

ANÁLISE MICROESTRUTURAL DE CERÂMICAS MACROPOROSAS DE TiO₂ PARA SUPORTES DE REGENERAÇÃO

ÓSSEA. Fernanda Theresa Bueno, Paula Novais da Silva Schmidt, Luis Rogério de Oliveira Hein, Ana Paula Rosifini Alves Claro. – Engenharia de Materiais e Metalurgia - Engenharia de Materiais - Departamento de Materiais e Tecnologia - Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá - Campus de Guaratinguetá.

O osso é um compósito natural formado por colágeno (polímero) e por substâncias minerais (cerâmica), responsáveis pela sua resistência mecânica. Os dois mais importantes tipos de ossos são o cortical (compacto) e o esponjoso. O osso cortical possui uma estrutura densa com elevada resistência mecânica e é também conhecido como osso compacto. O osso esponjoso é uma estrutura de suporte poroso presente nas extremidades dos ossos longos, tais como fêmur ou dentro de ossos curtos (JONES e HENCH, 2003).

Os procedimentos clínicos utilizados para o reparo de grandes defeitos ósseos são os transplantes ou os implantes. Para os transplantes a maior limitação é o número restrito de doadores, além da rejeição e transmissão de doenças. Implantes artificiais, tais como próteses para quadril, são eficientes por um período de tempo limitado. A maioria dos implantes ortopédicos não possuem três características importantes dos tecidos vivos: (1) auto-reparo; (2) capacidade para manter o suprimento sanguíneo e (3) habilidade para modificar sua estrutura e suas propriedades em resposta ao meio, por exemplo, solicitação mecânica (JONES et al., 2003). Um suporte de regeneração óssea artificial pode ser usado para devolver a ossos doentes ou danificados seu estado natural ou função.

Existem duas linhas gerais na Engenharia de Tecidos: a primeira consiste na elaboração de suportes 3-D, onde as células são semeadas *in vitro* a fim de promover a secreção da matriz extra-celular e a formação do tecido *in vitro* antes da implantação. A segunda consiste no desenvolvimento de materiais porosos interconectados com a capacidade de hospedar as células ósseas e guiar a regeneração *in vitro* neste suporte. Diversos materiais, muitos deles polímeros e cerâmicas, têm sido propostos para o desenvolvimento desses suportes (NAVARRO et al., 2004).

As biocerâmicas macroporosas vêm sendo empregadas na fabricação de suportes, uma vez, que são compatíveis com o corpo humano. Sua biocompatibilidade é resultado direto da sua composição química, a qual contém íons comumente encontrados nos meios fisiológicos, tais como Ca²⁺, K⁺, Mg²⁺, Na⁺, etc e outros íons com toxicidade limitada (Al³⁺ e Ti²⁺) (WANG, 2003).

Além da composição química, um outro parâmetro crítico responsável pela eficiência dos materiais empregados é a sua estrutura como um todo: densidade, forma do poro, tamanho do poro e interconectados. A estrutura ideal deve ser formada por uma rede de poros interconectados com uma ampla variedade de tamanho de poros: poros grandes, para permitir o crescimento do tecido e vascularização do novo tecido formado, e microporos, para promover a adesão das proteínas e conseqüentemente a adesão celular, desta forma, biocerâmicas com elevada porosidade e interconectividade apropriada permitirão a infiltração do tecido e o preenchimento do suporte (MASTROGIACOMO et al., 2006).

O fosfato de cálcio bifásico preparado a partir da associação da hidroxiapatita (HA) e fosfato tricálcio, foi desenvolvido na década de 1980. A forma macroporosa dessa cerâmica tem sido usada nos últimos dez anos na substituição de tecidos ósseos e em

aplicações odontológicas. No entanto, como esta estrutura macroporosa antes da estabilização cirúrgica não pode resistir a tensões mecânicas severas, suas aplicações são restritas a preenchimento de defeitos ósseos (GAUTHIER, 1998).

Em 2004, Haugen et al. avaliaram o emprego de TiO_2 , processada pelo método Schwartzwalder, para a confecção de suportes ósseos. A partir da medida de parâmetros como porosidade, permeabilidade e adesão celular concluíram a viabilidade do emprego dessa cerâmica.

A partir do exposto, o presente trabalho tem como objetivo verificar a viabilidade do processamento de TiO_2 pelo método de conformação por amido para fabricação de suportes de regeneração óssea.

As amostras de TiO_2 conformadas com amido de mandioca foram obtidas nas seguintes proporções: 50% de líquido e 50% de sólido, sendo da fração de sólidos, utilizou-se uma porção de 25% e 50% de amido. Para este processamento foi utilizada a técnica de conformação direta com amido, aliada à técnica da esponja polimérica. Posteriormente ao preparo da barbotina cerâmica, as esponjas poliméricas de poliuretano, conforme a figura 1, foram imersas na suspensão coloidal. As esponjas impregnadas com a barbotina foram levadas para a estufa, afim de que ocorresse a gelatinização do amido. A próxima etapa é a pré-sinterização do material, elevando este até a temperatura de 1000°C , assim ocorrendo a eliminação dos materiais orgânicos presentes na cerâmica, tais como o amido e a esponja polimérica. Por fim as amostras são levadas para o forno de sinterização, elevando a temperatura até 1400°C , nesta etapa o material se densifica e adquire suas propriedades mecânicas.

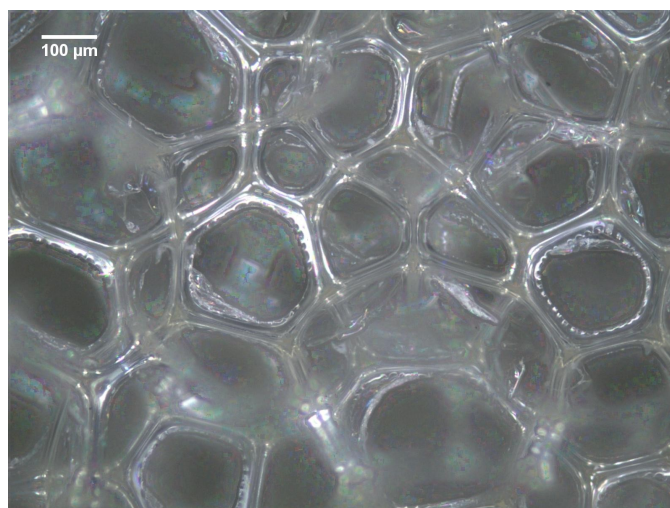


Figura 1 – Estrutura da Esponja Polimérica

Foi avaliada então a porosidade e a interconectividade dos poros. Todas estas avaliações foram realizadas com o auxílio do microscópio óptico com luz refletida, Nikon Epiphot 200, utilizando técnicas de processamento de imagens digitais para reconstrução por extensão de foco.

Nas figuras 2 e 3 é possível observar a microestrutura obtida após o processamento da cerâmica:

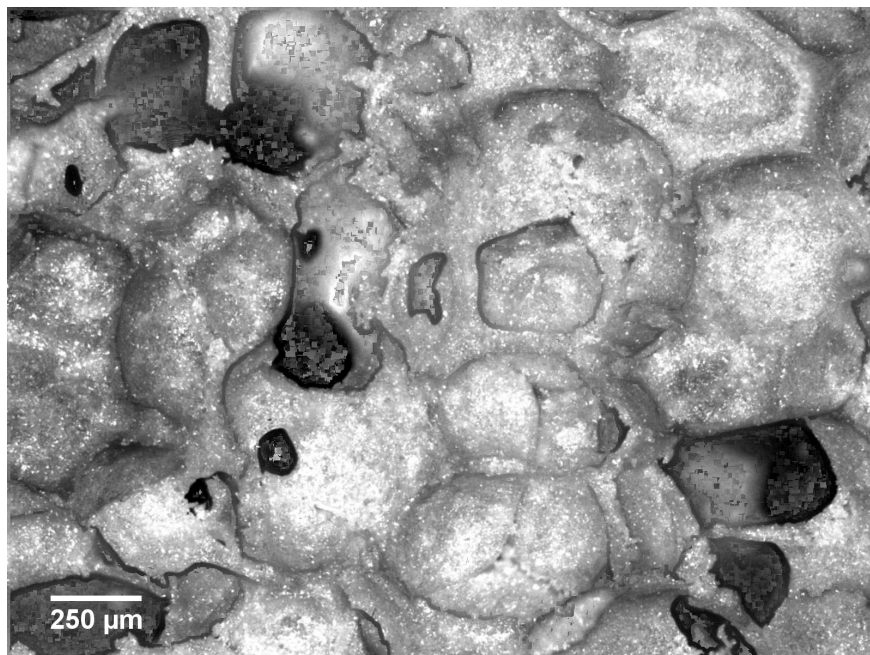


Figura 2 – Imagem obtida para amostra de 25% de amido

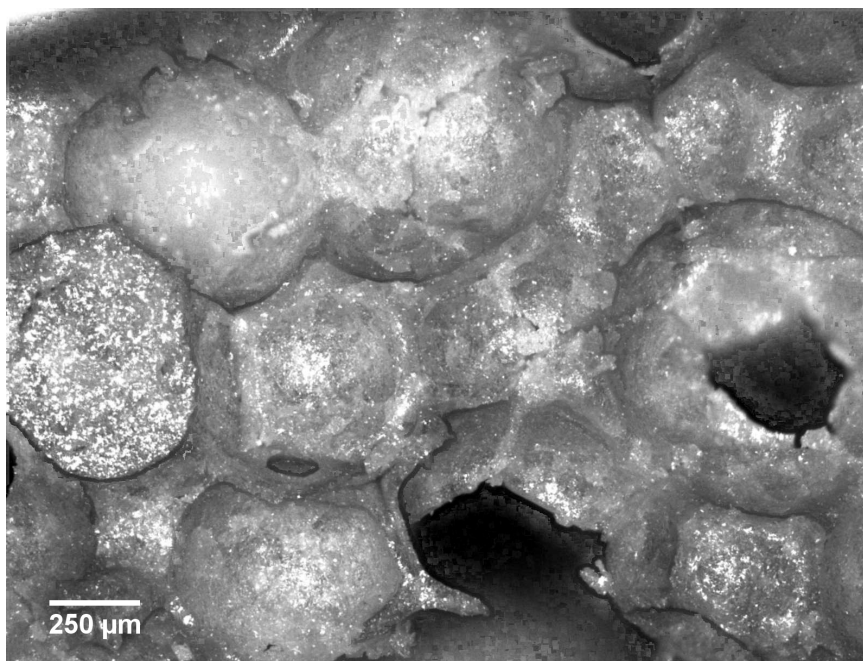


Figura 3 – Imagem obtida para amostra de 50% de amido

A microestrutura das amostras com 50% de amido apresentou-se com poros mais abertos tendo uma melhor interconectividade dos poros. Já as amostras com 25% apresentaram-se com uma maior quantidade de material cerâmico no interior dos poros, obstruindo-os.

Os resultados encontrados até o momento não são satisfatórios para o objetivo do trabalho, estando em andamento testes com 55 e 60% de amido, que tendem a formar poros com melhor interconexão e com mais resistência do que os já encontrados. A porcentagem de amido no material vem sendo aumentada, devido à necessidade de maior quantidade de ligante na cerâmica, pois observa-se que os materiais obtidos encontram-se com grande fragilidade, o que pode indicar uma possível falta de ligante. Também serão testadas as cerâmicas com 60% de líquido e 40% de sólidos, sendo destes 60% de amido. Com o aumento da quantidade de líquido na barbotina cerâmica, o material deverá ficar menos viscoso, melhorando assim a molhabilidade da esponja polimérica, fazendo com que a impregnação seja completa.

Referências Bibliográficas

- GAUTHIER, O. et al. **Macroporous biphasic calcium phosphate ceramics: influence of macropore diameter and macroporosity percentage on bone ingrowth**, *Biomaterials* 19 (1998) 133-139.
- HAUGEN, H. et al. **Ceramic TiO₂ foams: characterisation of a potential scaffold**. *Journal of the European Ceramic Society* 24 (2004) 661-668.
- JONES, J.R., HENCH, L.L. **Regeneration of trabecular bone using porous ceramics** *Current Opinion in Solid State and Materials Science* 7 (2003) 301-307.
- JONES, J.R. **Regeneration of trabecular bone using porous ceramics**, *Current Opinion in Solid State and Materials Science* 7 (2003) 301-307.
- MASTROGIACOMO, M. et al. **Role of scaffold internal structure on in vivo bone formation in macroporous calcium phosphate bioceramics**. *Biomaterials* 27 (2006) 3230-3237.
- NAVARRO, M. et al. **New macroporous calcium phosphate glass ceramic for guided bone regeneration**. *Biomaterials* 25 (2004) 4233-4241.
- WANG, M. **Developing bioactive composite materials for tissue replacement**. *Biomaterials* 24 (2003) 2133-2151.

Bolsa

CNPQ/PIBIC.