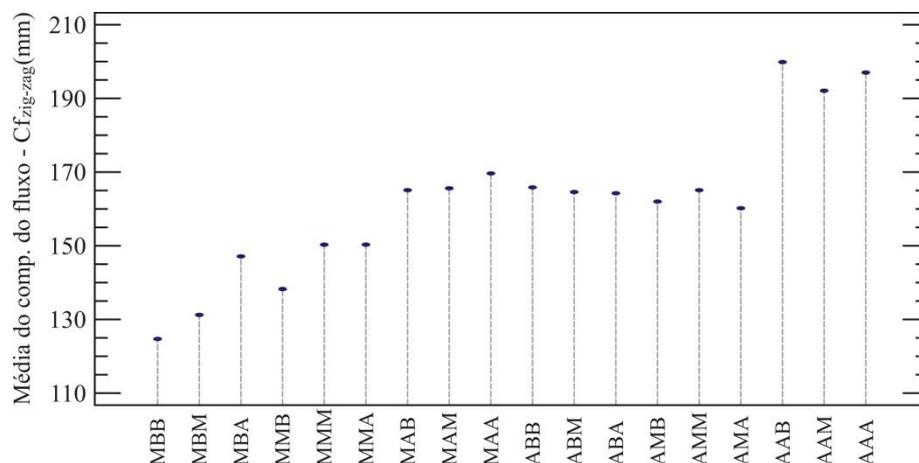


Figura 65 - Média do comprimento do fluxo ($Cf_{zig-zag}$ - mm) dos corpos de prova zig-zag

A Figura 65 mostra que de forma geral os parâmetros de injeção mais elevados permitiram maiores preenchimentos pela frente de fluxo do material, conseqüentemente maiores valores para o comprimento do fluxo. Isto pode ser explicado pela facilidade que o material tem de fluir (escoar) sob elevados valores de T_m , T_i e V_i . Nota-se também que em determinados pontos não há linearidade nos valores médios do comprimento do fluxo, visto que a medida que os valores dos parâmetros aumentam, os valores para o comprimento do fluxo aumentam e diminuem, como por exemplo, visto nas condições MMB, MMM, MMA, AAB, AAM e AAA. Os valores do comprimento do fluxo variaram entre 124,943 e 199,757 mm (condições MBB e AAB, respectivamente).

A influência dos parâmetros de injeção no comprimento do fluxo dos corpos de prova zig-zag é mostrada na Figura 66.

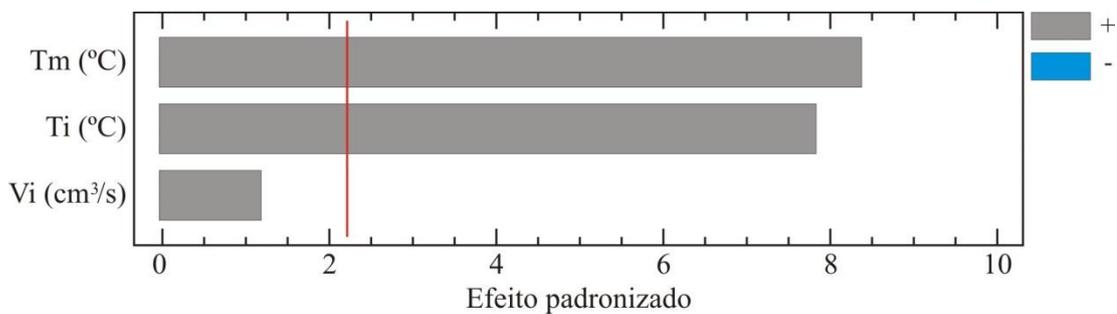


Figura 66 - Influência dos parâmetros de injeção sobre o comprimento do fluxo dos corpos de prova barra zig-zag

A Figura 66 mostra que todos os 3 parâmetros de injeção influenciaram de forma positiva o comprimento do fluxo dos corpos de prova, ou seja, para maiores valores destes parâmetros maiores valores do comprimento do fluxo foram encontrados. Estatisticamente, a T_m e a T_i foram os parâmetros que influenciaram de forma significativa o comprimento dos corpos de prova. Isto demonstra que o material aquecido fluindo dentro das cavidades do molde também aquecido conseguiu fluir por uma distância maior.

3.7.3.6. Densidade a verde dos corpos de prova zig-zag (g/cm³)

A densidade a verde dos corpos de prova em zig-zag foi obtida através do método de Arquimedes. Uma balança da marca Marte[®], modelo AY200 com carga mínima de 0,01g e máxima de 220g foi utilizada para a pesagem dos corpos de prova e posteriormente, com estes valores, foram calculadas as densidades.

A Tabela 20 mostra a densidade a verde dos corpos de prova zig-zag para cada uma das 18 condições de processamento.

Tabela 20 – Densidade a verde dos corpos de prova zig-zag (g/cm^3)

| Condição | cp1 | cp2 | cp3 | média |
|----------|-------|-------|-------|-------|
| MBB | 5,273 | 5,231 | 5,302 | 5,269 |
| MBM | 5,342 | 5,343 | 5,343 | 5,342 |
| MBA | 5,203 | 5,269 | 5,282 | 5,251 |
| MMB | 5,318 | 5,316 | 5,303 | 5,313 |
| MMM | 5,329 | 5,328 | 5,343 | 5,333 |
| MMA | 5,348 | 5,021 | 5,311 | 5,227 |
| MAB | 5,254 | 5,350 | 5,365 | 5,323 |
| MAM | 5,515 | 5,362 | 5,356 | 5,411 |
| MAA | 5,352 | 5,542 | 5,361 | 5,418 |
| ABB | 5,301 | 5,299 | 5,263 | 5,287 |
| ABM | 5,303 | 5,293 | 5,336 | 5,311 |
| ABA | 5,258 | 5,284 | 5,287 | 5,276 |
| AMB | 5,329 | 5,274 | 5,276 | 5,293 |
| AMM | 5,309 | 5,348 | 5,293 | 5,316 |
| AMA | 5,307 | 5,254 | 5,217 | 5,259 |
| AAB | 5,269 | 5,322 | 5,322 | 5,304 |
| AAM | 5,343 | 5,342 | 5,322 | 5,336 |
| AAA | 5,350 | 5,325 | 5,303 | 5,326 |

O gráfico da Figura 67 mostra a média da distribuição da densidade para as 18 condições de processamento.

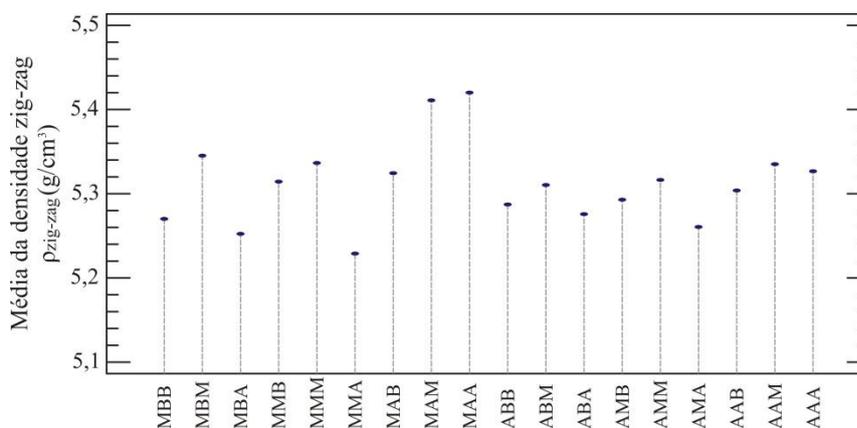


Figura 67 - Média da densidade (g/cm^3) dos corpos de prova zig-zag

As médias da densidade mostradas na Figura 67 não apresentaram linearidade em relação ao aumento nos valores dos parâmetros de injeção. Isto pode estar relacionado à

segregação pó e sistema aglutinante obtida na injeção dos corpos de prova zig-zag durante o processo. Os valores de densidade dos corpos de prova zig-zag variaram entre 5,227 e 5,418 g/cm³ (condições MMA e MAA, respectivamente).

A influência dos parâmetros de injeção na densidade a verde dos corpos de prova zig-zag é mostrada na Figura 68.

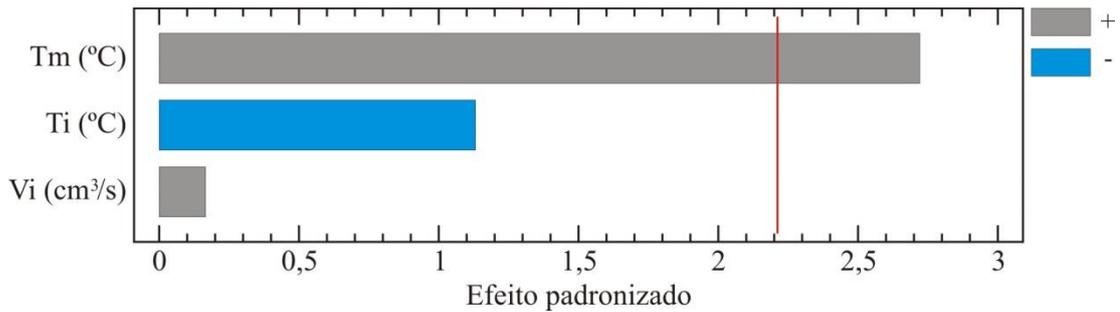


Figura 68 - Influência dos parâmetros de injeção sobre a densidade a verde dos corpos de prova barra zig-zag

A Figura 68 mostra que a T_m foi o parâmetro que influenciou de forma significativa os valores da densidade dos corpos de prova zig-zag e de forma positiva, ou seja, quanto maior a T_m maior os valores da densidade. Já a T_i influenciou de forma negativa (quanto maior a T_i menor a densidade). Este resultado mostra que com o aumento da T_i a segregação pó x sistema aglutinante aumenta, assim no momento da injeção o sistema aglutinante, com menor viscosidade, tende a fluir pelas cavidades dissociando-se do pó, que fica segregado no bico de injeção.

3.7.3.7. Segregação pó e sistema aglutinante dos corpos de prova zig-zag

Para cada condição de processamento utilizado na injeção dos corpos de prova do zig-zag foi obtida uma equação para a determinação da quantidade de pó e sistema aglutinante. Através dos valores de densidade e peso dos corpos de prova zig-zag é possível calcular o comprimento do fluxo da matéria prima, e através do comprimento do fluxo foi possível calcular o volume de preenchimento. As equações foram obtidas através dos respectivos volumes de preenchimento, considerando-se a densidade do aço 316L = 8.000 g/cm³ e do sistema aglutinante = 1.232 g/cm³. A criação das funções foi feita da seguinte forma:

- Volume de preenchimento da cavidade multiplicado por 100% de aço inoxidável + 0% de sistema aglutinante;

- Volume de preenchimento da cavidade multiplicado por 75% de aço inoxidável + 25% de sistema aglutinante;
- Volume de preenchimento da cavidade multiplicado por 50% de aço inoxidável + 50% de sistema aglutinante;
- Volume de preenchimento da cavidade multiplicado por 0% de aço inoxidável + 100% de sistema aglutinante.

Seguindo as instruções mostradas acima, foi possível a geração da Tabela 21.

Tabela 21 - Dados para a determinação das funções – Predição da % do volume de pó

| Cond. | Vol.pó (%) | Massa (g) | Cond. | Vol. pó (%) | Massa (g) | Cond. | Vol. pó (%) | Massa (g) |
|-------|------------|-----------|-------|-------------|-----------|-------|-------------|-----------|
| MBB | 100 | 7,065 | MBM | 100 | 7,432 | MBA | 100 | 8,299 |
| | 75 | 5,571 | | 75 | 5,860 | | 75 | 6,544 |
| | 50 | 4,076 | | 50 | 4,288 | | 50 | 4,789 |
| | 25 | 2,582 | | 25 | 2,716 | | 25 | 3,033 |
| | 0 | 1,088 | | 0 | 1,145 | | 0 | 1,278 |
| MMB | 100 | 7,823 | MMM | 100 | 8,482 | MMA | 100 | 8,479 |
| | 75 | 6,169 | | 75 | 6,688 | | 75 | 6,686 |
| | 50 | 4,514 | | 50 | 4,894 | | 50 | 4,892 |
| | 25 | 2,859 | | 25 | 3,100 | | 25 | 3,099 |
| | 0 | 1,205 | | 0 | 1,306 | | 0 | 1,306 |
| MAB | 100 | 9,330 | MAM | 100 | 9,351 | MAA | 100 | 9,585 |
| | 75 | 7,356 | | 75 | 7,373 | | 75 | 7,558 |
| | 50 | 5,383 | | 50 | 5,396 | | 50 | 5,530 |
| | 25 | 3,410 | | 25 | 3,418 | | 25 | 3,503 |
| | 0 | 1,437 | | 0 | 1,440 | | 0 | 1,476 |
| ABB | 100 | 9,365 | ABM | 100 | 9,282 | ABA | 100 | 9,260 |
| | 75 | 7,384 | | 75 | 7,319 | | 75 | 7,302 |
| | 50 | 5,403 | | 50 | 5,356 | | 50 | 5,343 |
| | 25 | 3,423 | | 25 | 3,393 | | 25 | 3,385 |
| | 0 | 1,442 | | 0 | 1,429 | | 0 | 1,426 |
| AMB | 100 | 9,166 | AMM | 100 | 9,333 | AMA | 100 | 9,046 |
| | 75 | 7,228 | | 75 | 7,359 | | 75 | 7,133 |
| | 50 | 5,289 | | 50 | 5,385 | | 50 | 5,220 |
| | 25 | 3,350 | | 25 | 3,411 | | 25 | 3,306 |
| | 0 | 1,412 | | 0 | 1,437 | | 0 | 1,393 |
| AAB | 100 | 11,295 | AAM | 100 | 10,861 | AAA | 100 | 11,136 |
| | 75 | 8,906 | | 75 | 8,564 | | 75 | 8,781 |
| | 50 | 6,517 | | 50 | 6,267 | | 50 | 6,425 |
| | 25 | 4,128 | | 25 | 3,970 | | 25 | 4,070 |
| | 0 | 1,739 | | 0 | 1,673 | | 0 | 1,715 |

A partir da Tabela 21, foi possível a geração de gráficos para cada condição e consequentemente das equações para a determinação da quantidade de pó e sistema aglutinante. As equações geradas relacionam a massa em função do volume de pó. A Tabela 22 mostra as funções encontradas para a determinação do volume de pó e, consequentemente, do volume do sistema aglutinante (em ordem crescente em função da densidade).

Tabela 22 - Equações para estimativa da massa (y) em função da quantidade de pó (x)

| Cond. | Densidade (g/cm ³) | Massa (g) | Função | Vol. de pó (%) | Vol. de sistema aglutinante (%) |
|-------|--------------------------------|-----------|-------------------|----------------|---------------------------------|
| MMA | 5,227 | 5,540 | y= 7,173x + 1,305 | 59,036 | 40,964 |
| MBA | 5,251 | 5,448 | y= 7,021x + 1,278 | 59,389 | 40,611 |
| AMA | 5,259 | 5,947 | y= 7,653x + 1,393 | 59,510 | 40,490 |
| MBB | 5,269 | 4,653 | y= 5,976x + 1,088 | 59,655 | 40,345 |
| ABA | 5,276 | 6,107 | y= 7,834x + 1,426 | 59,757 | 40,243 |
| ABB | 5,287 | 6,189 | y= 7,922x + 1,442 | 59,926 | 40,074 |
| AMB | 5,293 | 6,065 | y= 7,754x + 1,411 | 60,021 | 39,979 |
| AAB | 5,304 | 7,489 | y= 9,555x + 1,739 | 60,178 | 39,822 |
| ABM | 5,311 | 6,162 | y= 7,852x + 1,429 | 60,278 | 39,722 |
| MMB | 5,313 | 5,195 | y= 6,618x + 1,204 | 60,305 | 39,695 |
| AMM | 5,316 | 6,202 | y= 7,895x + 1,437 | 60,359 | 39,641 |
| MAB | 5,323 | 6,208 | y= 7,892x + 1,436 | 60,462 | 39,538 |
| AAA | 5,326 | 7,414 | y= 9,421x + 1,714 | 60,500 | 39,500 |
| MMM | 5,333 | 5,655 | y= 7,176x + 1,306 | 60,605 | 39,395 |
| AAM | 5,336 | 7,244 | y= 9,188x + 1,672 | 60,641 | 39,359 |
| MBM | 5,342 | 4,963 | y= 6,287x + 1,144 | 60,750 | 39,250 |
| MAM | 5,411 | 6,324 | y= 7,911x + 1,440 | 61,741 | 38,259 |
| MAA | 5,418 | 6,491 | y= 8,108x + 1,475 | 61,869 | 38,131 |

Com todos os resultados de volume de pó e sistema aglutinante inseridos no programa *Statgraphics*[®], este gerou uma equação capaz de prever o volume de pó contido nos corpos de prova zig-zag. A Equação 12 gerada pelo programa para predição do volume de pó é mostrada abaixo.

$$\text{Vol}_{\text{pes}} = 1760.5 - 1.10365 \times T_i - 2.47167 \times T_m + 23.3193 \times V_i + 0.0147498 \times T_i \times T_m - 0.0666228 \times T_i \times V_i - 0.0299456 \times T_m \times V_i. \quad \text{Eq. (12)}$$

Onde:

Vol_{pesp} = Volume de pó estipulado pelo programa (cm³)

T_i = temperatura de injeção (°C);

T_m = temperatura do molde ($^{\circ}\text{C}$)

V_i – velocidade de injeção (cm^3/s);

Esta equação gerada pelo programa tem uma confiabilidade de predição (R quadrado) do volume de pó de aproximadamente 54.17%. A Tabela 23 mostra os dados obtidos do volume de pó dos corpos de prova zig-zag e a comparação com os valores de volume de pó calculados através da Equação 12.

Tabela 23– Comparação entre volume de pó: dos experimentos e calculada (volume em %)

| Cond. | % vol. pó | % vol. sistema aglutinante | % pó calculado pela equação 12 | diferença vol. de pó (%) |
|-------|-----------|----------------------------|--------------------------------|--------------------------|
| MBB | 59,66 | 40,34 | 59,98 | 0,32 |
| MBM | 60,75 | 39,25 | 59,70 | 1,05 |
| MBA | 59,39 | 40,61 | 59,51 | 0,12 |
| MMB | 60,31 | 39,69 | 60,32 | 0,01 |
| MMM | 60,60 | 39,40 | 60,31 | 0,29 |
| MMA | 59,04 | 40,96 | 60,31 | 1,28 |
| MAB | 60,46 | 39,54 | 60,85 | 0,39 |
| MAM | 61,74 | 38,26 | 61,27 | 0,47 |
| MAA | 61,87 | 38,13 | 61,56 | 0,31 |
| ABB | 59,93 | 40,07 | 60,23 | 0,30 |
| ABM | 60,28 | 39,72 | 59,87 | 0,41 |
| ABA | 59,76 | 40,24 | 59,63 | 0,13 |
| AMB | 60,02 | 39,98 | 60,17 | 0,15 |
| AMM | 60,36 | 39,64 | 60,09 | 0,27 |
| AMA | 59,51 | 40,49 | 60,03 | 0,52 |
| AAB | 60,18 | 39,82 | 60,09 | 0,09 |
| AAM | 60,64 | 39,36 | 60,43 | 0,21 |
| AAA | 60,50 | 39,50 | 60,65 | 0,15 |

Os valores obtidos para o volume de pó em percentuais através da Equação 12 são semelhantes aos valores encontrados nos ensaios de injetabilidade, mesmo com um valor de R quadrado relativamente baixo.

A Figura 69 mostra as curvas obtidas com os dados percentuais do volume de pó dos ensaios de injetabilidade dos corpos de prova zig-zag, assim como os calculados pela Equação 12.

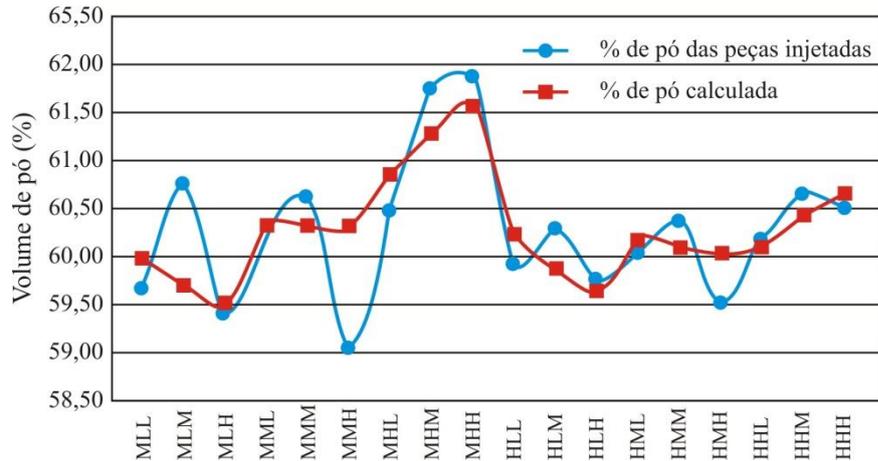


Figura 69 – Percentual de pó do ensaio de injetabilidade zig-zag e calculada através da Equação 12

Na Figura 69 notam-se algumas semelhanças entre os pontos marcados nas curvas de volume de pó dos experimentos e dos pontos calculados. Estas diferenças estão ligadas a não linearidades nos resultados experimentais, o que acabou dificultando a geração de uma equação com R-quadrado mais elevado, ou seja, capaz de prever com maior precisão os valores do volume de pó contido nos corpos de prova zig-zag.

A distribuição da média da porcentagem de pó obtida nos experimentos com os valores obtidos pela Equação 12 é mostrada na Figura 70.

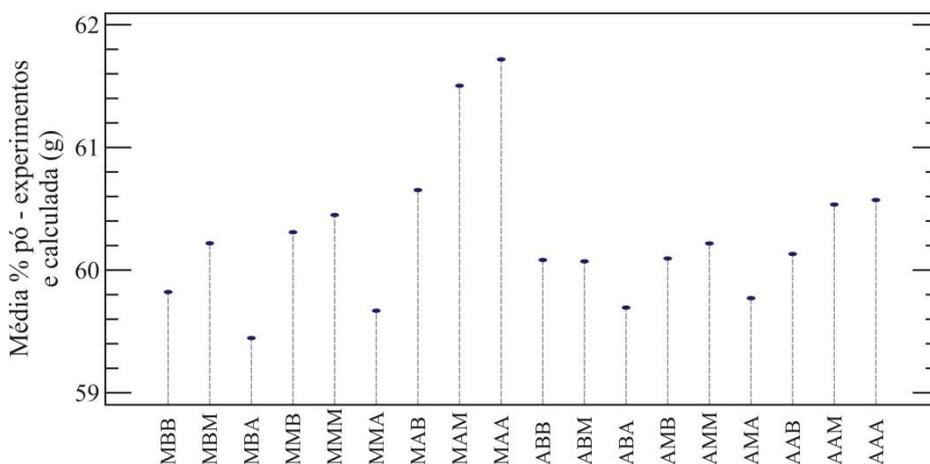


Figura 70–Média do percentual de pó do experimento e calculada através da Equação 12 (g)

Como os valores percentuais de pó calculados pela Equação 12 situaram-se próximos aos valores encontrados nos experimentos (diferença entre 0,01 e 1,28%) obteve-se apenas

um gráfico para mostrar a distribuição porcentual de pó (Figura 70). Nota-se nesta figura que não há linearidade mediante o aumento dos valores dos parâmetros de injeção, porém a cada condição em que a T_m aumenta é verificada que a porcentagem de pó também aumenta.

A influência dos parâmetros de injeção no volume percentual de pó dos corpos de prova zig-zag é mostrada na Figura 71.

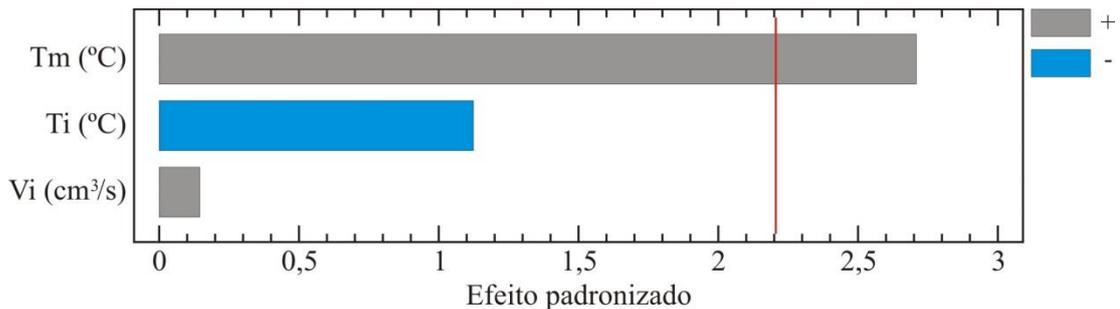


Figura 71 - Influência das variáveis sobre o percentual de volume de pós dos corpos de prova barra zig-zag

A Figura 71 mostra que a variável de maior influência no percentual de pó foi a T_m . De forma positiva (quanto maior foi a T_m maior foi a quantidade de pó), o aumento na T_m permitiu menor segregação entre pó e sistema aglutinante, assim o molde aquecido propiciou à matéria prima melhor fluidez dentro dos canais zig-zag. A T_i influenciou de forma negativa, ou seja, quanto maior a T_i menor foi a quantidade de pó. Isto ocorre devido ao sistema aglutinante contido na matéria prima segregar o pó sob elevadas temperaturas, ou seja, no momento da injeção o sistema aglutinante muito aquecido fluiu para as cavidades sem levar o pó.

3.7.4. Injeção de corpos de prova de paredes finas e escada

Postiços foram projetados para permitir a injeção de corpos de prova de paredes finas e também em forma de escada, para avaliação do preenchimento de cavidades com diferentes volumes. Para injetar individualmente os corpos de prova do zig-zag ou paredes finas foi projetada uma bucha com encaixe para chave Allen, de forma a facilitar a operação e excluindo a necessidade de desmontagem do molde. Os postiços e a bucha são mostrados na Figura 72.

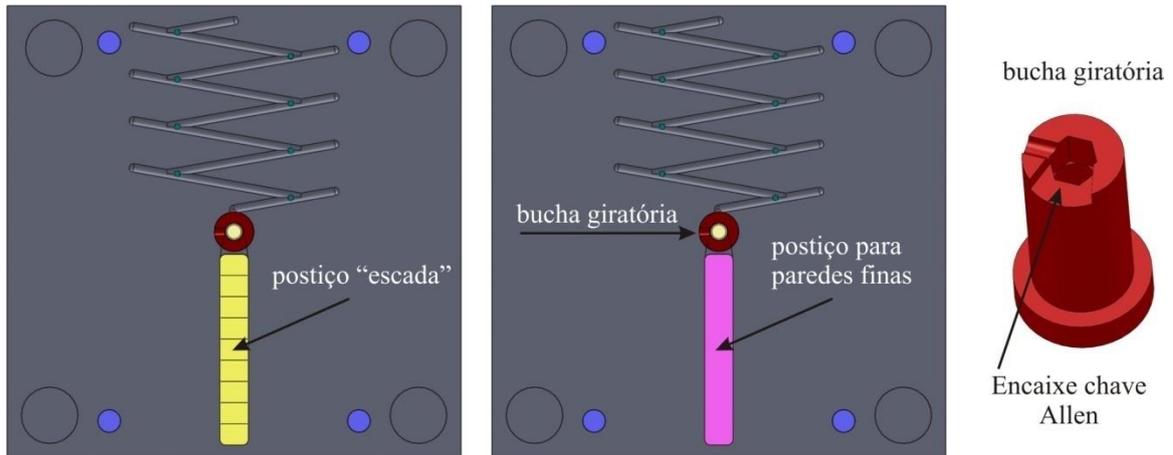


Figura 72 – Projeto do molde para injeção de corpos de prova de paredes finas e escada.

A Figura 73 mostra uma projeção em corte dos postigos escada e paredes finas.

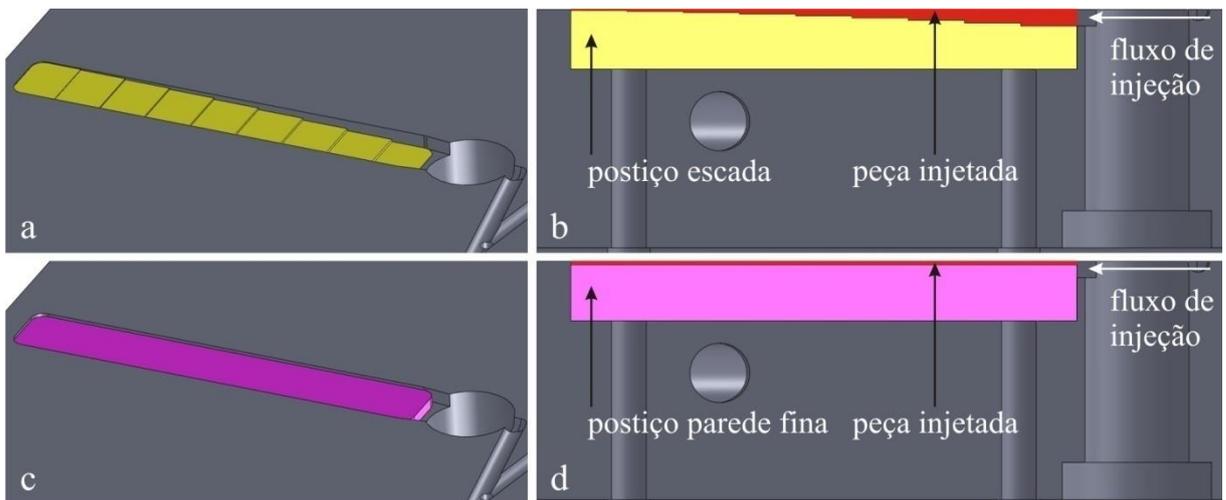


Figura 73 - Detalhe do encaixe dos postigos para injeção de corpos de prova de paredes finas e escada

A Figura 73a mostra o postigo escada encaixado na placa cavidade inferior do molde e a Figura 73b mostra o mesmo postigo (em corte) com a peça injetada sobre ele (em vermelho). A Figura 73c mostra o postigo de paredes finas encaixado e a Figura 73d mostra o mesmo postigo (em corte) com a peça injetada sobre ele (em vermelho).

A Figura 74 mostra o postigo em forma de escada com suas respectivas espessuras.

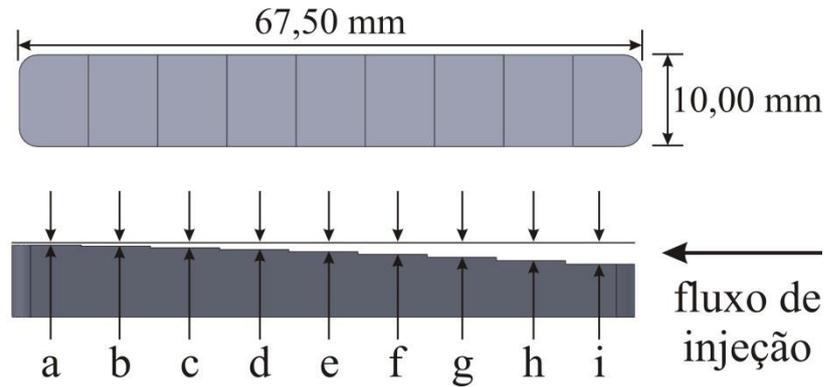


Figura 74 - Postigo escada com suas respectivas dimensões.

Conforme mostrado na Figura 81, o postigo escada possui as seguintes dimensões:

| | | | | |
|------------|------------|------------|------------|------------|
| a. 0,15 mm | b. 0,27 mm | c. 0,43 mm | d. 0,63 mm | e. 0,87 mm |
| f. 1,15 mm | g. 1,47 mm | h. 1,83 mm | i. 2,23 mm | |

Os postigos de paredes finas foram projetados para a obtenção de corpos de prova com espessuras de 0,1 mm; 0,2 mm e 0,3 mm. A Figura 75 mostra os três postigos para diferentes espessuras e o postigo escada.

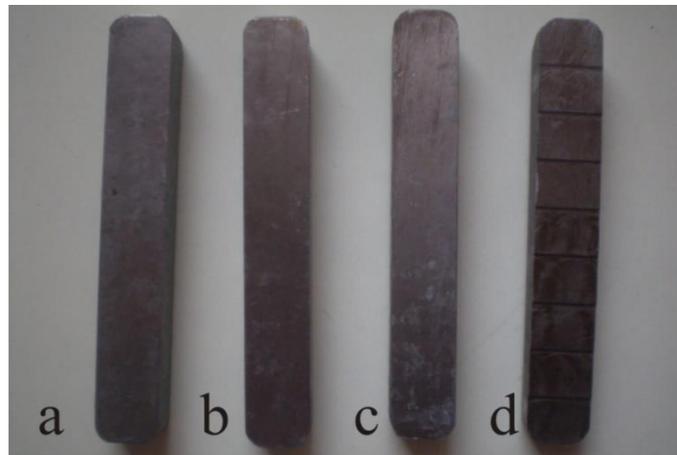


Figura 75 - Postigos para injeção de corpos de prova de paredes finas e escada.

Para a injeção dos corpos de prova de paredes finas e escada foi utilizado os maiores valores dos parâmetros de injeção, uma vez que nos ensaios de injetabilidade estes apresentaram maior facilidade no preenchimento das cavidades. Os parâmetros utilizados são mostrados na Tabela 24.

Tabela 24- Parâmetros de injeção dos corpos de prova com paredes finas e escada

| Ti (°C) | Tm (°C) |
|---------|---------|
| 210 | 140 |

A Tabela 25 mostra os valores da P_i encontrado na injeção dos corpos de prova de paredes finas.

Tabela 25 - Pressão de injeção dos corpos de prova de paredes finas

| Espessura (mm) | Vi (cm ³ /s) | Pressão (bar) | | | |
|----------------|-------------------------|---------------|------|------|-------|
| | | cp1 | cp2 | cp3 | média |
| 0,3 | 35 | 2732 | 2737 | 2741 | 2737 |
| 0,2 | 35 | 2689 | 2724 | 2750 | 2721 |
| 0,2 | 42 | 2795 | 2766 | 2779 | 2780 |
| 0,1 | 35 | 2798 | 2801 | 2797 | 2799 |

Os dados da Tabela 25 mostram que para a injeção de corpos de prova de paredes finas são requeridas altas pressões de injeção (2689 a 2801 bar). A espessura injetada de 0,1 mm foi a condição que exigiu maior P_i entre todas, uma vez que a restrição ao fluxo é maior em relação às outras. Estas condições de injeção mostram as dificuldades encontradas quando se necessita injetar peças de pequenas dimensões com materiais que possuem pó metálico em sua composição. A alta viscosidade destas matérias primas exige altas P_i e conseqüentemente a máquina injetora deve suportar tais pressões.

A Figura 76 mostra os corpos de prova de paredes finas obtidos.



Figura 76 - Corpos de prova de paredes finas injetados

A Figura 77 mostra a lateral de um corpo de prova de parede fina.

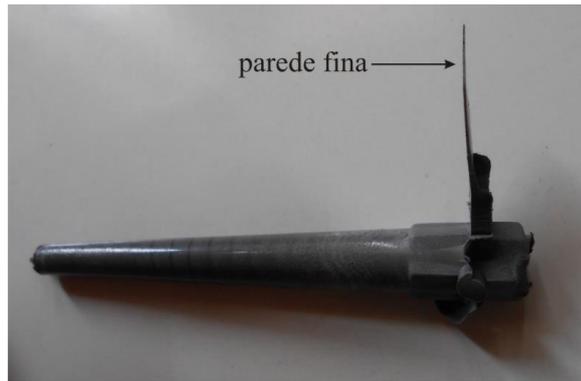


Figura 77 - Corpo de prova de parede fina injetado

A Tabela 26 mostra os valores da P_i encontrado na injeção dos corpos de prova escada, sendo utilizado duas V_i diferentes.

Tabela 26 - Pressão de injeção dos corpos de prova escada

| V_i (cm ³ /s) | Pressão (bar) | | | |
|----------------------------|---------------|------|------|-------|
| | Cp1 | Cp2 | Cp3 | Média |
| 35 | 2472 | 2526 | 2525 | 2508 |
| 42 | 2445 | 2419 | 2385 | 2416 |

Nota-se pela Tabela 26 que altas P_i também foram requeridas na injeção dos corpos de prova escada. O corpo de prova escada injetado é mostrado na Figura 78.

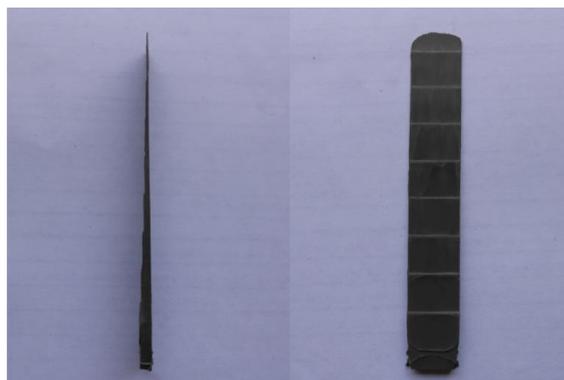


Figura 78 - Corpo de prova escada injetado.

Mesmo utilizando-se elevados valores para a P_i , a cavidade escada não foi totalmente preenchida, faltando completar a última espessura que é a mais fina.

3.8. Molde dos componentes da pinça

3.8.1. Projeto CAD do molde dos componentes da pinça

O molde dos componentes da pinça foi projetada no programa *CAD SolidWorks*. Para minimizar os custos com a fabricação do molde, utilizou-se toda a base estrutural do molde de injetabilidade, e desta forma foi necessária somente a fabricação das placas cavidades dos componentes da pinça.

Considerando-se que os componentes da pinça sofreriam contração devido ao processo de sinterização, as mesmas tiveram de ser redimensionadas, ou seja, as cavidades foram aumentadas para compensar a redução dimensional. O fator de redimensionamento citado no catálogo do CATAMOLD[®] 316 L A é de 1,1669, ou seja, o modelo *CAD* dos componentes das pinças tiveram suas dimensões multiplicadas por este fator. Calculando as dimensões da cavidade com a utilização deste fator de redimensionamento, determina-se que os componentes injetados sofrerão contração percentual de 14,30%.

Os componentes da pinça possuem furos para o encaixe de pinos, que servirão para abrir e fechar as conchas (movimento de articulação da pinça). Um molde foi projetado e fabricado para obter os componentes em sua forma final, já com a furação para os pinos feitos através de gavetas no molde [9]. Devido à instabilidade dimensional dos componentes, os mesmos deveriam ter estes furos reusinados, para que os pinos pudessem ser encaixados de forma precisa e assim garantindo o pleno funcionamento de articulação da pinça. Baseado nisto, os furos para encaixe dos pinos foram retirados do projeto, assim eliminando a necessidade de utilização de gavetas, porém haverá a necessidade de usinar os componentes para que os mesmo possam ser montados. A Figura 79 mostra os componentes originais e as modificações feitas nos mesmos.

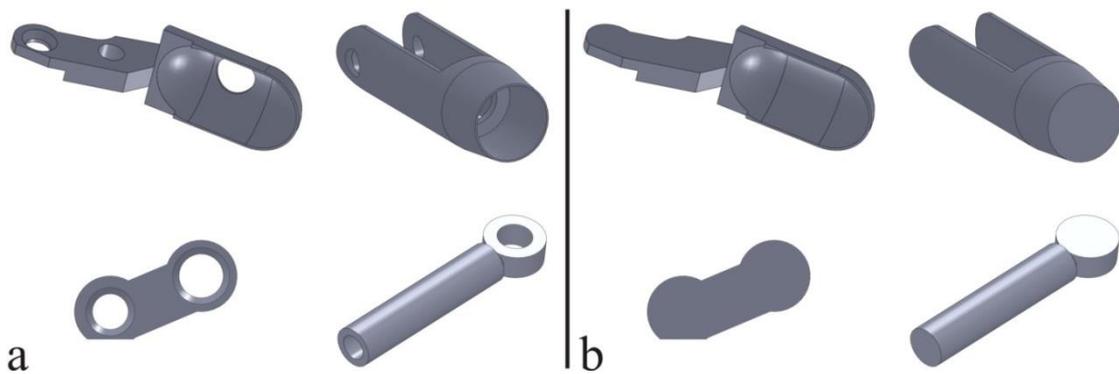


Figura 79 - Componentes da pinça: (a) originais, com as furações necessárias para a montagem; (b) modificados, com a retirada dos furos de montagem

Como as pinças são componentes de dimensões extremamente reduzidas, foi possível a utilização de postigos na fabricação das cavidades, visto que estes são cambiáveis, e assim podendo comportar diversos tipos de cavidades no mesmo molde. A Figura 80 mostra os postigos montados nas placas porta-postigos.

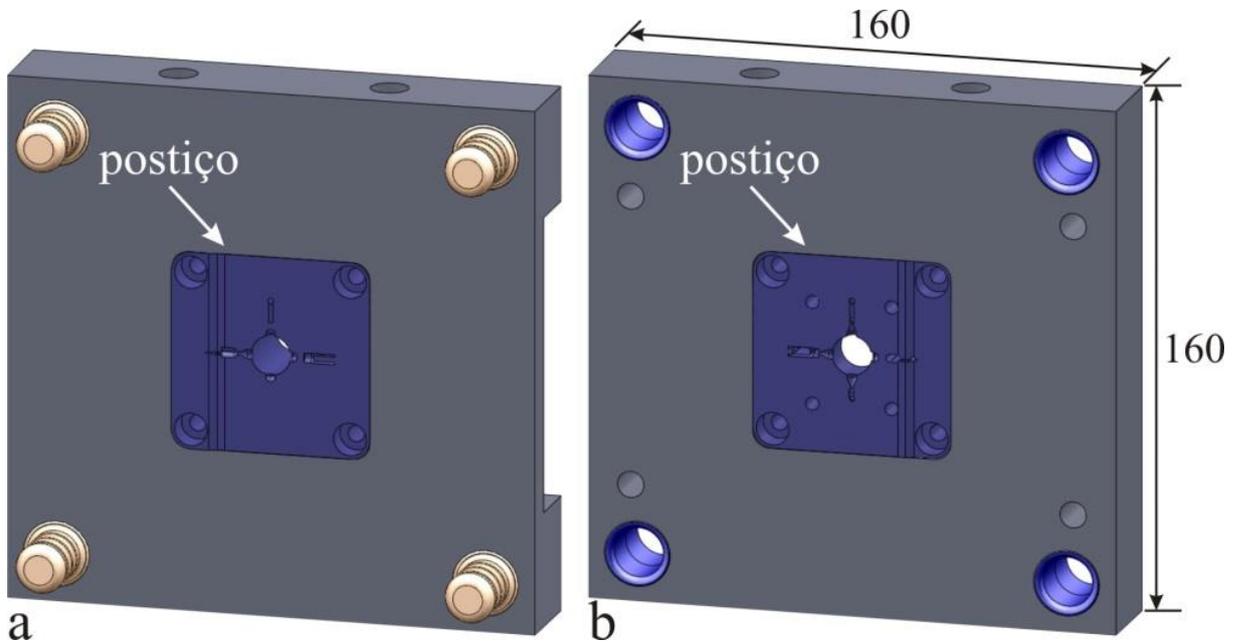


Figura 80 - Placas porta-postigos (a) superior; (b) inferior.

A Figura 81 mostra o modelo CAD dos postigos com as cavidades dos componentes da pinça. Os detalhes em vermelho da Figura 88b são os extratores das peças.

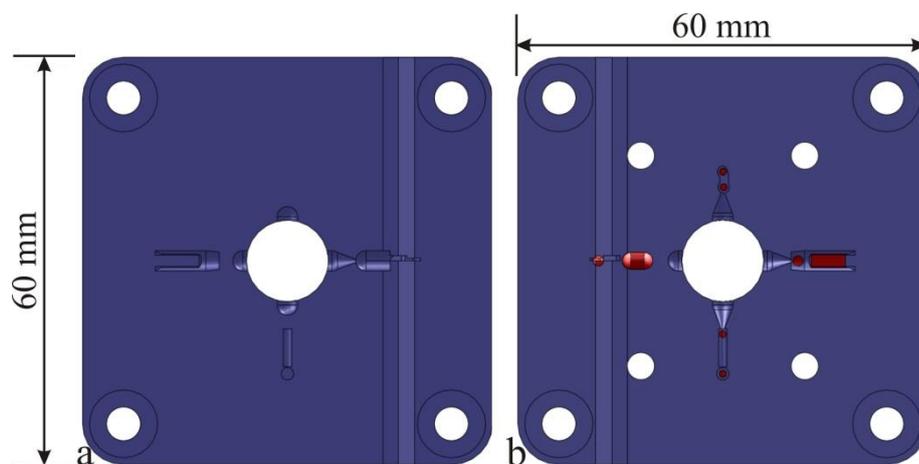


Figura 81 - Postigos com as cavidades: (a) lado fixo; (b) lado móvel.

Para que fosse injetada uma cavidade por vez, foram projetadas buchas giratórias com encaixes para chave Allen, o que facilitou o processo de injeção no momento em que foi necessária a troca da cavidade. As buchas giratórias são mostradas na Figura 82.

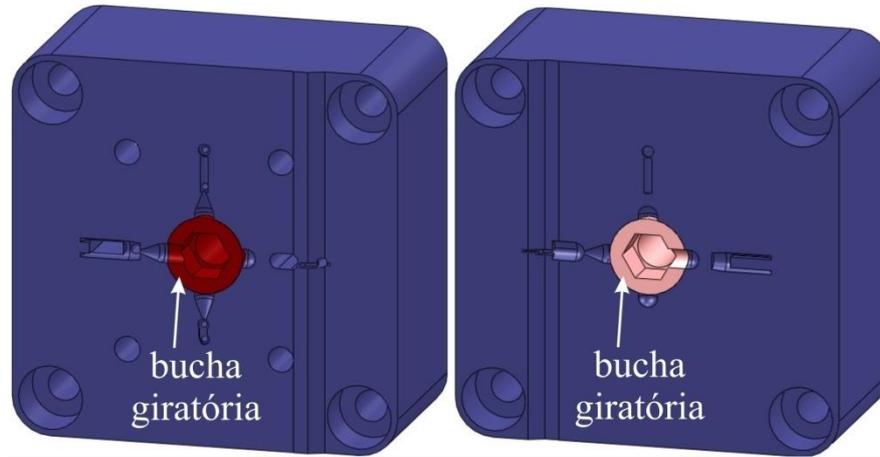


Figura 82 - Buchas giratórias para injeção individual.

As cavidades foram colocadas próximas ao bico de injeção, apenas com um pequeno canal unindo-os. Este detalhe foi projetado desta maneira a fim de diminuir o caminho do fluxo do material, assim melhorando o preenchimento das cavidades.

3.8.2. Microusinagem do molde dos componentes da pinça

A fabricação do molde dos componentes da pinça foi realizada de acordo com as especificações de projeto, através dos processos de microfresagem e microeletroerosão. A Figura 83 mostra a montagem do molde.



Figura 83 - Molde de injeção dos componentes da pinça.

A Figura 84 mostra os postigos com suas respectivas cavidades microusinadas.

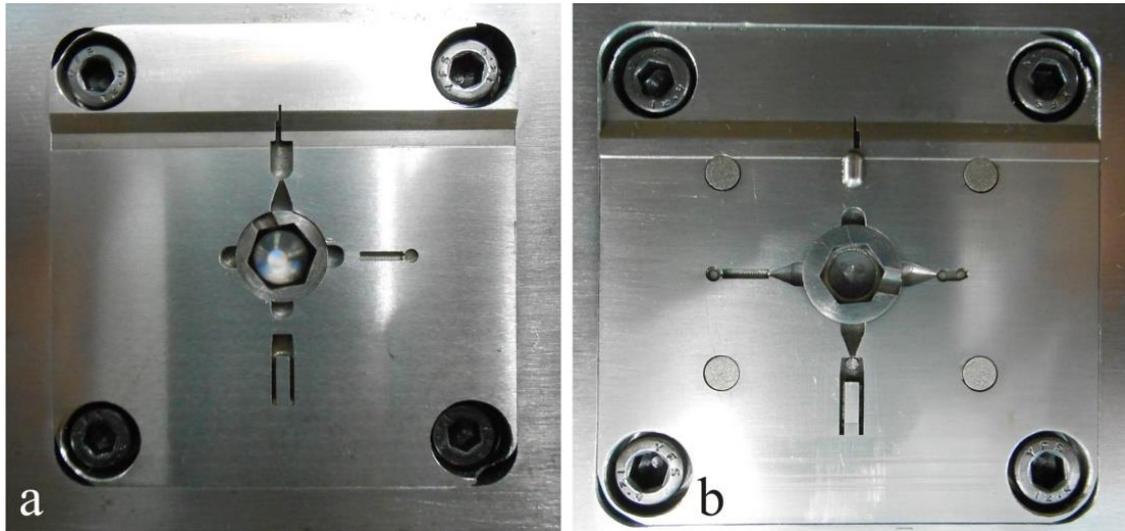


Figura 84 - (a) posição superior; (b) posição inferior.

3.9. Microinjeção e sinterização dos componentes da pinça

Para testar o funcionamento do molde dos componentes da pinça utilizou-se o polímero polipropileno. Estes testes preliminares serviram para testar a abertura e fechamento do molde, o sistema de extração, centragem macho/fêmea, sistema de alimentação e presença ou não de rebarbas. As peças injetadas em polipropileno são mostradas na Figura 85.

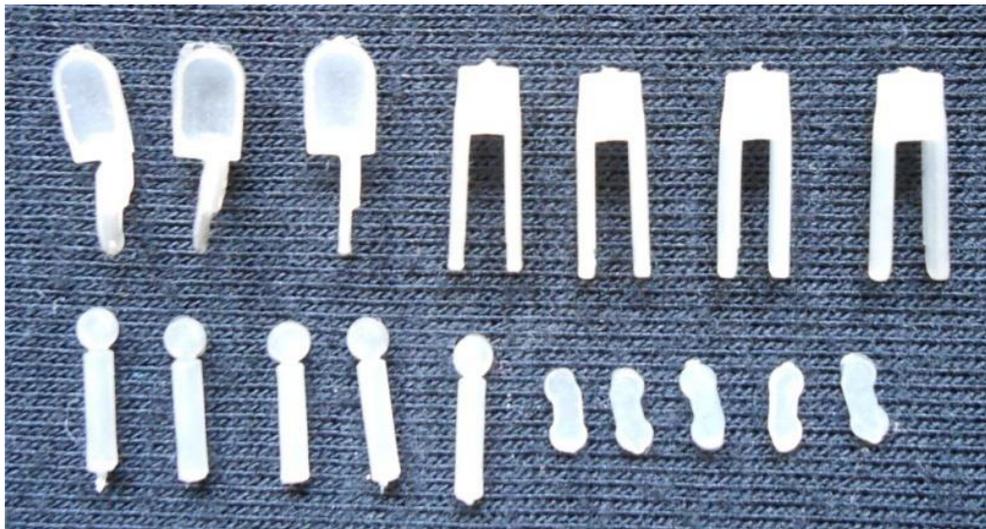


Figura 85 - Componentes da pinça injetados em polipropileno para testes do molde.

Conforme mostrado na Figura 85, as peças injetadas em polipropileno completaram as cavidades perfeitamente, exceto pela presença de pequenas rebarbas.

Após verificar o bom funcionamento do molde, com suas cavidades inteiramente preenchidas, foram injetados os componentes da pinça utilizando a matéria prima CATAMOLD® 316L A. Para a microinjeção dos corpos de prova, foram utilizados os parâmetros descritos na Tabela 27.

Tabela 27 - Parâmetros de microinjeção dos componentes da pinça

| Ti (°C) | Tm (°C) | Vi (cm ³ /s) |
|---------|---------|-------------------------|
| 190 | 140 | 35 |

Os parâmetros mostrados na Tabela 27 foram utilizados visto que estas condições, utilizadas em ensaios anteriores de injetabilidade, apresentaram os resultados mais satisfatórios em relação ao preenchimento total das cavidades.

Com a utilização destes parâmetros de injeção foram encontrados problemas na microinjeção dos componentes, visto que os mesmos acabaram ficando presos às cavidades por não estarem totalmente solidificados. Para contornar esta situação, T_m foi alterada para 70 °C, e os parâmetros de injeção T_i e V_i continuaram com os mesmos valores. Desta forma, foi possível obter todos os componentes da pinça. A Figura 86 mostra os componentes da pinça microinjetados com CATAMOLD 316L A .



Figura 86 - Componentes da pinça microinjetados com CATAMOLD 316L A

Após o processo de microinjeção, os componentes da pinça passaram pelo forno para retirada do sistema aglutinante e sinterização. As peças sinterizadas são mostradas na Figura 87.



Figura 87 - Componentes da pinça sinterizados

3.10. Análise dimensional dos corpos de prova e componentes da pinça

Para avaliação dimensional dos corpos de prova foram medidos os corpos de prova zig-zag, gravata, escada e barra de flexão. A Figura 88 mostra corpos de prova verdes (letra V) e sinterizados (letra S).

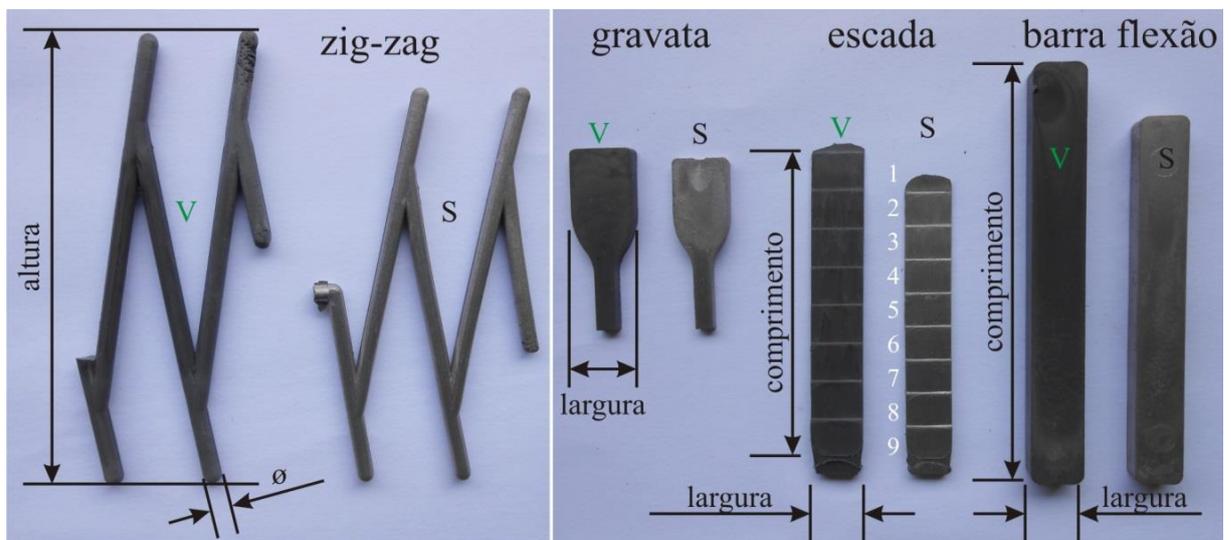


Figura 88 - Corpos de prova verdes (V) e sinterizados (S)

A Tabela 28 mostra as dimensões dos corpos de prova verde e sinterizadas mostrados na Figura 88.

Tabela 28 - Dimensões dos corpos de prova verde e sinterizados (mm)

| | Zig-zag | | | Escada | | | |
|------------------|-----------------|-------------|---------------|-------------|-------|-------------|---------------|
| | verde | sinterizado | contração (%) | (mm) | verde | sinterizado | contração (%) |
| altura | 73,75 | 64,00 | 13,22 | comprimento | 60,00 | 53,60 | 10,67 |
| ∅ (mm) | 3,00 | 2,55 | 15,00 | largura | 10,00 | 8,65 | 13,50 |
| | Gravata | | | espessura 1 | 0,15 | 0,13 | 13,33 |
| | verde | sinterizado | contração (%) | espessura 2 | 0,27 | 0,24 | 11,11 |
| largura (mm) | 12,55 | 10,95 | 12,75 | espessura 3 | 0,43 | 0,38 | 11,63 |
| espessura (mm) | 2,10 | 1,80 | 14,29 | espessura 4 | 0,63 | 0,56 | 11,11 |
| | Barra de flexão | | | espessura 5 | 0,87 | 0,77 | 11,49 |
| | verde | sinterizado | contração (%) | espessura 6 | 1,15 | 1,02 | 11,30 |
| comprimento (mm) | 79,60 | 69,70 | 12,44 | espessura 7 | 1,47 | 1,30 | 11,56 |
| largura (mm) | 10,00 | 8,75 | 12,50 | espessura 8 | 1,83 | 1,62 | 11,48 |
| espessura (mm) | 5,00 | 4,35 | 13,00 | espessura 9 | 2,23 | 1,98 | 11,21 |

A Tabela 28 mostra que a contração se comportou de forma diferente para cada tipo de corpo de prova, e também mostra que para um mesmo corpo de prova diferentes valores de contração foram encontrados, dependendo de onde foi feita a medição. Os corpos de prova zig-zag, gravata e barra de flexão apresentaram valores maiores de contração nas regiões menores dos corpos de prova, ou seja:

- O corpo de prova zig-zag teve a contração no diâmetro maior em relação à contração na altura;
- O corpo de prova tipo gravata teve a contração na espessura maior em relação à largura;
- O corpo de prova barra de flexão teve a contração na espessura maior em relação à largura, que por sua vez foi maior que a contração no comprimento.

Isso leva a entender que peças com grandes dimensões são difíceis de densificar por completo na sinterização. Nos corpos de prova escada este comportamento não é observado, já que a contração em todas as espessuras é menor em relação à contração na largura. Isto pode ser explicado pelas pequenas dimensões destas espessuras, o qual facilita a segregação pó e sistema aglutinante e fazem com que a cavidade seja preenchida com menos pó e mais sistema aglutinante, assim prejudicando a peça na sinterização.

As dimensões dos componentes da pinça injetados são mostradas na Figura 89.

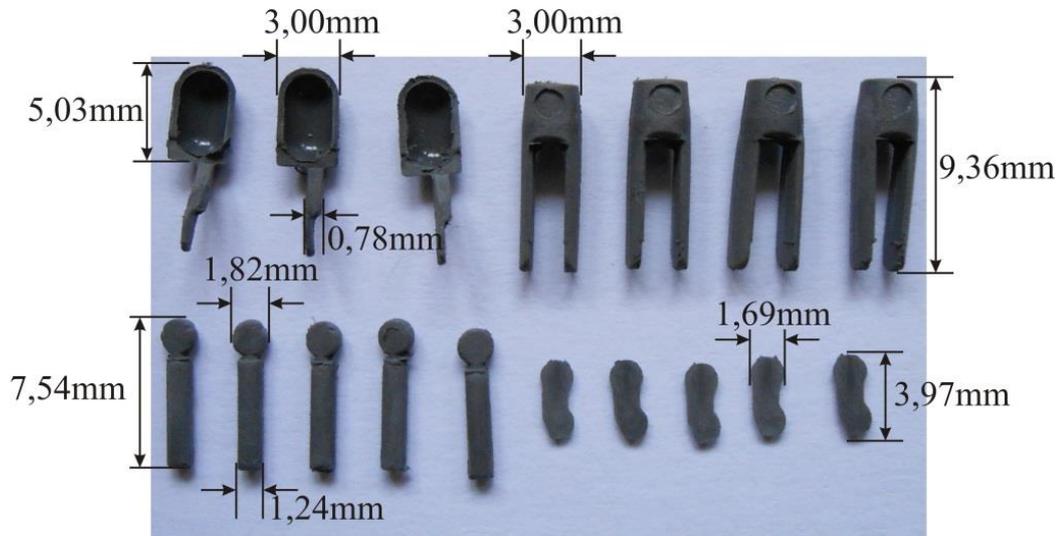


Figura 89–Dimensões dos componentes da pinça injetados com CATAMOLD 316L A

Apesar do sucesso na obtenção dos componentes da pinça, houve uma pequena dificuldade em extrair as peças injetadas de suas respectivas cavidades, principalmente o componente concha. Este componente, por diversas vezes, ficou preso à cavidade do lado fixo do molde, sendo necessária sua retirada de forma manual. Isto se deve ao fato das cavidades não terem passado por um processo de polimento, e assim a rugosidade proveniente do processo de usinagem por microeletroerosão promoveu uma maior aderência das peças no lado fixo do molde. Os componentes da pinça sinterizados são mostrados na Figura 90.

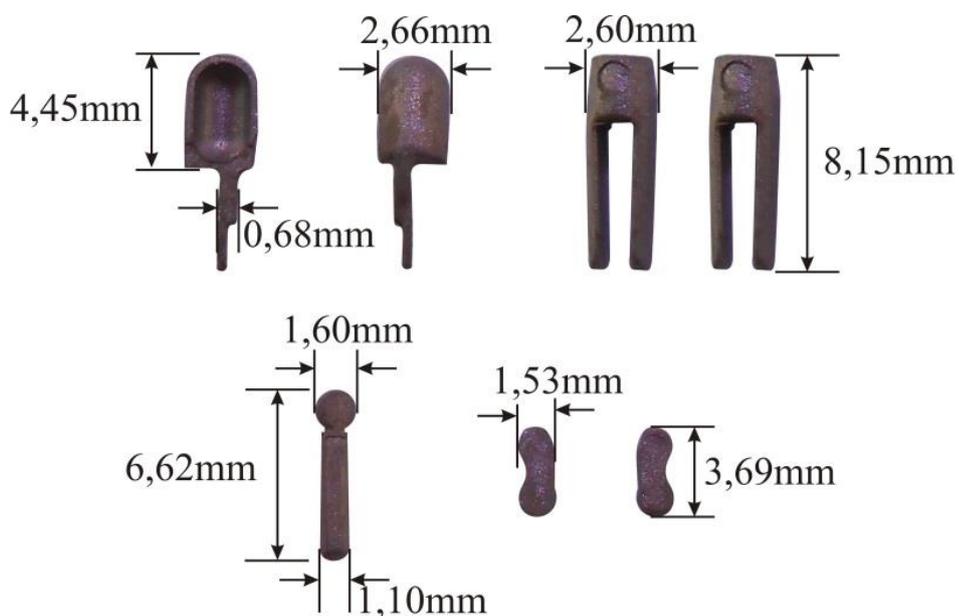


Figura 90 - Componentes da pinça sinterizados

Através de ensaios de densidade pelo método Arquimedes foram obtidos os valores de densidade que variaram de 7,581 a 7,906 g/cm³ nos corpos de prova garfo e haste. Foram utilizados somente estes dois componentes visto a dificuldade em manusear os outros componentes dentro do equipamento (balança e Becker).

Para a determinação da contração dos componentes da pinça foram comparadas as dimensões dos componentes injetados (verde) em relação às dimensões dos componentes sinterizados. A Figura 91 mostra os componentes da pinça e letras que designam as dimensões que serão comparadas.

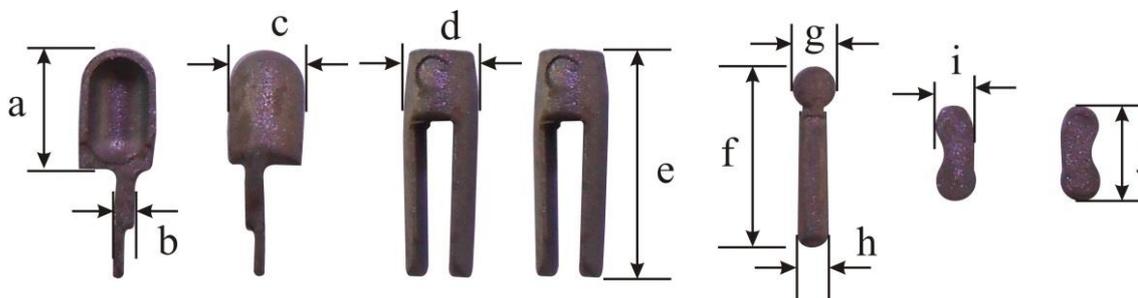


Figura 91 - Componentes da pinça sinterizados

A Tabela 29 mostra as dimensões das peças injetadas (verde), das peças sinterizadas e das dimensões de projeto, bem como a contração em percentual e a diferença entre as dimensões de projeto e as dimensões reais dos componentes.

Tabela 29 - Comparação entre as dimensões dos componentes injetados, sinterizados e projetados

| Legenda | Peça verde (mm) | Peça sinterizada (mm) | Contração (%) | Dimensão de projeto (mm) | Diferença entre o real e o projetado (mm) |
|---------|-----------------|-----------------------|---------------|--------------------------|---|
| Concha | | | | | |
| a | 5,03 | 4,45 | 11,53 | 4,31 | 0,14 |
| b | 0,78 | 0,68 | 12,82 | 0,67 | 0,01 |
| c | 3,00 | 2,66 | 11,33 | 2,57 | 0,09 |
| Garfo | | | | | |
| d | 3,00 | 2,60 | 13,33 | 2,57 | 0,03 |
| e | 9,36 | 8,15 | 12,93 | 8,02 | 0,13 |
| Haste | | | | | |
| f | 7,54 | 6,62 | 12,20 | 6,46 | 0,16 |
| g | 1,82 | 1,60 | 12,09 | 1,56 | 0,04 |
| h | 1,24 | 1,10 | 11,29 | 1,06 | 0,04 |
| Oito | | | | | |
| i | 1,69 | 1,53 | 9,47 | 1,45 | 0,08 |
| j | 3,97 | 3,69 | 7,05 | 3,40 | 0,29 |

4. Discussões dos resultados

4.1. Calorimetria Diferencial de Varredura e Análise Termogravimétrica (DSC e TGA)

A temperatura de fusão mostrada no ensaio *DSC* serviu de base para a determinação das temperaturas de injeção utilizadas nos ensaios de injetabilidade, onde a partir de 160,09 °C o sistema aglutinante da matéria prima inicia o processo de plastificação. De acordo com Jorge (2008), o CATAMOLD® 316L A pode ser injetado utilizando-se T_i entre 170 a 200 °C. Isto demonstra que é necessário maior temperatura de injeção em relação à temperatura de fusão para que a matéria prima possa ser injetada.

O ensaio *TGA* propiciou a obtenção dos valores da perda de massa, caracterizando em porcentagem a massa do sistema aglutinante contido na matéria prima. A curva *TGA* da Figura 35 mostra que a matéria prima sofreu perda de massa de 7,8%, assim 92,2% de massa de pó foi encontrada. Este valor situou-se próximo àquele citado por Mizeráková 2013 [53], em torno de 7,6%. A proximidade destes valores mostra que os ensaios realizados puderam estabelecer a quantidade aproximada de sistema aglutinante contido na matéria prima.

4.2. Reologia da matéria prima

Os ensaios reológicos indicaram que o comportamento da matéria prima durante a etapa de injeção é do tipo pseudoplástico, ou seja, a viscosidade diminui com o aumento da tensão de cisalhamento. De acordo com German 1997 [2], este comportamento é ideal para o processo de moldagem de pós metálicos por injeção.

A Figura 92 mostra dois gráficos comparativos de ensaios de reologia do CATAMOLD® 316L A produzido neste trabalho (a) e outro produzido por Bilovol 2003 [55] (b).

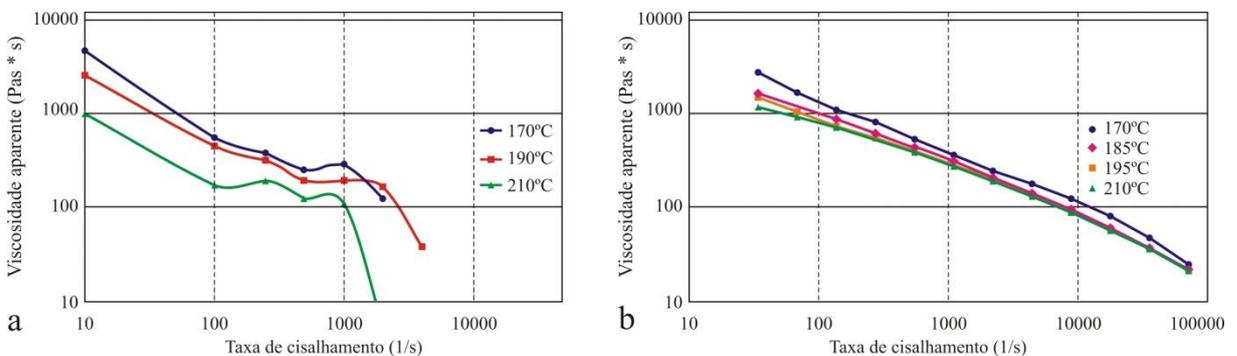


Figura 92 – Gráficos comparativos da Viscosidade Aparente em função da Taxa de Cisalhamento para diferentes temperaturas

O gráfico da Figura 92a mostra o ensaio reológico do CATAMOLD[®] 316L A feito neste trabalho, enquanto o gráfico da Figura 92b mostra o ensaio reológico da CATAMOLD[®] 316L realizado por Bilovol 2003 [55], ambos feitos com a utilização de reômetros capilares. Conforme pode ser notado na Figura 92b, os resultados diferiram daqueles encontrados neste trabalho. O trabalho produzido por Bilovol 2003 [55] mostrou que a viscosidade aparente pouco foi influenciada pela temperatura do ensaio, porém a Figura 92a mostra que a viscosidade aparente foi intensamente influenciada pela temperatura do ensaio. Alguns fatores podem ser considerados para explicar as diferenças encontradas nestes ensaios, tais como a diferença entre equipamentos, parâmetros e/ou matérias primas utilizadas. O resultado obtido neste trabalho mostrou que com o aumento da temperatura do ensaio ocorreu a segregação do pó e sistema aglutinante, e isto ocorre devido à diminuição da viscosidade do sistema aglutinante em função do aumento da temperatura, o que faz com que o mesmo flua pelas cavidades do molde sem realizar o transporte do pó.

4.3. Caracterização dos corpos de prova sinterizados

4.3.1. Ensaio mecânico dos corpos de prova de tração

Os valores dos limites de resistência à tração dos corpos de prova ficaram entre 409,7 e 495,5Mpa, conforme mostrados na Tabela 8. Estes valores situaram-se abaixo do valor apresentado por German (2008), que é de 510 MPa para uma densificação de 96%. Nota-se pela Figura 93 dos corpos de prova que os mesmos não possuíam dimensões iguais às aquelas mostradas no desenho (Norma *MPIF Standard 50*, ou seja, a densificação não chegou aos 96%).

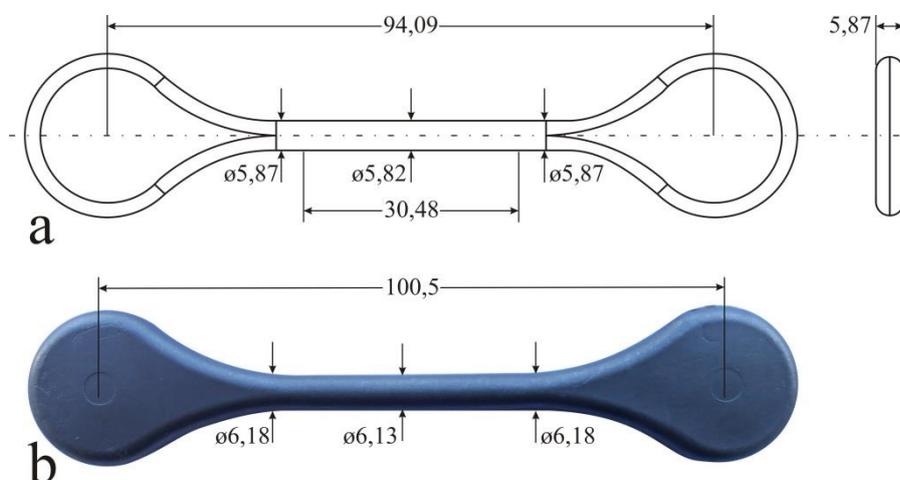


Figura 93 - (a) Corpo de prova normalizado para ensaios de tração de peças fabricadas por MIM; (b) Corpo de prova sinterizado utilizado nos ensaios de tração

A densificação dos corpos de prova se situou em torno de 91% e isto pode ser verificado nos ensaios MEV da Figura 94, onde é mostrada uma grande quantidade de poros.

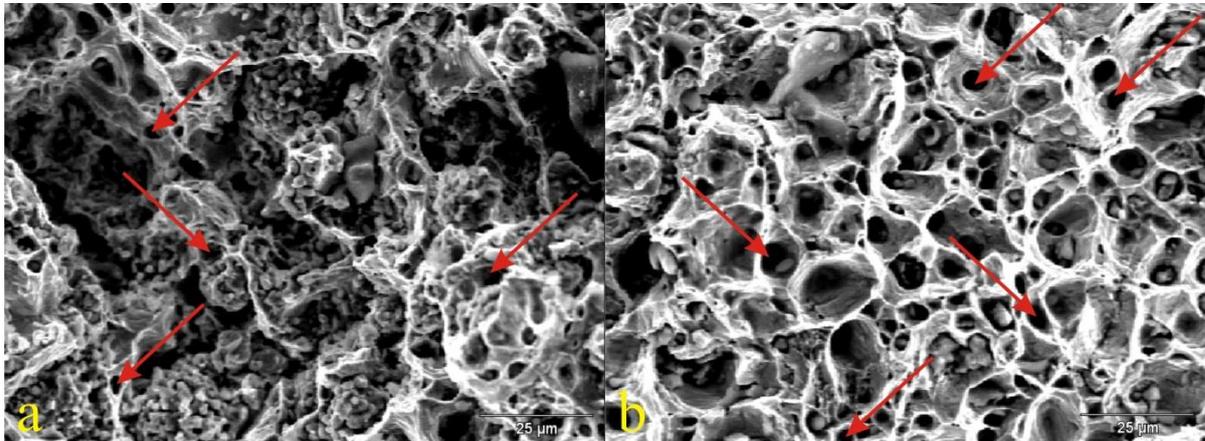


Figura 94 - Ensaio MEV das fraturas dos corpos de prova de tração: indicação da porosidade

Este resultado explica porque os corpos de prova de tração ensaiados apresentaram menores valores de tensão máxima na tração. Conforme citado por Islam 2013 [85], a porosidade pode alterar as propriedades mecânicas dos corpos de prova utilizados nos ensaios. Pode-se notar que o rompimento dos corpos de prova não foram em suas respectivas regiões centrais, onde o diâmetro é menor e propício para o rompimento. Este comportamento pode estar ligado a heterogeneidades na sinterização, onde algumas zonas possuem maior densificação em relação às outras.

4.4. Moldagem por injeção

4.4.1. Determinação da quantidade de pó e sistema aglutinante

O volume percentual de pó encontrado no CATAMOLD[®] 316L A (64,5%) apresentou valores semelhantes àqueles obtidos por Gelin 2012 [27] e citados por German 1997 [2] para peças fabricadas pelo processo μ MIM. Gelin 2012 [27] desenvolveu uma matéria prima a partir da mistura de pó de aço inoxidável 316L com sistema aglutinante baseado em polipropileno, parafina, cera de carnaúba e ácido esteárico, diferentemente da matéria prima utilizada neste trabalho, que tem seu sistema aglutinante baseado em poliacetal. As faixas percentuais de volume foram obtidas por Gelin 2012 [27] através da mistura do pó de aço inoxidável 316L com o sistema aglutinante com diferentes percentuais de pó, e avaliadas com a utilização de um misturador, com controle de torque. Gelin 2012 [27] concluiu que o ponto ótimo para a mistura foi de 66% de volume de pó de aço inoxidável 316L, enquanto que as

faixas críticas ficaram entre 68 e 70%. Este resultado é mostrado no gráfico da Figura 95, que mostra o aumento no torque na mistura mediante o aumento do volume de pó.

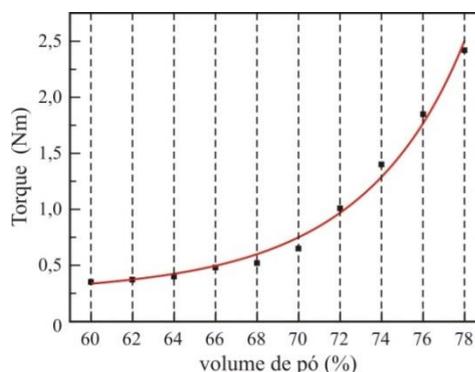


Figura 95 - Torque na mistura versus volume de pó (%) [27]

Comparando os dois trabalhos, as diferenças encontradas podem estar aliadas às diferenças na composição dos sistemas aglutinantes e também nas características do pó de aço inoxidável. Já German 1997 [2] cita que os volumes percentuais de pó usuais utilizados nas matérias primas aplicadas no processo *MIM* e μ *MIM* ficam em torno de 60%, o que também se aproxima dos valores encontrados neste trabalho.

Os valores de massa de pó (92,2%) e sistema aglutinante (7,8%) foram iguais àqueles encontrados por Tavares 2014 [10], visto que ambas as análises foram realizadas no mesmo equipamento.

4.4.2. Ensaios preliminares de injetabilidade

Os ensaios preliminares de injetabilidade mostraram que o projeto de molde é uma das etapas mais importantes do processo *MIM*. Devido às restrições ao fluxo verificadas no molde, a matéria prima não foi capaz de preencher por completo as cavidades, mesmo sob elevadas pressões de injeção. A partir daí, alterações como o aumento dos canais de injeção foram realizadas para permitir o preenchimento das cavidades e diminuir a pressão de injeção utilizada no processo. O excesso de pressão pode prejudicar tanto a máquina quanto o molde ao longo do tempo útil de vida, então a otimização do processo se faz necessária [24].

Bonaldi 2008 [9] demonstrou em seu trabalho que a utilização de pequenos diâmetros em canais de injeção foi insuficiente para o preenchimento das cavidades de moldes utilizados na injeção dos componentes da pinça, uma vez que após o molde fabricado foi necessário aumentar o diâmetro dos canais de injeção para que a matéria prima pudesse preencher por

completo as cavidades. Questões de projetos de moldes para o processo *MIM* e μ *MIM* são baseadas nas características das matérias primas utilizadas, e mostram que há a necessidade de usinar os canais de injeção com diâmetros maiores possíveis (seção transversal), devido às altas viscosidades e comprimentos mais curtos possíveis (distância entre o bico de injeção e o ponto de injeção), devido à troca térmica entre a matéria prima e o molde.

As alterações feitas no molde dos corpos de prova, como o aumento dos canais de $\varnothing 4$ mm para $\varnothing 5$ mm (56,25% em área) e a retirada da restrição do lado fixo foram suficientes para permitir o preenchimento dos corpos de prova barra de flexão, mesmo sendo estas cavidades distantes do bico de injeção (longos canais de injeção). A Figura 96 mostra as alterações realizadas no molde dos corpos de prova.

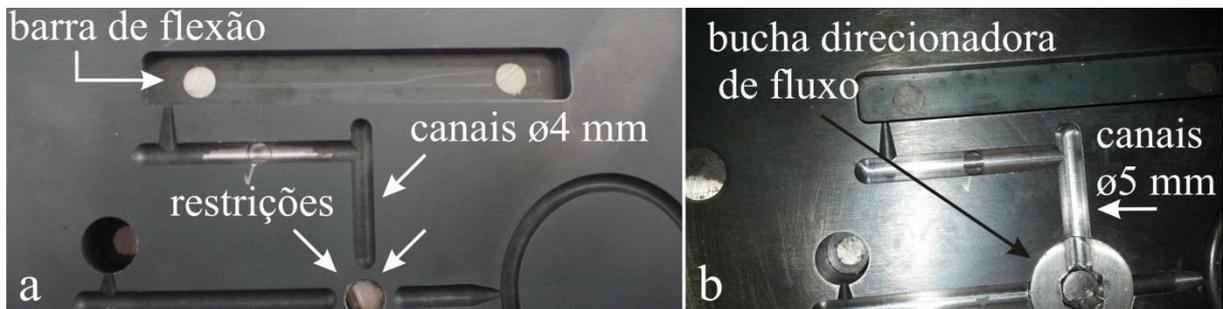


Figura 96 - Placa cavidade inferior: (a) antes da retirada da restrição ao fluxo; (b) bucha direcionadora de fluxo já montada.

Estes detalhes de projeto auxiliaram na elaboração do projeto do molde utilizado neste trabalho, já que não foi necessário nenhum tipo de ajuste no molde para obtenção dos componentes da pinça.

4.4.2.1. Variáveis de injeção dos corpos de prova barra de flexão

Os valores obtidos da P_i dos corpos de prova barra de flexão ficaram dentro da média estabelecida para o CATAMOLD[®] 316L A (600 a 1800 bar) [44]. Os valores se mantiveram altos devido à alta quantidade de pó existente na matéria prima (em torno de 64,5%), o que aumenta consideravelmente sua viscosidade [2]. Além disso, os longos canais de injeção também dificultaram a chegada da matéria prima até as cavidades, sendo necessário o aumento significativo da P_i para que as mesmas fossem inteiramente preenchidas.

Os valores de massa, em gramas, dos corpos de prova barra de flexão foram influenciados por todos os 3 parâmetros de injeção de forma positiva, ou seja, quanto maiores

foram os seus valores maiores foram as massas dos corpos de prova barra de flexão. A Figura 97 mostra a influência dos parâmetros de injeção sobre a massa dos corpos de prova barra de flexão.

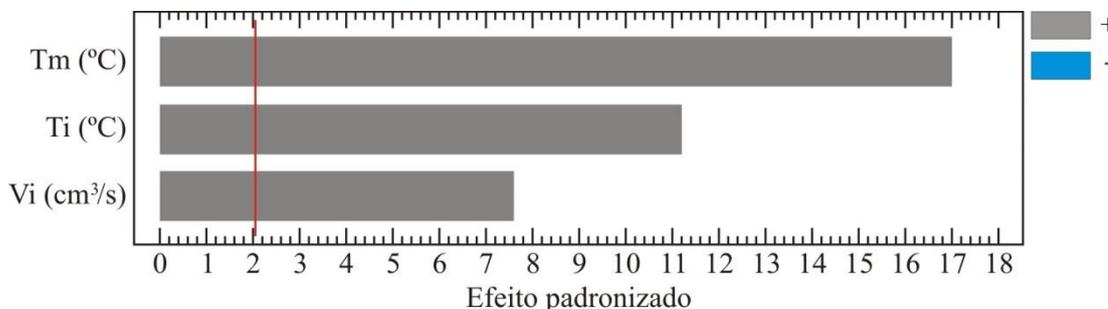


Figura 97 - Influência das variáveis sobre a massa dos corpos de prova barra de flexão

O aumento no valor da massa dos corpos de prova está de acordo com o trabalho desenvolvido por Karatas 2008 [81], que mostra em seu trabalho que para maiores valores dos parâmetros de injeção maior a massa dos corpos de prova. Desta forma, verifica-se que isto está aliado à facilidade que o material tem em fluir para as cavidades com a utilização de valores elevados nos parâmetros de injeção.

4.4.3. Ensaio de injetabilidade

A cavidade zig-zag da matriz de injetabilidade foi projetada a partir dos desenhos apresentados por German (1997), proporcionando assim o estudo da segregação entre pó e sistema aglutinante. A partir dos canais zig-zag foi possível comprovar que, mediante mudanças na direção do fluxo, ocorre a segregação entre pó e sistema aglutinante. A sinterização dos corpos de prova zig-zag, de todas as condições, seria a forma ideal para avaliação da segregação pó e sistema aglutinante, pois possíveis defeitos, porosidades ou trincas poderiam ser observados nas regiões onde ocorrem o desvio do fluxo [62].

O comprimento do fluxo dos corpos de prova zig-zag mostrou comportamento crescente em relação ao aumento dos valores dos parâmetros de injeção, como mostrado na Figura 98.

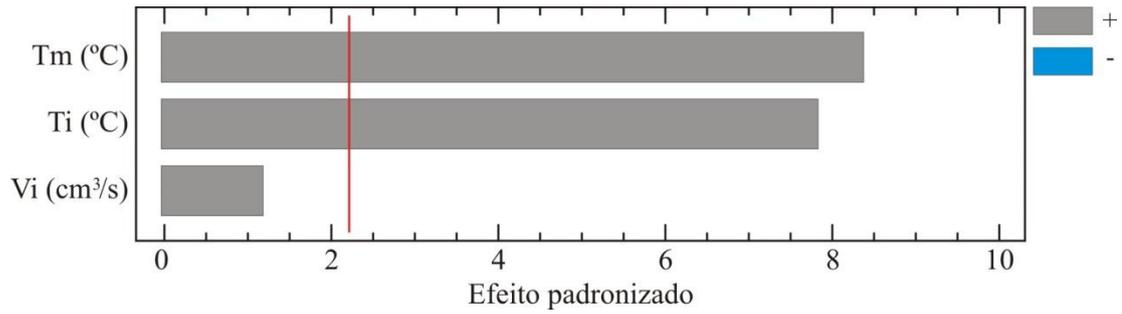


Figura 98 - Influência dos parâmetros de injeção sobre o comprimento do fluxo dos corpos de prova barra zigzag

Estes resultados são semelhantes àqueles encontrados por Karatas 2008 [81] na injeção do CATAMOLD 316L. Karatas 2008 [81] verificou que o aumento dos parâmetros de injeção possibilitou maiores comprimentos do fluxo da matéria prima, e concluiu que a matéria prima com alta viscosidade produz pequenos comprimentos de fluxo, enquanto baixa viscosidade produz grandes caminhos de fluxo. Estes resultados são compatíveis tanto com aqueles mostrados nos ensaios preliminares como nos ensaios de injetabilidade. Karatas (2008) utilizou os seguintes parâmetros de injeção: T_i de 170 a 240 °C, V_i de 5 a 40 cm³/s e T_m de 32 a 140 °C. Os corpos de prova obtidos por Karatas 2008 e os corpos de prova obtidos neste trabalho são mostrados na Figura 99.

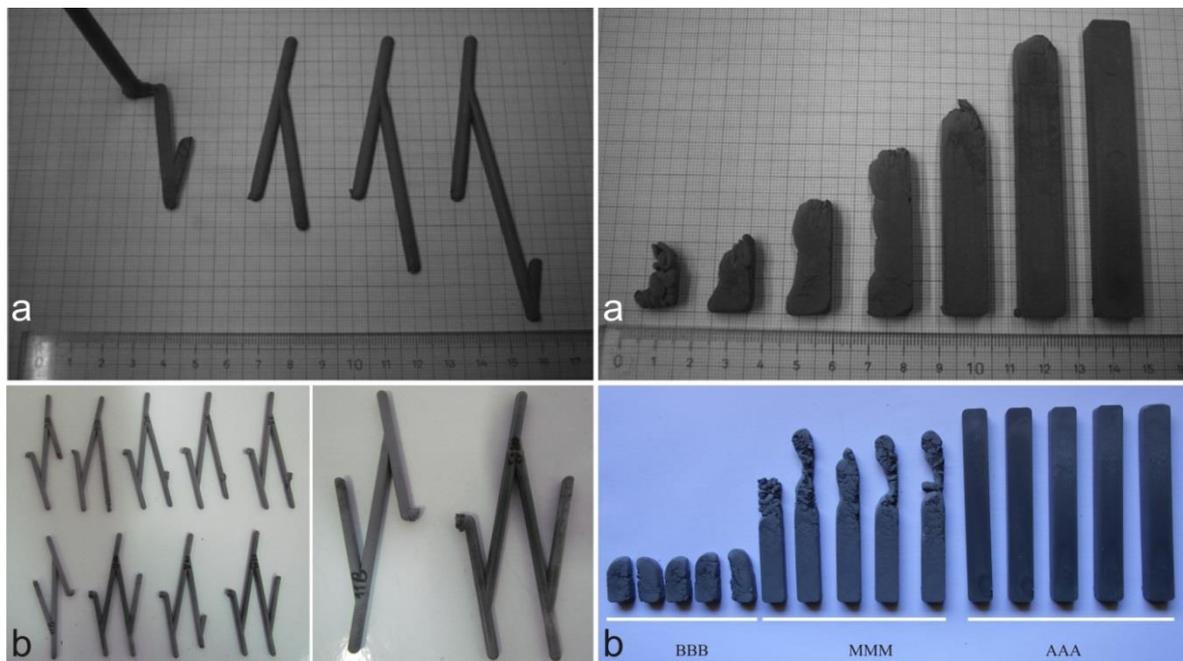


Figura 99 - (a) Corpos de prova obtidos sob condições baixas, médias e altas de injeção [81]; (b) corpos de prova obtidos neste trabalho.

A densidade a verde dos corpos de prova zig-zag aproximou-se dos valores encontrados por Milke 2004 [8] e Islam 2013 [85] e foram maiores em relação aos valores encontrados por Tavares 2014 [10]. Os três autores utilizaram CATAMOLD® 316L A na injeção de corpos de prova para obtenção dos valores da densidade. Os valores de densidade encontrados neste trabalho situaram-se na faixa de 5,227 a 5,418 g/cm³, sendo que Milke 2004 [8] encontrou valores entre 5,380 a 5,400 g/cm³ e Islam 2013 [85] valores entre 5,390 e 5,430%. Tavares 2014 [10] encontrou valores médios de 4,958 g/cm³. Islam 2013 [85] injetou corpos de prova de tração sob elevados valores dos parâmetros de injeção: $T_i = 200$ °C, $T_m = 140$ °C e $P_i = 1600$ bar) e concluiu que a densidade diminui mediante aumento na T_i . Este resultado está totalmente inverso aos resultados de injetabilidade encontrados neste trabalho, que demonstrou através do delineamento estatístico que a T_i influencia de forma negativa, ou seja, quanto maior o valor da T_i menor foi o valor de densidade. Este resultado é mostrado na Figura 100.

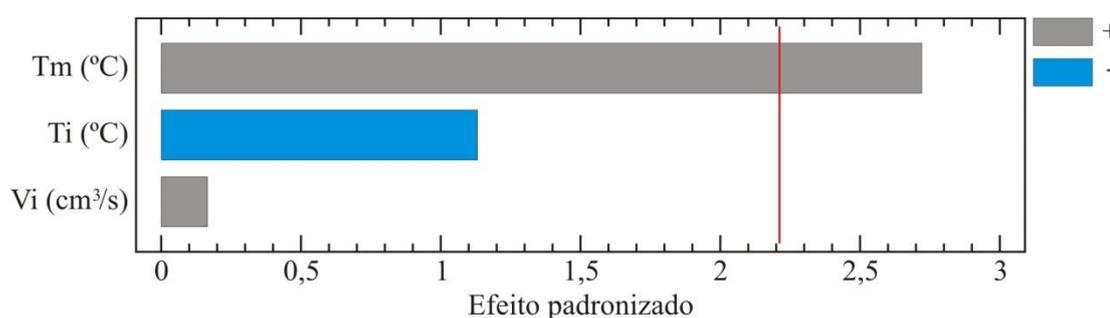


Figura 100 - Influência dos parâmetros de injeção sobre a densidade a verde dos corpos de prova barra zig-zag. A temperatura do molde foi o parâmetro de maior influência nos valores da densidade dos corpos de prova zig-zag.

Este resultado é explicado pela segregação que ocorre entre pó e sistema aglutinante, já que sob elevadas temperaturas o sistema aglutinante tende a fluir sobre os canais de injeção sem carregar o pó até as cavidades.

Os resultados de segregação entre pó e sistema aglutinante foram calculados através das equações mostradas na Tabela 22. O volume de pó encontrado no CATAMOLD® 316L A (corpo de prova tipo gravata) foi de 64,5%, e os valores obtidos dos corpos de prova zig-zag ficaram entre 61,869% e 59,036%.

A utilização das Redes Neurais Artificiais mostraram quais os parâmetros de injeção tiveram maior influência sobre as variáveis de saída, e também demonstraram ser capazes de prever a quantidade de pó existente no CATAMOLD® 316L A, visto que os valores obtidos

pela equação gerada pelo programa foram semelhantes àqueles obtidos no experimento (Tabela 23). Karatas (2008) utilizou as Redes Neurais Artificiais na predição do comprimento do fluxo dos canais em zig-zag e análise dos parâmetros de injeção, e conclui que as RNA's são ferramentas promissoras para a avaliação das variáveis de injeção em relação aos parâmetros de injeção. De acordo com os resultados obtidos e aqueles citados por outros autores, pode-se verificar que as RNA's são ferramentas importantes que podem ser utilizadas em processos que envolvam variações nos parâmetros de entrada e que influenciam nas variáveis de saída, possibilitando avaliação dos parâmetros ideais para um determinado processo.

4.4.4. Injeção e sinterização dos corpos de prova de paredes finas e escada

A injeção dos corpos de prova de paredes finas evidenciou a necessidade da utilização de altas pressões de injeção para que a cavidade pudesse ser totalmente preenchida, sendo que os valores ficaram entre 2385 e 2526 Bar e velocidade de injeção de 25 e 42 cm³/s. Os valores obtidos ficaram bem abaixo daqueles utilizados por Milke 2004 [8], que utilizou pressões entre 900 e 1000 bar e velocidades de injeção entre 10 e 30 cm³/s. A diferença nos experimentos deve-se à variação dimensional dos corpos de prova quando comparados àqueles utilizados por Milke 2004 [8], que utilizou as seguintes espessuras: 2,05mm; 1,77mm; 1,10mm; 0,83mm; 0,68mm; 0,55mm; 0,40mm; 0,27mm e 0,15mm; largura de 10,00 mm e comprimento de 73,3mm. Outro fator importante e que pode ter contribuído para diferenças entre os parâmetros e variáveis de injeção foi que Milke 2004 [8] utilizou lubrificantes no molde de injeção, assim facilitando o preenchimento das cavidades.

A densidade dos corpos de prova escada variaram de 7,601 a 7,624 g/cm³, e estes valores estão abaixo dos valores citados no catálogo do CATAMOLD 316[®] L A, que é de 7,850 g/cm³ e encontrado no trabalho de Islam 2013 [85], que encontrou valores que variaram de 7,500 a 7,850 g/cm³. Conforme Karatas 2008 [81], isto pode estar explicado pelo aumento excessivo de pressão de injeção necessária (2385 a 2526 Bar), já que o processo sob altos valores de pressão de injeção tende a separar o pó do sistema aglutinante, pelo fato de o sistema aglutinante possuir menor viscosidade.

A contração dos corpos de prova escada foram diferentes àqueles citados por Milke 2004 [8], que encontrou valores de 15 a 23% de contração média para maiores espessuras e pequenas espessuras, respectivamente. Os valores encontrados neste trabalho variaram de

11,11 a 13,33%, o que mostra melhor média de valores e maior proximidade do valor citado no catálogo da matéria prima, que é de 14,30%. Estas diferenças podem estar ligadas às diferenças no projeto do molde, diferenças dimensionais das cavidades escada de cada molde, variação nos parâmetros de injeção e a segregação do pó.

4.5. Microinjeção, sinterização e análise dimensional dos corpos de prova e componentes da pinça

A obtenção dos componentes da pinça foi feita com a utilização dos parâmetros de injeção (T_i , T_m e V_i) que tiveram melhor desempenho nos ensaios de injetabilidade, ou seja, foram utilizados os parâmetros ótimos de injeção. Uma pequena alteração no parâmetro T_m teve de ser feita, visto que o material não solidificado dentro da cavidade não permitiu a retirada dos componentes da pinça.

Os parâmetros utilizados são diferentes daqueles citados no catálogo do CATAMOLD[®] 316L A, visto que estes parâmetros não foram suficientes para obtenção de peças inteiramente preenchidas. A Tabela 30 mostra os parâmetros utilizados e aqueles citados como referência no catálogo.

Tabela 30 - Comparativo entre os parâmetros de injeção

| | T_i (°C) | T_m (°C) | V_i (cm ³ /s) |
|---|------------|------------|----------------------------|
| Parâmetros ótimos do ensaio de injetabilidade | 190 | 140 | 35 |
| Parâmetros utilizados na injeção dos componentes da pinça | 190 | 70 | 35 |
| Parâmetros de referência do catálogo CATAMOLD 316L A | 190 | 128 | 10 |

As pressões de injeção encontradas na obtenção de todos os componentes da pinça tiveram variação de 300 a 600 Bar, abaixo dos valores citados no catálogo do CATAMOLD[®] 316L A (600a 1800 Bar). Esta diferença nos valores da P_i pode estar associada às pequenas dimensões dos componentes da pinça, e também facilitada pela proximidade das cavidades do bico de injeção.

A contração dos componentes da pinça foi obtida através dos componentes injetados (peças verdes) e dos componentes sinterizados. A contração a verde resultou em valores praticamente nulos, já que as dimensões dos componentes tinham exatamente as mesmas dimensões da cavidade (as dimensões foram realizadas com paquímetro digital e micrômetro centesimal). Os componentes oito e haste sinterizados apresentaram valores de contração que

variaram de 12,90 a 15,62%, tendo como média 13,92%. Já os componentes da pinça apresentaram valores de contração na faixa de 7,05 a 13,33%. O valor mais alto (13,33%) aproxima-se ao valor atribuído ao CATAMOLD® 316L A, que é de 14,30%.

A densidade dos componentes haste e garfo tiveram valores que variaram de 7,581 a 7,906 g/cm³, e estes valores estão de acordo com aqueles mostrados no catálogo do CATAMOLD® 316L A [32], onde é citado que densidades médias, após sinterização, estão em torno de 7,85 g/cm³. Milke 2004 [8] encontrou densidades médias de 7,77 g/cm³, o que mostra que a densidade dos componentes pode variar dependendo da geometria do componente a ser sinterizado e também das condições de sinterização, já que Milke 2004 [8] utilizou parâmetros diferentes na sinterização, com extração térmica de 600° durante 1 hora e sinterização em forno à vácuo a 1250° durante 1 hora.

As dimensões finais dos componentes da pinça apresentaram variação de 0,01 a 0,29mm (1,47 e 7,86%, respectivamente) o que demonstra que os ensaios de injetabilidade (parâmetros de injeção), o projeto do molde e as etapas de remoção do sistema aglutinante e sinterização foram de extrema importância no sucesso da obtenção dos componentes, visto que todos os passos realizados contribuíram para que se pudesse obter peças dimensionalmente semelhantes às projetadas. As dimensões dos componentes após a sinterização em comparação com as dimensões de projeto são mostradas na Figura 101.

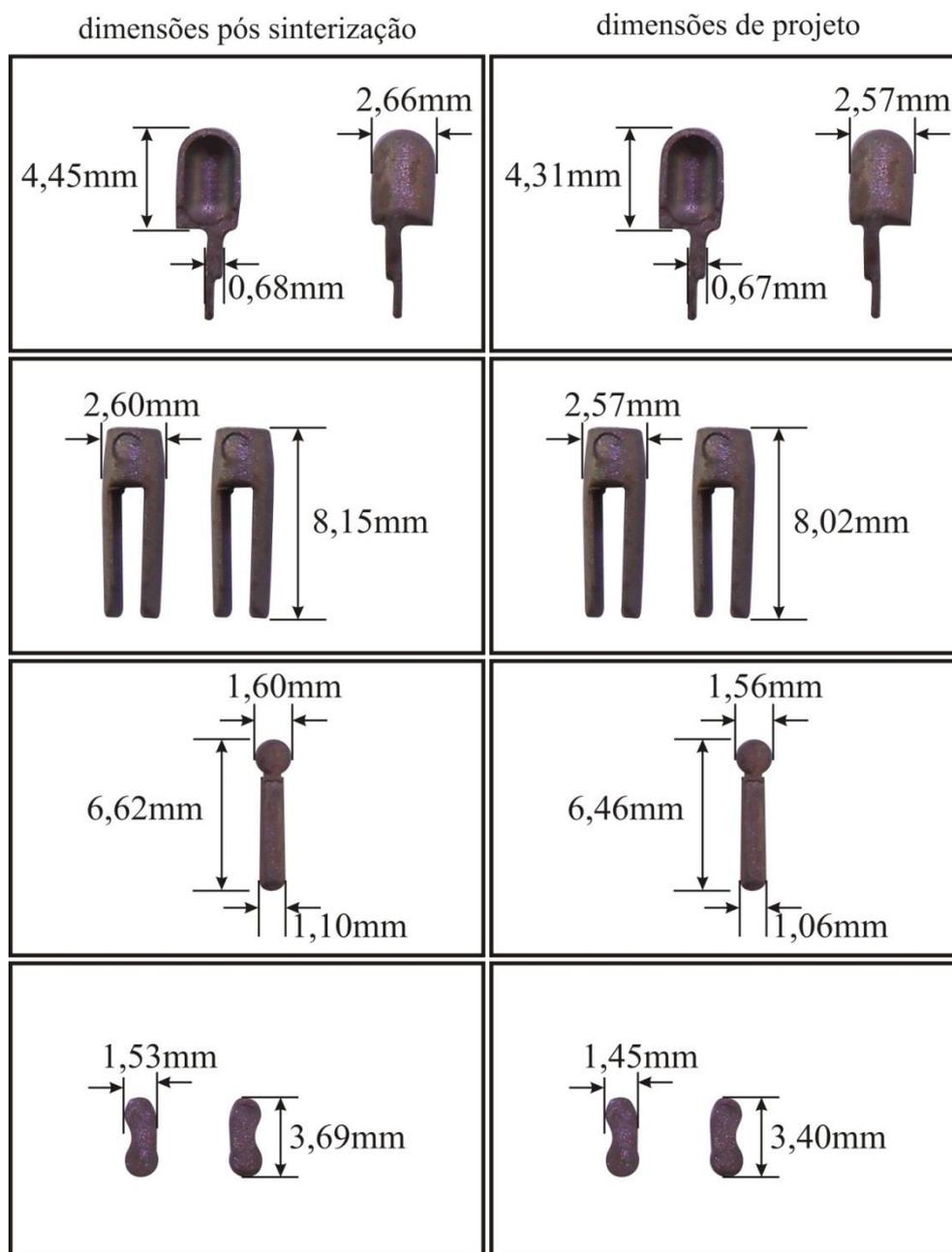


Figura 101 - Comparativo entre as dimensões dos componentes após a sinterização e dimensões de projeto

A Figura 101 mostra que as dimensões dos componentes sinterizados são semelhantes às dimensões de projeto, o que demonstra o sucesso na obtenção destes componentes. Nota-se também na Figura 101 que os componentes apresentaram rugosidade elevada, o qual não foi medida, e sim feita através de inspeção visual. Esta rugosidade é proveniente do processo de usinagem por microeletroerosão das cavidades, as quais não foram polidas e, por consequência, transferindo a rugosidade aos componentes.

5. Conclusões

Este trabalho contribuiu para o entendimento das etapas que envolvem o projeto de moldes para o processo μMIM , e também para o estudo dos parâmetros e variáveis envolvidos nos processos de moldagem de micropeças com a utilização da matéria prima CATAMOLD[®] 316L A.

O ensaio *DSC* da matéria prima mostrou que o CATAMOLD[®] 316L A funde a uma temperatura de 160,09 °C. A amostra de CATAMOLD[®] 316L A utilizada no ensaio *TGA* teve perda de massa = 7,8% (valor do sistema aglutinante contido na matéria prima) e consequentemente 92,2% de massa de pó (64,5% em volume).

O ensaio mecânico de tração mostrou que os valores referentes à tensão máxima de tração dos corpos de prova sinterizados situaram-se abaixo em relação aos encontrados na literatura (510 MPa), se situando em uma faixa entre 409,7 MPa e 495,5 MPa.

A microscopia eletrônica de varredura mostrou a grande quantidade de poros existentes nos corpos de prova de tração, o que comprova que não houve densificação completa e isto explica os valores da tensão máxima de tração serem mais baixos em relação ao valor citado na literatura.

A segregação entre pó e sistema aglutinante foi influenciada de forma significativa pela temperatura do molde. A redução nos valores da temperatura do molde permitiu a redução da segregação entre pó e sistema aglutinante.

Os ensaios de densidade dos corpos de prova zig-zag comprovaram a segregação entre pó e sistema aglutinante, onde os valores percentuais de volume de pó situaram-se entre 61,869% e 59,036% (valores menores que 64,5%). O parâmetro de maior influência no volume de pó e também na densidade foi a temperatura do molde.

Os ensaios de corpos de prova de paredes finas e escada mostraram-se eficientes na obtenção de peças com até 0,1mm de espessura, porém elevadas pressões de injeção foram requeridas (2416 a 2801 bars).

O molde de injeção dos componentes da pinça mostrou-se eficiente no processo de injeção e obtenção destes componentes. O molde preencheu todas as cavidades dos componentes da

pinça, e o sistema de extração funcionou corretamente quando as peças ficaram retidas no lado móvel do molde (parte inferior).

Os valores de contração dos componentes da pinça situaram-se na faixa de 7,05 a 13,33%, sendo o valor máximo de 13,33% próximo ao valor citado no catálogo do CATAMOLD® 316L A, que é de 14,30%.

A densidade dos componentes sinterizados haste e garfo (7,58 a 7,90 g/cm³) aproximaram-se dos valores obtidos do catálogo do CATAMOLD® 316L A (7,85 g/cm³).

O dimensional dos componentes da pinça após a sinterização em comparação com as dimensões de projeto mostrou pequenos desvios de 0,01 a 0,29mm (1,5 e 7,9%, respectivamente), o que demonstra a viabilidade de obtenção destes componentes através do processo de moldagem de pós metálicos por injeção com a utilização do CATAMOLD® 316L A. O acabamento superficial encontrou-se dentro do esperado (alta rugosidade), já que as cavidades não puderam ser polidas, visto a dificuldade em realizar este processo.

6. Sugestões para outros trabalhos

- Estipular outros parâmetros de injeção e condições de processamento e compará-los com os valores encontrados neste trabalho;
- Utilizar outros métodos para quantificar a separação de pó e sistema aglutinante contidos nas matérias primas;
- Avaliar a variação na contração em função da geometria e dos parâmetros de injeção.
- Fazer o polimento das cavidades do molde da pinça, visando facilitar a extração dos componentes injetados;
- Projetar e fabricar dispositivos para auxiliar a usinagem e montagem destes componentes;
- Verificar a resistência à corrosão das peças fabricadas, pois esta é uma das principais propriedades dos materiais biomédicos;
- Analisar a influência do tamanho da partícula da matéria prima nas variáveis de injeção;
- Viabilizar a fabricação destas pinças e sua inserção no mercado como opção às pinças importadas;
- Utilizar uma injetora específica para moldagem de pós metálicos por injeção.

7. Referência Bibliográfica

- [1].Lin, T.L., Hourng, L.W. *Investigation of wick debinding in metal injection molding: numerical simulations by the random walk approach and experiments*. Advanced Powder Technology - International Journal of Science and Technology of Powder and Particulate Materials. 2005. Vol. 16, nº 5, pg. 495–515.
- [2].German, R.M.; Bose, A. *Injection Moulding of Metals and Ceramics*. Material Powder Industries Federation. Princeton, New Jersey - USA. First Edition. 1997. 413 pg.
- [3].HaiQing, Yin; ChengChang, Jia; XuanHui, Qu. *Micro powder injection molding-largescale production technology for micro-sized components*. Journal Science China Technological Sciences - Springer. 2008. Vol. 51. nº 2. pg. 121-126.
- [4].Donald, F.H.; *Qualification method for powder injection molded components*. Powder Metallurgy Science & Technology Briefs. 2004, Vol. 6, nº 3, pg.21-27.
- [5].Löhe, D.; Haubelt, J. *Microengineering of Metals and Ceramics - Microengineering of Metals and Ceramics*. Wiley-VCH Verlag GmbH & KGaA. Germany. 2005. Vol. 3 Part I. 641 pg.
- [6].Disponível em www.endocom.com.br. Acesso em 25/02/2013.
- [7].Disponível em www.promedical.com.br. Acesso em 26/02/2013.
- [8].Milke, E.C. *Estudo da obtenção de peças com paredes finas e micropeças através da moldagem de pós de aço inoxidável 316L por injeção*. Tese de doutorado UFRGS – Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre – Brasil. 2004.
- [9].Bonaldi, P.O. *Estudo, fabricação e caracterização de pinças de biópsia para endoscopia flexível através do processo de moldagem de pós por injeção*. Dissertação UFRGS – Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre – Brasil. 2008.
- [10].Tavares, A.C. *Avaliação de misturas injetáveis aplicadas à fabricação de micro componente para pinças de biópsias por moldagem de pós por injeção*. Dissertação UFRGS – Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre – Brasil. 2014.
- [11].ASTM. *Designation: F 139 – 03 - Standard Specification for Wrought 18 Chromium-14 Nickel-2.5 Molybdenum Stainless Steel Sheet and Strip for Surgical Implants*. Annual Book of ASTM Standards – 2003.
- [12].Chul-Hyun Lim; Myung-Gyu Choi; Won Chul Kim; Jin Soo Kim; Yu Kyung Cho; Jae Myung Park; In Seok Lee; Sang Woo Kim; Kyu Yong Choi; In-Sik Chung.

- Performance and cost of disposable biopsy forceps in upper gastrointestinal endoscopy: comparison with reusable biopsy forceps.* The Korean Society of Gastrointestinal Endoscopy. 2012. N°. 45 pg. 62-66.
- [13]. Danesh, B.J.Z.; Burke, M.; Newman, J.; Aylott, A.; Whitfield, P.; Cotton, P.B. *Comparison of weight, depth, and diagnostic adequacy of specimens obtained with 16 different biopsy forceps designed for upper gastrointestinal endoscopy.* Journal of Gastroenterology and Hepatology - England. 1985. N° 26. Pg. 227-231.
- [14]. Taylor, T.V. *A System of Multiple Biopsy Forceps.* Current Surgery. Elsevier Inc. USA. 2004. Vol. 61. Issue 6. Pg. 594-596.
- [15]. *Precision forceps for endoscopic interventions.* Revista online Decomagazine. Disponível em www.motorex.com. Acesso em 11/01/13.
- [16]. Catálogo de produtos Meier Tool & Engineering Inc. *“Medical Metalforming”.* Anoka – USA.
- [17]. Y. Li, H. He. *Biopsy Forceps for Minimally Invasive Surgery by Metal Injection Molding.* Journal of Powder Metallurgy – Elsevier. Shanghai - China. 2009.
- [18]. German, R.M. *Materials for microminiature powder injection molded medical and dental devices.* International Journal of Powder Metallurgy. 2010. Vol. 46, n° 2, pg. 15-18.
- [19]. Upadhyaya, G. S.; *Powder Metallurgy Technology.* Cambridge International Science Publishing. Second Edition. England – 2002. 170 pg.
- [20]. Bralla, J.G. *Metal Injection-Molded Parts.* Design for Manufacturability Handbook. Second Edition. McGraw-Hill Companies, Inc. USA – 1999.
- [21]. Krug, S., Evans, J.R.G. & ter Maat, J.H.H. (2002). *Differential sintering in ceramic injection moulding: particle orientation effects.* Journal of the European Ceramic Society. 2002. Vol.22. No. 2. Pg. 173-181. apud22.
- [22]. Gutiérrez, J. G.; Stringari, G. B.; Emri, I. *Powder Injection Molding of Metal and Ceramic Parts.* Some Critical Issues for Injection Molding. Center for Experimental Mechanics- University of Ljubljana - Slovenia. 2012. Pg. 65-88.
- [23]. ASM Handbook - *Powder Metal Technologies and Applications – Metals Handbook.* ASM Handbook Committee. 1998. Vol. 7.
- [24]. Rosato, D.; Rosato, D. V.; Rosato, M. G. *Injection Molding Handbook.* Third Edition. Kluwer Academic Publishers. London – England. 2000.

- [25]. Disponível em <http://www.custompartnet.com/wu/metal-injection-molding> - Acesso em 19/09/2012
- [26]. Disponível em www.medicaldevice-network.com. Acesso em 03/01/13.
- [27]. Gelin, J.C.; Kong, X.; Barriere, T. *Determination of critical and optimal powder loadings for 316L fine stainless steel feedstocks for micro-powder injection molding*. Journal of Materials Processing Technology. 2012. Vol. 212, nº 11, pg. 2173-2182.
- [28]. German, R.M.; Park, S.J. *Mathematical relations in particulate materials processing*. First Edition. Ed. John Wiley & Sons, Inc. Canada. 2008.
- [29]. *Feedstock for Metal Injection Moulding – Sigma blade kneaders*. Disponível em <http://www.pim-international.com>. Acesso em 01/11/12.
- [30]. Y. Li, B. Huang, X. Qu. *Viscosity and melt rheology of metal injection molding feedstocks*, Powder Metallurgy. 1999. Vol. 42, nº 1, pg. 86 – 90.
- [31]. Catálogo *Companies by country*. Disponível em: www.metal-powder.net. 2012. Pg. 27-62.
- [32]. *Product specification CATAMOLD® L. Carbonyl Iron Powder and Metal Systems*. 2006. BASF®. 2009.
- [33]. Gelin, J.C.; Quinard, C.; Barriere, T.; Song, J. *Elaboration of PIM feedstocks with 316L fine stainless steel powders for the processing of micro-components*. Powder Technology – Elsevier. 2009. Vol. 208. Nº 2. Pg. 383-389.
- [34]. Park, J.B. Kim, Y.K. *Chapter 1 - Metallic Biomaterials*. In: Park, J.B.; Bronzino, J.D. *Biomaterials – Principles and Applications*. Ed. CRC PRESS. USA. 2003. Pg 1-20.
- [35]. ASM International. *Overview of Biomaterials and Their Use in Medical Devices*. Handbook of Materials for Medical Devices. Chapter 1. Ohio – USA. 2003.
- [36]. Shackelford, J.F., *Ciência dos Materiais*. 6ª edição. Ed. Pearson. São Paulo – Brasil. 2008. 546 pg.
- [37]. ZHU Shai-hong ; WANG Guo-hui; ZHAO Yan-zhong; LI Yi-ming; ZHOU Ke-chao; HUANG Bai-yun. *Biocompatibility of MIM 316L stainless steel*. Journal of Central South University of Technology- China. 2005. Vol. 12. Issue 1. pg. 9-11.
- [38]. Covert, R.A.; Tuthill, A. *Stainless steels: An introduction to their metallurgy and corrosion resistance*. Dairy, Food and Environmental Sanitation. 2000. Vol 20, Nº 7. Pg. 506-517.

- [39]. Chiaverini, V. *Aços e Ferros Fundidos - 7ª edição*. Ed. ABM – Associação Brasileira de Metalurgia e Materiais. São Paulo – Brasil. 2008.
- [40]. Callister JR., W.D., *Fundamentals of Materials Science and Engineering*. 8ª edição. Ed. John Wiley & Sons Inc. USA. 2010. 1000 pg.
- [41]. Araújo, T.L.; Couto, A.A. *Estudo do aço inoxidável aplicado como implante ortopédico*. Revista online Mackenzie. Disponível em <http://www.mackenzie.br>. 2011.
- [42]. Baril, E.; Thomas, Y.; Héту, J.-F.; Pelletier S. *Powder Injection Molding (PIM) for Low Cost Manufacturing of Intricate Parts to Net-Shape*. In Cost Effective Manufacture via Net-Shape Processing. Québec, CANADA. 2006. Disponível em: <http://www.cso.nato.int/>. Pg. 7-1 – 7-14.
- [43]. Adames, J.M. *Characterization of Polymeric Binders for Metal Injection Molding (MIM) Process*. Dissertation of The Graduate Faculty of The University of Akron. USA. 2007.
- [44]. *Catamold® Feedstock for Metal Injection Molding: Processing - Properties – Applications*. Technical Information BASF®. 2003.
- [45]. Porter, M.A. *Effects of binder systems for metal Metal Injection Molding*. Master thesis. Lulea University of Technology. Sweden. 2003.
- [46]. Catálogo Elino®. *New development in MIM Debinding and Sintering Furnaces*. Finland. 2013.
- [47]. Loh, N. H.; Tor, S. B.; Tay, B. Y.; Murakoshi, Y.; Maeda, R. *Fabrication of micro gear by micro powder injection molding*. Journal of Microsystem Technologies – Springer Verlag. 2007. Vol. 14, nº 1, pg. 43-50.
- [48]. *Technical Leaflet CATAMOLD® L A*. BASF®. 2003.
- [49]. Catálogo BASF®. *Catamold® - Metal and ceramic components made easily*. 2009.
- [50]. Chiaverini, V. *Tecnologia Mecânica – Processos de fabricação e tratamento*. Vol. II. 2ª edição. Ed. McGraw-Hill. Rio de Janeiro – Brasil. 1995.
- [51]. Shatokha, V. *Sintering – Methods and products*. First Edition. Rijeka, Croatia – 2012.
- [52]. Jorge, H.R.C.S. *Compounding and Processing of a Water Soluble Binder for Powder Injection Moulding*. Tese de Doutorado. Universidade do Minho – Portugal. 2008.

- [53]. Mizeráková, S. *Online rheological characterization of highly filled polymer melts employed in powder injection moulding with the special regard to wall-slippage*. Tomas Bata University in Zlín – Faculty of Technology. Zlín - Czech Republic. 2013.
- [54]. Karatas, Ç., Sözen, A., Arcaklioglu, E., Ergüney, S. *Experimental and Theoretical Investigations of Mouldability for Feedstocks Used in Powder Injection Moulding*. Journal *Materials & Design*. 2007. Vol. 28, n° 1, pp. 278-286.
- [55]. Bilovol, V.V. *Mould filling simulations during powder injection moulding*. Ph.D. Thesis. Delft University of Technology, Delft - Netherlands. 2003.
- [56]. Mudali, U.K., Sridhar, T.M.; Raj, B. *Corrosion of bio implants*. Journal of the Indian Academy of Sciences. India. 2003. Vol. 28, parts 3 and 4. Pg. 601 – 637.
- [57]. Jacobs, J.J.; Gilbert, J.L.; Urban, R.M. *Current Concepts Review - Corrosion of Metal Orthopaedic Implants*. The journal of bone and joint surgery. Illinois – USA. 1998. Vol. 80-A, n° 2, pg. 268 – 282.
- [58]. German, R. *Designing for Metal Injection Molding: a guide for designers and end-users*. Powder Injection Moulding International. 2008. Vol. 2, n° 4, pg. 17-25.
- [59]. Berginc, B., Kampus, Z., Sustarsic, B. *The influence of MIM and sintering-process parameters on the mechanical properties of 316 SS*. Materiali in Tehnologije. 2006. Vol. 40, n° 5, pg 193-198.
- [60]. Quinard, C.; Barriere, T.; Gelin, J.C. *Development and property identification of 316L stainless steel feedstock for PIM and μ PIM*. Powder Technology – Elsevier. 2009. Vol. 190, pg. 123-128.
- [61]. Gupta, S.; Dan, P. *Bone geometry and mechanical properties of the human scapula using computed tomography data*. Trends Biomaterials - pg 61/70 Department of Applied Mechanics, Bengal Engineering West Bengal - India. 2004. Vol. 17, n° 2, pg. 61-70.
- [62]. Jiránek L. *Testing mold design for investigation of powder-binder separation during powder injection molding*. Master thesis. Tomas Bata University in Zlín – Faculty of Technology. Zlín - Czech Republic. 2010.
- [63]. Zlatkov, B. S.; Griesmayer, E.; Loibl, H.; Aleksić, O.S.; Danninger, H.; Gierl, C.; Lukić, L.S. *Recent Advances in PIM Technology I*. Journal of Science of Sintering. 2008. Vol 40. N° 1. Pg 79-88.

- [64]. Baranda, M. A. E. *Design and manufacturing of complex moulds for powder injection moulding*. Master Project - Final Project of Industrial Engineering. Universidad Carlos III de Madrid. 2010.
- [65]. Souza, F., O. *Estudo da viabilidade técnica da câmara quente convencional em relação aos moldes de injeção convencionais*. Monografia. Fatec – Faculdade de Tecnologia. São Paulo – Brasil. 2009.
- [66]. Guia de produtos de câmara quentes **HUSKY®**. Versão 1.0. 2012.
- [67]. Ehmann, K. F.; Bourell, D.; Culpepper, M. L.; Hodgson, T. J.; Kurfess, T. R.; Madou, M.; Rajurkar K.; DeVor, R. E. *International assessment of research and development in micromanufacturing*. World Technology Evaluation Center (WTEC), Inc. Mariland – USA. 2005.
- [68]. Richter, A. *Micro Ware*. Micromanufacturing Magazine – USA. Ed. Spring. 2009. Vol 2. Nº 1. Pg. 32.
- [69]. Disponível em: www.usinagem-tech.com.br. Acesso em 09/01/13.
- [70]. Disponível em: www.emuge.com. acesso em 02/02/13.
- [71]. Battenfeld Injection Molding. *Micro-Moulding: the innovative system solution for moulding of micro precision parts*. Disponível em: www.battenfeld.ru. 2012.
- [72]. Mahendran, S.; Devarajan, R.; Nagarajan, T.; Majdi, A. *A Review of Micro-EDM (Micro Electrical Discharge machining)*. Proceedings of the Internatcional MultiConference of Engineers and Computer Scientists. Hong Kong – China. 2010. Vol. 2.
- [73]. Esperto, L.; Osório, A. *Rapid Tooling - Sinterização directa por laser de metais*. Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões. Portugal. 2008. Vol. 15, pg. 117-124.
- [74]. Regenfuss, P.; Hartwig, L.; Klötzer, S.; Ebert, R., Exner, H. *Microparts by a Novel Modification of Selective Laser Sintering*. Technical Papers - Society of Manufacturing Engineers. USA. 2003. Pg. 1-7.
- [75]. Schulz, J.; Bade, K.; Guttman, M.; Hahn, L.; Janssen, A.; Koehler, U.; Meyer, P.; Winkler, F. *Ensuring repeatability in LIGA mold insert fabrication*. Microsystem Technologies. 2004. Vol. 10, nº 5, pp. 419-422.
- [76]. Lotti, C. *Influência das condições de processamento na morfologia e das propriedades mecânicas de sistemas poliméricos moldados por injeção e sua*

- predição através de redes neurais artificiais*. Tese de Doutorado – Universidade de São Carlos – São Paulo – Brasil. 2004.
- [77]. Sozen, A.; Arcakliog, E.; Ozalp, M. *Calculation of thermodynamic properties of an alternative refrigerant (R508b) using artificial neural network*. Applied Thermodynamic Engineering. Elsevier. 2007. Vol. 27, nº 2-3, pp. 551-559.
- [78]. Braga, A.P.; Ludermir, T.B.; Carvalho, A.P.L.F. *Redes Neurais Artificiais – Teoria e Aplicações*. 1ª edição. Ed. LTC – Rio de Janeiro – Brasil. 2000. 262 pág.
- [79]. Hair, J.F.; Tatham, R.L.; Anderson, R.E.; Black, W. *Multivariate data analysis*. 5ª edition. USA – 1998. 768 pg.
- [80]. Baye, M.R. *Economia de empresas e estratégias de negócios*. Ed. McGraw Hill. 6ª edição. 2010. 624 pág.
- [81]. Karatas, Ç.; Sozen, A.; Arcaklioglu, E.; Erguney, S. *Investigation of mouldability for feedstocks used powder injection moulding*. Elsevier – Materials & Design. 2008. Vol. 29, nº 9, pp. 1713–1724.
- [82]. K. F. Hens, *Tooling and injection moulding powder injection moulding*. Proceedings of the International Powder Injection Moulding Symposium. USA. 1995. apud54.
- [83]. Catálogo de fornos contínuos Elino® - *Continuous PIM Pusher Furnace*. Disponível em: www.elino.de.
- [84]. MPIF Standard 50. *Method for preparing and evaluating metal injection molded (MIM) sintered/heat treated tension test specimens*. 2008.
- [85]. Islam, A., Hansen, H.N., Esteves, N.M., Rasmussen, T.T. *Effects of holding pressure & process temperatures on the mechanical properties of moulded metallic parts*. ANTEC 2013 Conference Proceedings. Lyngby, Denmark. 2013.