

OBTENÇÃO DE MICROPEÇAS A PARTIR DE PÓS-METÁLICOS NANOCRISTALINOS APLICADAS NA ÁREA MÉDICA¹

*Wilson Corrêa Rodrigues²
Fidel Romel Mallqui Espinoza³
Moisés de Mattos Dias⁴
Marcos Mallqui Espinoza⁵
Lírio Schaeffer⁶*

Resumo

O objetivo deste trabalho é o estudo de micro-peças sinterizadas de aço inoxidável 316 L para aplicações médicas, pelo processo de moldagem de pós metálicos por injeção (MPI), onde foi desenvolvido um parafuso ortodôntico interpenetrante. Foram analisados os pós e confeccionados corpos de prova, após foram analisadas suas propriedades físicas. Construiu-se um molde para a injeção, respeitando os parâmetros do processo como: pressão de injeção, temperatura do molde e da matéria prima, atmosfera e tempo de sinterização. O estudo mostrou que no processo MPI houve semelhança nas propriedades físicas quando comparados à referência bibliográfica.

Palavras-chave: MPI; Mecano síntese; Parafusos ortodônticos.

OBTAINING OF MICRO-PIECES FROM NANOCRYSTALLINE METAL POWDERS APPLIED IN MEDICAL FIELD

Abstract

The aim for this work is the study of stainless steel 316 L sintering micro-pieces for medical applications, for process of molding metallic powders for injection (MPI), which has developed an interpenetrating screw orthodontic. It was accomplished a study of the constituent powders and made samples; after its physical properties of interest they were analyzed. For all the alloy compositions for the process PIM, the parameters of the production process were respected as: Injection pressure, temperature of the die and of the raw material, sintering atmosphere, and sintering time. The main conclusions of this study show that in the process PIM there was likeness in the physical properties when compared to the bibliographical reference.

Key words: MPI; Mechanical alloying; Orthodontic screw.

¹ *Contribuição técnica ao 64º Congresso Anual da ABM, 13 a 17 de julho de 2009, Belo Horizonte, MG, Brasil.*

² *Mestrando do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais (PPGEM). LdTM, UFRGS. Av: Bento Gonçalves,9500. CEP: 91501-970, Porto Alegre, RS, Brasil. wilcor_br@yahoo.com.br.*

³ *Dr.Eng. Prof. da Furg (DMC), Escola de Engenharia, FURG. Av: Itália km 8 – Pav.K, Sala 01. CEP: 96201-900, Rio Grande, RS, Brasil. fidelromel@yahoo.com.br.*

⁴ *Prof. Dr. Eng.do Depto Eng. Eletrônica / ICET / Feevale. Novo Hamburgo-RS. moisesdias@feevale.br*

⁵ *Dr. Eng. Pesquisador da Odonto-Sinter, Av: Bento Gonçalves,9500. CEP: 91501-970, Porto Alegre, RS, Brasil. marcosmallqui@bol.com.br.*

⁶ *Prof Dr. Ing. Coordenador do Laboratório de Transformação Mecânica (LdTM), PPGEM, UFRGS. Av: Bento Gonçalves,9500. CEP: 91501-970, Porto Alegre, RS, Brasil. schaeffer@ufrgs.br.*

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, a indústria mundial de Moldagem de Pós por Injeção (MPI) ou *Powder Injection Molding*, investe milhões de dólares em pesquisa e desenvolvimento de novos produtos e tecnologias. O imenso campo de aplicação destes materiais nas diversas áreas e as necessidades da vida moderna tem conduzido a inúmeras inovações tecnológicas e mantido uma necessidade crescente do desenvolvimento de novos materiais sinterizados.^(1,2)

O processo MPI se caracteriza pela fabricação de componentes pequenos e complexos, que são aplicados nas indústrias de telecomunicações, relógios, automóveis, armamentos, componentes médicos e componentes eletrônicos. De acordo com a MIMA – *Metal Injection Molding Association*, o mercado da Moldagem de Pós por Injeção continua atingindo níveis de crescimento de dois dígitos se tratando de porcentagem. De acordo com relatório da *Business Communications*, o mercado global de moldagem de pós-metálicos por injeção foi estimado em 382 milhões de dólares em 2004.⁽³⁾ Este mercado apresenta uma estimativa de taxa de crescimento anual de aproximadamente 8,4%, e deverá alcançar 571 milhões de dólares em 2009. É estimado que a cada semana uma nova empresa de MPI entre no mercado e cada duas semanas uma empresa saia de operação. Muitas destas empresas já trabalhavam com injeção convencional de polímeros. O Professor German da universidade estadual de Pensilvânia/EUA, estimava que no final do ano 2000 existissem 550 empresas usando tecnologia MPI no mundo.⁽⁴⁾ Atualmente 50% de produtos fabricados no mundo por MPI são aços inoxidáveis.⁽⁵⁾ As aplicações para o aço inoxidável 316-L destinam-se preferencialmente para peças não magnetizáveis com alta resistência à corrosão e alta tenacidade.⁽⁶⁾

A inter-relação entre a implantodontia (estudo da inserção de materiais e dispositivos com a finalidade de restaurar proteticamente a função e a estética do paciente total e parcialmente desdentado) e a ortodontia no planejamento do tratamento ortodôntico deve apresentar resultados mais seguros e previsíveis, tanto para o paciente, quanto para o profissional. A Ortodontia é o ramo (*orthos* do grupo que significa reto e *odontos* que significa dentes) relacionado com o estado das anomalias faciais. Nesta relação, a maior contribuição da implantodontia no avanço tecnológico da ortodontia é no auxílio do controle de ancoragem ortodôntica. O número de empresas no segmento de implantodontia que utilizam vários desenhos de micro-parafusos ortodônticos com diversos fins é elevado. Quase todos os micros- parafusos ortodônticos têm um orifício na cabeça para colocação de acessórios, e outros têm diferentes tipos de ranhuras ou cabeças redondas.⁽⁷⁾

Segundo o autor, a técnica de fixação dos micros parafusos ortodônticos em osso basal ou alveolar, possibilita obter um ponto fixo na cavidade bucal (ponto de ancoragem), para efetuar movimentações dentárias complexas, de forma mais previsível. Com isso tornam-se ilimitadas as formas de instalação dos micros parafusos ortodônticos, podendo servir de ancoragem para diversos tipos de movimentos dentários como intrusão, extrusão, retração, protração e verticalização.⁽⁷⁾

Assim, esta pesquisa teve por objetivo específico, desenvolver um novo micro-parafuso ortodôntico baseado na forma mostrado na Figura 01-(a), com algumas modificações práticas que se fizeram necessária para injeção e consolidação do parafuso. Salienta-se que, a Figura 01-(a) mostra um parafuso ortodôntico com sistema de cruz e a Figura 01-(b) mostra o conjunto chave-parafuso

de transporte, chave esta necessária para aplicar o torque necessário para inserção e remoção futuras.

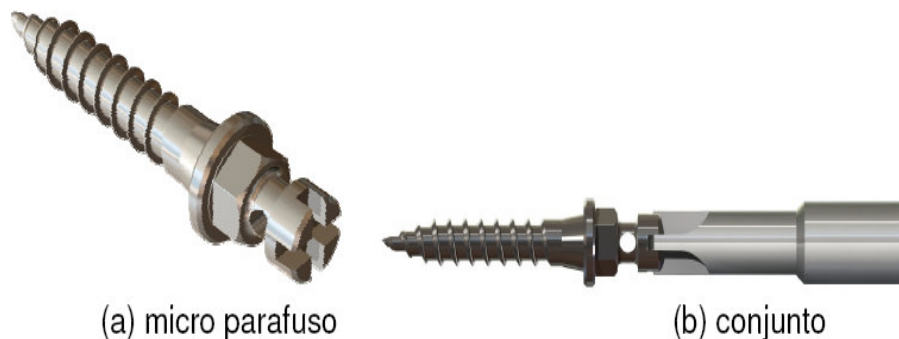


Figura 01 - (a) Modelo dos parafusos – (b) conjunto parafuso-chave.⁽⁷⁾

2 MATERIAL E MÉTODOS

Para este trabalho foi empregado aço inoxidável 316-L comercial, adequando-o para o estudo de obtenção de micro-componente sinterizado para aplicações médicas. O desenvolvimento de insumos nacionais como pós de aço inoxidável 316-L de granulometria adequada e a carga injetável com fluidez que permita um preenchimento total dos moldes e, a partir dos mesmos, obter micros componentes com propriedades como parafusos ortodônticos interpenetrantes.⁽⁸⁾

Inicialmente, este trabalho analisou a fabricação da matéria prima de aço inoxidável 316-L com o polímero. Para a confecção de corpos de prova foram realizadas as etapas de mistura; moagem em moinho atritor de alta energia; preparação e peletização da carga; Injeção da carga (corpos de prova), retirada do ligante e sinterização; Avaliação das propriedades químicas e físicas.⁽⁹⁾

A partir deste estudo inicial foi possível estabelecer parâmetros para confecção do produto final. Esta etapa foi fundamental para obter dados sobre preparação da carga, injeção, propriedades físicas do material injetado, contração volumétrica, patamares de temperatura de sinterização e análise metalográfica, entre outros. Isto possibilitou o projeto da matriz do parafuso ortodôntico e sua confecção final usando os processos do MPI. O pó utilizado na mistura para a obtenção de micro-componente de aço inoxidável foi pó de aço inoxidável 316-L. A Figura 02 mostra a fotografia obtida no Microscópio Eletrônico de Varredura do pó de aço inoxidável 316L fornecida pela empresa *Osprey Metal Powder* da Inglaterra.

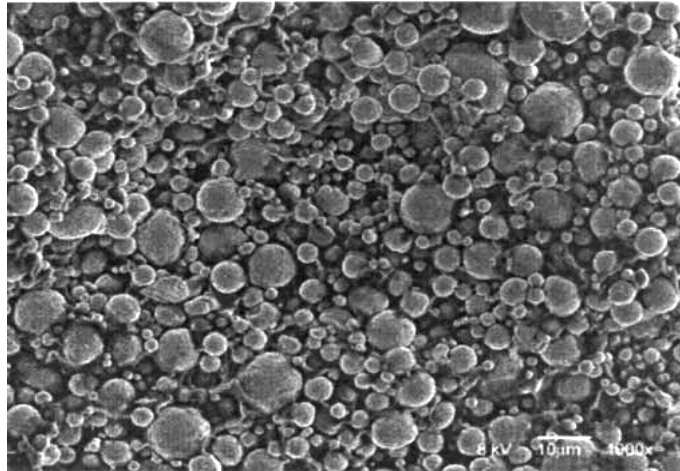


Figura 2 – Micrografia do pó de Aço Inoxidável 316L. Aumento: 1.000X (MEV)

As amostras, depois de balanceadas estequiometricamente, de acordo com a composição química dada no Quadro 1, foram misturadas conforme citado anteriormente, e colocadas na câmara do moinho com atmosfera protetora de argônio.⁽¹⁰⁾ A carga total de massa de pó foi de 800g e a carga de esferas utilizada foi de 8.000g. Desta forma, o valor do poder de moagem foi igual a 10 (C.R.). De acordo com o poder de moagem, o valor do tempo de processamento deve estar na faixa de 44 minutos a 73 minutos, conforme os valores apresentados na consulta da bibliografia. A rotação utilizada no moinho foi de 1.000 rpm, e a câmara foi resfriada com água para evitar um aumento excessivo de temperatura.

Quadro 1 - Composição da Carga

Proporção pó: lubrificante (em peso): 1
Proporção de Aço Inoxidável: 100

Os testes foram efetuados sob atmosfera protetora de argônio e as amostras foram coletadas em intervalos pré-estabelecidos (0,5 horas; 1 hora; 2 horas; 4 horas; 6 horas e 8 horas), a fim de relacionar o tamanho de partícula com tempo de moagem. A carga foi preparada com a composição mostrada na Tabela 1, com massa total de 1.000g.

Tabela 1 - Composição da mistura do ligante utilizado na injeção

Aglutinante	Massa (g)	% em peso
Polietileno de alta densidade	30	3
Cera de carnaúba	15	1,5
Parafina	50	5
Ácido esteárico	5	0,5
Pó de aço inoxidável 316-L (Mecano Síntese)	900	90
Total	1000	100

Inicialmente foram colocadas no tanque, parafina e cera de carnaúba, até sua fusão total. A seguir, foi adicionado polietileno de alta densidade, e foi iniciada a mistura até que o sistema apresentou-se homogêneo visualmente a uma temperatura de 160°C. A seguir foram adicionados os pós de aço inoxidável obtidos pelo processo de mecano síntese (2 h). Após a preparação da carga, o misturador

permaneceu em funcionamento durante 6 horas, para garantir uma boa distribuição dos pós no sistema de ligantes e conferir à mistura uma boa homogeneidade.

Depois de preparada a carga, a mesma foi peletizada num moinho de facas. Em seguida a carga foi peneirada para eliminar partículas finas e evitar problemas de trancamento no funil de alimentação. A partir da carga preparada, foram injetados corpos de prova em um molde com cavidade prismática ou escadinha, Esta forma possibilita uma série de avaliações dos corpos, citados anteriormente, como preenchimento da cavidade, variação dimensional, contração. A pressão de injeção utilizada foi de 50 MPa com uma temperatura de processo de 170°C, encontrando-se o molde em temperatura ambiente. O perfil de temperaturas foi mantido homogêneo, isto é, todos os estágios de injeção foram mantidos à mesma temperatura. A Figura 3 mostra a matriz de injeção utilizada para corpos de prova na forma de “escadinha”, montada na injetora utilizada. A retirada do ligante foi realizada através de extração química e térmica. O ciclo de extração foi projetado a partir dos dados termogravimétricos dos componentes do sistema ligante, que na maioria dos casos envolvem etapas de aquecimento e patamares.

A temperatura de sinterização utilizada foi de aproximadamente 1.260°C durante uma hora, empregando-se uma taxa de aquecimento de 5°C/min após a extração térmica Este tempo de sinterização foi suficiente para produzir a homogeneização da solução sólida, seguida de um resfriamento lento.



Figura 3 - Matriz de Injeção do corpo de prova escalonado montada na injetora.

As Figuras 4 - (a), (b) e (c) mostram os desenhos esquemáticos do corpo de prova e da matriz utilizada na injeção. Observa-se que o corpo de prova injetado apresenta um formato semelhante a uma “escadinha”. A Figura 5 mostra a fotografia do corpo de prova injetado e sinterizado.

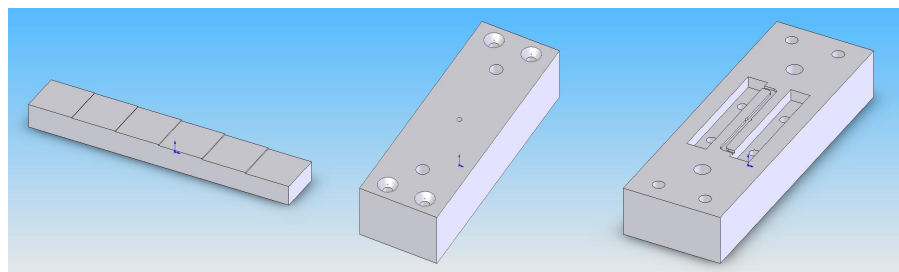


Figura 4 – (a) Corpo de prova na forma de “escadinha” – (b) Matriz fixa – (c) Matriz Móvel.

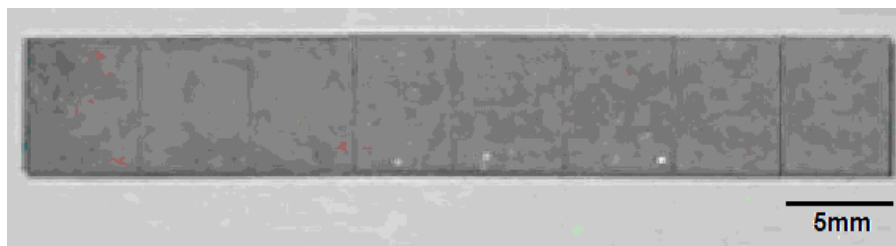


Figura 5 - Material injetado e sinterizado na forma de "escadinha".

3 RESULTADOS

A partir da obtenção dos corpos de prova foi possível fazer uma análise do processo e propriedades físicas de interesse para a obtenção dos parafusos ortodônticos. A liga (aço inoxidável) foi submetida a moagem em moinho atritor, conforme descrito. Constatou-se através da análise granulométrica, que todas as amostras obtidas, mesmo com diferentes tempos de moagem, possuem granulometrias compreendidas na faixa de $4,00\ \mu\text{m}$ a $27,00\ \mu\text{m}$. A Figura 6 mostra que o tamanho de partícula diminui com o aumento do tempo de moagem até estabilizar-se.

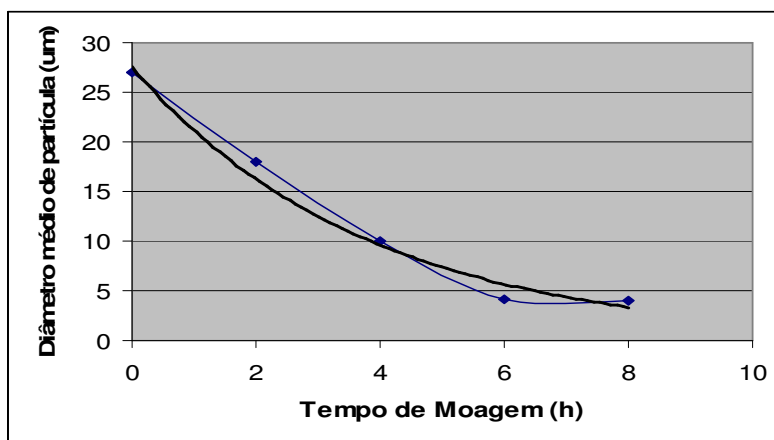


Figura 6 - Distribuição granulométrica do pó processado.

Constatou-se também que, após seis horas de moagem, não houve uma variação significativa do diâmetro médio da partícula com o aumento do tempo de moagem. Correlacionando tempo de moagem com tamanho médio de partícula conforme mostra na Figura 6. Pode-se concluir que, a partir de 1,6 horas de moagem, obtém-se um tamanho de partícula médio de $20\ \mu\text{m}$, tamanho de partícula adequado para o processo de moldagem de pós por injeção. Como mostra a Figura 7 pode-se verificar uma tendência à diminuição do tamanho de partícula. Observa-se também que, com o aumento do tempo de moagem, existe a tendência para a formação de agregados.

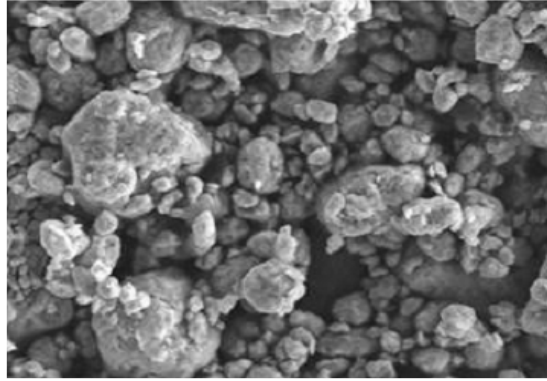


Figura 7 - Fotografia dos pós moídos. Aumento: 2.000X.

A composição dada na Tabela 1 não apresentou algum tipo de problema na injeção e foi a mais indicada, encontrando-se repetibilidade nos valores achados da densidade a verde, o que indica que a mistura foi homogênea, utilizando-se como tempo de mistura de 6 horas.

A viscosidade da mistura pó-ligante é muito sensível à temperatura e ao percentual de partículas de pó dentro da mistura. Em baixas temperaturas, a viscosidade é muito elevada impossibilitando sua moldagem. Já em altas temperaturas, a camada de ligante que molha a superfície do pó é muito fina ocasionando segregação durante a injeção. Além disto, também pode ocorrer degradação do ligante. A pressão de injeção também tem uma grande importância nesta etapa do processo, que quando é adequada possibilita o preenchimento da cavidade sem ocasionar distorções e adesões do componente nas paredes da matriz. A densidade a verde dos corpos de prova injetados foi de aproximadamente $4,25 \text{ g/cm}^3$.

O tempo de retirada do aglutinante que mais se adequou neste sistema foi de 3 horas imerso em solvente hexano. Os corpos de prova submetidos à extração química mantiveram sua forma inicial, não sofrendo alterações, porém sua resistência mecânica e rigidez diminuíram se tornado dúcteis. A Figura 8 mostra a curva de extração química do ligante empregado utilizando como solvente na retirada do mesmo hexano.

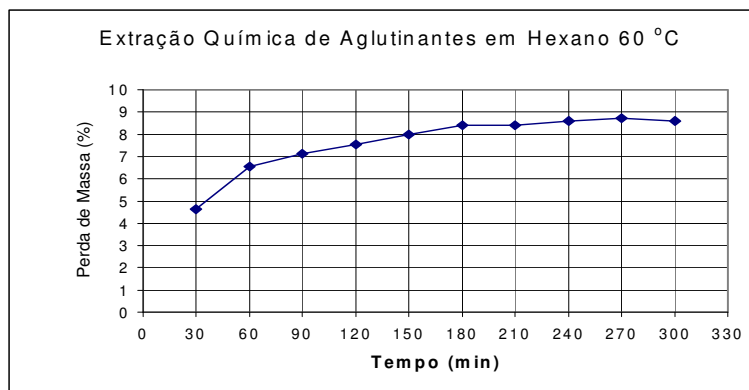


Figura 8 - Curva de extração química utilizando como solvente hexano na retirada do aglutinante.

Em geral a extração química tem como finalidade diminuir os tempos de extração da próxima etapa (extração térmica). A peça imersa no solvente (hexano) dissolve um ou mais componentes do aglutinante, mas não ataca pelo menos um

deles que é responsável pela retenção de forma e que posteriormente é retirado na extração térmica.

Foi realizado um ensaio de termogravimetria na carga de injeção utilizada, como mostra a Figura 9. A partir desta análise podemos definir o ciclo de extração térmica, onde ocorre a degradação do polímero utilizado. O gráfico mostra que há duas regiões de temperatura que ocorrem perda de massa. A primeira região ocorre com o pico de 264,12°C, indicada pela derivada (DTG), onde ocorre a degradação da cera e parafina. O outro pico ocorre a 451,75°C, onde ocorre a degradação do polímero, no caso o polietileno. Então este parâmetro será utilizado na curva de sinterização.

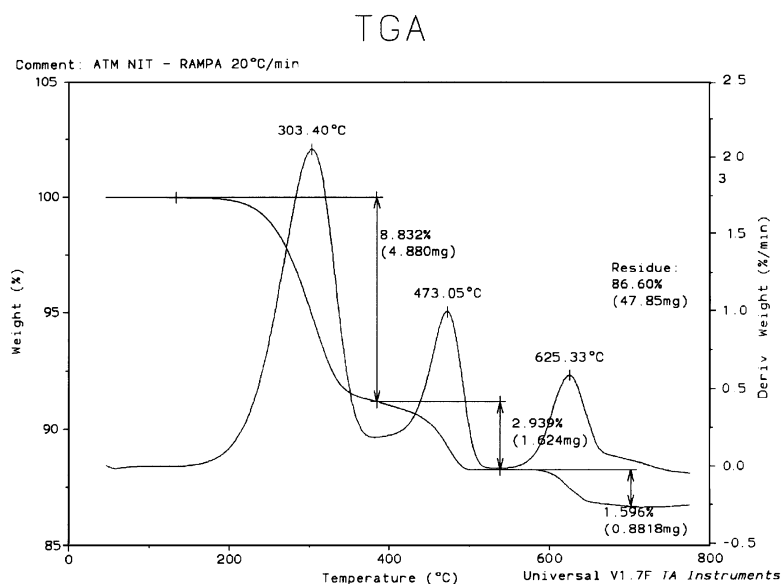


Figura 9 - Curva TGA e DTG da carga de injeção utilizada.

No sistema de extração térmica foram consideradas as temperaturas de degradação térmica dos polímeros e das ceras utilizadas. O sucesso desta etapa baseia-se principalmente no fato de que a retirada dos aglutinantes deva ocorrer de uma maneira mais homogênea possível sem danificar o componente. Para isto acontecer, é necessário um controle rigoroso da temperatura de retirada dos aglutinantes. A etapa de sinterização foi realizada na temperatura de 1260°C durante uma hora, conforme gráfico da Figura 10. Salienta-se, porém que pode-se utilizar um tempo maior na sinterização, devido ao fato deste tipo de produto ter uma densidade marrom mais baixa que os produtos obtidos pelo processo convencional da metalurgia do pó. Portanto, requerem maiores tempos de sinterização ou temperaturas mais elevadas.

Neste caso, não foi necessária a utilização de altas temperaturas de sinterização e maiores tempos de sinterização devido ao refinamento da microestrutura que favoreceu a obtenção de um material bem sinterizado na temperatura de 1.260°C. Depois da sinterização, a densidade do material consolidado foi de 7,80 g/cm³. Este valor indica que a temperatura e o tempo de sinterização utilizados foram os necessários para obter um componente bem sinterizado como é mostrado na análise metalográfica.

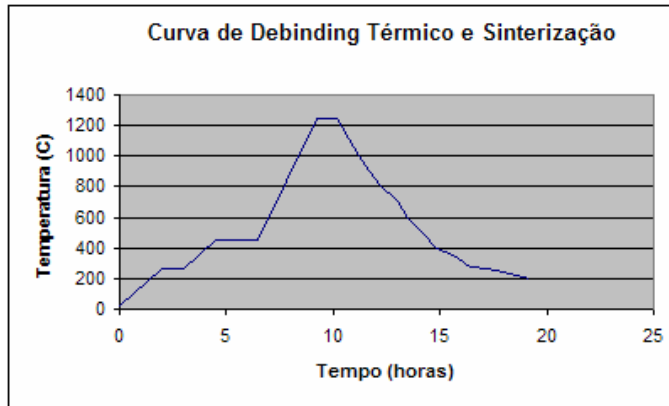


Figura 10 – Ciclo de sinterização utilizado para carga elaborada.

Na microestrutura observada no processo de moldagem de pós por injeção pode-se observar que os materiais obtidos apresentaram um tamanho de grão mais refinado e maior homogeneidade na microestrutura. A Figura 11 mostra a microestrutura da liga de Aço Inoxidável 316 L sinterizada com gás marrom durante 1 hora a 1.260°C.

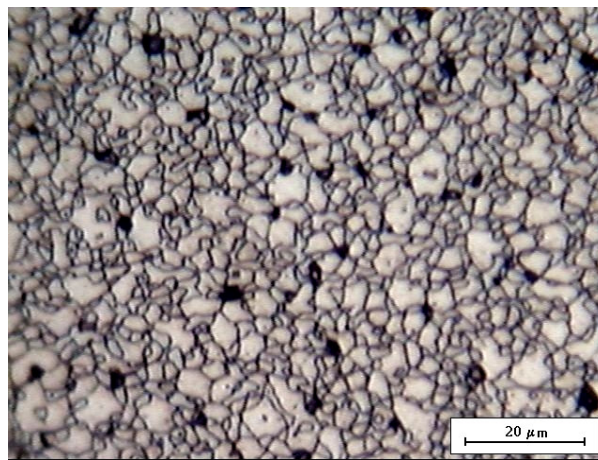


Figura 11 - Microestrutura do aço inoxidável 316-L (2 horas de M.A.) sinterizado em gás marrom durante 1 hora a 1.260°C (500X).

Nesta seção são discutidos os resultados obtidos na parte experimental de uma maneira mais detalhada, destacando-se os valores dos resultados que estiveram dentro do esperado e satisfazendo os resultados indicados na bibliografia. A partir destes dados, foi projetada e confeccionada uma matriz para obtenção do parafuso ortodôntico, conforme modelo mostrado anteriormente, tomando-se por base também outros modelos de parafusos comerciais. As matrizes de injeção de forma geral são complexas e de custo elevado, os plásticos podem ser moldados a quente e a frio. A moldagem por injeção de pós metálicos geralmente é muito similar à utilizada para o processamento de materiais termoplásticos.

A Figura 12 mostra o desenho dimensional do parafuso ortodôntico a ser desenvolvido. Na face da Figura 13-(a) pode-se observar a parte fixa do molde, enquanto na face da Figura 13-(b) mostra a parte móvel. Nelas estão todas as cavidades referentes às dimensões que formam o parafuso. Todos os dutos e cavidades foram projetados de forma que o molde fique compatível com a injetora utilizada e a carga. Isto enquadra a colocação dos pinos guia dos parafusos de

fixação, dos diâmetros dos canais de injeção e da inserção do bico injetor. Para as dimensões foi necessário levar em conta a variação do volume que os componentes injetados sofrem após as etapas de extração do aglutinante e sinterização. Para o volume total foi estimada uma redução de 30%, sendo que cada dimensão tem uma variação relativa.

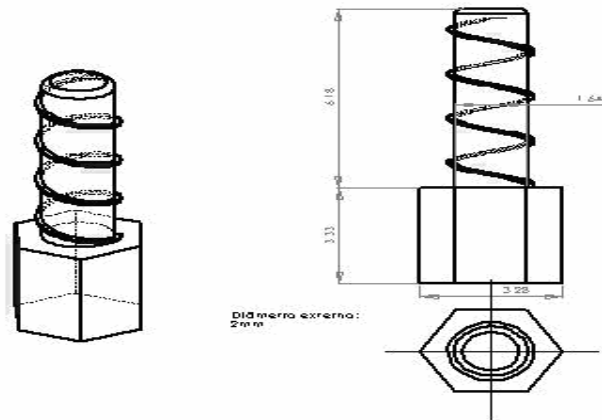


Figura 12 – Desenho dimensional do parafuso para projeto da matriz.

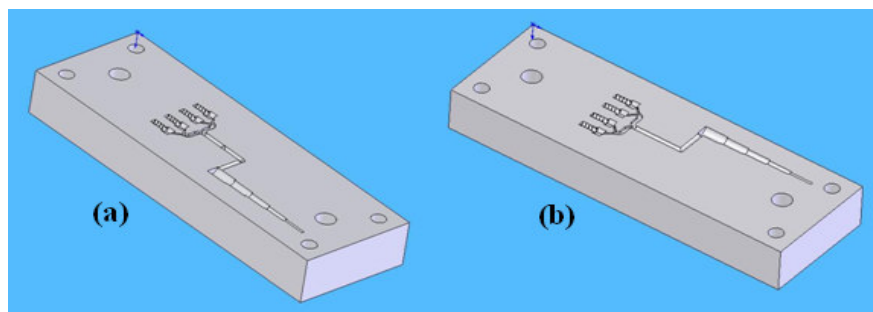


Figura 13 – Projeto do molde do parafuso e componentes, face (a) e face (b).

O material selecionado para o molde foi um aço AISI D6, que é caracterizado como um aço-ferramenta. Esse aço tem alto teor de carbono e cromo como elemento de liga, o que confere uma elevada dureza e temperabilidade. Apesar das características do aço, que dificultam a usinagem, o processo de fabricação foi realizado por um centro de usinagem CNC. As Figuras 14 e 15 mostram a matriz de injeção e o parafuso injetado em aço inoxidável 316 L.

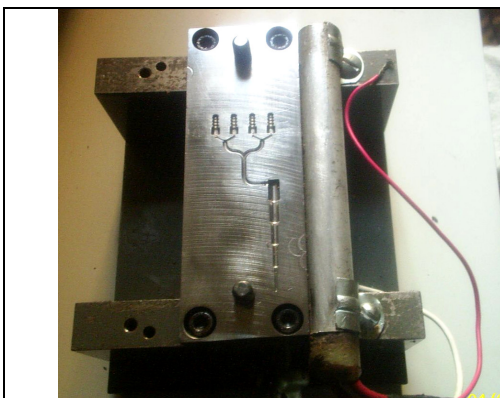


Figura 14 - Matriz (Molde) do parafuso ortodôntico.

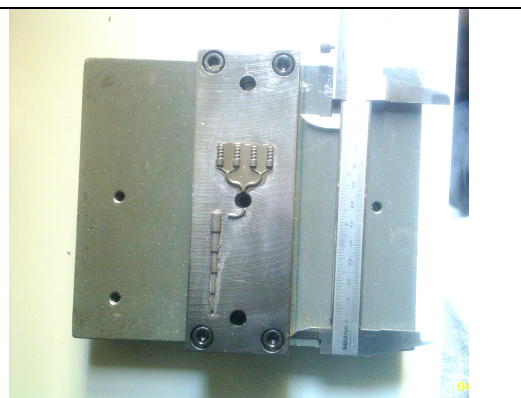


Figura 15 - Teste de injeção na matriz do parafuso.

Os dados obtidos a partir da confecção dos corpos foram fundamentais para a obtenção do parafuso ortodôntico. Assim, as etapas para preparação do pó e da carga, pressão e temperatura de injeção, processos químicos e térmicos para retirada dos aglomerantes, tempo e temperatura de sinterização, foram idênticos aqueles utilizados nos corpos de prova. As contrações mantiveram-se dentro dos patamares propostos na bibliografia e observados nos corpos de prova.

4 CONCLUSÃO

Um resultado prático importante foi o processamento dos pós de aço inoxidável 316-L através da moagem, tendo como finalidade adequar o tamanho de partícula exigido ao processo de injeção. De acordo com o processamento por Mecano Síntese são possíveis as seguintes conclusões:

O tamanho da partícula diminui com o aumento do tempo de moagem até estabelecer um equilíbrio de soldagem e moagem de partículas, após 6 h de processamento. Logo, o tamanho da partícula fica estável existindo mudanças significativas com o incremento do tempo de moagem.

A partir de 1,6 h de moagem obteve-se um tamanho de partícula médio de 20 μm , que é adequado para o processo de moldagem de pós por injeção.

Os tempos de moagem de 0,5 h até 8 h são adequados para a obtenção de um material com boas propriedades, sendo o tempo de processamento definido em função das propriedades obtidas.

Com o aumento do tempo de moagem, ocorre um refinamento da microestrutura e o material passa por cada uma das etapas associadas ao processo. No início, observa-se enorme deformação plástica decorrente do processo de soldagem, em virtude das partículas ainda estarem dúcteis. Com o endurecimento das partículas por encruamento evidencia-se a fratura e um maior grau de desarranjo como consequência da deformação;

Um estudo interessante realizado na execução deste trabalho foi o processo de elaboração da carga para moldagem por injeção. Importante salientar que, este trabalho teve como inovação o desenvolvimento da técnica de processamento através da moagem dos pós-metálicos e a proposta de desenvolver uma carga ligante para moldagem de pós por injeção. Assim, são possíveis as seguintes conclusões:

O processo de moldagem de pós por injeção possibilita obter componentes sinterizados com elevadas propriedades mecânicas e com formas geométricas complexas. No entanto, requer uma série de cuidados especiais, necessários para que se obtenha um componente com as condições pré-estabelecidas.

A carga moldável desenvolvida atingiu os resultados esperados como boa injetabilidade, extração do sistema ligante e sinterização, alcançando densidade do sinterizado próxima à teórica devido à homogeneidade e consistência da mistura.

A remoção do ligante apresenta-se dentro do processo como a etapa mais demorada. Procura-se, nesta etapa, retirar os constituintes do binder (sistema ligante) sem comprometer a geometria do componente.

Os componentes sinterizados pelo processo de moldagem de pós por injeção apresentaram propriedades físicas e características de acordo com a técnica de processamento da matéria-prima utilizado (Mecano Síntese).

Finalmente, o desenvolvimento do parafuso ortodôntico protótipo, resultou nas seguintes considerações:

Houve certas dificuldades para injeção dos parafusos, e foram realizadas alterações na matriz original, mostrada na Figura 14.

Para produção em escala industrial, a matriz proposta na Figura 14 deverá sofrer outras modificações, conforme consulta a especialistas em produção industrial de peças injetadas.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico pela concessão das bolsas aos autores deste trabalho; Ao LdTM (Laboratório de Transformação Mecânica), e a Escola de Engenharia da UFRGS pelo o uso dos Laboratórios e da Infra-Estrutura da Universidade.

REFERÊNCIAS

- 1 SAGAWA, M. Et al. Appl. Phys. Letters, v. 55, n. 6,1984, p.2083-2087.
- 2 ORMEROD, J. Powder Metallurgy of Rare Earth Permanent Magnets, The International Journal of Powder Metallurgy, V. 25, n. 3, 1989, p. 197-205.
- 3 <http://www.bccresearch.com/editors/AVM049A.html> (visitado em 13/11/2006)
- 4 DUNKLEY, J. MIM - a global perspective. Powder Metallurgy, v.43, n.4, 2000, p. 296-298.
- 5 TERAUCHI, S. MIM industry finds firm foothold in Japan. Metal Powder Report, v.56, n. 7/8, Jul/Ago 2001, p. 16-17.
- 6 ASM American Society for Metals – Metals Handbook, v.7, Powder Metallurgy, 1984.
- 7 RICARDO LUIZ CIUCCIO E ROBERTO DE OLIVEIRA.– Comparação de resultados obtidos por testes práticos de torção com método de elementos finitos em micro parafusos ortodônticos — ENGENHARIAS E TECNOLOGIAS – Engenharias, Universidade Guarulhos (UNG) –Maurício David Martins das Neves
- 8 L. LIUA,*, N.H. LOHA, B.Y. TAYB, S.B. TORA, Y. MURAKOSHIC, R. Maedac Mixing and characterisation of 316L stainless steel feedstock for micro powder injection molding Materials Characterization 54 (2005) 230– 238, Received 12 May 2004.
- 9 Z. Y. LIU, N. H. LOH, S. B. TOR, Y. MURAKOSHI, R. MAEDA, K. A. KHOR, T. SHIMIDZU Injection molding of 316L stainless steel microstructures, Microsystem Technologies 9 (2003) 507–510.
- 10 L. MERZ, S. RATH, V. PIOTTER, R. RUPRECHT, J. HAUSSELT, Powder injection molding of metallic and ceramic microparts. Forschungszentrum Karlsruhe, Institute for Materials Research III, P.O. Box 3640, 76021 Karlsruhe, Germany, Microsystem Technologies 10 (2004) 202–204.