

## A UTILIZAÇÃO DA HIDROXIAPATITA COMO BIOMATERIAL E EM PROCESSOS DE REVESTIMENTO: LEVANTAMENTO SOBRE A APLICAÇÃO DE CHA, SPRAY DE PLASMA DE HA E LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO

**Elaine Silva de PAULA<sup>1</sup>**

Graduanda em Engenharia de Produção  
IFSP/Câmpus São Paulo

**Leticia Okamoto NAKAMURA<sup>2</sup>**

Graduanda em Engenharia de Produção  
IFSP/Câmpus São Paulo

### RESUMO

O presente trabalho objetiva apresentar alguns dos estudos existentes acerca do uso da hidroxiapatita (HA) como biomaterial. A coleta do material para a realização desta pesquisa foi feita pelo método de estudo exploratório, por meio de pesquisa bibliográfica, identificando as principais características, propriedades e aplicações da hidroxiapatita (HA). A partir do levantamento realizado, constatou-se que essa biocerâmica apresenta boas propriedades, como a osteocondutividade, a biocompatibilidade e a bioatividade. Estas propriedades favorecem a formação de uma hidroxiapatita carbonatada (CHA) e possibilitam a aplicação da hidroxiapatita (HA) como revestimento de biomateriais (tais como ligas de níquel titânio) por meio de diferentes métodos, entre eles o spray de plasma, considerado inviável por seu elevado custo.

**Palavras-chave:** Hidroxiapatita; Biomaterial; Biocompatibilidade.

### Introdução

Nos últimos anos, os estudos de biomateriais se intensificaram devido à ocorrência de falhas. Segundo Raphel *et al* (2016), a quantidade de fraturas prematuras em implantes é de 10%, e a tendência deste percentual, para os próximos anos, é de crescimento. Em razão da possibilidade de rejeição do material por incompatibilidade, há também preocupação com as interações entre o organismo e o material utilizado. Encontramos, ainda, falhas por colonização de micro-organismos, que podem ser

---

<sup>1</sup> Endereço eletrônico: elaine.s@aluno.ifsp.edu.br

<sup>2</sup> Endereço eletrônico: lee.okamoto.lo@gmail.com

causadas por inoculação direta ou disseminação contígua direta (GIACOMINI *et al*, 2017). Há, atualmente, muitas pesquisas acerca da hidroxiapatita (HA), visto que é um fosfato de cálcio com propriedades interessantes aos implantes, uma vez que é osteocondutor, biocompatível e bioativo. Este material, segundo Meah *et al* (2017), tem sido utilizado como revestimento de materiais desde meados dos anos 80. Essa utilização se dá, por meio de sua bioatividade, na fixação do osso com o implante. Dentre os métodos existentes, este trabalho apresenta três: (i) a hidroxiapatita carbonatada (CHA); (ii) HA em ligas de níquel-titânio; (iii) *spray* de plasma de HA, considerado inviável por causa do seu elevado custo.

## **Metodologia**

A realização do presente trabalho se deu através da metodologia conhecida como “pesquisa bibliográfica”, que consiste em reunir informações acerca do assunto de interesse, possibilitando, portanto, o objetivo de estudar a aplicação da hidroxiapatita como biomaterial, tal como suas possibilidades de aplicação (por exemplo, sua utilização como revestimento de liga níquel - titânio). Para isso, foram consultados artigos e livros relacionados ao tema publicados nos últimos 15 anos (entre 2004 e 2019), das seguintes bases de dados: *Scientific Electronic Library Online* (SciELO), *Science Direct* e *Scopus*.

## **Fundamentação teórica**

### **Biomateriais**

Os biomateriais são materiais naturais ou artificiais comumente aplicados em implantes nas áreas de ortopedia, odontologia e medicina. Sua classificação é estabelecida de acordo com a sua composição química e estrutura atômica, podendo pertencer aos grupos dos metais, polímeros, cerâmicas, compósitos e semicondutores. Uma de suas principais características está associada à biocompatibilidade, devendo apresentar-se compatível com os tecidos do corpo, não gerando substâncias tóxicas (CALLISTER, Jr; RETHWISCH, 2008). Esse tipo de material pode ser definido como

“qualquer substância ou combinação de substâncias, naturais ou não, que não sejam drogas ou fármacos, utilizados em aplicações biomédicas e que interagem com sistemas biológicos, que tratam, aumentam ou substituem quaisquer tecidos, órgãos ou funções do corpo” (GIL; FERREIRA, 2006; VON RECUM; LABERGE, 1995).

Existem diversas pesquisas relacionadas ao desenvolvimento de materiais portadores de tais atribuições (HEE *et al*, 2019; XIN *et al*, 2009; ZHAO *et al*, 2019). A hidroxiapatita (HA), em virtude das suas características estruturais e químicas que a tornam viável para uso em implantes e/ou próteses, está sendo frequentemente estudada. O seu maior diferencial é o revestimento que proporciona aos metais. Ele permite, posteriormente, uma ligação interfacial efetiva entre o material implantado e o tecido hospedeiro (FURTADO *et al*, 2019).

Atualmente, sabe-se que biomateriais podem causar alterações metabólicas no corpo humano como, por exemplo, a interferência no metabolismo celular, proveniente de suas interações com osteoblastos, geradoras de estresse oxidativo. As substâncias liberadas por esses substitutos ósseos podem causar efeitos adversos mesmo na ausência de contato físico (AMBROŻEWICZ *et al*, 2019).

A fim de ter a citotoxicidade reduzida e aprimorar as bioatividades desejáveis, os biomateriais são modificados através da combinação com outros componentes, tais quais proteínas de matrizes derivadas, ou incluindo diversos compostos que alteram fatores de crescimento e que são antioxidantes (AMBROŻEWICZ *et al*, 2019).

### **Hidroxiapatita**

Possuindo origem natural ou sintética, a hidroxiapatita tem se mostrado cada vez mais eficiente para a substituição do osso humano (COSTA *et al*, 2009). Por ser um material a base de fosfato de cálcio, dispõe de determinadas propriedades, tais como biocompatibilidade, osteocondutividade e bioatividade, que permitem a proliferação de células ósseas criadoras de circunstâncias favoráveis aos processos de regeneração óssea (PORSANI *et al*, 2018). Além disso, o material pode ser aplicado no revestimento de implantes metálicos, e como arcabouços e cimentos ósseos na medicina regenerativa (RAPHEL *et al*, 2016). Ademais, existem evidências de que a presença de

hidroxiapatita aumenta a produção, por osteoblastos, de citocinas pró-inflamatórias (AMBROŻEWICZ *et al*, 2019).

Segundo estudos de Giacomini *et al* (2017), a HA é o fosfato de cálcio mais utilizado na medicina regenerativa em razão da sua semelhança com a fase inorgânica do osso. Contudo, seu desempenho pode ser melhorado por meio da combinação com alguns íons e moléculas biologicamente relevantes, como no caso da nanopartícula de prata ou em dopagem com íons de prata, zinco e cobre, onde foi detectada ação antibacteriana para bactérias Gram-positivas e Gram-negativas. Na tentativa de obter bactericidas que não causem reações, a hidroxiapatita também já foi previamente proposta como suporte para antibióticos clássicos por meio da presença de íons metálicos.

Há dois tipos de hidroxiapatitas que devem ser consideradas: a primeira é a sintetizada em altas temperaturas, apresentando cristais grandes e boa cristalinidade, e a segunda é a hidroxiapatita sintetizada em baixas temperaturas a qual possui cristais pequenos e baixa cristalinidade. A HA criada em baixas temperaturas, diferente da sintetizada a altas temperaturas, apresenta características similares às do tecido ósseo e dentário (MAVROPOULOS, 1999).

Os maiores estudos acerca da HA versam sobre seu uso para revestir outros materiais já utilizados (CAO *et al*, 2019; CIOBANU, HARJA, 2019; LIU *et al*, 2019), uma vez que esse biomaterial não pode ser completamente reabsorvido durante o ciclo de remodelação do tecido ósseo quando se apresenta em sua forma sintetizada pelos osteoclastos. Isso ocorre por apresentar baixa solubilidade e ser muito estável (PEREIRA, 2014).

Os osteoclastos produzem um meio ácido fraco, com pH entre 3 a 5, na lacuna de *Howship* (lacunas cavadas na matriz óssea pelos osteoclastos) para dissolver minerais ósseos. A HA, porém, é insolúvel na lacuna de *Howship*, com exceção de alguns grupamentos químicos parcialmente substituídos por carbonato, os quais são denominados hidroxiapatita carbonatada (PEREIRA, 2014).

### **Falhas em implantes**

A quantidade de falhas prematuras de implantes atualmente é de cerca de 10%. A estimativa, para o futuro próximo, de acordo com o envelhecimento contínuo da população, é de aumento significativo nesse número (RAPHEL *et al*, 2016).

A colonização por micro-organismos pode ocorrer por diversas formas, as principais são: colonização através de inoculação direta (no momento do implante da prótese); colonização por meio de disseminação hematogênica durante bacteremia; a partir de um foco infeccioso adjacente - disseminação contígua direta (GIACOMINI *et al*, 2017).

Após esse processo de colonização, as bactérias podem aderir aos implantes ortopédicos ou à superfície do osso, onde produzem um biofilme de autoproteção (esse biofilme é resistente contra agentes adversos, dentre eles o sistema imunológico e antibióticos) e ainda promovem transferência gênica entre cepas bacterianas - tanto não resistentes, quanto resistentes (GIACOMINI *et al*, 2017).

### **Melhoria das propriedades e redação de falhas**

Apesar da sua grande eficiência com relação à biocompatibilidade e à osteocondutividade, a hidroxiapatita sintética pode apresentar baixo desempenho com relação a algumas propriedades mecânicas, tais como dureza e tenacidade a fratura, restringindo sua aplicabilidade (BONAN *et al*, 2014). Os autores destacam que uma das alternativas que vêm sendo adotada para melhoria desses fatores, bem como das suas propriedades, é a realização de um reforço microestrutural na hidroxiapatita utilizando diferentes agentes, evidenciando, como os mais utilizados nesse processo, a zircônia, a alumina, o titânio, a mulita e o biovidro. No Quadro 1 é possível observar as principais vantagens e desvantagens na aplicação desses materiais sobre a HA.

**Quadro 1** — Vantagens e desvantagens de alguns agentes usados para o reforço microestrutural da hidroxiapatita

| Agente   | Vantagem  | Desvantagem  |
|----------|---|--|
| Zircônia | Aumento da tenacidade a fratura, dureza, resistência a desgaste, inércia química                              | Durante a sinterização, pode haver a transformação da zircônia de tetragonal para fase cúbica, reduzindo a biocompatibilidade  |
| Alumina  | Aumento da resistência mecânica da matriz   | Durante a sinterização, pode haver a degradação da HA devido à formação de fosfato de tricálcio e aluminatos   |
| Mulita   | Aumento de resistência à fratura, resistência à flexão e resistência à compressão                             | Com a presença de fases como CaO e gehlenita, haverá redução da dureza e do módulo de elasticidade   |
| Titânio  | Melhoria das propriedades mecânicas, aumento da adesão de osteoblastos, indução do crescimento celular        | Durante a sinterização, para que ocorra a densificação do compósito, é necessário utilizar uma temperatura em torno de 1300°C, aspecto que favorece a decomposição da HA                 |
| Biovidro | Devido a redução da porosidade e a presença da fase $\beta$ -TCP, aumento da dureza e da tenacidade a fratura | Caso exista um grande aumento na temperatura de sinterização, a fase $\beta$ -TCP torna-se $\alpha$ -TCP. Essa fase pode causar efeitos prejudiciais caso ocorra um aumento considerável |

Fonte: Adaptado de Bonan *et al*, 2014

Bonan *et al* (2014) cita ainda que uma das formas de minimizar as falhas que podem ocorrer após o reforço com esses agentes é realizar o controle da quantidade de material que é acrescentado à HA e monitorar a temperatura de sinterização.

Outros aspectos que podem influenciar nas falhas de implantes de hidroxiapatita estão relacionados ao consumo de café, álcool e nicotina. Andrade *et al* (2013) e Soares (2007) realizaram implantes de HA na tíbia de ratos e analisaram os efeitos de cada substância, assim como a combinação entre elas. Após a exposição durante um intervalo

de tempo, as amostras foram analisadas, indicando que o consumo isolado das substâncias foi responsável pela diminuição do volume do osso ao redor do implante, menor osteogênese e menor resistência mecânica. O consumo de café associado à exposição à nicotina (ANDRADE *et al*, 2013) e o consumo do álcool associado à exposição à nicotina (SOARES, 2007) ampliaram ainda mais esses efeitos.

### **Revestimentos com hidroxiapatita**

Uma grande quantidade de biomateriais utilizados na fabricação de estruturas para implantes são materiais metálicos, que podem ter suas propriedades aperfeiçoadas por meio do processo de revestimento utilizando diferentes materiais e métodos. Segundo Meah *et al* (2017), a hidroxiapatita é utilizada como revestimento de materiais desde meados de 1980, com o intuito de estabelecer a fixação do osso com o implante em razão de suas propriedades bioativas. Estudos recentes analisam a HA como alternativa para revestimento de ligas de titânio, que é um dos principais materiais utilizados para aplicações biomédicas por possuir ótimas propriedades mecânicas (SATTAR *et al*, 2019).

#### **Liga Níquel-Titânio (NiTi)**

Os pesquisadores Sattar, Manzoor, Khalid (2019) realizaram uma análise da bioatividade e do comportamento eletroquímico da liga de níquel-titânio (NiTi) antes e após o revestimento de hidroxiapatita. Essa liga possui alto desempenho em aplicações biomédicas por conta da sua alta resistência a tração, efeito de memória de forma e propriedades superelásticas, sendo usada como *stents*, arcos ortodônticos, implantes de articulação do joelho e como bobina em aneurismas cerebrais. A hidroxiapatita mostrou-se um dos melhores revestimentos bioativos por causa de suas propriedades de osteointegração e osteocondução.

Após o revestimento por rotação, foram realizados os testes de polarização potenciodinâmica, indicando um retardo do processo anódico de forma elevada quando comparada ao processo catódico, modificando o potencial de corrosão. Os testes apontaram maior taxa de corrosão para a liga de NiTi não revestida com HA e menor

taxa para a NiTi revestida. Uma das causas atreladas a essa diminuição após o revestimento é a formação da dupla camada de  $TiO_2$  e HA, proporcionando ao material maior proteção e resistência à corrosão.

Estudos de bioatividade realizados por Sattar *et al* (2019) mediante a imersão da amostra revestida de HA em um fluido corporal simulado mostram que o revestimento promove o crescimento da camada de apatita, resultando numa melhor interação entre o material e o meio no qual está inserido.

### **Hidroxiapatita carbonata (CHA)**

Pires, Bierhalz e Moraes (2015) realizaram estudos acerca da hidroxiapatita carbonatada. Os autores explicam que, ao implantar o material no organismo, ocorre a formação de uma camada de hidroxiapatita carbonatada (CHA) biologicamente ativa, responsável pela forte ligação interfacial ao tecido ósseo. Essa força de adesão interfacial resiste aos esforços mecânicos substanciais e, em diversos casos, é superior à força de coesão do material de implante ou do tecido.

Segundo Turrer e Ferreira (2008), existem três tipos de adesão entre tecido e implante de biocerâmicas:

- fixação morfológica: ocorre crescimento de tecido nas irregularidades da superfície (cerâmicas não-porosas);
- fixação biológica: ocorre crescimento e invasão celular pelos poros do implante, promovendo uma adesão mecânica (recobrimentos cerâmicos, aluminas);
- fixação bioativa: ocorre adesão química específica promovida pelo material implantado (vidros, vitro-cerâmicas bioativas e hidroxiapatita). Esta adesão química ocorre pela deposição de camadas de hidroxiapatita carbonatada na superfície do implante, criando uma interface contínua considerada como "cola biológica".

Voltando aos estudos de Pires, Bierhalz e Moraes (2015), a formação de CHA é explicada através de um mecanismo químico que envolve cinco fases distintas, sendo elas explicadas da seguinte forma:



No primeiro estágio ocorre uma rápida troca de íons  $\text{Na}^+$  da superfície do vidro com íons  $\text{H}^+$  e  $\text{H}_3\text{O}^+$  na solução. No segundo estágio, a sílica solúvel ( $\text{SiO}_2$ ) do vidro é liberada na forma de  $\text{Si}(\text{OH})_4$  para a solução, como o resultado da quebra das ligações siloxano ( $\text{Si}-\text{O}-\text{Si}$ ) e da formação de grupos silinol ( $\text{Si}-\text{OH}$ ) na interface. A terceira etapa é caracterizada pela policondensação dos grupos silanol formando uma camada porosa rica em sílica na superfície do material já deficiente de cátions alcalinos e alcalino-terrosos. Durante o estágio seguinte, íons  $\text{Ca}_2^+$  e grupos  $(\text{PO}_4)_3^-$  migram da superfície formando um filme rico em  $\text{CaO} \cdot \text{P}_2\text{O}_6$  que cresce de forma amorfa pela incorporação adicional de cálcio solúvel e fosfatos da solução fisiológica. Na última etapa, o filme amorfo é cristalizado pela incorporação de íons  $\text{OH}^-$  e  $\text{CO}_3^{2-}$  presentes na solução, dando origem à camada de hidroxiapatita carbonatada. O tamanho dos cristais formados na superfície do vidro bioativo tende a ser de escala nanométrica, equivalente à fase cristalina do osso.

### **Método plasma *spray***

Segundo Castro (2019),

Este método de tratamento de superfície é realizado por adição e apresenta uma rugosidade entre os 50 a 70 micrómetros. A sua espessura está dependente do tamanho das partículas, velocidade, temperatura e impacto. O spray de plasma de hidroxiapatita envolve a projeção de partículas de cerâmica a elevadas temperaturas na superfície do implante. Com vista a criar retenção mecânica destas partículas, a superfície é previamente jateada, para aumentar a rugosidade. É uma superfície que se destaca pela sua biocompatibilidade e capacidade de promoção de proliferação celular. Esta cobertura de superfície espessa está associada à possibilidade de fratura e libertação de partículas, devido à porosidade e stress e, concomitantemente, a alterações da sua composição.

Sabe-se que existem diversos tipos de tratamento por adição, sendo os mais conhecidos o spray de plasma utilizando partículas de titânio (spray de plasma de titânio - TPS) ou utilizando fosfato de cálcio (spray de plasma de hidroxiapatita - HA). Alberti (2018) afirma que, desde 1980, o método mais utilizado para o recobrir implantes de titânio foi por meio de fosfato de cálcio (CaP), via plasma Spray de Hidroxiapatita (HA). Porém a superfície de spray de plasma de HA está, atualmente, em desuso devido ao alto custo de fabricação e por resultados obtidos em estudos *in vivo* terem demonstrado delaminação da camada de HA, apesar de sua característica promissora de efeito osseointegrador.

## Conclusão

A hidroxiapatita (HA) é um biomaterial cerâmico que pode ser utilizado em implantes e próteses, apresentando boas propriedades relacionadas à biocompatibilidade e à osteocondutividade. Ao implantar a HA no organismo, é possível notar a formação de uma hidroxiapatita carbonatada (CHA) que favorece a ligação interfacial ao tecido ósseo, resistindo a esforços mecânicos substanciais. No entanto, a hidroxiapatita possui baixa dureza e resistência a fratura, sendo necessária a realização de um procedimento que possa reduzir a possibilidade de ocorrência de falhas pela diminuição do seu desempenho, proveniente da atenuação dessas propriedades mecânicas. Uma alternativa corretiva que pode ser adotada para minimizar essa disfunção é a aplicação de um reforço microestrutural utilizando diferentes agentes, tais como a zircônia, a alumina, a mulita, o titânio e o biovidro. A limitação do consumo de café, álcool e nicotina são ações preventivas que podem ser realizadas com o intuito de evitar problemas associados à diminuição do volume do osso ao redor do implante.

Podemos destacar o uso vantajoso da HA no processo de revestimento de biomateriais metálicos. Este processo é responsável por proporcionar um aumento da resistência à corrosão, auxiliando no efeito osseointegrador e apresentando uma boa performance para o material. Um dos métodos utilizados para revestir o biomaterial é o plasma spray, porém ele apresenta um custo elevado, sendo um fator limitante para a aplicação desse método.

## Referências

ALBERTI, C. J. **Efeito da temperatura de ataque químico na superfície da liga Ti6Al4V usada em aplicações biomédicas**. 2018. Dissertação (Mestrado em Ciência e Tecnologia aplicada em Odontologia) — Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, São José dos Campos, 2018. Disponível em: <http://hdl.handle.net/11449/155870>.

AMBROŻEWICZ, E. *et al.* Beneficial effects of vitamins K and D3 on redox balance of human osteoblasts cultured with hydroxyapatite-based biomaterials. **Cells**, [s. l.], v. 8, n. 4, p. 1-20, 2019. DOI: <https://doi.org/10.3390/cells8040325>. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2073-4409/8/4>.

ANDRADE, A.R. *et al.* Effects of cigarette smoke inhalation and coffee consumption on bone formation and osseous integration of hydroxyapatite implant. **Brazilian Journal of Biology**, São Carlos, v. 73, n. 1, p. 173-177, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1590/S1519-69842013000100018>. Disponível em: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_issuetoc&pid=1519-698420130001&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_issuetoc&pid=1519-698420130001&lng=en&nrm=iso).

BONAN, R.F. *et al.* Métodos de reforço microestrutural da hidroxiapatita. **Cerâmica**, São Paulo, v. 60, n. 355, p. 402-410, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1590/S0366-69132014000300012>. Disponível em: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_issuetoc&pid=0366-691320140003&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_issuetoc&pid=0366-691320140003&lng=en&nrm=iso).

CALLISTER, Jr, W. D; RETHWISCH, D. G. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução**. 7. ed. Rio de Janeiro: LTC Editora, 2008.

CAO, L. *et al.* Plasma spray of biofunctional (Mg, Sr)-substituted hydroxyapatite coatings for titanium alloy implants. **Journal of Materials Science & Technology**, [s. l.], v. 35, n. 5, p. 719-726, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2018.10.020>. Disponível em: [http://www.jmst.org/EN/volumn/volumn\\_2331.shtml#d](http://www.jmst.org/EN/volumn/volumn_2331.shtml#d).

CASTRO, M. F. F. **Comportamento do biofilme bacteriano em superfícies de implantes com diferentes tratamentos de superfície**. 2019. Dissertação (Mestrado em Medicina Dentária), Instituto Universitário Egas Moniz, Almada, 2019 Disponível em: <http://hdl.handle.net/10400.26/28432>.

CIOBANU, G.; HARJA, M. Cerium-doped hydroxyapatite/collagen coatings on titanium for bone implants. **Ceramics International**, [s. l.], v. 45, n. 2, parte B, p. 2852-2857, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2018.07.290>. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/journal/ceramics-international/vol/45/issue/2/part/PB>.

COSTA, A.C.F.M. *et al.* Hidroxiapatita: Obtenção, caracterização e aplicações. **Revista Eletrônica de Materiais e Processos**, [s. l.], v. 4, n. 3, p. 29-38, 2009. Disponível em: <http://www2.ufcg.edu.br/revista-remap/index.php/REMAP/issue/view/13>.

FURTADO, B. N. C. *et al.* Avaliação dos diferentes biomateriais aplicados à composição de próteses ortopédicas. **Revista UNIANDRADE**, v. 20, n. 1, p. 37-43, 2019. DOI: <http://dx.doi.org/10.18024/1519-5694/revuniandrade.v20n1p37-43>. Disponível em: <https://www.uniandrade.br/revistauniandrade/index.php/revistauniandrade/issue/view/85>.

GIACOMINI, D. *et al.* Monocyclic  $\beta$ -lactams loaded on hydroxyapatite: new biomaterials with enhanced antibacterial activity against resistant strains. **Scientific Reports**, [s. l.], p. 1-12, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41598-017-02943-2>. Disponível em: <https://www.nature.com/articles/s41598-017-02943-2#citeas>.

HEE, A.C. *et al.* Characterization of tantalum and tantalum nitride films on Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V substrate prepared by filtered cathodic vacuum arc deposition for biomedical applications. **Surface and Coatings Technology**, [s. l.], v. 365, p. 24-32, 2019. DOI:

<https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2018.05.007>. Disponível em: <https://www.science-direct.com/journal/surface-and-coatings-technology/vol/365/suppl/C>.

LIU, X. *et al.* Effect of post-heat treatment on the microstructure of micro-plasma sprayed hydroxyapatite coatings. **Surface and Coatings Technology**, [s. l.], v. 367, p. 225-230, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2019.03.056>. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/journal/surface-and-coatings-technology/vol/367/suppl/C>.

MAVROPOULOS, E. A **hidroxiapatita como removedor de chumbo**. 1999. Dissertação (Mestrado em Saúde Pública) — Escola Nacional de Saúde Pública Sérgio Arouca, Fundação Oswaldo Cruz, Rio de Janeiro, 1999. Disponível em: <https://www.arca.fiocruz.br/handle/icict/5315>.

MEAH, F. *et al.* Hypophosphatasia: Review of bone mineral metabolism, pathophysiology, clinical presentation, diagnosis, and treatment. **Clinical Reviews in Bone and Mineral Metabolism**, [s. l.], v. 15, n. 1, p. 24-36, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1007/s12018-016-9225-1>. Disponível em: [https://www.infona.pl/resource/bwmeta1.element.springer-000000012018/tab/jContent?q=sc\\*op\\*1\\_0\\*c\\_0journalYear\\_0FACET%3Aeq%3A3b2f4ecc-18c5-475c-86c3-63e805a36493.\\_002017\\*c\\_0journalVolume\\_0FACET%3Aeq%3A2b45692b-6c19-4916-8b6b-b4bf9bb2e81f.\\_000015\\*p\\_0cP.1&localeQueryString=field%3D%5EjournalYear%5EjournalVolume%26value%3D%5E\\_02017%5E\\_00015](https://www.infona.pl/resource/bwmeta1.element.springer-000000012018/tab/jContent?q=sc*op*1_0*c_0journalYear_0FACET%3Aeq%3A3b2f4ecc-18c5-475c-86c3-63e805a36493._002017*c_0journalVolume_0FACET%3Aeq%3A2b45692b-6c19-4916-8b6b-b4bf9bb2e81f._000015*p_0cP.1&localeQueryString=field%3D%5EjournalYear%5EjournalVolume%26value%3D%5E_02017%5E_00015).

PEREIRA, C. H. S. **Avaliação do reparo ósseo em ratas após implantação de hidroxiapatita carbonatada durante terapia com clodronato e zolendronato**. 2014. Dissertação (Mestrado em Odontologia) — Universidade Federal Fluminense, Niterói, 2014. Disponível em: <https://app.uff.br/riuff/handle/1/8348?mode=full>.

PIRES, A. L. R.; BIERHALZ, A. C. K.; MORAES, A. M. Biomateriais: tipos, aplicações e mercado. **Revista Química Nova**, São Paulo, v. 38, n. 7, p. 957-971, 2015. DOI: <https://doi.org/10.5935/0100-4042.20150094>. Disponível em: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_issuetoc&pid=0100-404220150007&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_issuetoc&pid=0100-404220150007&lng=en&nrm=iso).

PORSANI, N. K. *et al.* Avaliação reológica da hidroxiapatita. **Cerâmica**, São Paulo, v. 64, n. 371, p. 325-330, 2018. DOI: <https://doi.org/10.5935/0100-4042.20150094>. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/ce/v64n371/1678-4553-ce-64-371-325.pdf>.

RAPHEL, J. *et al.* Multifunctional coatings to simultaneously promote osseointegration and prevent infection of orthopaedic implants. **Biomaterials**, [s. l.], v. 84, p. 301-314, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2016.01.016>. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/journal/biomaterials/vol/84/suppl/C>.

SATTAR, T. *et al.* Improved in vitro bioactivity and electrochemical behavior of hydroxyapatite-coated NiTi shape memory alloy. **Journal of Materials Science**, [s. l.], v. 54, n. 9, p. 7300-7306, 2019.

SOARES, E.A. **Efeitos do etanol e nicotina sobre a resistência mecânica do osso e osteogênese ao redor de implantes de hidroxiapatita**. 2007. Dissertação (Mestrado em Biologia Celular e Estrutural) — Instituto de Biologia, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007.

TURRER, C. L.; FERREIRA, F. P. M. Biomateriais em Cirurgia Craniomaxilofacial: princípios básicos e aplicações - revisão de literatura. **Revista Brasileira de Cirurgia Plástica**, [s. l.], v. 23, n. 3, p. 234-239, 2008. Disponível em: <http://www.rbc.org.br/summary/43>.

XIN, Y. *et al.* Corrosion behavior of ZrN/Zr coated biomedical AZ91 magnesium alloy. **Surface and Coatings Technology**, [s. l.], v. 203, n. 17-18, p. 2554-2557, 2009. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.surcoat.2009.02.074>. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/journal/surface-and-coatings-technology/vol/203/issue/17>.

ZHAO, J. *et al.* Antibacterial durability and biocompatibility of antibacterial-passivated 316L stainless steel in simulated physiological environment. **Materials Science and Engineering: C**, [s. l.], v. 100, p. 396-410, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.03.021>. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/journal/materials-science-and-engineering-c/vol/100/suppl/C>.

**THE USE OS HYDROXIAPATITE AS A BIOMATERIAL AND IN COATING PROCESSES: SURVEY ON THE APPLICATION OF CHA, HA PLASMA SPAY AND NICKEL-TITANIUM ALLOYS**

**ABSTRACT**

*The present article aims to explain some of the studies about the use of hydroxyapatite (HA) as a biomaterial. The material to make this article was gathered by the exploratory method, using the methodology of bibliographic research, identifying its main characteristics, properties and applications. It was found that this bioceramic has good properties, such as osteoconductivity, biocompatibility and bioactivity. These favor the formation of a carbonated hydroxyapatite (CHA) and it also make be applied as a coating of biomaterials (such as nickel titanium alloys) using different methods possible, among them the plasma spray, considered impractical due to its high cost.*

**Keywords:** Hydroxyapatite; Biomaterial; Biocompatibility.

**Envio: junho/2019**  
**Aceito para publicação: fevereiro/2020**