

AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES SUPERFICIAIS DE CERÂMICAS BIOCOMPATÍVEIS A BASE DE FOSFATOS DE CÁLCIO

C. Ribeiro ¹, G. S. Barros ¹, A. H. A. Bressani ², J. C. Bressiani ²

¹ Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas -Universidade Federal do ABC – UFABC

² Centro de Ciências e Tecnologia de Materiais - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN.

UFABC - campus SBC - Rua São Paulo, s/n- Jd. Antares - CEP: 09606-070 – São Bernardo do Campo – São Paulo. e-mail: christiane.ribeiro@ufabc.edu.br

RESUMO

O desenvolvimento preciso de um dispositivo implantável também implica no conhecimento de suas propriedades superficiais, como características da topografia, molhabilidade e cargas superficiais. Apesar do conhecimento dessas variáveis de influência, pouco se sabe sobre a configuração de uma superfície ideal para implantes. A proposta deste trabalho foi caracterizar a superfície de materiais biocompatíveis de fosfatos de cálcio (hidroxiapatita, β -fosfato tricálcico) baseada no grau de molhabilidade expresso por medidas de ângulo de contato, medidas de rugosidade média e a presença de grupamentos funcionais por FTIR, além da carga de superfície, por mobilidade eletroforética. Os resultados demonstraram que as biocerâmicas são de natureza hidrofílica, de baixa rugosidade, classificando-as como lisas e presença de espécies reativas na superfície, que estabelecem uma condição adequada de interface e compatibilidade morfológica para cada cerâmica, além de contribuir para o desenvolvimento de carga superficial negativa, em ampla faixa de pH, inclusive o fisiológico, evidenciando uma interação adequada.

Palavras-chave: fosfato tricálcico, hidroxiapatita, molhabilidade, rugosidade e superfície

INTRODUÇÃO

Estudos recentes têm provado que para ocorrer a formação de tecido ósseo na superfície de um implante, é necessário que haja o recrutamento e a proliferação de células precursoras de osteoblastos, sendo capazes de se diferenciar e produzir matriz extracelular não mineralizada, que será posteriormente calcificada. Tais eventos sofrem grande influência das propriedades da superfície dos implantes, tais como, a composição química, energia de superfície, molhabilidade e a textura da superfície, uma combinação entre topografia e rugosidade. No entanto, mesmo com os avanços da engenharia de superfície ainda não há uma definição do padrão ideal para a configuração de uma superfície, visando o desempenho perfeito de um implante ^{(1), (2)}.

Características de superfície como molhabilidade e rugosidade apresentam grande influência na adesão de diversos tipos celulares e moléculas. Em todas as respostas celulares, a adesão é considerada a resposta mais importante e necessária para o desenvolvimento da rigidez do osso na interface com o implante. Observações histológicas têm revelado que implantes com alta energia de superfície, possuem camadas de proteínas com uma espessura maior do que as superfícies de baixa energia. Este comportamento reforça que a atividade celular sofre variação com a energia livre superficial da amostra, exercendo um efeito na configuração e conformação das proteínas adsorvidas sobre o substrato, as quais desenvolvem uma importante função durante a adesão celular ^{(3), (4)}.

Durante certo tempo, houve muita controvérsia sobre o real significado do ângulo de contato e até que ponto este parâmetro poderia ser considerado uma propriedade termodinâmica. Estudos salientam que, com a possibilidade de se medir os ângulos de contato e com os avanços ocorridos na teoria físico-química de interfaces é possível entender melhor a relação entre o ângulo de contato e a molhabilidade ⁽⁴⁾⁻⁽⁶⁾. Geralmente, quanto menor o ângulo de contato (inferior a 90°)

maior será a interação com o meio. Ângulos que expressam uma medida superior a 90° são típicos de superfícies hidrofóbicas ⁽³⁾.

A rugosidade média (Ra) tem sido bastante explorada na obtenção de superfícies potencialmente favoráveis à osteointegração e está associada ao conjunto de desvios microgeométricos, caracterizado pelas pequenas saliências e reentrâncias presentes na superfície. Esta propriedade também está relacionada a fenômenos superficiais, pois possibilita o aumento da área superficial, afeta o coeficiente de atrito e proporciona uma retenção mecânica, tanto de materiais afins como estranhos ⁽⁷⁾.

Admitindo-se que a interação das células com o implante é afetada pela topografia em níveis macroscópicos e a rugosidade em nível microscópico, espera-se que o aumento da área superficial do implante, aumente o número de sítios para as células se ligarem, facilite o crescimento dos tecidos e aumente a estabilidade mecânica ⁽⁸⁾. Porém, isto não é uma regra geral. Sabe-se que o nível de rugosidade deve ser controlado, porque as células necessitam de pontos de ancoragem na superfície do implante para iniciar a proliferação e garantir a biofixação ⁽⁹⁾. Se a superfície possui rugosidade muito menor que o tamanho das células, poderá ocorrer ausência dos sítios de fixação. Por outro lado, se o implante possuir grandes picos ou vales, mas, estes possuem superfícies lisas, as células também, não poderão se fixar, comprometendo o bom desempenho dos implantes ^{(4), (7)}.

De modo geral, a composição química, natureza de cargas, topografia e a energia atribuída à superfície, governam a resposta biológica dos materiais usados nos implantes, podendo definir alguns parâmetros de biocompatibilidade em função da interação destas propriedades ⁽¹⁰⁾. A maneira como cada propriedade correlaciona-se dentro do contexto biológico ainda é pouco discutida. Diante disso, foi proposta a caracterização de superfícies de duas cerâmicas sabidamente biocompatíveis (hidroxiapatita e β -fosfato tricálcico) pela análise das propriedades de molhabilidade (ângulo de contato), rugosidade média (Ra), quanto a natureza das cargas superficiais e presença de grupamentos reativos na superfície.

MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais utilizados para obtenção dos corpos cerâmicos foram a hidroxiapatita (cód.20-2039, Strem Chemicals) e o β - fosfato tricálcico (cód. 21218,

Fluka). Os corpos de prova foram confeccionados em matriz cilíndrica de 12mm de diâmetro obtidos por prensagem uniaxial de 20MPa, seguida de isostática a frio: 200MPa. As condições de sinterização foram estabelecidas de acordo com estudos prévios para obtenção destas mesmas cerâmicas com microestruturas de alta densidade (~ 94% β -TCP e 96% HAp), preservando a fase única desejada ⁽¹¹⁾.

As cerâmicas foram caracterizadas quanto a natureza das cargas superficiais - potencial zeta, por medidas de mobilidade eletroforética em Zetâmetro, ZETA PALS - Brookhaven Instruments Corporation, e espectroscopia de infravermelho por reflectância difusa – FTIR - Thermo Nicolet 870-FTIR-NEXUS, para identificação dos grupamentos existentes na superfície de cada cerâmica.

Para determinação da mobilidade eletroforética foram preparadas suspensões cerâmicas com 0,04 % (volume) de HAp e β -TCP, em solução 1.10^{-3} M de KCl. O pH das suspensões foi ajustado com HCl ou KOH, obtendo diferentes pHs para leitura.

É importante ressaltar que a caracterização das superfícies cerâmicas foram feitas da forma como processadas, ou seja, sem nenhum tratamento posterior ou modificação prévia nas superfícies, apenas garantindo que as superfícies estavam isentas de qualquer tipo de impureza ou contaminação superficial durante as análises, com intuito de investigar a natureza das superfícies associadas ao processamento convencional da cerâmica.

Foram também realizadas medidas de rugosidade média, em rugosímetro TR 200 (TIME Group Inc.) em 3 direções distintas em uma mesma face para cada amostra, sendo adotadas triplicatas para cada espécie de cerâmica (HAp e TCP). Após devida acomodação das amostras sobre a base, as varreduras foram feitas adotando um curso de análise de 10mm com sistema de agulha com apalpador esférico de diamante de 5 μ m de raio.

As medidas de ângulo de contato a temperatura ambiente foram feitas utilizando tensiômetro Theta lite LT101 e software Attension theta para análise dos dados. Para estas medidas foi utilizada água destilada como fluido de deposição. Antes das medidas as amostras passaram por processo de desinfecção em ultrassom, utilizando água destilada e deionizada, seguido também de etanol e mantidas em estufa a 100°C por 12 horas e posteriormente, em dessecador até o momento das medidas para assegurar superfícies livres de qualquer resíduo de poeira ou contaminação que pudesse interferir nas medidas. As medidas de ângulo de contato foram realizadas criteriosamente no mesmo dia, não sendo observada

oscilação de temperatura durante as medidas e estabelecendo um tempo para estabilidade da medida e equilíbrio da gota.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foi determinado o potencial zeta característico de cada cerâmica (HAp e β -TCP), antes e após o processamento das amostras. Informações desta natureza permitem acompanhar possíveis alterações na superfície dos materiais durante os estágios de processamento. A Figura 1 apresenta a evolução do potencial zeta em função do pH para os diferentes materiais de partida (HAp e β -TCP) e após conclusão de seu processamento.

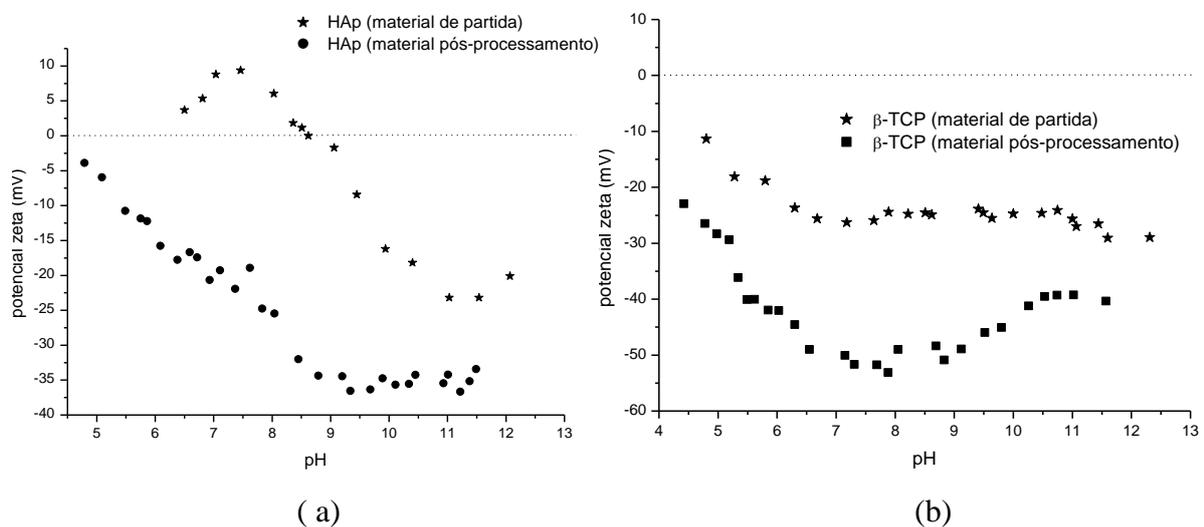


Figura 1- Curvas de potencial zeta obtidas a partir da mobilidade eletroforética para as amostras: (a) HAp e (b) β -TCP.

Foi observado que os pós de partida de hidroxiapatita em intervalos de pH próximos a neutralidade e de mínima acidez ou alcalinidade (pH entre 6-8, respectivamente) desenvolvem uma carga superficial positiva, sendo o ponto isoelétrico detectado em pH 8,6; neste ponto o potencial é nulo e a cerâmica apresenta forte tendência de aglomeração. Os valores de pH acima de 10,5 referentes ao intervalo máximo de potencial entre -22 e -24 mV definem condições adequadas de dispersão para esta cerâmica, podendo refletir em uma melhor interação da HAp com o meio onde se encontra ^{(6), (8)}.

A presença dos eletrólitos (HCl e KOH) utilizados durante as medidas, principalmente, para pHs inferiores a 7 e próximos de 12 pode ter provocado

alterações na curva de potencial zeta da HAp, antes de processada; observa-se que nestes intervalos a curva apresenta uma tendência diferente do seu percurso normal. Este comportamento pode estar relacionado ao fenômeno de saturação decorrente do aumento da força iônica (excesso do eletrólito), causando uma compressão na dupla camada elétrica que pode modificar a estabilidade das partículas e as características de superfície ⁽⁶⁾.

Para o sistema contendo β -TCP houve uma predominância de carga superficial negativa sobre as partículas nos diferentes pHs analisados, tanto para o material de partida como para a cerâmica após processamento. A maior solubilidade desta cerâmica com relação a HAp tornou difícil o alcance de seu ponto isoelétrico, já que em pH inferior a 6, o material apresenta significativa solubilidade. As partículas de β -TCP indicaram alta mobilidade em pH acima de 7 (intervalo de máximo potencial) para o pó de partida, mas com mínima variação na sensibilidade para valores de pH maiores que 7.

A evolução da curva de potencial zeta para o β -TCP sofreu uma sutil oscilação em regiões alcalinas devido a presença de contra-íons e co-íons capazes de alterar a mobilidade eletroforética, mas os resultados obtidos indicam que este material apresenta-se disperso na região com pH acima de 7 e a superfície é predominantemente negativa, sendo mais favorável para as interações biológicas ⁽⁷⁾.

Foi verificada uma alteração na carga superficial das cerâmicas de HAp e β -TCP, após sinterização, Figura 1. Diferentemente da condição de partida, as amostras de HAp, após conclusão das etapas de processamento, não desenvolvem cargas positivas em suas superfícies, para valores de pH inferiores a 8,5, como na condição inicial referente a esta cerâmica. As amostras obtidas apresentaram apenas carga superficial negativa no amplo intervalo de pH analisado, sendo observada uma alta densidade de carga (alta mobilidade) para valores de pH próximos de 7,5 para o β -TCP e no intervalo de 9 a 11 para a HAp. As amostras de β -TCP apresentaram valores (em módulo) de potencial zeta mais altos que as amostras de HAp, porém em pH fisiológico ambas apresentaram uma variação semelhante na densidade de carga negativa com relação as respectivas curvas dos materiais de partida.

A literatura tem relatado que a presença de carga negativa na superfície de biomateriais pode proporcionar melhores resultados frente aos eventos celulares da

reparação, quando comparados a materiais com superfície positiva. Além disso, a presença de carga negativa na superfície é favorável à nucleação de HAp em meio fisiológico^{(8), (12)}. A carga superficial tem influência direta na interação material/célula e pode definir a adesão, capacidade de proliferação e diferenciação, sendo determinante para o processo de osteointegração e para os resultados clínicos a curto e longo prazo de um implante^{(7), (9)}.

De acordo com os resultados obtidos, o β -TCP apresenta maior densidade de cargas negativas em sua superfície em pH fisiológico, sendo mais favorável ao processo de hidratação, além de proporcionar maior difusão de água para o tecido que estiver interagindo. Este comportamento de hidratação tende a dificultar a deposição de proteínas de adesão, o que pode justificar o mecanismo diferenciado de reatividade, comparado a HAp que apresenta maior facilidade de adsorção protéica, fato determinante para o comportamento bioativo, enquanto o TCP é reabsorvível^{(6), (7), (10)}.

A presença destas cargas superficiais estão diretamente associadas a presença de grupamentos específicos na superfície das amostras, que puderam ser detectados por FTIR, Figura 2. Dependendo da natureza destes grupamentos funcionais é possível definir a interação destas espécies com outros íons presentes nos fluidos corpóreos e estabelecer a natureza hidrofílica ou hidrofóbica predominante na superfície do material^{(4), (7)}.

Na Figura 2 estão identificados os principais grupamentos responsáveis pela característica negativa predominante na superfície das cerâmicas. A presença de certas espécies detectadas apenas na superfície da HAp, tornam esta superfície mais propensa a interação com íons Ca^{+2} e outros afins, presentes em meio biológico, que com as moléculas de água. Já a superfície do TCP é mais reativa em água, podendo hidratar-se com mais facilidade do que interagir com outras espécies do meio⁽¹¹⁾. É importante ressaltar que mesmo os grupos detectados na superfície de TCP não sendo tão diversificados como na HAp, podem resultar em maior densidade de carga negativa, como observado na Figura 1-b, já que a diversidade de espécies não implica necessariamente que todos os grupamentos são dotados de valências aniônicas mais altas. Este comportamento, pode repercutir no tipo e intensidade de ligações individuais, que acabam definindo uma reatividade específica para cada cerâmica.

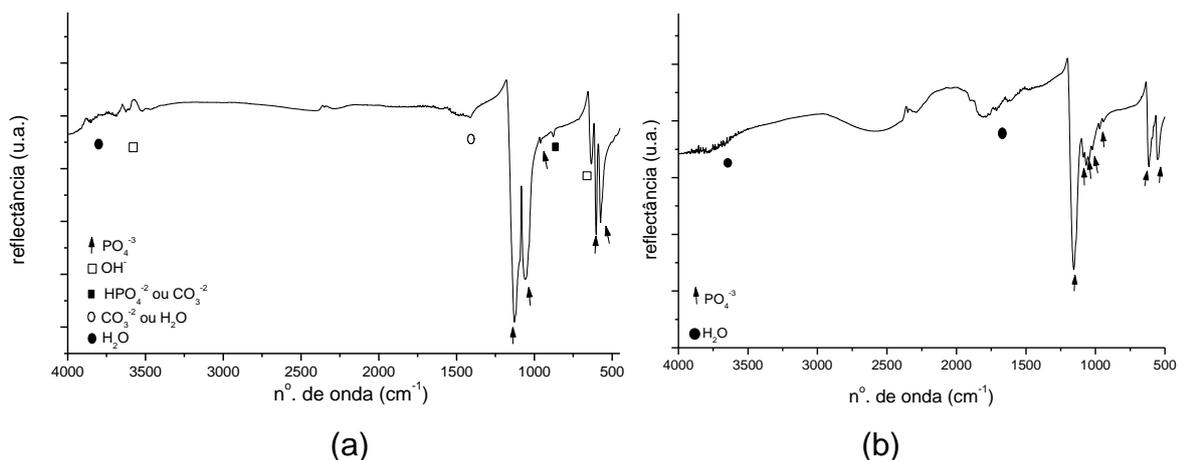


Figura 2 - Espectros de FTIR obtidos por reflectância difusa das superfícies das amostras processadas; (a) hidroxiapatita e (b) β -fosfato tricálcico

Para superfícies hidrofílicas existe uma interação que depende do grau de hidratação associado a forças de repulsão eletrostáticas e interação por pontes de hidrogênio. Essa repulsão na hidratação surge da necessidade da superfície se desidratar para que o contato com células/tecidos se estabeleça, sendo que a intensidade destas forças depende da energia necessária para romper a molécula de água, desidratando a superfície quando espécies afins se aproximam e interagem com a superfície ^{(1) - (3)}. A presença de contra-íons, polieletrólitos e outras espécies que tem grande afinidade pela superfície de fosfatos de cálcio como, Na^+ , Mg^{+2} , CO_3^{-2} são abundantes nos fluidos biológicos. Modificações na carga de superfície de implantes cerâmicos desta natureza, podem ocorrer imediatamente após a instalação destes implantes, em função destas interações ⁽¹¹⁾.

A Tabela 1 apresenta os resultados de rugosidade média, Ra, e molhabilidade para as diferentes cerâmicas de fosfato de cálcio. A Ra é o parâmetro mais empregado no estudo da rugosidade superficial dos materiais e quantifica a média aritmética dos valores absolutos das ordenadas de afastamento (y_i), dos pontos de perfil de rugosidade em relação à linha média, dentro do percurso de medição ⁽⁴⁾.

A rugosidade detectada nas amostras se enquadra em um perfil de baixa rugosidade (nanorugosa, quando $\text{Ra} < 1\mu\text{m}$), mas ainda são passíveis de osteointegração, porém sem retenções mecânicas que permitem o embricamento ósseo. Esta característica não contribui para alta disponibilidade de sítios para fixação celular, ou melhora na adesão para rede de fibrina, por onde migram os osteoblastos a fim de secretar matriz óssea. A rugosidade apresentada pelas

amostras vai atuar de forma mais significativa na interface fisiológica, já que os valores obtidos são da ordem de grandeza do tamanho das células e biomoléculas ^{(4), (10)}. Sabe-se que a rugosidade além de aumentar a área superficial, pode afetar o coeficiente de atrito e proporcionar retenção mecânica de outras substâncias, contribuindo como pontos de ancoragem para biofixação ^{(1), (7)}. A maior rugosidade da cerâmica de β -TCP pode estar associada a condição microestrutural do material, relacionada a condição de processamento, já que a densidade desta cerâmica corresponde a $94\% \pm 0,03$, comparada a HAp que apresenta densidade de $96\% \pm 0,02$; desta forma a presença de porosidade residual pode contribuir para um acréscimo na rugosidade para a cerâmica de β -TCP, podendo facilitar sua interação com moléculas de água em função do maior espalhamento do líquido pelas sinuosidades dos poros na superfície.

Tabela 1 - Valores de Rugosidade média e ângulo de contato obtidos para cada cerâmica.

Cerâmica	Rugosidade média – Ra (μm)	Ângulo de contato – θ (graus, °)
Hidroxiapatita- HAp	$0,568 \pm 0,015$	$48,45 \pm 1,48$
Fosfato tricálcico – β -TCP	$0,852 \pm 0,012$	$58,10 \pm 1,67$

A fundamentação envolvida nas medidas de ângulo de contato faz menção a superfícies de natureza lisa, plana, quimicamente homogênea, inerte e estável nas condições de medida. Porém, sabe-se que as superfícies dos sólidos não são perfeitas, podendo haver alterações locais que podem afetar na energia superficial ^{(3), (4)}. Tal comportamento, pode levar a valores de ângulo de contato diferentes de uma condição de equilíbrio para cada região da amostra, por isso foram realizadas 3 medidas, cada uma delas explorando diferentes áreas de uma mesma face, sendo adotadas triplicatas para cada grupo de amostras. No entanto, não foi constatada situação de histerese significativa para os ângulos medidos em diferentes posições da amostra e também entre as amostras de um mesmo grupo.

De acordo com os resultados obtidos para os ângulos de contato para as diferentes cerâmicas é possível afirmar que ambas são predominantemente hidrofílicas, onde a fase líquida é capaz de aderir-se e espalhar-se de forma espontânea, em função dos baixos valores de ângulos ($< 90^\circ$) associados a cada

superfície. O menor valor do ângulo de contato observado para a cerâmica de HAp pode sugerir uma maior interação da sua superfície com o ambiente biológico. Este comportamento também revela que a hidrofiliabilidade pode estar associada a presença de grupos funcionais em sua superfície, capazes de modular a reatividade da interface, respondendo de forma diferente, mesmo para uma cerâmica de natureza similar, como é o caso do TCP que apresentou um ângulo de contato cerca de dez vezes maior.

Apesar das cerâmicas investigadas serem constituídas basicamente por fosfato de cálcio, a HAp apresenta grupamentos OH que podem influenciar na reatividade da superfície e sobretudo na molhabilidade. Este comportamento pode justificar a maior afinidade da superfície básica da HAp por proteínas como a glicosaminoglicanas, que normalmente são de natureza ácida^{(8) - (10)}. Neste sentido, a influência de grupos funcionais, a natureza e densidade de cargas na superfície da HAp são parâmetros que podem estar mais envolvidos com a molhabilidade/hidrofiliabilidade da amostra que a própria característica da rugosidade, já que mesmo sua rugosidade sendo inferior ao TCP, seu ângulo de contato ainda foi menor, ou seja, a constatação de um menor ângulo previsto pela presença de maiores rugosidades em superfícies hidrofílicas não foi confirmada para o TCP. Este comportamento reforça que a molhabilidade da superfície não depende exclusivamente da rugosidade, mas também de outros fatores já citados aqui^{(9), (12)}.

Estudos indicam que a diferenciação de osteoblastos ocorre mais intensamente em superfícies hidrofílicas. Portanto, para um implante ósseo, o alto grau de molhabilidade é um fator muito positivo. Neste caso, para as duas cerâmicas estudadas a relação entre as forças adesivas que fazem o fluido se espalhar, supera as forças coesivas que mantêm o fluido no formato de esfera, apresentando características de biocompatibilidade significativamente melhores comparadas a superfícies que expressam um comportamento hidrofóbico e com cargas positivas.

CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que tanto as cerâmicas de hidroxiapatita como as de β -fosfato tricálcico apresentam superfícies de baixa rugosidade após processamento cerâmico convencional (prensagem e sinterização). A maior rugosidade da superfície para o β -TCP, pode estar associada a condição

morfológica da superfície, em função da presença de maior porosidade residual que para a cerâmica de HAp.

Durante a etapa de processamento, as cerâmicas sofrem alteração no tipo e densidade de cargas superficiais, que estão associadas a presença de grupamentos reativos em suas superfícies, capazes de ditar uma reatividade particular para cada cerâmica. A presença de carga superficial negativa em ampla faixa de pH, inclusive o fisiológico, detectada para as cerâmicas é favorável ao processo de reparação a longo e curto prazo, além disso, as superfícies apresentam natureza hidrofílica predominante, sendo que a superfície da HAp apresenta maior molhabilidade que a superfície do β -TCP, portanto melhor interação com o meio biológico.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Laboratório de Biomateriais e Dispositivos Implantáveis da UFABC, ao CCTM do IPEN e a concessão da bolsa PIC-UFABC que tornou possível o desenvolvimento deste trabalho.

REFERÊNCIAS

- (1) MURRAY, D. W.; RAE, T.; RUSHTON, N. The influence of the surface energy and roughness of implants on bone resorption. *Addenbrooke's Hospital*, v. 71-B, n. 4, 1989.
- (2) ADAMSON, A. W.; GAST, A. P. *Physical Chemistry of Surfaces*; A Wiley-Interscience Publication, 6ª Ed., Nova York, 1997.
- (3) WENZEL, R. N. Resistance of Solid Surfaces to Wetting By Water. *Industrial and Engineering Chemical*, v.28, n.8, p.988-994, 1936.
- (4) LAMPIN, M.; WAROCQUIER-CLEROUT, R.; LEGRIS, C.; DEGRANGE, M.; SIGOTLUIZARD, M.F. Correlation between substratum roughness and wettability, cell adhesion and cell migration. *J. Biomed. Mater. Res.*, v.36, n.1, p.99-108, 1997.
- (5) ZHAO, G.; SCHWARTZ, Z.; WIELAND, M.; RUPP, F.; GEIS-GERSTORFER, J.; COCHRAN, D. L.; BOYAN, B. D. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *Wiley InterScience*. 2005.
- (6) CAI, K.; FRANT, M.; BOSSERT, J.; HILDEBRAND, G.; LIEFEITH, K.; JANDT, K. D. Surface functionalized titanium thin films: Zeta-potential, protein adsorption and cell proliferation. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* 50, p.1-8, 2006.
- (7) BRUNETTE, D. M. The Effects of Implant Surface Topography on the Behavior of cells. *J. Biomed Mater Res*, V.3 p.124-131, 1988.
- (8) ZHU, PEIXIN; MASUDA, Y.; KOUNOTOS, K. The effect of surface charge on hydroxyapatite nucleation. *Biomaterials*, n.25, p. 3915-3921, 2004.

(9) REDEY, S.A; NARDIN, M; REY, C.; DELANNOY, P.; SEDEL, L.; MARIE, P.J. Behavior of human osteoblastic cells on stoichiometric hydroxyapatite and type A carbonate apatite: role of surface energy. *J Biomed Mater Res.* Jun 5;50(3):353-64, 2000.

(10) DEE, K. C.; PULEO, D.A.; BIZIOS, R. An introduction to Tissue-biomaterial interactions. John Wiley & Sons Ed., New Jersey, USA, 2003.

(11) RIBEIRO, C.; RIGO, E. C. S.; SEPULVEDA, P.; BRESSIANI, J. C.; BRESSIANI, A. H. A. Formation of calcium phosphate layer on ceramics with different reactivities. *Materials Science & Engineering. C, Biomimetic Materials, Sensors and Systems.* , v.24, p.631 - 636, 2004.

(12) AMARAL, M.; LOPES, M.A.; SANTOS, J.D.; SILVA, R.S. Wettability and surface charge of Si₃N₄ bioglass composites in contact with simulated physiological liquids. *Biomaterials*, n. 23, p. 4123-4129, 2002.

EVALUATION OF SURFACE PROPERTIES OF BIOCOMPATIBLE CERAMICS BASED CALCIUM PHOSPHATE

ABSTRACT

The suitable development of an implantable device also means knowledge of their surface properties, such as topography characteristics, wettability and surface charges. Despite knowledge of these influence variables, slight is known concerning the configuration of an ideal implant surface. The purpose of this study was characterize the of biocompatible calcium phosphate surface (hydroxyapatite, β tricalcium phosphate) grounded on wettability degree, expressed by contact angle measurements, average roughness and the presence of functional groups by FTIR, in addition to surface charge by electrophoretic mobility . The results showed that the bioceramics are hydrophilic nature, low roughness surface, sorting them as smooth and presence of reactive species on the surface, which provide appropriated condition and morphological interface compatibility for each ceramic, contributing to negative charge surface development in a wide pH range, including physiological, showing an suitable interaction.

Key-words: tricalcium phosphate, hydroxyapatite, wettability, roughness, surface.