

RECOBRIMENTO DUPLEX DO AÇO AISI 316L PARA APLICAÇÃO EM PRÓTESES ORTOPÉDICAS⁽¹⁾

*Daniella Gomes Rodrigues⁽²⁾,
Jouseberson Miguel da Silva⁽²⁾,
Alfredo Jackson Telles Bosco⁽²⁾,
Sidney Nicodemos da Silva⁽³⁾,
Marcio José de Castro Justino⁽⁴⁾*

Resumo

Foram produzidos recobrimentos duplex de Titânia (camada intermediária) e fosfato de cálcio sobre o aço inoxidável AISI 316L com o intuito de promover uma superfície bioativa para aplicações ortopédicas.

A camada de titânia (TiO_2) foi depositada por processo eletroforético e a camada superior depositada sobre TiO_2 foi processada pelo método Kokubo.

Após a deposição e realização do teste da fita nas amostras, observou-se que os melhores resultados foram os que utilizaram como eletrólitos a solução de HCl 1:1 (pH mais baixo); tempos superiores a 10s e inferiores a 50s e densidade de corrente entre 2 a 10 A/cm^2 , devido às características da superfície do aço e o efeito do potencial Zeta nas partículas de titânia (TiO_2) em suspensão, promovendo a ligação das partículas sobre o aço (adesão) e entre camadas (coesão).

A análise fatorial incompleta revelou que os parâmetros utilizados que otimizaram as propriedades e, portanto a sua performance foram tempo de 10 a 20 segundos, densidade de corrente 5 A/cm^2 , campo elétrico da ordem de 1V/m e pH de 0,5. O segundo método biomimético, a solução SBF 5X foi preparada de acordo com o procedimento descrito por Kokubo et al. O substrato ficou emergido durante 24 hs na solução SBF em banho-Maria em uma temperatura de 36.5 °C, posteriormente foi realizado um tratamento térmico a 300°C durante 6 horas. Estudos “in vitro” e “in vivo” estão em andamento e nos revelaram a biocompatibilidade e o potencial deste novo material visando aplicações em próteses ortopédicas.

Palavras-chaves: eletroforese, biomimético, próteses.

- 1- Encontro Nacional de Estudantes de Engenharia Metalúrgica e de Materiais; data de realização 24 a 28 de julho de 2006; Rio de Janeiro - RJ.
- 2- *Estudante de Graduação de Engenharia de Materiais do Centro Universitário do Leste de Minas Gerais – UnilesteMG.*
- 3- *Doutor em Engenharia Metalúrgica e de Minas pela Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais*
- 4- *Mestre em Engenharia Elétrica pela Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais*

1. Introdução

O biomaterial pode ser qualquer substância (exceto drogas medicamentosas) ou combinação de substâncias, de origem natural ou sintética, que pode ser usada por qualquer período de tempo, para substituição em parte ou em todo nos sistemas biológicos (tecidos e órgãos) danificados, desde que quando colocado em contato direto ou indireto com o tecido vivo, com o objetivo de recompor, substituir ou reparar alguma parte lesada, não produzam reações adversas (local ou sistêmica).

Uma propriedade fundamental dos biomateriais é a biocompatibilidade, ou seja, eles devem atender ao requisito de funcionabilidade para o qual foram projetados, provocando o mínimo, ou mesmo, não estimulando reações alérgicas ou inflamatórias. Este conceito de funcionabilidade está associado à aplicação a que se destina, de tal modo que um material biocompatível para uma dada função pode ser inadequado se usado em outras aplicações. Com isso, é conveniente agrupar os materiais pelo campo de aplicação a que se destinam, ao invés de usar a classificação tradicional das ciências dos materiais em termos de propriedades gerais que eles apresentam. Classicamente as aplicações dos biomateriais são divididas em três grupos que se destinariam à: substituição de tecidos moles; substituição de tecidos duros e materiais para sistemas cardiovasculares.

A diversidade das aplicações dos biomateriais, assim como o amplo espectro de suas propriedades (aplicações específicas), fazem da pesquisa nesta área do conhecimento um trabalho de característica eminentemente multidisciplinar, envolvendo fatores diversos que definirão o sucesso de suas aplicações, tais como a técnica de processamento (tratamento de superfície, rotas de sínteses e conformação), degradabilidade e resposta biológica local e/ou sistêmica. Desta forma, o desenvolvimento de um novo biomaterial, seja ele uma biocerâmica para próteses ortopédicas ou uma válvula cardíaca deve ocorrer sob condições de rigorosas de seleção de um material biocompatível passando pela identificação das propriedades requeridas para a aplicação em questão.

Como essas propriedades são extremamente sensíveis as variações da estrutura do material em escala micro ou nanométrica, é fundamental que se tenha um entendimento de como se correlacionam a microestrutura com as propriedades desejadas.

O aço inoxidável já vem sendo largamente utilizado há várias décadas para produção de materiais implantáveis (nas áreas ortopédicas, cardiovasculares, dentre outras). Os implantes/próteses ortopédicas ao serem sepultados no corpo estarão em um meio altamente corrosivo (contendo proteínas e cloretos) e quando ainda submetidos a carregamento mecânico poderão neste ambiente agressivo apresentar mecanismos triboquímicos que levarão a falha à médio ou longo prazo. Por estes motivos se torna necessário que o mesmo possua um conjunto de propriedades geradas por técnicas de modificação da superfície com o objetivo de obter sucesso nas implantações, buscando melhorar a superfície que entrará em contato com o tecido ósseo, minimizar as reações adversas, e acelerar a biofixação do implante ao tecido.

Neste trabalho pretende-se recobrir o aço AISI 316L com o óxido de titânio (TiO_2) com um processo eletroquímico (via eletroforese) buscando a formação de uma camada intermediária e posteriormente depositar uma camada de hidroxiapatita ou camada bioativa para acelerar a biofixação.

2. Revisão Bibliográfica

2.1 Biomateriais Recobertos

Têm-se investigados novos materiais que apresentem um conjunto de propriedades que permitem o desempenho e aplicações não atingidas pelos materiais ditos convencionais ou tradicionais, com a finalidade de serem empregados como materiais para implante.

A conjugação das propriedades mecânicas e/ou biológica dos metais, cerâmicos, polímeros e/ou compósitos são comumente utilizada no desenvolvimento e no design de novos materiais para procedimentos médicos cirúrgicos de reconstrução do tecido ósseo. Os materiais metálicos em geral bioinertes não apresentam qualquer tipo de reatividade quando introduzidos no corpo humano devido às baixas taxas de dissolução, mas, muitas vezes são preferidos pela sua melhor trabalhabilidade e resistência mecânica, no entanto quando colocados em contato com o meio fisiológico sucumbem devido à sua reatividade e troca iônica com os fluidos corpóreos.

A pesquisa de materiais recobertos busca encontrar um substituto do tecido humano que não desencadeie distúrbio imuno-histoquímico nocivo, e também interaja favoravelmente com o tecido hospedeiro (apresente bioatividade), aproximando-se ao máximo das qualidades exigidas pela função específica a ser exercida por aquele órgão ou tecido reparado. A literatura mostra que as pesquisas no mundo inteiro estão buscando materiais que favoreçam a bioatividade e apresentem resistência mecânica satisfatória. A confecção de compósitos cada vez mais tolerados pelo organismo (quanto o aspecto da rejeição e formação de ligação química entre o implante e tecido adjacente) é assim um desafio do ponto de vista científico e tecnológico.

Os aços inoxidáveis para terem sucesso quando usados em implantes/próteses não cimentadas (biomateriais ortopédicos) exigem que sua superfície seja modificada pela incorporação de certas propriedades biológicas, tais como bioatividade, baixo coeficiente de fricção e desgaste, design apropriado, elevação da vida útil pela não utilização do cimento ósseo (polimetilmetacrilato – PMMA), além da possibilidade de esterilização da mesma após o recobrimento.

2.1.1 Técnicas de Recobrimentos

Recobrimento por Ion Sputtering

Consiste em bombardear um alvo do material a ser depositado com um feixe de íons positivos que condensam sobre o substrato desejado na forma de um filme fino. Esta técnica tem sido estudada para a deposição de recobrimento de HA sobre ligas de Ti e Co, utilizando como alvo um disco de HA sinterizado. Registra-se na literatura a obtenção de um recobrimento aparentemente bem ligado dos substratos com uma espessura de 0,5 a 2 μm , dependendo das condições do *sputtering*. Não se conhecem registros de implantes metálicos comerciais recobertos com HA por esta técnica.

Recobrimento por Plasma Spray

O pó de HA é injetado em um gás transportador o qual se ioniza, alcançando o estado de plasma ao passar por um arco elétrico estabelecido entre dois eletrodos. Neste estado o gás alcança temperaturas até 20.000 K dentro do arco, que diminuem rapidamente até uns 2.000 a 3.000 K a 6 cm do arco. Nestas condições o pó de HA funde parcialmente e se ioniza, sendo projetado neste estado sobre o substrato metálico, onde sofre um rápido resfriamento. O recobrimento é produzido mediante a deposição de várias camadas e utilizando técnicas robotizadas para o controle do equipamento. As espessuras finais dos recobrimentos oscilam em geral entre 40 a 100 μm .

A resposta mais provável ao porquê do êxito clínico dos implantes recobertos com HA-PS é que a principal função do recobrimento consiste em induzir a formação rápida de osso durante o período inicial da cicatrização. Assim, apesar da perda de propriedades do recobrimento durante o período de implantação, a superfície do implante permanecerá ósso-integrada e estabilizada pelo osso circundante.

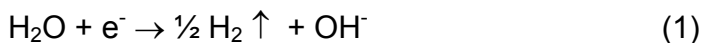
Recobrimento por Métodos Sol-Gel

Nos métodos SG materiais inorgânicos podem ser preparados a partir de soluções contendo compostos metálicos tais como alcóxidos, ou outros sais orgânicos ou inorgânicos como fontes de cátions, água como agente de hidrólise e álcoois como solventes. Como resultado da hidrólise dos precursores metálicos a solução se torna um sol. As reações continuam, e pouco a pouco interligam as partículas, solidificando o sol em um gel. Os géis, após secagem, podem ser em alguns casos os produtos finais ou podem ser submetidos a calcinação e/ou sinterização a temperaturas relativamente baixas para obter pós, fibras, monólitos ou recobrimentos cerâmicos.

A técnica SG ainda não é amplamente utilizada para o preparo de recobrimentos de HA, sendo poucos os trabalhos publicados nessa área.

Recobrimento Eletrolítico

As técnicas de eletrólise são habitualmente empregadas para depositar filmes com propriedades especiais, geralmente metálicos, sobre substratos também metálicos. De maneira semelhante à eletrólise convencional, pode-se empregar o método para a deposição de filmes de fosfato de cálcio sobre substratos metálicos, baseando-se na redução catódica da água:



A reação eletrolítica (1) produz um aumento local do pH nas imediações do eletrodo que atua como cátodo que pode ser aproveitado para a precipitação de íons Ca^{2+} e PO_4^{3-} presentes na solução eletrolítica, na forma de uma camada insolúvel e aderente de fosfato de cálcio sobre o cátodo.

Este procedimento é empregado para recobrir substratos de Ti com uma camada de fosfato de cálcio cuja estrutura cristalina assemelha-se à de uma apatita carbonatada ($\text{CO}_3\text{-HA}$). Como eletrólito utiliza-se uma solução aquosa de CaCl_2 e de $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ e a condição da eletrólise consiste na aplicação de pulsos de potencial de

20 s de duração seguidos de 20 s de repouso para, segundo os autores, obter um crescimento mais uniforme do recobrimento de CO₃-HA. Após a eletrólise pode-se melhorar a densidade e a adesão do recobrimento através da sinterização a vácuo a baixas temperaturas (300 a 800°C).

O método eletrolítico requer equipamento de baixo custo e os conhecimentos científicos e tecnológicos são bem dominados, podendo ser um método promissor para a aplicação de recobrimentos bioativos de HA sobre substratos metálicos.

O método eletrolítico merece atenção e oferece perspectivas imediatas não para obtenção de recobrimento definitivo, mas para uma camada intermediária, que posteriormente poderá ser recoberta por uma camada definitiva através de outros métodos.

Recobrimento Eletroforético

O fenômeno denominado eletroforese é definido como sendo a migração de espécies carregadas eletricamente, que ocorre quando as mesmas são dissolvidas ou suspensas em um eletrólito, através do qual uma corrente elétrica é aplicada. Esta técnica foi desenvolvida pelo químico Arne Tiselius e por este trabalho ele ganhou o prêmio Nobel em 1948. Este método de separação idealizado por Arne, denominado solução livre, era bastante limitado devido à instabilidade do aparelho, e mais significativamente, pelos efeitos de difusão e aquecimento gerados pelo campo elétrico, os quais comprometiam a resolução (a separação) dos compostos. Estes efeitos foram minimizados com a introdução de suporte (gel ou papel) que ajudou a conter o movimento livre dos produtos analíticos, de forma que o efeito da difusão fosse diminuído. Entretanto este sistema oferecia um baixo nível de automação, tempos de análise longos e após a separação a detecção era feita visualmente.

Quase todos os materiais macroscópicos ou particulados em contato com um líquido adquirem uma carga elétrica em sua superfície. Assim a maioria das partículas cerâmicas, poliméricas e/ou compósitos em dispersão coloidal aquosa possui cargas elétricas em sua superfície. Sabe-se que existem diversos mecanismos básicos que explicam estas cargas superficiais dependendo da natureza da partícula e do meio em sua volta. Os mecanismos mais importantes são:

1. Ionização de grupos superficiais.
2. Perda diferenciada de íons.
3. Adsorção de espécies com carga na superfície da partícula.

O potencial zeta é um indicador útil dessa carga e pode ser usado para prever e controlar a estabilidade de suspensões ou emulsões coloidais. Quanto maior o potencial zeta mais provável que a suspensão seja estável, pois as partículas carregadas se repelem umas às outras e essa força supera a tendência natural à agregação. A medida do potencial zeta é com frequência a chave para compreender processos de dispersão e agregação em aplicações tão diversas: purificação de água, moldes cerâmicos ou a formulação de tintas e cosméticos.

Recobrimento Biomimético

O método biomimético foi desenvolvido por Abee e colaboradores na década de 90 e mais tarde recebeu o nome de método Kokubo. Consiste de um procedimento que permite recobrir praticamente qualquer substrato com uma camada uniforme de hidroxiapatita com até 15 µm de espessura. O método biomimético é uma das técnicas mais promissoras para produção de biomateriais sob condições ambiente. Este método consiste na imersão do substrato, a ser recoberto, em uma solução sintética (SBF - Simulated Body Fluid) de composição química (íons inorgânicos) e pH semelhantes ao plasma sanguíneo e a temperatura similar à do corpo humano. Devido a essas condições de mimetização do meio fisiológico é possível recobrir materiais (metálicos ou cerâmicos) de formas complexas ou com estruturas porosas, e também materiais sensíveis a temperaturas, como é o caso dos polímeros. Além disso, com esta técnica podem-se recobrir implantes com diferentes fases de fosfatos de cálcio, as quais possuem características benéficas para formação óssea. A Tabela 01 mostra a composição química do SBF.

Tabela 01 – Comparação do Plasma sanguíneo com a solução SBF

Íon	SBF(Mm)	Plasma Sanguíneo (Mm)
Na^+	142,00	142,00
K^+	5,0	5,0
Mg^{+2}	1,5	1,5
Ca^{+2}	2,5	2,5
Cl^-	147,8	103,0
HCO^{-3}	4,2	27,0
HPO_4^{-2}	1,0	1,0
SO_4	0,5	0,5

2.2 Aço Inoxidável AISI 316 L

O aço inoxidável AISI 316L (ou ASTM F138) grau médico foi aprimorado no final da década de 70 e vem sendo largamente utilizado nos países subdesenvolvidos na fabricação de próteses, instrumentos cirúrgicos, placas de osteossíntese, parafusos e instrumentos odontológicos. A resistência dos aços inoxidáveis está relacionada com a formação de uma película passivadora na superfície do material, esse filme é composto de óxidos dos principais elementos constituintes deste aço, em especial o óxido de cromo. O AISI 316L é classificado como aço inoxidável austenítico com baixo teor de carbono (máximo de 0,030% em peso) o que coopera para melhorar sua resistência à corrosão.

Os aços austeníticos apresentam uma estrutura CFC do ferro à temperatura ambiente (ou ferro gama γ - não são magnéticos), que lhes garantem propriedades mecânicas e de resistência às corrosões peculiares. Por outro lado, esse material é conhecido por não apresentar nenhuma interação com os tecidos (bioinertes/biotoleráveis), por causar em muitos pacientes reações alérgicas (agudas ou

crônicas) principalmente dermatites e ainda mutações cromossômicas (fatores carcinogênicos) devido, sobretudo, ao níquel um elemento de liga que, adicionado ao aço inoxidável, estabiliza a estrutura austenítica, mais possuindo uma elevada toxicidade. Veja na Tabela 02 a composição nominal do aço AISI 316 L.

Tabela 02 – Composição química do Aço AISI 316 L(em % em peso)

Elemento	C (máx)	Mn (máx)	K (máx)	S (máx)	Si (máx)	Cr	Ni	Mo
Composição(%)	0,03	2,0	0,03	0,03	0,75	17,00- 20,00	12,00- 14,00	20,00- 40,00

3 Materiais e Métodos

As amostras do aço inoxidável AISI 316 L (doadas pela ACESITA S.A.) foram cortadas em pequenas chapas com dimensões 50,0 X 20,0 X 2,0 mm. As chapas foram lixadas e desengraxadas, e a seguir identificadas. Os recobrimentos com o óxido de titânio (TiO₂) foram feitos com duplicatas para posterior caracterização destes materiais por ensaios de adesão e também por técnicas de difração de raios-X e microscopia eletrônica de varredura. A deposição de TiO₂ sobre os materiais deu-se pelo método da eletroforese, variando os parâmetros (diferença de potencial, pH e tempo) sobre as propriedades físicas (adesão, cristalinidade, porosidade e espessura), buscando identificar a correlação entre estes parâmetros sobre a eficiência de deposição da TiO₂.

O método de eletroforese abordado nesse estudo consistiu em aplicar uma diferença de potencial entre um substrato(AISI 316L) como anodo (+) e uma placa de titânio como catodo (-), imersos em soluções de HCl com pH diferentes, contendo 5 g de TiO₂ na forma de partículas coloidais. As condições de pH, temperatura e campo elétrico favoreceram a deposição de uma camada de TiO₂ sobre o substrato. Após a deposição de TiO₂, o substrato foi lavado com água deionizada, álcool comum e secado em ar quente. A adesão da camada de TiO₂ recoberta, foi avaliada de forma qualitativa pelo método da fita empregado para avaliação de tintas.

O segundo recobrimento (método biomimético) consistiu em colocar o substrato a ser recoberto em solução SBF. A solução SBF 5X foi preparada de acordo com o procedimento descrito por Kokubo et al. O substrato ficou emergido durante 24hs na solução SBF em banho Maria em uma temperatura de 36.5°C, posteriormente foi realizado um tratamento térmico a 300°C durante 6 horas.

4. Discussão e Resultados

O teste da fita indicou uma adesão satisfatória da TiO₂ sobre o substrato nos casos em que a deposição do recobrimento foi da ordem de 10 a 20s. Para os processos onde houve a uma interrupção neste parâmetro, ou seja, de 10 s de imersão e em seguida nova imersão durante a deposição, o teste da fita mostrou falhas adesivas e coesivas na camada depositada e perda da eficiência (diminuição da espessura da camada).

O processo biomimético apresentou uma baixa eficiência de deposição. Houve além disto, uma saturação da solução com precipitação de cristais no inteiro do béquer

durante o tempo de imersão. No entanto, os primeiros resultados de biocompatibilidade “in vitro” revelaram uma baixa toxicidade deste novo material. Um enorme campo de aplicações se apresentam para este materiais e seu potencial clínico justifica a continuação dos estudos e a sua caracterização biológica.

5. Conclusão

Após a realização do teste da fita nos substratos, observou-se que os substratos que obtiveram melhores resultados foram os que utilizaram como eletrólito a solução de HCl 1:1 (pH mais baixo), devido ao efeito maior do potencial Zeta sobre a camada de ligação (TiO₂). A Titânia adquire domínio de carga positiva quando pH < 4. O maior potencial provavelmente gerou uma suspensão estável, pois as partículas carregadas se repelem umas às outras e essa força supera a tendência natural à agregação, promovendo assim um maior adesão.

A análise da correlação entre a espessura, rugosidade, aderência e estrutura cristalina sobre a performance serão realizadas posteriormente, verificando quais propriedades otimizariam sua performance visando aplicações em próteses.

6. REFERÊNCIAS

- [1] - VERCIK, L. C. O., ASSIS, C. M. de, FOOK, M. V. Lia *et al.* Apatites coating "in vitro" on titanium: influence of the thermal treatment. *Eletrica Química*, 2003, vol.28, no.1, p.25-31. ISSN 0100-4670.
- [2] FRANCA, V. P, FIGUEIREDO, A. R. P, VASCONCELOS, A. C *et al.* Experimental comparative study of bioactive composite with polymeric matrix for applications to oculoplastic surgery for tissue replacement . *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*, July/Aug. 2005, vol.68, no.4, p.425-431. ISSN 0004-2749.
- [3] Paschoal,A.L. Avaliação da resistência a corrosão em meio fisiológico de metais revestidos com nitrato de titânio. 1998. Tese(mestrado)- Departamento de Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade de São Paulo, São Paulo.1998
- [4] RIGO, E.C.S., OLIVEIRA, L.C., SANTOS,L.A.,BOSCH, A.O., CARRODEGUAS, R.G. Implantes metálicos recobertos com hidroxapatita . *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 15, n. 1-2, p. 21-29, jan-ago 1999
- [5] AZEVEDO, C.R.F., HIPPERT, E., Análise de Falhas de Implantes Cirúrgicos no Brasil: a Necessidade de uma Regulamentação Adequada. *Cadernos de Saúde Pública*, Rio de Janeiro, v. 18, n.5, p.1347-1358, set-out 2002.
- [6] Bento,C.A.S.,ESTUDO DA INTERFACE TI-6 AL-4 V/TIO₂ POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA 2000. Tese (Mestrado) – Departamento de Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade de São Paulo, São Paulo.2000.

[7] Klein,A.N., Fredel,M.C., Wendhausen P.A.P.NOVOS MATERIAIS: REALIDADE E TENDÊNCIAS DE DESENVOLVIMENTO.

http://www.desenvolvimento.gov.br/arquivo/sti/publicacoes/futAmaDilOportunidades/rev20011219_03.pdf Acesso em 27 de fevereiro de 2006

[8] Araújo,T.L, Couto,A.A.Estudo do aço inoxidável aplicado como implante ortopédico. Revista Mackenzie on-line de engenharia. Maio2004.

http://www.mackenzie.com.br/universidade/engenharia/textos/relacao_artigos.htm
Acesso em 15 de fevereiro de 2006

[9] PADILHA, A.F., GUEDES, L.C., Aços Inoxidáveis Austeníticos: Microestrutura e Propriedades, 1 ed., São Paulo: Hemus, 1994.

[10] Villamil,R.F.V., Aranha,H.,Afonso,M.L.C.A.,Mercadante,M.T.,Agostinho,S.M.L. Aços inoxidáveis em implantes ortopédicos. Fundamentos e resistência a corrosão. Nov-dez,2002. <http://www.rbo.org.br/materia.asp?mt=805&idIdioma=1> acesso em 23 fevereiro de2006

7. Abstract

Duplex coverings of titanium oxide (intermediate layer) and phosphate of calcium (hydroxyapatite) on stainless steel AISI 316L had been produced with intention to promote a bioactive surface for orthopedics applications. The titanium oxide (TiO₂) layer was deposited by electrophoresis process and the deposited superior layer on TiO₂ was processed for the Kokubo method. After the deposition and accomplishment of the test of the ribbon in the samples, observed that the best ones resulted had been the ones that they had used as electrolytes the solution of HCl 1:1 (pH lower); superior times 10s and the inferior 50s and chain density enters 2 the 10 A/cm², which had to the characteristics of the surface of the steel and the effect of the Zeta potential in particles of TiO₂ in suspension, promoting the linking of particles on the steel (adhesion) and between layers (cohesion). The analyzes incomplete factorial disclosed that the used parameters the ones that the properties had optimized and, therefore its performance had been time of 10 the 20 second, 5 chain density A/cm², electric field of the order of 1V/m and pH of 0,5. As the biomimético method solution SBF 5X was prepared in accordance with the described procedure for Kokubo et al. The substratum was emerged during 24 hs in solution SBF in bain-Marie in a temperature of 36.5 °C, later was carried through a thermal treatment 300°C during 6 hours. Studies in vitro and in alive are in progress and in them they had disclosed to the biocompatibility and the potential of this new material aiming at applications in orthopedics prostheses.

Word-keys: electrophoreses, biomimetic process, prostheses.