

## MANUFATURA DE IMPLANTES DENTÁRIOS EM ALUMINA COM GRADIENTE FUNCIONAL DE POROSIDADE ASSISTIDA POR USINAGEM À VERDE

A. Margarido<sup>1</sup>, C.C. Camilo<sup>2</sup>, B. M. Purquerio<sup>1</sup>, C. A. Fortulan<sup>1</sup>.

<sup>1</sup>Departamento de Engenharia Mecânica - Escola de Engenharia de São Carlos – USP

<sup>2</sup>Programa de Pós-graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC – FMRP – IQSC – USP

Av. Trabalhador São-carlense, 400 – 13566-590 – São Carlos - SP  
cfortula@sc.usp.br

### RESUMO

Implantes dentários de alumina em gradiente funcional de porosidade (FGM) foram obtidos por usinagem à verde de tarugos – *Blanks* – prensados isostaticamente. Usinagem à verde é um método alternativo para a fabricação rápida de componentes cerâmicos em formatos complexos. Este trabalho objetiva a manufatura de implantes dentários em gradiente funcional com 70,0 % de porosidade na superfície mais externa que são aptos a serem recobertos por materiais bioativos para aplicações em implantes ósseos ou dentários, a transição de densificação contínua com núcleo denso favorece a resistência mecânica e a ósseo-integração dos pinos dentários. *Blanks* foram conformados em alumina com gradiente funcional de porosidade e núcleo denso através de co-prensagem em prensa isostática a 100,0 MPa. O método de manufatura de co-prensagem permitiu a obtenção dos implantes em gradiente funcional com núcleo denso e superfície gradualmente porosa, com transição de densificação contínua e sem delaminação.

**Palavras chaves:** implante dentário, *white machining*, prensagem isostática

### INTRODUÇÃO

A usinagem à verde é um método para a fabricação rápida de componentes cerâmicos de alto desempenho e em formatos complexos, a partir de um *Blank* que é usinado no estado verde, não sinterizado, através da tecnologia CAD/CAM. Atualmente esta técnica é muito empregada na fabricação de biocerâmicas como implantes ortopédicos e dentários.

O objetivo deste trabalho é desenvolver pinos dentários com núcleo denso e superfície porosa, com a utilização dos métodos de co-prensagem e usinagem à verde, para manufatura e acabamento final, respectivamente.

As cerâmicas utilizadas como biomateriais são denominadas biocerâmicas (WILLIAMS, 1987). As biocerâmicas de uso clínico podem ser classificadas em três

categorias: reabsorvíveis, bioativas e praticamente inertes. Das biocerâmicas existentes, são de importância para esta pesquisa a Alumina- $\alpha$  (praticamente inerte e metaestável), o biovidro 45S5 (bioativo) e a Hidroxiapatita (bioativa).

Pesquisas que visam manufatura de implantes ósseos têm desenvolvido métodos para aprimorar respostas mecânicas e biológicas ao implante. Inicialmente estruturas densas foram desenvolvidas, seguindo com as estruturas porosas, em conjunto com técnicas para recobrimentos de superfícies e, ultimamente, tecnologias para desenvolver materiais em gradiente funcional.

O desenvolvimento de peças heterogêneas confere aos materiais existentes características novas, as quais podem classificá-los como novos materiais. Estruturas heterogêneas são funcionalmente mais interessantes que as homogêneas, pois podem fornecer em uma mesma peça as propriedades de um material natural como osso, o qual apresenta em sua estrutura densidade diferente de poros, por exemplo.

É conceituado que um implante com núcleo denso e superfície gradualmente porosa, apresenta estrutura contínua de denso para poroso sem interface definida e sem destacamento ou delaminação. O gradiente funcional pode ser aplicado em reconstrução óssea, para situações que exijam diversos carregamentos mecânicos e ser integrável ao tecido hospedeiro. Cilíndricos porosos em alumina superficialmente recobertos com hidroxiapatita e biovidro foram manufaturados e implantados em animais e pode-se verificar a osseointegração do implante (Figura 1). (CAMILO, 2010).

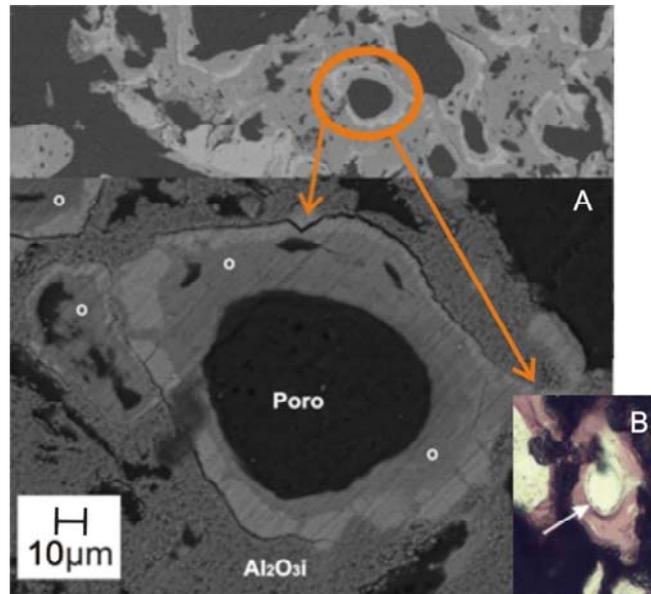


Figura 1 – Em (A) Microscopia de varredura eletrônica e em (B) Micrografia após coloração com Hematoxilina-Eosina (HE) de implante em alumina porosa infiltrado com hidroxiapatita e biovidro após 28 dias implantados em tíbia de rato. Em (A), (O) é o tecido ósseo e ( $Al_2O_3$ ) é o implante. Em (B) tons de rosa é o tecido ósseo e em preto é o implante (CAMILO, 2010)

### Alumina em Gradiente Funcional

Um material com estrutura totalmente densa, ao ser implantado em tecido ósseo pode não se fixar adequadamente ao tecido, pois a fixação do implante depende principalmente da interface do material. A porosidade controlada proporciona um ambiente propício para a fixação do implante. No entanto, um implante denso seria mecanicamente vantajoso, pois os vazios contidos em uma peça aumentam a propensão a fraturas.

A tendência atual em pesquisar materiais com porosidades diferentes tem oferecido ênfase aos Materiais em Gradientes Funcionais (MGF) ou *Functional Gradient Materials (FGM)*.

O desafio em materiais com estrutura em porosidade gradual seria evitar a delaminação das interfaces com densidades diferentes, pois tem retração linear diferenciada no resfriamento após sinterização. Propostas de pesquisas com implantes em gradientes com região de transição, também conhecidos como Materiais em Gradiente Funcional (FGMs) com região de transição fornecem novas expectativas para reduzir ou eliminar problemas de fraturas, delaminação e soltura comuns em implantes homogêneos e/ou bifásicos.

Vários métodos são propostos para fabricar MGFs, os quais incluem colagem com adesivo, sinterização, *spray* térmico, infiltração reativa, fusão a frio (*freeze-casting*) (MACCHETTA; TURNER; BOWEN, 2009), centrifugação de suspensão (OH, et al., 2007; CHEN et al. 2005), com ou sem secagem a frio, *Tape Casting* múltiplos. Este último método proporciona peças com tamanho de poros e porosidade controláveis porém pouca interconectividade entre os poros (WERNER et al., 2002).

Projetos que têm por base aprimorar a capacidade mecânica de estruturas para implantes ósseos com uma região densa e regiões porosas possibilitam a investigação de implantes possíveis de serem aplicados em diferentes carregamentos mecânicos com uma maior possibilidade de osteointegração do que as estruturas totalmente densas.

#### Usinagem à verde

O formato e as tolerâncias finais de uma peça nem sempre conseguem ser obtidos através de moldes. Em muitos casos, as dimensões finais são conseguidas pela usinagem da superfície ou outras operações de acabamento posterior a densificação, isso exige que o trabalho seja feito com ferramentas de diamante.

O processo de usinagem à verde (*Green Machine*) envolve as seguintes considerações: para minimizar a usinagem pós-sinterização, usina-se a massa cerâmica conformada (*Blank*, corpo compacto branco), durante o processo é considerada uma contração de aproximadamente 10% do volume na densificação, obtêm-se resultados bem próximos das dimensões finais desejadas. A usinagem abrasiva de acabamento eficiente requer cuidados com quatro tipos de variáveis, a saber: a máquina-ferramenta, o rebolo, as propriedades do material da peça e as condições de usinagem (RICHERSON, 1992).

O material cerâmico à verde é relativamente frágil, e um grande cuidado é necessário no seu projeto e na fabricação, a usinagem é feita com ferramentas abrasivas, geralmente rebolos, a peça deve ser fixada com rigidez, mas sem a concentração de esforços que podem gerar distorções, deve apresentar baixos níveis de vibrações e um sistema de remoção de cavacos, precisão de movimentos e posicionamentos, balanceamento dinâmico durante o processo e possibilidade de dressagem com capacidade CNC, para ganhar a forma através de várias operações de desbastes. Todo o processo deve ser controlado para evitar fadiga no material e

não produzir microfissuras, rachaduras, ruptura, ou defeitos na superfície. A usinagem *green machining* pode ser conduzida por uma variedade de métodos, retificação, furação, usando rebolos com formatos pré-definidos entre outros. (RICHERSON, 1992).

Devido a baixa resistência mecânica do *Blank* à verde (8,0 MPa-compressivo), alguns parâmetros de usinagem devem ser determinados para que o processo ocorra sem o risco de danificar estruturalmente a peça a ser trabalhada pela introdução de defeitos críticos (Figura 2).

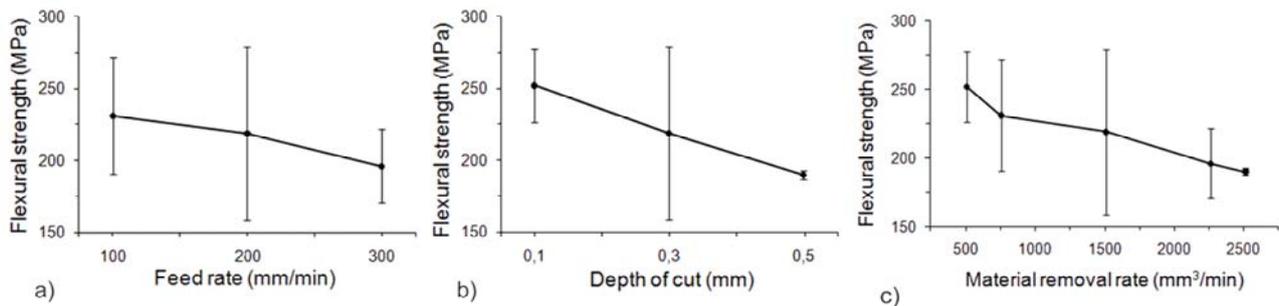


Figura 2 - Resistência à flexão X Parâmetros de corte (FORTULAN, 2010).

## MATERIAIS E MÉTODOS

Os resultados do estudo *in vivo* com o material poroso estimularam investigações sobre o reforço do núcleo do implante recoberto por uma superfície gradualmente porosa. Com esse objetivo foi desenvolvido um método que consistiu em obter o implante em alumina com núcleo denso e superfície porosa em gradiente funcional onde foi determinada a espessura porosa limite para garantir interação efetiva com o tecido ósseo, tendo o núcleo denso, o papel de fornecer as propriedades mecânicas. Os implantes em alumina com núcleo denso e superfície gradualmente porosa foram denominados Implantes em Gradiente Funcional. O material utilizado para a matriz dos implantes foi a Alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), material praticamente inerte em meio fisiológico. A alumina é um material não absorvível, apresenta extrema dureza, alto módulo elástico (380,0 GPa), baixo custo e a sua adoção foi devida às propriedades de bioinércia (praticamente bioinerte), boas propriedades mecânicas e ser uma cerâmica muito conhecida, tida como uma cerâmica universal (CAMILO, 2010).

Para manufacturar o MGF, foram desenvolvidas técnicas para obtenção de peças com regiões contínuas, sem a presença de trincas e delaminação entre as regiões densa-porosa e porosa-porosa. Com a melhor técnica, ou seja, aquela que fornecesse peças em gradiente funcional inteiras e sem interfaces definidas, planejou-se estudo de caso para conformar o implante em formato de pino de dente, incluindo o projeto e manufactura do molde e a usinagem da peça. A Figura 3 ilustra a metodologia geral da manufactura e das caracterizações dos Implantes Porosos e em Gradiente Funcional (CAMILO, 2010).

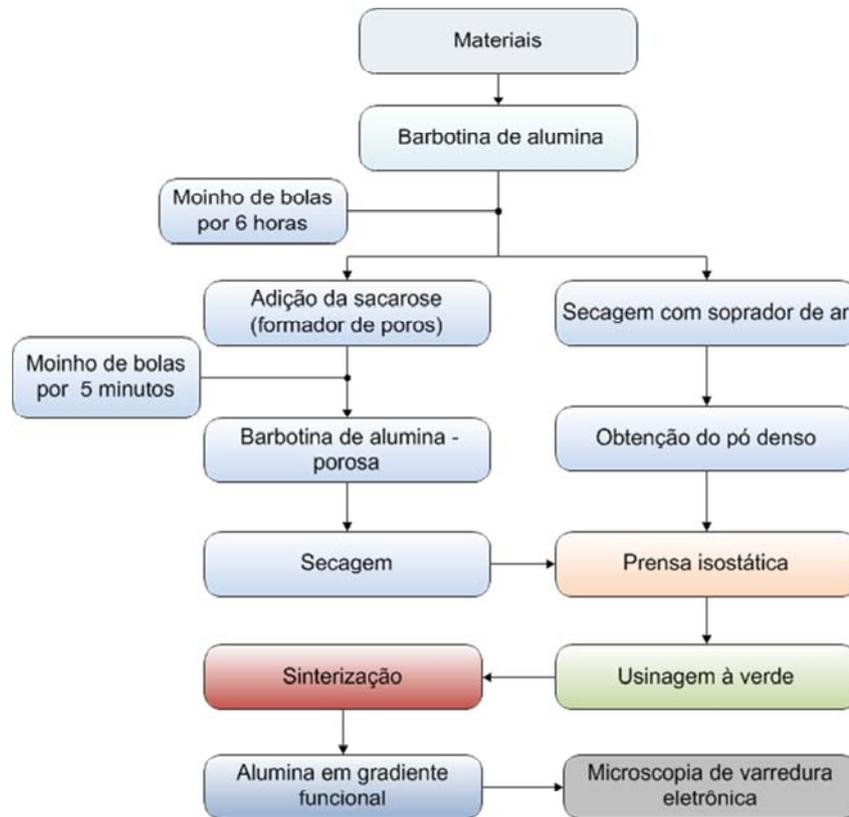


Figura 3 - Metodologia geral da manufactura e das caracterizações dos Implantes Porosos e em Gradiente Funcional (CAMILO, 2010)

### Materiais utilizados nos componentes dos implantes

Como componente estrutural bioinerte dos implantes foi utilizada a Alumina Calcificada A1000-SG, (Almatis, Inc.). Como agente formador de poros foi utilizada a Sacarose (PA) da Synth (LABYNTH Prod. p/ laboratórios Ltda.). A sacarose foi separada em peneiras em dois intervalos de tamanhos de partículas ( $177,0 \mu\text{m} < \text{tamanho A} < 300,0 \mu\text{m}$  e  $300,0 \mu\text{m} < \text{tamanho B} < 600,0 \mu\text{m}$ ). Foram misturados 50,0% em volume (vol%) do tamanho A e 50% vol% do tamanho B. A porosidade planejada de 70,0% vol%, requer uma entrada de 82,0% vol% de sacarose. Como

ligante cerâmico foi empregado o Polivinil-butiral (PVB) (Butvar B98). Como solvente do ligante e meio líquido da barbotina foi utilizada a Acetona - ACS da (Labsynth Ltda.). Como solvente para lixiviação do açúcar foi usada água destilada nos corpos conformados. Para os implantes em gradiente funcional foi utilizado polvilho azedo durante a pré-queima para remoção da sacarose.

#### Técnica de produção do *Blank*

Em função do processo de co-prensagem da barbotina seca com o pó de alumina, projetou-se o molde para dar forma de pino de dente nas peças. Na Figura 4 vê-se em (A) o desenho em 3D do molde projetado e o corpo de prova prensado com esse molde.

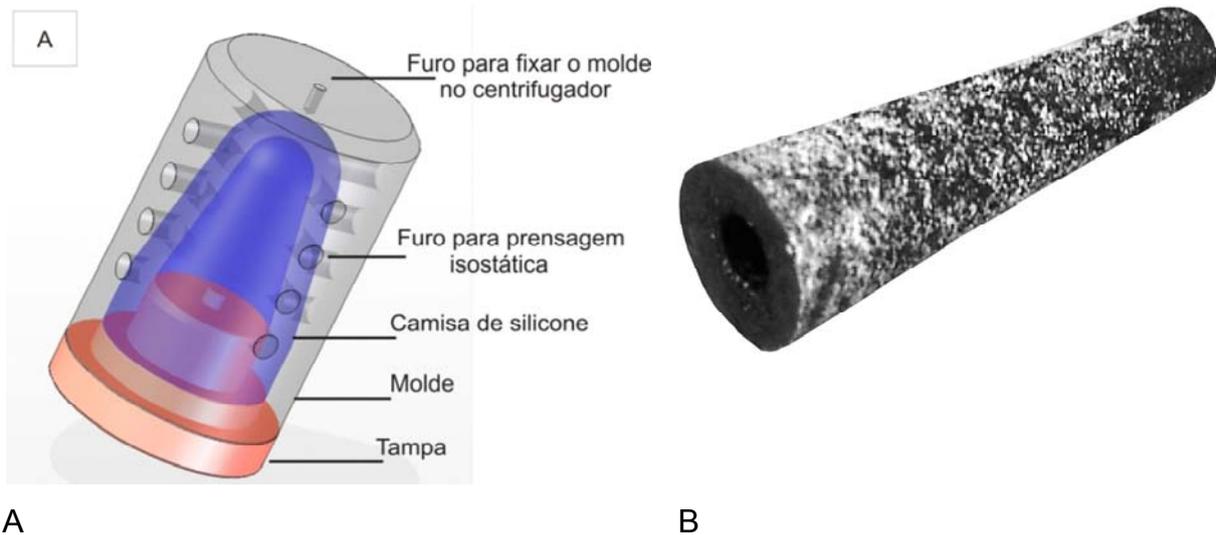


Figura 4 – Molde para prensagem isostática do corpo-de-prova. (A) Ilustração do molde; (B) *Blank*, resultado da co-prensagem.

Para não ocorrer aderência entre a peça prensada e o molde foi necessário lubrificação com grafite em pó na parede interna do molde de silicone o que é caracterizado pela cor escura externa ao *Blank* (Fig 4B). Após a obtenção das peças inteiras em formato cônico (*Blank*) realizou-se a usinagem à verde e obtenção do pino de dente

#### Usinagem à Verde para obtenção do Pino Dentário

Para a usinagem à verde da peça, porosa externamente e com núcleo denso, foi necessário aumentar a espessura da região porosa na parte inferior do cone, devido a maior perda de material na parte inferior decorrente da usinagem. Também se considera que uma região bastante porosa na parte inferior na peça final é necessária para fixação do tecido ósseo, já na parte superior não há a necessidade de poros, pois essa região não terá contato com o osso e sim servirá para fixar a coroa dentária. O Projeto da manufatura do Implante dentário em suas etapas de usinagem é mostrado na Figura 5.

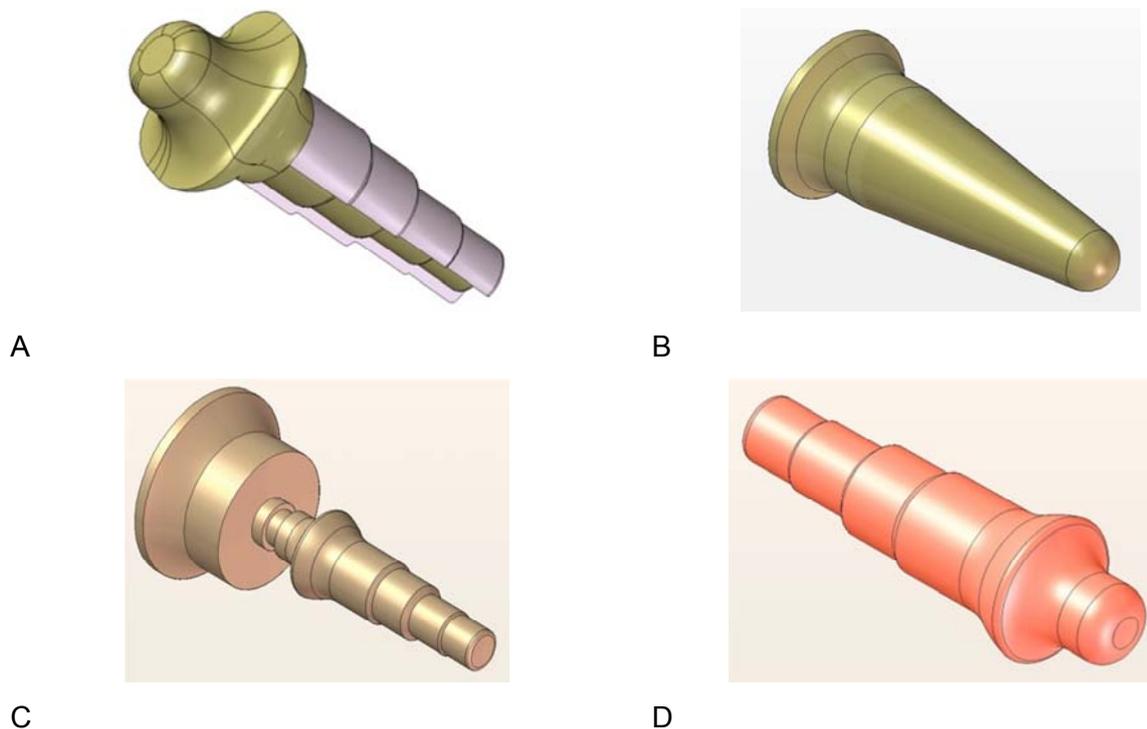


Figura 5 – Projeto da manufatura do Implante dentário. (A) conceito em gradiente funcional e em corte (virtual) da camada porosa, (B) *Blank* pós prensagem, (C) usinagem à verde do *Blank*, (D) pino sinterizado.

Uma vez gerado o *Blank* (Figura 4B), este é usinado por processo abrasivo e lhe é conferido o formato desejado, em seguida a peça usinada é sinterizada para obtenção do produto final. Foram utilizados os seguintes parâmetros de usinagem: rebolo de alumina eletrofundida marrom #100 *mesh*, liga vítrea, com velocidade periférica de 54,00 m/s, velocidade de avanço em 0,55 mm/s e profundidade de corte de 0,03mm.

## RESULTADOS E DISCUSSÕES

Foram obtidos os pinos dentários com dimensão e forma planejadas. Os pinos têm estrutura densa com superfície heterogênea, sendo que a região com gradiente de porosidade foi planejada para estar em contato com o tecido ósseo.

Após usinagem para obtenção do formato final de pino de dente, as peças foram submetidas a uma pré-sinterização seguida de sinterização. Com a metodologia de co-prensagem pode-se manufacturar peças com espessura da região porosa controlável. O controle da espessura é realizado em função da quantidade de camadas de barbotina com formador de poros sobrepostas durante a secagem. A Figura 6 ilustra um pino com gradiente funcional, ou seja, com núcleo denso e superfície porosa com espessura de região porosa entre 192 e 379  $\mu\text{m}$ .

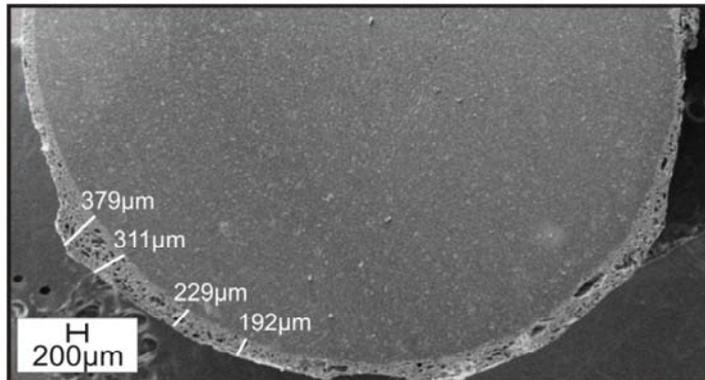


Figura 6 – Imagem de MEV de Material em Gradiente Funcional de porosidade manufacturado pelo método de co-prensagem.

### Usinagem à verde do pino dentário

O projeto do pino dental foi realizado em CAD (Figura 7), foram realizados pré testes de usinagem utilizando giz de lousa para conferir as dimensões do desenho, conforme ilustra da Figura 7. Na Figura 8 pode-se observar as principais etapas da usinagem do pino dental. Foram utilizados os seguintes parâmetros de usinagem: velocidade periférica do disco abrasivo de 90,0 m/s, rotação do *Blank* de 800,0 rpm, disco abrasivo em  $\text{Al}_2\text{O}_3$  marrom, liga vítrea.

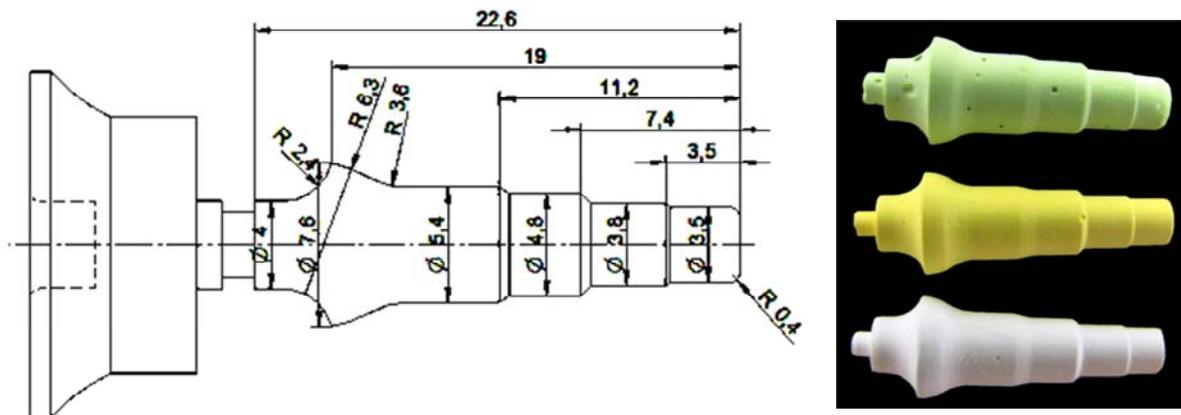


Figura 7 – Dimensões do pino dental, elaboradas em CAD. Para testar para comandar a usinagem e ensaios feitos em giz de lousa para conferir as dimensões.

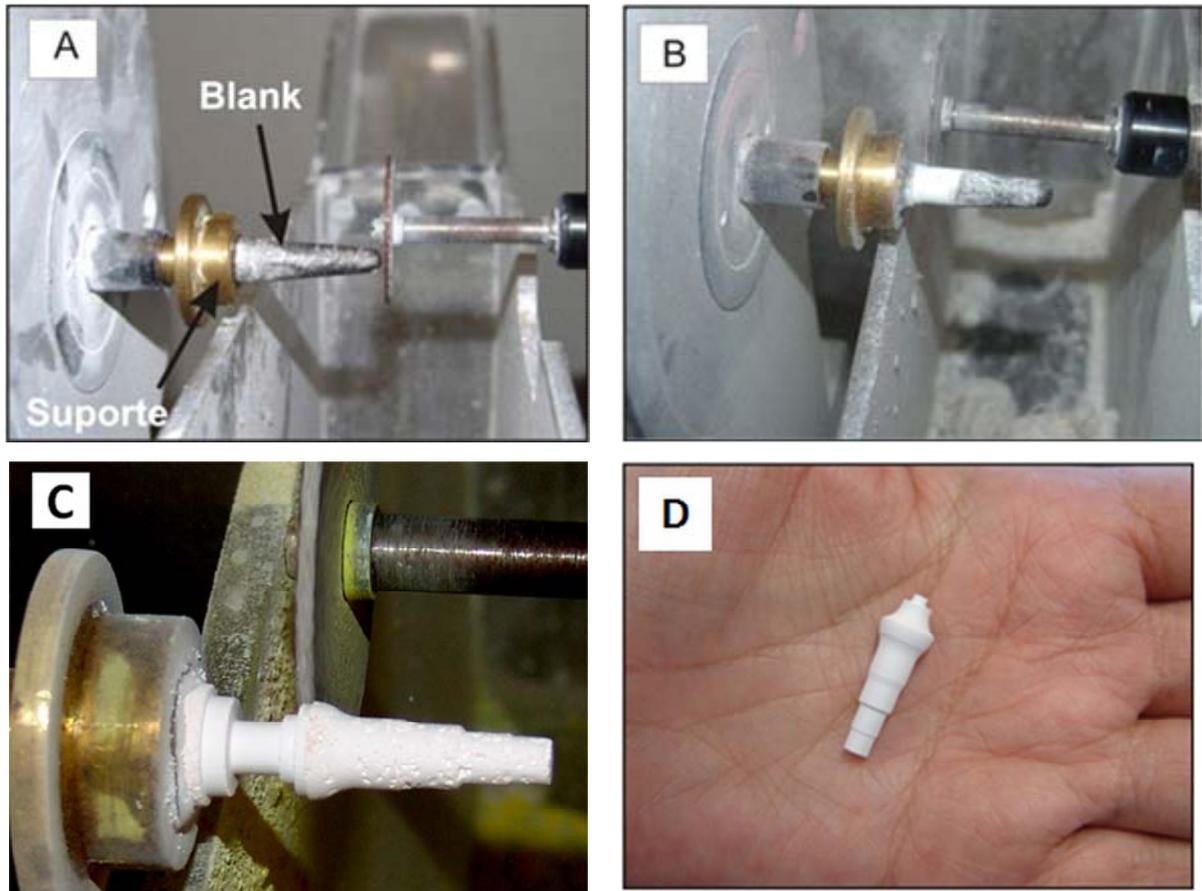


Figura 8 – Usinagem de *blank* no formato de pino de dente. (A) *Blank* fixado no suporte. (B) *Blank* durante usinagem. (C) Usinagem em fase final de acabamento. (D) Pino usinado.

Após a usinagem, o pino dental foi sinterizado a 1600 graus durante 2 horas para obter o produto final (Figura 9). O produto, após a sinterização adquiriu resistência suficiente para ser utilizado como implante dental.



Figura 9 – Pino dentário sinterizado em (A) denso, (B) com gradiente funcional de porosidade.

## CONCLUSÕES

Foram manufacturados pinos dentários em gradiente funcional com núcleo denso e superfície gradualmente porosa, sem delaminação. Os pinos dentários em gradiente funcional com 70 % de porosidade na superfície mais externa são aptos a serem recobertos por materiais bioativos para as aplicações desejadas.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à FAPESP (08/57860-3), ao CNPq (573661/2008-1 e 479041/2009-1), ao Instituto de Bio-fabricação (INCT-BIOFABRIS), e a CAPES.

## REFERENCIAS

- (1) CAMILO, C. C. (2010). *Implantes de alumina em gradiente funcional de porosidade recobertos com hidroxiapatita e biovidro: avaliação da osseointegração*. 197 p. Tese (Doutorado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.
- (2) WILLIAMS, D. F. *Progress in biomaterial engineering: Definition in Biomaterials*. v. 4. Amsterdam: Elsevier, 1987.
- (3) MACCHETTA, A.; TURNER, I.G.; BOWEN, C.R. Fabrication of ha/tcp scaffolds with a graded and porous structure using a camphene-based freeze-casting method. *Acta Biomater.* 2009, 5, 1319–1327.
- (4) OH, S.H., PARK, I.K., KIM, J.M., AND LEE, J.H. (2007) In vitro and in vivo characteristics of PCL scaffolds with pore size gradient fabricated by a centrifugation method. *Biomaterials*. 28, 1664.
- (5) WERNER, J.P.; LINNER-KRCMAR, B.; FRIESS, W.; GREIL, P. Mechanical properties and *in vitro* cell compatibility of hydroxyapatite ceramics with graded pore structure. *Biomaterials*. 2002, 23, 4285–4294.
- (6) RICHERSON, D.W. *Modern ceramic engineering: properties, processing, and use in design*. 2 ed. Ed. Marcel Dekker, Inc. USA, 1992.
- (7) FORTULAN, C.A.; GAMBALE, B.V.V.; CHINELATTO, A L.; PURQUERIO, B.M., Influence of Alumina content on green machine electrical porcelain, *Industrial Ceramics*, aceito para publicação, 2011.
- (8) CAMILO, C. C., FORTULAN, C. A., PURQUERIO, B. de M. (b) Manufacturing of functionally graded alumina ceramic with dense core and porous surface using co-pressing method. *In: anais do 6º CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS (COLAOB)*, Gramado-RS-Brasil. 2010.

## ABSTRACT

Pins with functional porosity gradient in alumina (FGM) for dental implants were obtained by green machining of isostatically pressed blanks. Green Machining is an alternative method for the rapid manufacture of ceramic parts with complex shapes. This article reports on manufacture of pins with functional gradient for dental implants, with 70.0% porosity in outermost surface, such pins can be covered with bioactive materials for applications as bone implants or dental care. The transition from continuous densification with dense core favors the mechanical resistance and the bone-integration of pins. Blanks were formed in alumina with functional porosity gradient and dense core by means of isostatic co-pressing at 100.0 MPa. The co-pressing manufacturing method allowed obtaining implants in functional gradient with dense core and gradually porous surface, with continuous transition of densification without delamination.

Key words: dental implants, functional gradient, green machining, isostatic press.