



UNIVERSIDADE FEDERAL DO AMAZONAS
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE MATERIAIS
CURSO DE ENGENHARIA DE MATERIAIS



BRUNA GARCIA DE SOUZA DO COUTO

**UMA REVISÃO SOBRE O USO DA HIDROXIAPATITA COMO TRATAMENTO
SUPERFICIAL EM IMPLANTES DENTÁRIOS METÁLICOS**

Monografia

MANAUS – AM
2022

BRUNA GARCIA DE SOUZA DO COUTO

**UMA REVISÃO SOBRE O USO DA HIDROXIAPATITA COMO TRATAMENTO
SUPERFICIAL EM IMPLANTES DENTÁRIOS METÁLICOS**

Trabalho de conclusão de curso (FTM124) apresentado para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia de Materiais pela Universidade Federal do Amazonas.

Orientador: Prof. Dr. Jean Carlos Silva Andrade

MANAUS – AM

2022

Ficha Catalográfica

Ficha catalográfica elaborada automaticamente de acordo com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

C871r Couto, Bruna Garcia de Souza do
Uma revisão sobre o uso da hidroxiapatita como tratamento
superficial em implantes dentários metálicos / Bruna Garcia de
Souza do Couto . 2022
57 f.: il. color; 31 cm.

Orientador: Jean Carlos Silva Andrade
TCC de Graduação (Engenharia de Materiais) - Universidade
Federal do Amazonas.

1. Implante dentário. 2. Hidroxiapatita. 3. Tratamento superficial.
4. Titânio . I. Andrade, Jean Carlos Silva. II. Universidade Federal
do Amazonas III. Título

BRUNA GARCIA DE SOUZA DO COUTO

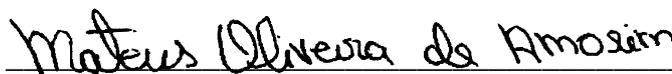
**UMA REVISÃO SOBRE O USO DA HIDROXIAPATITA COMO TRATAMENTO
SUPERFICIAL EM IMPLANTES DENTÁRIOS METÁLICOS**

Trabalho de conclusão de curso
(FTM124) apresentado para a obtenção
do grau de Bacharel em Engenharia de
Materiais pela Universidade Federal do
Amazonas.

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Jean Carlos da Silva Andrade
Presidente da Banca / Universidade Federal do Amazonas - UFAM



Eng. Mateus Oliveira de Amorim
Mestrando PPGCEM - UFAM



Prof. Msc. Darbens Silvio Correia Júnior
Fundação Centro de Análise, Pesquisa e Inovação Tecnológica - FUCAPI

MANAUS – AM

2022

DEDICATÓRIA

Dedico a Deus, primeiramente, pelo caminho guiado até aqui.

A minha família por incentivar meu desenvolvimento profissional.

Minha gratidão pela oportunidade.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por permitir vivenciar esse momento com saúde e sabedoria.

Aos meus pais, Fabiola e Fernando, por estarem comigo em cada decisão e dificuldades, dando todo suporte para que o meu caminho acadêmico fosse pleno. Sem eles este momento não seria fácil.

Minha família pelo apoio e carinho sempre incentivando essa caminhada.

Meus amigos acadêmicos, principalmente aqueles que estiveram juntos nos momentos de maior provação, ajudando o grupo a permanecer unido e forte. Dividindo dúvidas, conhecimentos, frustrações e alegrias. Eles também fazem parte deste momento por todo o apoio.

Ao professor Jean que trouxe o grande incentivo para que este trabalho fosse realizado com êxito.

Assim agradeço a todos que passaram em minha vida durante esse processo de crescimento, agregando valores e experiências.

RESUMO

O titânio e suas ligas apresentam uma excelente biocompatibilidade, devido à sua resistência à corrosão em fluidos fisiológicos e uma aceitável tolerância pelos tecidos. A grande aceitação das biocerâmicas à base de sais de fosfato de cálcio deve-se, principalmente, ao seu alto grau de biocompatibilidade, que está relacionada com a sua similaridade química aos tecidos ósseos. Há uma variedade de tratamentos de superfície disponíveis para implantes osseointegráveis. Estes variam em sua técnica de obtenção, rugosidade, características superficiais físicas e químicas. A superfície criada por plasma de hidroxiapatita (HAp) possui os maiores percentuais de contato osso-implante na maioria das análises histológicas em comparação com outras superfícies.

Palavras-chave: Implante dentário; hidroxiapatita; tratamento superficial; titânio.

ABSTRACT

Titanium and its alloys have excellent biocompatibility, due to their resistance to corrosion in physiological fluids and an acceptable tissue tolerance. The wide acceptance of bioceramics based on calcium phosphate salts is mainly due to their high degree of biocompatibility, which is related to their chemical similarity to bone tissues. There are a variety of surface treatments available for osseointegrated implants. These vary in their obtaining technique, roughness, physical and chemical surface characteristics. The surface created by hydroxyapatite (HAp) plasma has the highest percentages of bone-implant contact in most histological analyzes compared to other surfaces.

Keywords: Dental implant; hydroxyapatite; superficial treatment; titanium.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diagrama esquemático de dente artificial em forma de parafuso.....	16
Figura 2 - Ilustração esquemática dos tecidos duro e mole ao redor do dente e de um implante.....	18
Figura 3 - Estrutura cristalina da hidroxiapatita.....	20
Figura 4 - Relação entre resistência da ligação interfacial e tempo para superfícies de titânio poroso com e sem revestimento de HAp.....	28
Figura 5 - Espessura de revestimento em titânio.....	32
Figura 6 - Espessura de revestimento em aço.....	33
Figura 7 - MEV (4000x) de titânio em polaridade catódica para tempos: a) 15; b) 30s; c) 60s e d) 90s.....	34
Figura 8 - MEV (4000x) de titânio em polaridade anódica para tempos: a) 15; b) 30s; c) 60s e d) 90s.....	35
Figura 9 - MEV (4000x) de aço em polaridade catódica para tempos: a) 15; b) 30s; c) 60s e d) 90s.....	36
Figura 10 - MEV (4000x) de aço em polaridade anódica para tempos: a) 15; b) 30s; c) 60s e d) 90s.....	37
Figura 11 - Padrões de DRX das amostras tratadas termicamente por 2, 4 e 6 horas (700°C) e padrão ICSD:26204.....	38
Figura 12 - Difratogramas de raios X dos materiais sintetizados e minerais de referência. Fases: HT (■), HAp (○) e NTC (▽).....	40
Figura 13 - Média e desvio padrão dos valores de resistência à flexão biaxial.....	42
Figura 14 - Imagens da superfície das amostras sinterizadas a 1300 °C, sequenciadas de acordo com as porcentagens dos grupos em 1, 2 e 5%.....	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparação das ligas de titânio de fase α , quase- α , $\alpha+\beta$ e β	16
Tabela 2 - Propriedades mecânicas da HAp comparadas a diferentes tecidos humanos.....	29
Tabela 3 - Propriedades mecânicas básicas do aço e ligas de titânio para implantes.....	30
Tabela 4- Razões elementares das fases HT e HAp.....	39

LISTA DE SIGLAS

HAp – Hidroxiapatita

β -TCP – Fosfato Tricálcico

DRX – Difração de Raios-X

MEV – Microscópio Eletrônico de Varredura

UFAM – Universidade Federal do Amazonas

ICSD – Inorganic Crystal Structure Database

ScienceDirect - Editora anglo-holandesa Elsevier

SCIELO – Scientific Eletronic Library Online

316L – aço inoxidável (18%Cr–14%Ni–2.5%Mo)

NTC – Nanotubos de carbono

HT – Hidrotalcita

HTHAp – Hidrotalcitahidroxiapatita

HTHAp1NTC – Hidrotalcitahidroxiapatita com 1% de NTC

HTHAp5NTC – Hidrotalcitahidroxiapatita com 5% de NTC

HTHAp15NTC – Hidrotalcitahidroxiapatita com 5% de NTC

SUMARIO

1.INTRODUÇÃO	13
1.2 OBJETIVOS	14
1.2.1 Objetivo Geral	14
1.2.2 Objetivos Específicos	14
2. REVISÃO LITERARIA	15
2.1 TITÂNIO E SUAS LIGAS	15
2.2 BIOCMPATIBILIDADE E ADESÃO CELULAR	17
2.3 HIDROXIAPATITA	19
2.4 SUPERFÍCIES DE IMPLANTES	22
2.4.1 Superfícies usinadas "lisas"	23
2.4.2 Jateamento de partículas	23
2.4.3 Modificação por feixe laser.....	24
2.4.4 Ataque ácido	24
2.4.5 Jateamento seguido de ataque ácido.....	24
2.4.6 Superfícies nanotexturizadas (anodização).....	25
2.4.7 Superfícies biomiméticas.....	25
2.4.8 Plasma spray.....	26
3. METODOLOGIA	27
4. DISCUSSÃO	28
5. CONSIDERAÇÕES	44
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	47
7. ANEXOS	55

1. INTRODUÇÃO

Há uma gama de materiais que são utilizados para fins biológicos, dentre eles, os materiais cerâmicos, poliméricos, metálicos e compósitos. Diversas pesquisas são direcionadas à descoberta ou combinação destes materiais, com a finalidade de obter-se uma melhor performance em sua aplicação. A composição dos ossos humanos é basicamente cerâmica, sua combinação aos tecidos humanos apresenta ótima resposta a esforços mecânicos.

Próteses suportadas por implantes trouxeram ao tratamento odontológico uma completa reabilitação oral e melhora nas características estético-faciais de pacientes edêntulos. Os materiais de escolha para substituir a raiz dentária perdida, na implantodontia, são o titânio comercialmente puro e as ligas de titânio (por exemplo, Ti-6Al-4V), os quais possuem excelente biocompatibilidade e boas propriedades mecânicas. Estudos clínicos mostram que esses materiais possuem uma taxa de sucesso variando de 92 e 95% após 10 e 15 anos, respectivamente.

A hidroxiapatita sintética possui propriedades de biocompatibilidade e osteointegração, o que a torna substituta do osso humano em implantes e próteses, daí o grande interesse em sua produção e pesquisa. HAp pode ser utilizado como material de implante na forma de corpo sólido com baixa porosidade, partículas granulares, estruturas porosas e cargas. Além disso, pode ser usado como revestimento em implantes metálicos melhorando sua biocompatibilidade. Quando um material à base de HAp é implantado, uma camada livre de tecido fibroso composta por apatita carbonatada é formada em sua superfície, contribuindo para a fixação do implante ao osso vivo, ou seja, melhorando a fixação do implante nos tecidos circundantes.

1.2. OBJETIVOS

1.2.1. Objetivo Geral

Analisar o desenvolvimento de implantes dentários revestidos superficialmente com hidroxiapatita ao longo dos últimos anos.

1.2.2. Objetivos Específicos

Avaliar e apresentar os principais estudos utilizando hidroxiapatita em implantes dentários metálicos, através de levantamento bibliográfico resultantes nas propriedades físicas, químicas, biológicas e mecânicas de biomateriais.

2. REVISÃO LITERARIA

2.1. TITÂNIO E SUAS LIGAS

O corpo humano pode ser considerado como um meio que contém uma solução salina isotônica com um grau variado de ânions e cátions e com uma ampla faixa de macromoléculas biológicas, radicais livres e células, todos os quais com capacidade de ser bioquimicamente ativos. A consequência deste meio tão agressivo para a fabricação de implantes cirúrgicos é a restrição de materiais empregados, limitando somente aos metais nobres ou que são passivos em condições fisiológicas. (SANTOS,2005)

Dentre os biomateriais metálicos atualmente aplicados em implantodontia, o titânio comercialmente puro e as ligas de titânio, com destaque para a liga (Ti-6Al-4V), são os mais usados. Possuem desempenho clínico desejável, devido às suas propriedades físico-químico-mecânicas, como: baixa densidade, baixo módulo de elasticidade, alta resistência mecânica, excelente biocompatibilidade, boa resistência a corrosão em fluidos fisiológicos, maior tendência à osseointegração e uma aceitável tolerância pelos tecidos, além de reduzida reação com os tecidos circundantes, devido a formação rápida da camada de passivação (TiO_2) de espessura nanométrica na superfície do material (ESPOSITO et al., 2007). São biomateriais favoráveis em acelerar a remodelação óssea (BRUNETTE; TENGVALL, 2001).

Nos implantes cirúrgicos, a corrosão pode ser um fenômeno crítico, que afeta tanto a sua biocompatibilidade como sua integridade estrutural. Assim, para que seja possível o uso destes materiais, eles devem ser submetidos a tratamentos durante o processo de fabricação (SANTOS, 2005).

O titânio e suas ligas vêm se destacando comercial e industrialmente devido a suas excelentes propriedades, tais como, elevada razão resistência mecânica/peso, manutenção de sua resistência mecânica em temperaturas elevadas e excepcional resistência à corrosão. Nos dias atuais, mais de 90% desse mineral está relacionado com a utilização de pigmentos e cargas na indústria de tintas, em alguns materiais plásticos, na indústria do papel ou na indústria cerâmica. Apenas cerca de 10% encontram aplicação na indústria metalúrgica, na forma de ferrotitanato para as

adições a aços, ou para a elaboração de titânio metálico e suas ligas. A obtenção do titânio na forma metal é complexa, devido a seu grau de reatividade com o oxigênio, nitrogênio e carbono, a temperaturas elevadas (FROES, 2015).

O corpo humano pode ser considerado como um meio que contém uma solução salina isotônica (pressão osmótica igual de duas soluções) com um grau variado de ânions e cátions e com uma ampla faixa de macromoléculas biológicas, radicais livres e células, todos os quais tem capacidade de ser bioquimicamente ativos. O titânio e suas ligas apresentam uma excelente biocompatibilidade, devido a uma boa resistência a corrosão em fluidos fisiológicos e uma aceitável tolerância pelos tecidos, porém em vários casos, o titânio puro é substituído por suas ligas. Nos implantes cirúrgicos a corrosão pode ser um fenômeno crítico, que afeta tanto a biocompatibilidade do implante como a integridade estrutural da prótese (SANTOS, 2005).

Tabela 1 – Comparação das ligas de titânio de fase α , quase- α , $\alpha+\beta$ e β .

Ti/Ligas	Vantagens	Desvantagens	Aplicações médicas
Ti-cp	<ol style="list-style-type: none"> Excelente resistência à corrosão Excelente biocompatibilidade Boa soldabilidade 	<ol style="list-style-type: none"> Não pode ser significativamente fortalecido por tratamento térmico Baixa conformabilidade Baixa resistência mecânica à temperatura ambiente 	<ol style="list-style-type: none"> Marcapasso Implantes odontológicos Implantes maxilo-facial e cranio-facial
Microestrutura α ou quase - α	Similar ao Ti-cp	Similar ao Ti-cp	Sem aplicações médicas
Microestrutura $\alpha+\beta$	<ol style="list-style-type: none"> Pode ser fortalecido por tratamento térmico 		<ol style="list-style-type: none"> Substituição total de articulações Hastes femorais Chapas de fixação de fraturas Componentes espinhais Pinos, parafusos e fios
Microestrutura β	<ol style="list-style-type: none"> Elevada dureza Boa ductilidade e tenacidade, excelente conformabilidade Boa tenacidade à fratura 	<ol style="list-style-type: none"> Alta densidade Baixa ductilidade em estado envelhecido Baixa resistência ao desgaste 	

Fonte: Davis (2003).

O implante dentário é uma raiz de dente artificial, incorporado cirurgicamente à mandíbula para sustentar, como suporte estável, um ou vários dentes de substituição (coroa), emulando a forma da raiz. Uma prótese dentária como um todo possui três partes (Figura 1): a) implante; b) pilar colocado sobre o dispositivo para suporte da coroa; e c) coroa que é cimentada ou parafusada no pilar (DURACCIO; MUSSANO; FAGA, 2015).

Figura 1 - Diagrama esquemático de dente artificial em forma de parafuso.



Fonte: Authority Dental (2015).

2.2. BIOCOMPATIBILIDADE E ADESÃO CELULAR

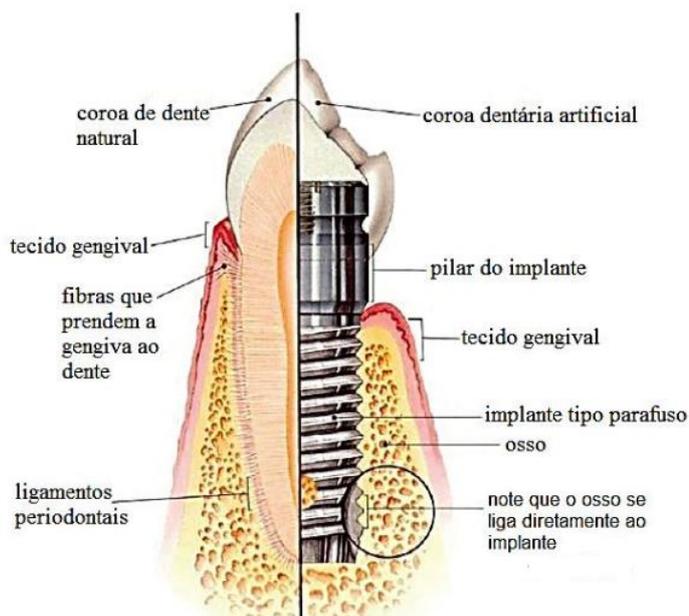
A biocompatibilidade pode ser definida como a capacidade de um material ser utilizado em uma aplicação específica em relação à resposta do tecido receptor, ou seja, compreende todas as reações e efeitos entre o implante e o corpo humano. A fase inicial do contato está associada com a interação de um fluido biológico, seja sangue, saliva ou líquidos extracelulares, produzindo a adsorção de macromoléculas do fluido na superfície (SANTOS, 2005)

Neste processo, normalmente estão presentes proteínas, onde a adsorção desempenha um papel crucial no mecanismo de biocompatibilidade, estando ligada com as interações diretas produzidas na interface. No entanto, o corpo humano exerce uma influência sobre o material, provocando alterações em suas características,

principalmente devido a processos de corrosão e degradação, provocando mudanças nos tecidos vizinhos através de processo de inflamação (NOVAES et al., 2010).

O contato inicial da superfície de titânio ocorre assim que o implante é instalado, devido à presença do coágulo sanguíneo. Dessa forma, haverá uma interação inicial caracterizada pela adesão de plaquetas e fibrinogênio na superfície, a qual apresenta a camada superficial de óxido de titânio. Em seguida, ocorre a adesão de células osteogênicas, resultando na formação de uma rede de fibrina. Assim, a adesão de células osteogênicas ocorre em uma camada de TiO_2 modificada pelas células sanguíneas. Após a aposição de células sobre a superfície, a deposição e posterior mineralização de matriz óssea são iniciadas (BRANDÃO et al., 2010).

Figura 2 - Ilustração esquemática dos tecidos duro e mole ao redor do dente e de um implante



Fonte: Raghavendra, 2015

Os primeiros estudos sobre a utilização de cerâmicas como biomateriais começaram com Albee, em 1930 (TEIXEIRA, 2009), utilizando uma cerâmica de fosfato tricálcico para regenerar um defeito ósseo. Entretanto, somente 50 anos depois começaram a aparecer diferentes tipos de cerâmicas de fosfato de cálcio como materiais implantáveis para aplicação em medicina e odontologia.

Em 1974 foi publicada a primeira aplicação odontológica do β -fosfato tricálcico no tratamento de doenças periodontais, seguindo-se em 1975, pelo trabalho de Nery et al. (1975), com a introdução do conceito de porosidade como uma característica importante para estes tipos de biocerâmicas (ESPOSITO et al., 2007).

A grande aceitação das biocerâmicas à base de sais de fosfato de cálcio deve-se, principalmente, ao seu alto grau de biocompatibilidade, que está relacionada com a similaridade química dos materiais encontrados no tecido ósseo (MAVROPOULOS, 1999)

2.3. HIDROXIAPATITA

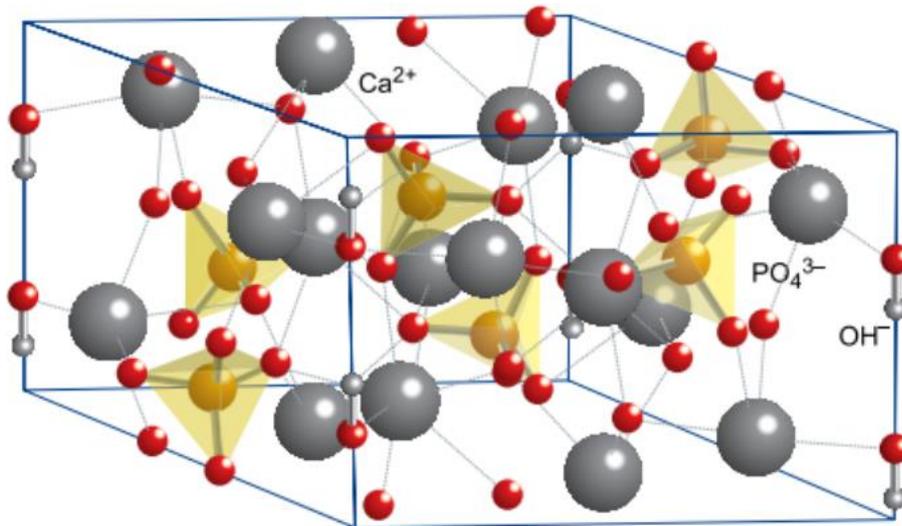
Um dos segmentos em ascendência na área de biomateriais é o desenvolvimento de sistemas à base de cerâmicas de fosfatos de cálcio, tendo em vista sua biocompatibilidade, características físico-químicas, microestruturais e propriedades mecânicas similares às dos tecidos duros. Matrizes sintéticas de hidroxiapatita (HAp), $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, principal fosfato de cálcio constituinte dos tecidos ósseos e dentários, vêm sendo alvo de investigações para aplicações como material para implantes (KINARRI; GROSS, 2004).

A HAp é o maior componente do tecido duro humano, constituindo até 69% da massa óssea natural, além de diferentes proporções dos tecidos dentários. Sua obtenção se dá por fontes naturais, tais como ossos bovinos, casca de ovos, conchas e corais, ou através de métodos químicos, que podem ser classificados em métodos secos, tais como reação de estado sólido e síntese por combustão, e métodos úmidos, como hidrólise, processos hidrotermais, precipitação, síntese sol-gel, entre outros (FARZADI et al., 2011; COSTA et al., 2009).

Estudos sobre os métodos de síntese da hidroxiapatita vêm sendo muito explorados por pesquisadores, procurando-se o aprimoramento na produção de materiais de baixo custo e com maior resistência mecânica. Sua produção a baixas temperaturas tem baixa cristalinidade, obtendo um material mais frágil. Quando preparada a altas temperaturas, apresenta boa cristalinidade, conseguindo-se produzir um material mais resistente e de fácil manipulação (LIU et al., 1997). A Figura

3 apresenta sua estrutura cristalina. A estrutura hexagonal é a fase termodinamicamente mais estável entre os vários tipos de fosfato de cálcio (ABE; KOKUBO; YAMAMURO, 1990).

Figura 3 - Estrutura cristalina da hidroxiapatita.



Fonte: Chem tube 3D.

Dois tipos de hidroxiapatitas devem ser considerados: as sintetizadas em altas temperaturas e que apresentam boa cristalinidade e tamanho de cristais grandes, e as hidroxiapatitas sintetizadas em baixas temperaturas que apresentam baixa cristalinidade e tamanho de cristais pequenos. A hidroxiapatita precipitada por via úmida possui características similares às do tecido ósseo e dentário, diferentemente da hidroxiapatita sintetizada a altas temperaturas (FULMER, et al., 1999).

A HAp pura cristaliza-se sob a forma monoclinica com espaçamento do grupo espacial P21/b; no entanto, em temperaturas acima de 250°C, existe a transição alotrópica da forma monoclinica para hexagonal, com espaçamento do grupo espacial P63/m (AOKI, 1991). Algumas impurezas, ou substituições parciais da hidroxila por íons cloreto ou fluoreto, estabilizam a forma hexagonal a temperatura ambiente. Por esse motivo, monocristais naturais de HAp geralmente exibem uma conformação

hexagonal (FERNANDEZ, et al., 1999). Sua densidade é de 3,16 Kg/m³ e os parâmetros de rede são $a = b = 0,9423$ nm e $c = 0,6875$ nm (DURACCIO et al., 2015).

A hidroxiapatita sintética possui propriedades de biocompatibilidade e osteointegração, o que a torna substituta do osso humano em implantes e próteses, daí o grande interesse em sua produção. (COSTA et al., 2009).

Estas propriedades somadas à sua alta capacidade de adsorver e/ou absorver moléculas fazem da hidroxiapatita um excelente suporte para ação prolongada de drogas anticancerígenas no tratamento de tumores ósseos, e eficiente no tratamento de remoção de metais pesados em águas e solos poluídos (RIBEIRO et al., 2005).

Como consequência, diversas investigações têm sido realizadas no que se refere aos métodos de síntese da hidroxiapatita, classificando-os em: úmidos e secos. Nos processos úmidos, as reações baseiam-se em soluções, fazendo uso de um solvente e o subproduto é aquoso. São reações químicas moldáveis, todavia exigem condições controladas, na qual os parâmetros de reação devem ser ajustados, resultando em morfologia e tamanho médio da partícula homogêneos, diminuindo a contaminação do material, porém com fraca reprodutibilidade, redução na cristalinidade e alto custo, sendo viável para análises laboratoriais (VIANA, 2020).

Em contraposição, os métodos secos não necessitam de solvente e não são influenciados por parâmetros e condições controladas, favorecendo a alta reprodutibilidade e baixo custo, contudo pode aumentar o risco de contaminação, apresentar morfologia e tamanho médio das partículas heterogêneas, sendo favorável para produção em escala industrial (NASIRI-TABRIZI et al., 2013).

Dentre as várias possibilidades de síntese da hidroxiapatita no método seco, está a moagem mecânica de alta energia reativa, denominada mecanoquímica. Este processo envolve a preparação de pós a partir de repetidos ciclos de deformação, re-soldagem à frio e fragmentação das partículas em um moinho de bolas de alta energia, capaz de sintetizar uma variedade de materiais metaestáveis com melhor conformabilidade FARZADI et al., 2011; ZADOROZHNYI et al., 2015).

Outro método a seco é a calcinação, técnica que possui procedimento simples e robusto, remove impurezas indesejadas e pode acarretar melhorias na condutividade elétrica. A temperatura de calcinação leva o material sintetizado à

formação de estrutura bem cristalina, mas por outro lado, diminui a solubilidade e o pó pode exibir heterogeneidades em sua composição de fases (VIANA, 2020).

2.4. SUPERFÍCIES DE IMPLANTES

Apesar das atrativas propriedades que apresentam as ligas de titânio, a aplicação no campo dos biomateriais pode se apresentar inconveniente devido à sua baixa resistência ao desgaste. Pequenas tensões de tração permitirão, de forma relativamente fácil, a transferência de material para superfícies vizinhas, mediante um mecanismo de desgaste adesivo (SANTOS, 2005).

Por outro lado, valores baixos de dureza sugerem uma deterioração superficial, como consequência de um mecanismo de desgaste abrasivo. A problemática não se reduz ao fato de se ter um desgaste não desejado do material, mas por produzir um efeito abrasivo devido às partículas produzidas na zona de fricção, ocasionando um efeito acelerador no processo de liberação de íons, o qual pode ter consequências não desejadas nos tecidos circundantes (SANTOS, 2005).

Os primeiros implantes dentários foram desenvolvidos sem nenhum tipo de tratamento de superfície: eram realizados por um processo de usinagem, o qual resultava em superfície lisa. Durante muito tempo, esse implante foi concebido como padrão ouro. Estudos experimentais comparando superfícies lisas e rugosas demonstram uma melhor resposta biológica para as rugosas, sendo um dos principais pré-requisitos de um implante dentário a sua rugosidade superficial (PIRES, 2015).

O titânio no estado bruto, conformado e/ou usinado, apresenta baixa rugosidade, necessitando de tratamentos de superfície. Os processos de alterações na superfície dos implantes podem ser realizados pelo método de adição, quando é acrescentado algum tipo de material na camada por meio de revestimento de plasma spray, ou subtração, quando se remove parte dessa camada superficial por processos físicos e/ou químicos, tais como abrasão por jateamento ou condicionamento ácido (DURACCIO; MUSSANO; FAGA, 2015). Os tratamentos comerciais mais utilizados para aumentar a rugosidade ainda são o jateamento e o ataque ácido.

O jateamento com partículas de vários diâmetros é um método frequentemente usado para macrotexturização superficial, neste caso, por subtração (GOTFREDSEN; KARLSSON, 2001). A texturização da superfície pode influenciar o processo de osseointegração, tanto na diferenciação celular, após a colocação do implante, como na quantidade de matriz óssea calcificada (DURACCIO; MUSSANO; FAGA, 2015; FARZADI et al., 2011).

2.4.1. Superfícies usinadas "lisas"

Apresentam pequenas ranhuras que permitem o processo de adesão do osso em direção ao implante, mas não apresentam uma superfície indutora. É formada por microrranhuras superficiais resultantes do processo de corte. O implante usinado tem rugosidade entre 0,5 μm e 1 μm . Não recebem tratamento químico ou mecânico, apresentando apenas a macromorfologia de usinagem (THAKRAL et al., 2014).

2.4.2. Jateamento de partículas

Essa modificação superficial é feita pelo bombardeio com partículas de óxidos de alumínio ou titânio. Por essa ação, o corpo do implante obtém depressões irregulares. A rugosidade depende do tamanho das partículas, do tempo e da pressão do disparador (LORENZONI, 2016).

Análises em microscópio eletrônico de varredura (MEV) em implantes submetidos ao jateamento de alumínio (Al_2O_3) mostram resíduos provenientes do processo de fabricação, que podem contaminar a superfície, o que seria prejudicial à osseointegração, pois competiriam com o cálcio para a formação de osso. O uso de TiO_2 no lugar da alumina tornou-se uma forma de evitar esses efeitos indesejáveis (MISCH, 1999).

2.4.3. Modificação por feixe laser

O implante tem a sua superfície modificada por irradiação por feixes de laser, produzindo erosões e uma superfície rugosa (VALLET-REGI; GONZALEZ-CALBET, 2004). É um método que produz alto grau de pureza e rugosidade suficiente para uma boa osseointegração. A figura exemplifica o método com uma chapa de prata.

A vantagem sobre os outros tipos de tratamentos de superfície é que este pode criar microrretenções orientadas e regulares em pontos definidos na superfície. Essa técnica não envolve elementos químicos, evitando a contaminação da camada de TiO₂. A rugosidade depende da intensidade do pulso da fonte emissora (LORENZONI,2015) .

2.4.4. Ataque ácido

O implante é imerso em uma substância ácida, a qual provoca erosões. A concentração de ácido, o tempo e a temperatura são fatores determinantes da microestrutura superficial. Sobre a superfície lisa, o processo mais utilizado é o duplo ataque, realizado com o ácido sulfúrico e o hidrocloreídrico (KLOKKEVOLD et al., 1997).

2.4.5. Jateamento seguido de ataque ácido

As superfícies são tratadas com jatos de areia de granulação grossa (250-500 µm), produzindo macrorrugosidades, seguidos por ataque ácido (HCl/H₂SO₄), que é responsável pela microrrugosidade (GALLI et al., 2013).

Os implantes que são tratados com jateamento de areia seguido de ataque ácido, sendo processados sob atmosfera de nitrogênio e armazenados em NaCl (cloreto de sódio) isotônico, são denominados SLActive. Estes têm uma estabilidade secundária mais ativa que os demais, sendo que essa ocorre em duas semanas após a implantação (KLEIN et al., 2013). Nessa nova técnica, a superfície é hidroxilada. Essa mudança química melhora as estruturas superficiais, que são ideais para a

adsorção de proteínas e para promover a interação imediata do implante no tecido ósseo (LORENZONI,2015).

2.4.6. Superfícies nanotexturizadas (anodização)

No caso de superfícies nanotexturizadas, os implantes recebem uma camada a mais de óxido, onde o metal é usado como um ânodo, ativando íons. Quando um potencial elétrico é aplicado, gera reações de transferência de cargas e íons. Sob controle, o campo elétrico guiará o processo de oxidação que ocorrerá no implante e resultará no aumento da espessura da camada de TiO_2 . Com o aumento dessa camada e a adição de outros elementos, como fosfato (PO_4), potencializa-se a osseointegração (THAKRAL et al., 2014). A resistência à corrosão e a biocompatibilidade estão relacionadas à presença de uma camada de óxido não reativo (LORENZONI,2015).

2.4.7. Superfícies biomiméticas

Foi desenvolvido por Abe, Kokubo e Yamamuro (1990) um procedimento que permite recobrir a superfície com uma camada uniforme de HAp similar à camada biológica, com até 15 μm de espessura, chamado método biomimético.

Esse tipo de tratamento consiste na precipitação heterogênea de fosfato de cálcio sob condições fisiológicas de temperatura e pH sobre o metal, por meio da utilização de solução de íons semelhantes ao plasma sanguíneo, ocorrendo a formação de uma camada de apatita. Uma vez que as moléculas estão integradas à estrutura do material, elas são liberadas gradualmente, sendo assim, capazes de aumentar a osteocondutividade e potencializar a formação do osso em torno do implante (KURTZ et al., 2014).

Os fosfatos de cálcio, hoje, apresentam-se como os dos principais biomateriais para reposição e regeneração óssea, pois apresentam como características: semelhança com a fase mineral do tecido ósseo, dentes e tecidos calcificados;

excelente biocompatibilidade; bioatividade; ausência de toxicidade; taxas de degradação variáveis e osteocondutividade (KURTZ et al., 2014).

2.4.8. Plasma spray

O plasma spray é o tipo de tratamento mais comum, feito com a chama ionizada de um gás aquecido entre 10.000°C e 30.000°C, em que as partículas são lançadas em grande velocidade contra a superfície metálica. Após o contato, essas partículas resfriam e se solidificam. O spray de plasma é utilizado para aplicar e incorporar o Ti (titânio) e a HAp na superfície do implante (GALLI et al., 2013).

3. METODOLOGIA

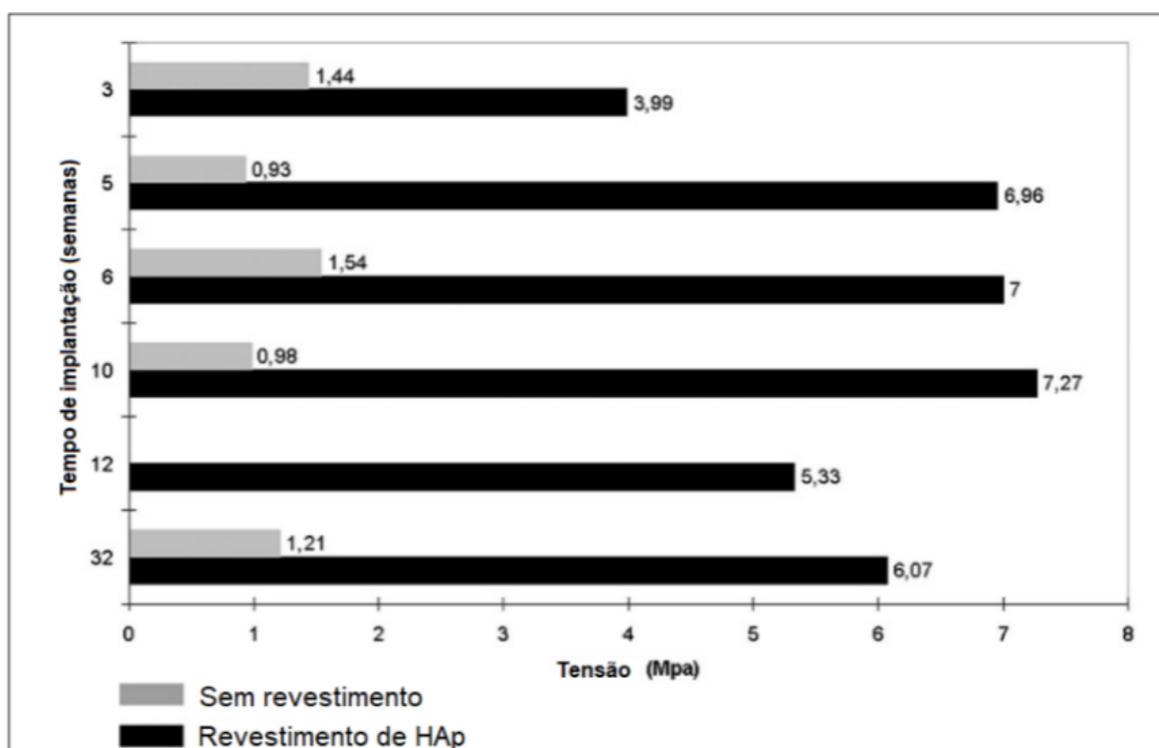
Realização de pesquisa bibliográfica a partir de material já publicado (livros, artigos e periódicos). Assim como entrevistas e questionários com profissionais da área de odontologia afim de realizar levantamento sobre os materiais utilizados em seus procedimentos profissionais e seus conhecimentos sobre o uso de implantes com tratamento superficial da hidroxiapatita.

As bases de dados a serem utilizadas para a coleta das referências foram ScienceDirect, Google Scholar e Scientific Eletronic Library Online (SCIELO). O critério para seleção de artigos publicados datado de revistas com índice QUALIS maior ou igual a B, no idioma português e inglês.

4. DISCUSSÃO

Resultados clínicos de implantes denotam que um revestimento de HAp produz tempos de vida muito mais longos após a implantação do que os dispositivos não revestidos, além de produzirem uma maior resistência da ligação interfacial em estágio inicial dos implantes, como visto na Figura 4.

Figura 4 - Relação entre resistência da ligação interfacial e tempo para superfícies de titânio poroso com e sem revestimento de HAp.



Fonte: Dorozhkin (2015).

Verificou-se também, a boa funcionalidade do revestimento de HAp como um sistema de fixação de implantes de quadril a curto e médio prazo, variando de 2 a 19 anos.

A Tabela 2 mostra algumas propriedades mecânicas da HAp comparadas a diferentes tecidos humanos (SILVA et al., 2001).

Tabela 2 - Propriedades mecânicas da HAp comparadas a diferentes tecidos humanos.

Material	Resistência à compressão (MPa)	Módulo de Young (GPa)	Módulo de resiliência (MPa)	Dureza Micro-Vickers
Osso humano cortical	88-230	3-30	-	-
Dente humano (dentina)	300-380	15-20	62,7	-
Dente humano (esmalte)	250-550	10-90	-	340
HAp	300-900	80-120	6-13	450-530
Fosfato tricálcico (β -TCP)	450-650	90-120	-	-

Fonte: Adaptado de Silva et al. (2001).

Comparado com aço inoxidável, o titânio e suas ligas provaram ser superiores ao aço em termos de resistência à corrosão. No entanto, é relatado que as ligas de titânio de 1ª geração (com microestrutura α - β), causam reações alérgicas no corpo humano, já as de 2ª geração (microestrutura β) foram desenvolvidas e investigadas com grande interesse, porém faltam dados de aplicação clínica a longo prazo e relatórios de acompanhamento sobre a biocompatibilidade.

As ligas comercialmente puras (com microestrutura α) são preferíveis em condições de carregamento sem rolamento e para altos níveis de resistência a corrosão, devido à resistência relativamente baixa e alta ductilidade, com variação de propriedades de acordo com os níveis intersticial e de impureza (principalmente oxigênio e ferro) (CHEN; THOUAS, 2015).

A tabela 3 expõe comparativos de propriedade mecânicas dos materiais metálicos onde evidencia algumas vantagens das ligas de fase β que incluem baixo módulo de elasticidade, boa resistência à corrosão e boa biocompatibilidade, quando comparadas com a liga Ti-6Al-4V e outras ligas α + β . Estas ligas são livres de vanádio, com os principais elementos de liga sendo o nióbio, zircônio, molibdênio, tântalo e ferro. O sistema Ti-Nb-Zr-Ta (ligas TNZT) possui o menor módulo de elasticidade entre todas as ligas metálicas desenvolvidas para implantes (LANDUCI, 2016).

Comparando-se as ligas α + β e β com os aços inoxidáveis e com as ligas a base de cobalto, os valores de limite de resistência à tração e limite de escoamento das ligas α + β e β são comparáveis aos valores do aço 316L, porém um pouco menores

que os das ligas a base de cobalto, conforme tabela 3. Uma comparação da resistência à fadiga evidencia que as ligas $\alpha+\beta$ possuem valores maiores que o aço 316L e valores similares aos das ligas a base de cobalto, já as ligas de fase β , possuem menor resistência à fadiga em relação às ligas de cobalto, um outro ponto a se observar é a baixa resistência ao desgaste destas ligas de fase β (LANDUCI, 2016).

Tabela 3 - Propriedades mecânicas básicas do aço e ligas de titânio para implantes

Materiais	Módulo de elasticidade (GPa)	Limite de escoamento (MPa)	Limite de resistência à tração (MPa)	Alongamento (%)
Microestrutura α				
Ti-cp grau 1	115	170	240	24
Ti-cp grau 2	115	280	340	20
Ti-cp grau 3	115	380	450	18
Ti-cp grau 4	115	480	550	15
Microestrutura $\alpha+\beta$				
Ti-6Al-4V	110	860	930	10-15
Ti-6Al-7Nb	105	795	860	10
Ti-5Al-2.5Fe	110	820	900	6
Ti-3Al-2.5Fe	100	585	690	15
Microestrutura β				
Ti-13Nb-13Zr	79-84	840-910	970-1040	10-16
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	74-85	1000-1060	1060-1100	18-22
Ti-15Mo	78	655	800	22
Ti-15Mo-5Zr-3Al	75-88	870-970	880-980	17-20
Ti-16Nb-10Hf	81	730-740	850	10
Ti-(10-80)Nb	65-93	760-930	900-1030	
Ti-35.5Nb-7.3Zr-5.7Ta	55-66	800	830	20
Ti-(70-80)Ta	80-100	350-600	600-650	10-25
Ti-Ta-Nb/Nb/Sn	40-100	400-900	700-1000	17-26
Ti-Zr-Nb-Ta	46-58	-	650-1000	5-15
Aços inoxidáveis e ligas a base de Co				
316L	200	200-700	500-1350	10-40
Ligas de Co	240	500-1500	900-1800	10-50

Fonte: Davis (2003).

Outra variável do processo, a polaridade da amostra, foi estudada a fim de perceber a sua influência no revestimento, onde, comumente na literatura, amostras de titânio são postas no ânodo, já as de aço no cátodo. Pelo trabalho concretizado por Menezes (2021) é perceptível que a forma que o revestimento se processa varia de acordo com a polaridade que a amostra está submetida (MENEZES, 2021).

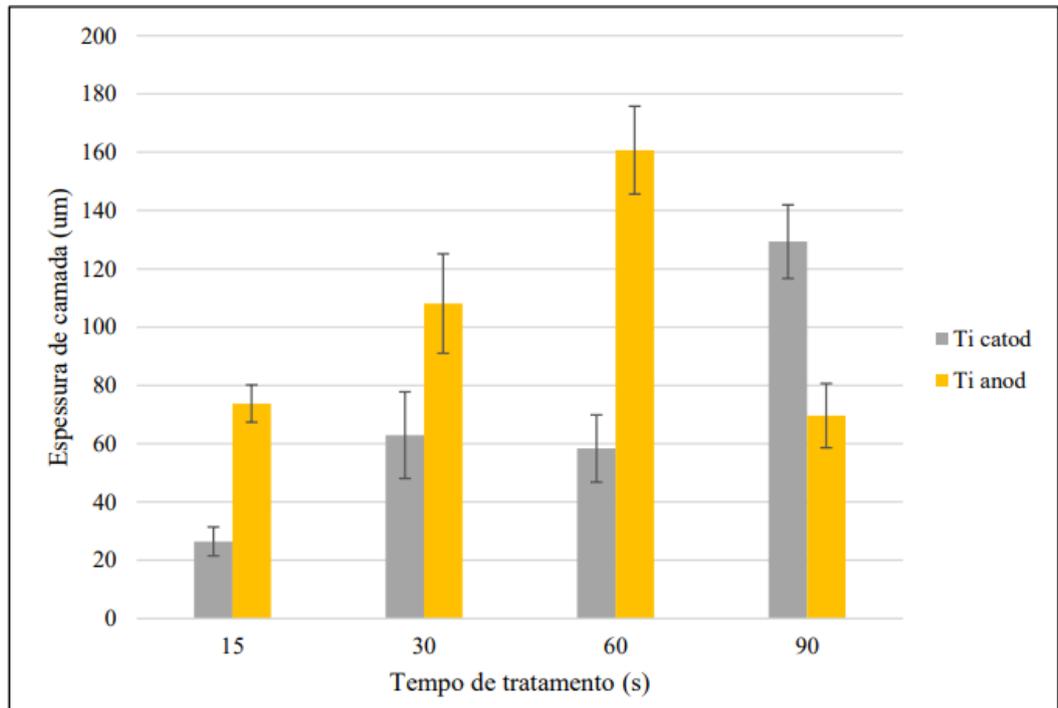
Desse modo, foram realizados tratamentos com amostras de titânio e de aço tanto como cátodo ou como ânodo, para os mesmos tempos de tratamento, solução eletrolítica e pH (MENEZES, 2021).

Os valores de espessura obtidos no titânio (200 μ m) segundo Lugovskoy e Lugovskoy (2014) e Heimann (2013), conferem aos revestimentos de HA_p uma estabilidade a longo prazo, pois, embora revestimentos mais espessos apresentem um redução na resistência de adesão, eles podem oferecer uma ligação mais permanente e uma estabilidade do implante devido ao efeito biológico mais duradouro e por conta do estímulo à reconstrução óssea por mais tempo, o que não ocorre em revestimentos mais finos devido à alta reabsorção do material.

Quanto a espessura de revestimento, de modo geral esperou-se maiores revestimentos mais espessos para as amostras em polaridade anódica com relação as catódicas, visto a diferença do modo de revestimento descrito no tópico anterior. Para o titânio anódico, Figura 5, a proposição só não foi verdade para o tempo de 90s, e provavelmente em decorrência de uma quebra de camada, apresentando um aumento na espessura com o acréscimo de tempo, com valores médios de 73,76; 108,07; 160,70; 69,61 μ m, para os respectivos tempos de 15, 30, 60 e 90 segundos.

Quanto ao potencial catódico, também na Figura 5, o revestimento apresentou valores inferiores ao potencial anódico, 26,46; 62,92; 58,33 e 129,31 μ m para os tempos de 15, 30, 60 e 90 segundos, o que corrobora com a ideia de um revestimento onde há uma interação maior com o substrato, proporcionando mais a modificação superficial com aumento da porosidade do que uma alta taxa de deposição (MENEZES, 2021).

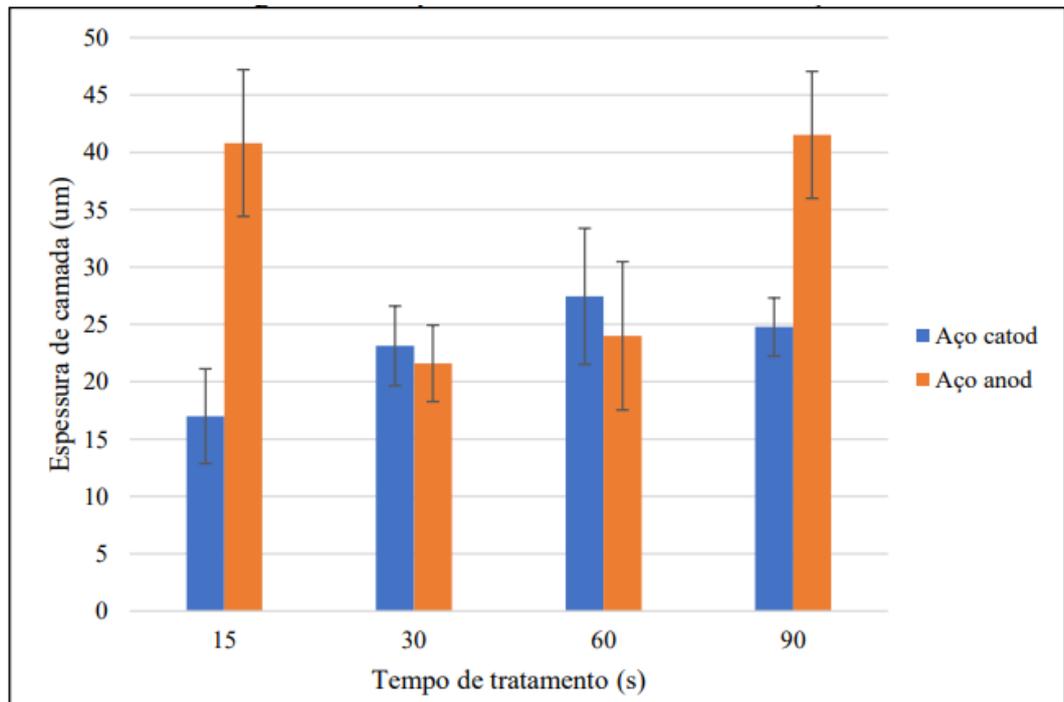
Figura 5 – Espessura de revestimento em titânio.



Fonte: Menezes (2021).

Com valores inferiores ao titânio, a espessura do revestimento no aço, Figura 6, apresentou um baixo crescimento no tempo para a polaridade catódica, 16,99; 23,12; 27,45 e 24,77 µm para 15, 30, 60, 90s respectivamente. A baixa espessura para o aço induz o entendimento de uma provável maior porosidade e dificuldade na quebra da camada de passivação do substrato para sequência do revestimento, pois o substrato de aço inoxidável tende a formar uma camada de óxido de cromo, dificultando o revestimento com óxido/fosfato de cálcio.

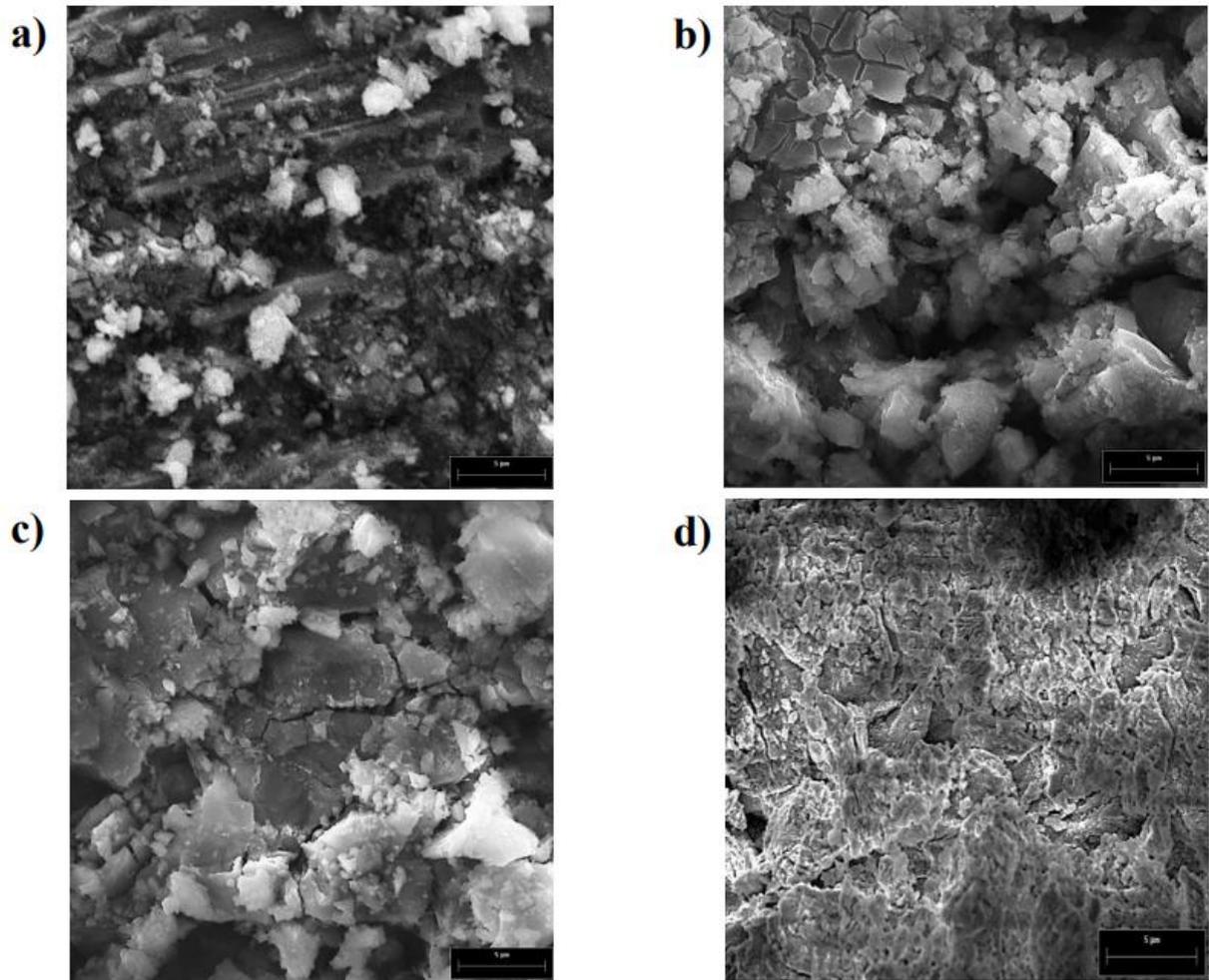
Figura 6 - Espessura de revestimento em aço.



Fonte: Menezes (2021).

Na Figura 7, que apresenta a micrografia das amostras de titânio sob polaridade catódica em tempos de 15 (a), 30 (b), 60 (c) e 90 segundos (d), se vê um revestimento que com o passar do tempo se torna mais denso, à medida que não se observa mais o substrato e a estrutura depositada que inicialmente se assemelha a um particulado, passa a se aparentar à placas aderida ao substrato.

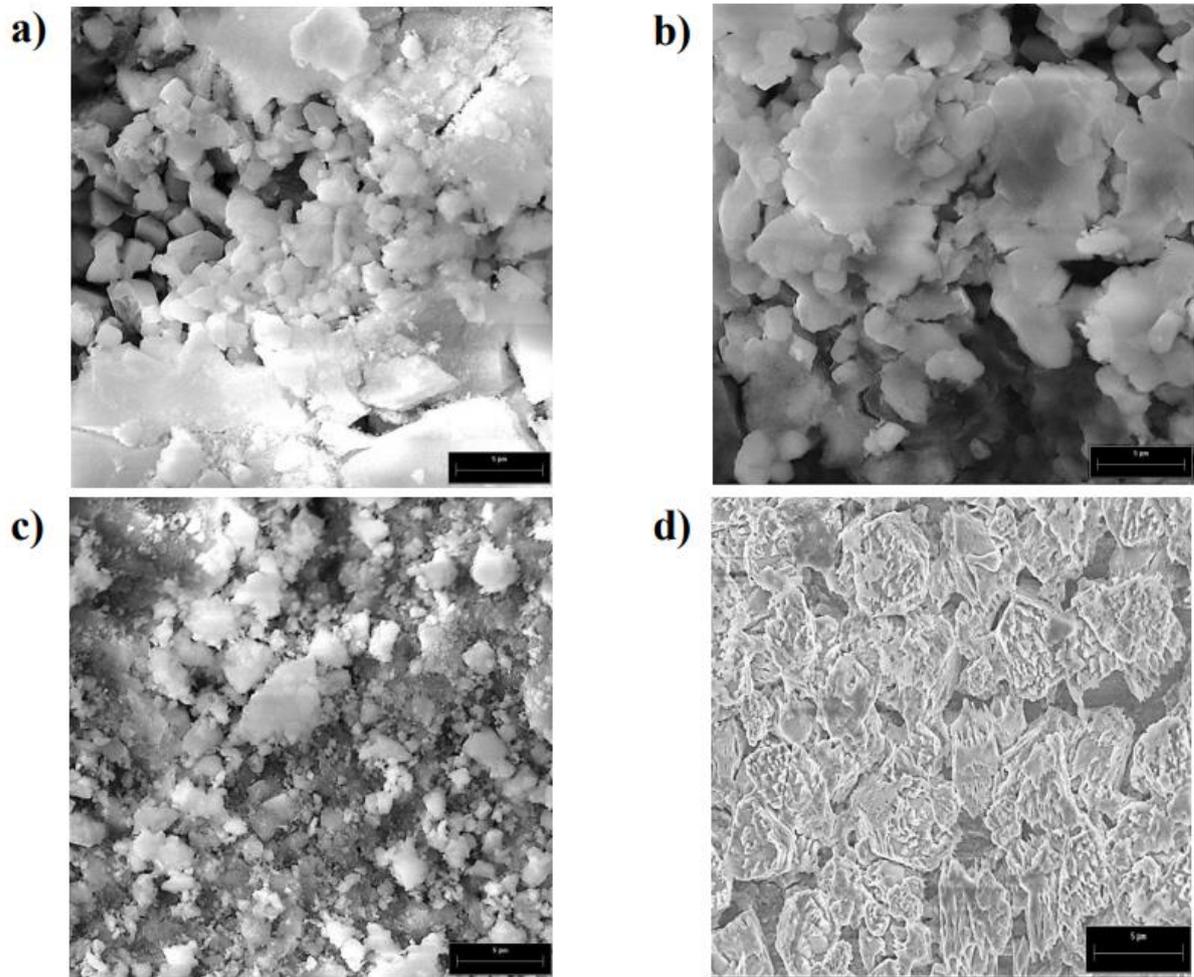
Figura 7 - MEV (4000x) de titânio em polaridade catódica para tempos: a) 15; b) 30s; c) 60s e d) 90s.



Fonte: Menezes (2021).

A partir da Figura 8, que expressa as micrografias do titânio sob a polaridade anódica nos tempos de 15 (a), 30 (b), 60 (c) e 90 (d) segundos, vê-se que o revestimento se apresentou como composto por uma espécie de particulado depositado na superfície da amostra e arranjado como camadas sobrepostas, que com o passar do tempo, aumentaram a espessura do revestimento.

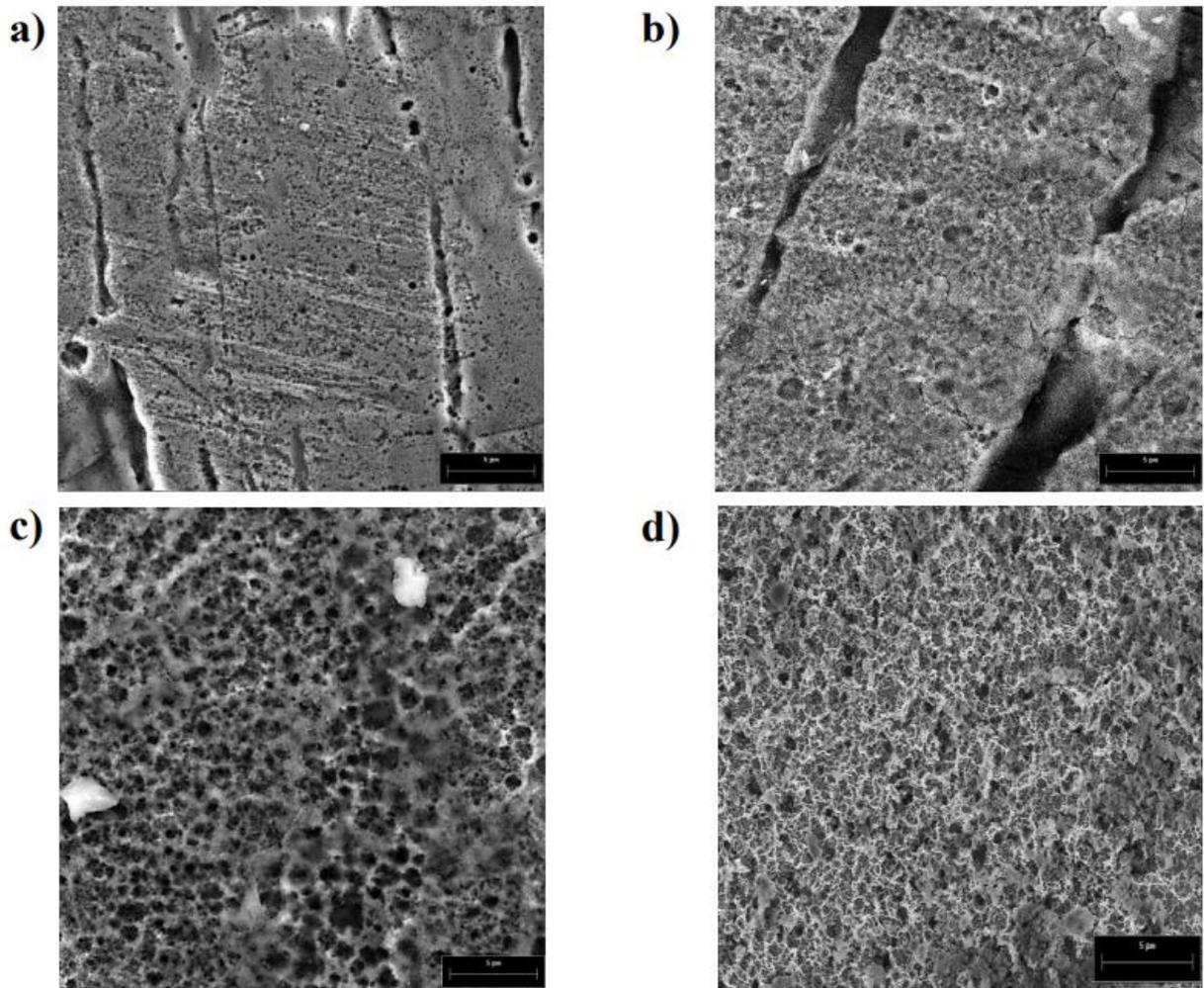
Figura 8 - MEV (4000x) de titânio em polaridade anódica para tempos: a) 15; b) 30s; c) 60s e d) 90s.



Fonte: Menezes (2021)

Para o aço na polaridade catódica, Figura 9, o incremento de porosidade é bem mais notório do que para o titânio. Também se vê que com o passar do tempo de tratamento mais a superfície é revestida e mais nítida a porosidade, quando comparadas as imagens a), b), c) e d) da Figura 8.

Figura 9 - MEV (4000x) de aço em polaridade catódica para tempos: a) 15; b) 30s; c) 60s e d) 90s.

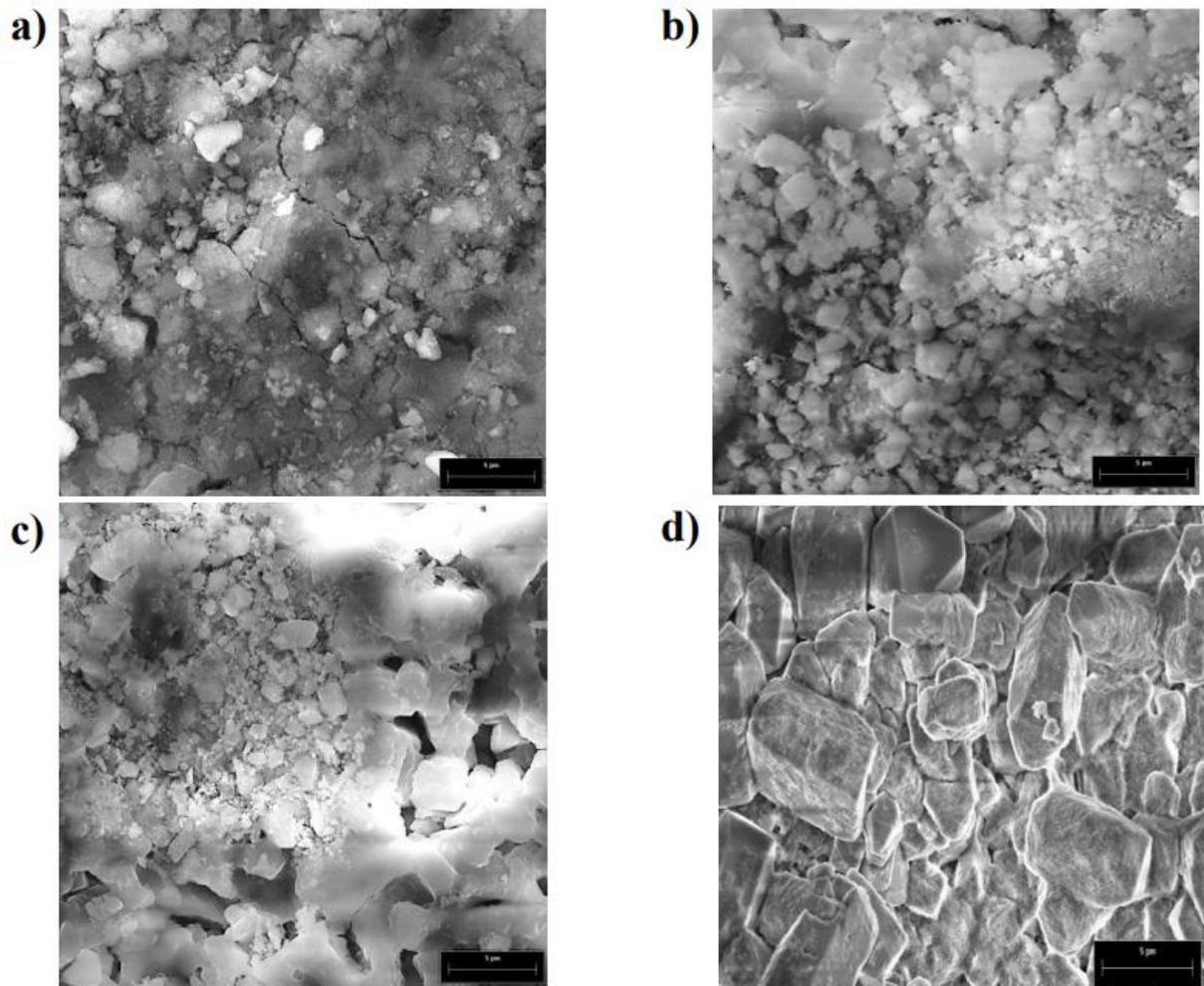


Fonte: Menezes (2021)

Já na polaridade anódica, o revestimento sobre o aço, Figura 10, foi similar ao visto no titânio, apresentando um material depositado sem porosidade visível, para o aumento utilizado no MEV.

Inicialmente apresenta-se como um revestimento coeso e com pouco particulado, mas que ao passar do tempo logo se nota a presença predominante das partículas em forma de paralelepípedo, que devido ao seu tamanho podem indicar um revestimento não homogêneo, apresentando espécies de vazios entre uma partícula e outra, fato esse que fica mais visível no tempo de 60s, Figura 10 c).

Figura 10 – MEV (4000x) de aço em polaridade anódica para tempos: a) 15; b) 30s; c) 60s e d) 90s.



Fonte: Menezes (2021).

A estrutura da hidroxiapatita permite substituições catiônicas e aniônicas isomorfas com grande facilidade. O Ca^{2+} pode ser substituído por metais tais como o Pb^{2+} , Cd^{2+} , Cu^{2+} , Zn^{2+} , Sr^{2+} , Co^{2+} , Fe^{2+} , entre outros, os grupos fosfatos por carbonatos e vanadatos e as hidroxilas por carbonatos, flúor e cloro (COSTA, 2009).

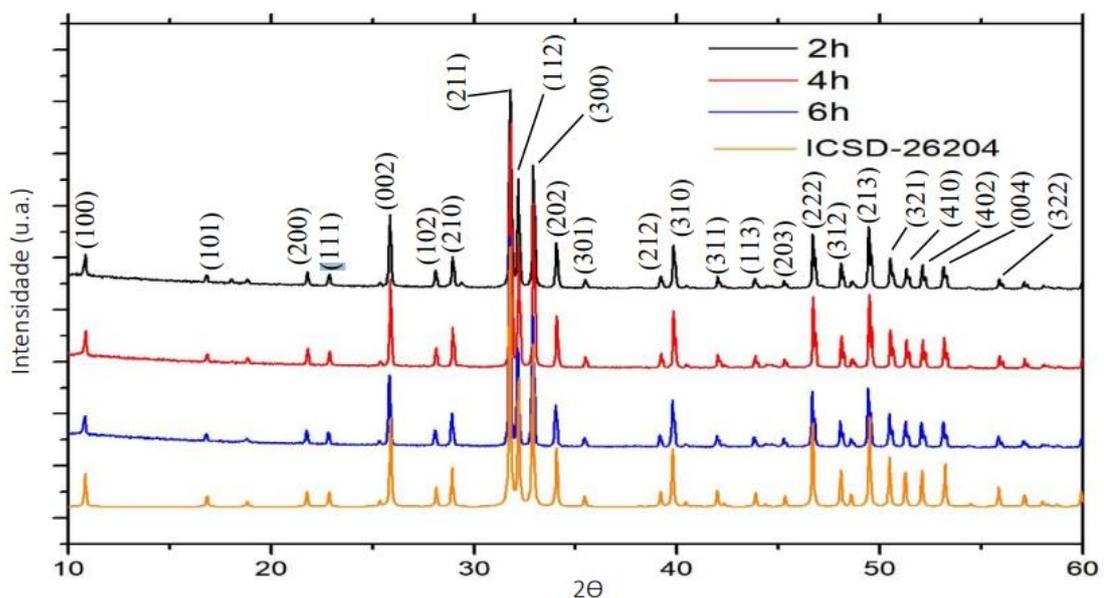
Essas substituições podem alterar a cristalinidade, os parâmetros de rede, as dimensões dos cristais, a textura superficial, a estabilidade e a solubilidade da estrutura da hidroxiapatita. Do ponto de vista biológico, o flúor é uma das impurezas mais importantes da hidroxiapatita dos tecidos calcificados. Nas hidroxiapatitas de

ossos e dentes, os carbonatos ocupam sítios dos íons fosfato e dos íons OH numa razão de 10:1 (De Melo Costa et al., 2009).

Neste contexto, também podemos buscar uma rota alternativa para a obtenção da hidroxiapatita natural a partir de fontes como das escamas do *Arapaima gigas*. De acordo com o trabalho de Amorim et al., (2020) as escamas de pirarucu foram coletadas e em seguida foram lavadas com água corrente, submersas em água morna (60°C) por 30 minutos e submetidas a limpeza manual com escova para remoção das partes grosseiras (rebarbas). Após isso, foram separadas e secas em estufa por 24 horas/100°C (AMORIM et al., 2020).

O tratamento de dados realizado nos padrões indica a presença da fase de HAp com percentual de 99,1%. A comparação das três curvas das amostras tratadas termicamente por 2, 4 e 6 horas (700°C) de DRX (Figura 11) apresenta perfis semelhantes em todas as amostras, logo, considerando a economia de tempo, o patamar de 2 horas de permanência é indicado para a obtenção da hidroxiapatita natural por meio do tratamento térmico das escamas. No intervalo de $2\theta = 10^\circ$ e $2\theta = 60^\circ$, todos os planos indicados nas curvas em azul, vermelho e preta são comparáveis com padrão de difração de raios-x da literatura (AMORIM et al., 2020).

Figura 11 - Padrões de DRX das amostras tratadas termicamente por 2, 4 e 6 horas (700°C) e padrão ICSD:26204.



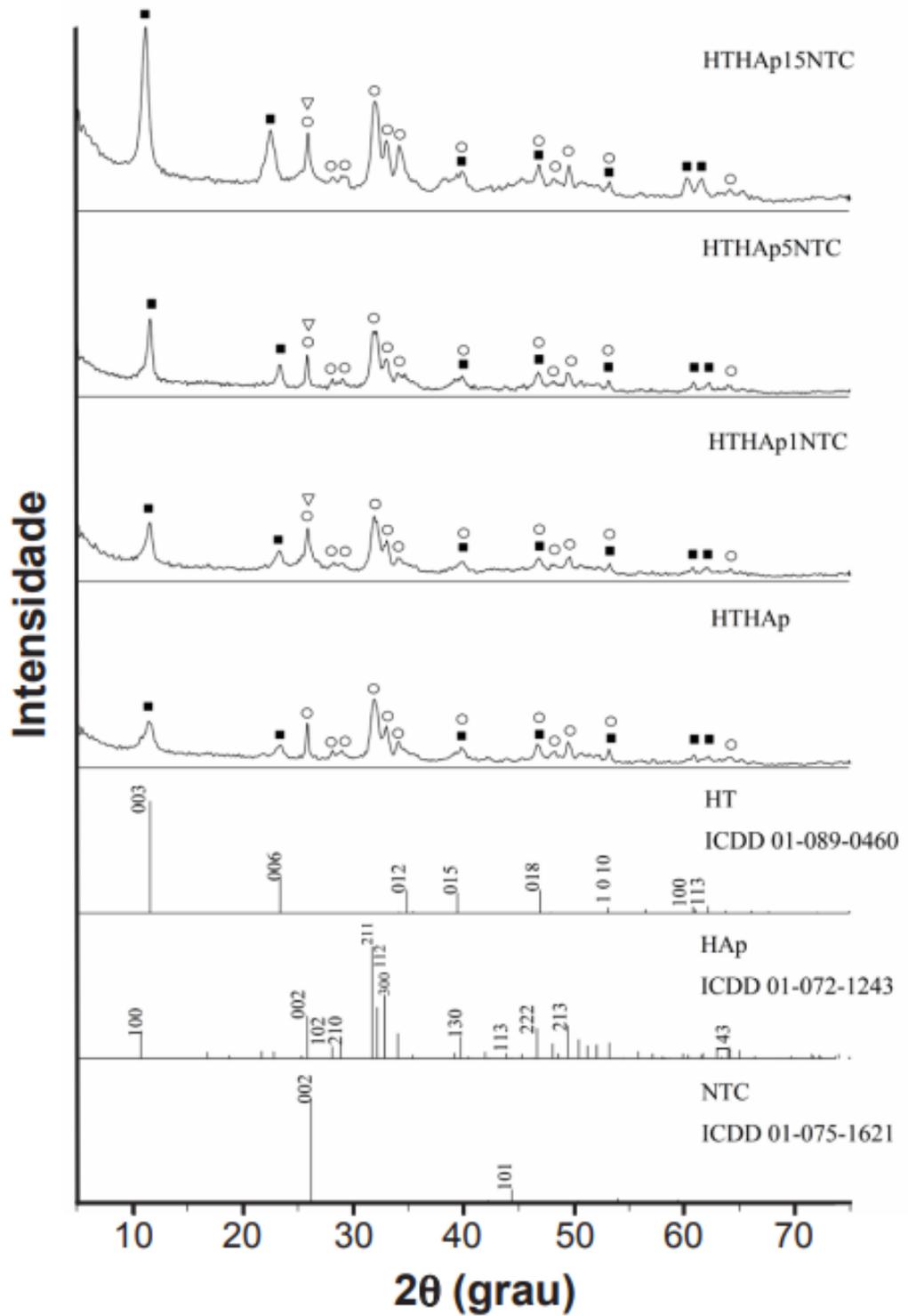
Fonte: Amorim (2020).

Uma das formas mais recentes de reforço e funcionalização de matrizes inorgânicas é a utilização de nanotubos de carbono (NTC), que consistem em uma estrutura tubular formada a partir de folhas de grafeno que apresentam alta versatilidade em termos de propriedades mecânicas, elétricas e térmicas, além possibilitar um bom incremento nas propriedades estruturais de uma gama de materiais. Na área de catálise heterogênea os NTC são predominantemente empregados como suportes para pequenas partículas de catalisador, resultando em materiais com elevada dispersão e área superficial específica, o que afeta positivamente parâmetros como atividade catalítica e seletividade. (RODRIGUES et al, 2018)

Nesse contexto, o trabalho de RODRIGUES et al. (2018) se propõe a sintetizar e caracterizar o material tipo hidrotalcitahidroxiapatita (HTHAp), dopado com nanotubos de carbono, em três diferentes proporções, e testá-lo como catalisador heterogêneo na reação de transesterificação para produção de biodiesel. A síntese do material HTHAp (hidrotalcitahidroxiapatita) foi realizada via coprecipitação ($10 \leq \text{pH} \leq 11$), homogeneização ultrassônica e tratamento hidrotérmico a 80 °C, com introdução de NTC (nanotubos de carbono) em três diferentes proporções (1, 5 e 15% p/p): HTHAp1NTC, HTHAp5NTC e HTHAp15NTC.

Dados de DRX apontaram a cristalização somente das fases esperadas: HT, HAp e NTC. A introdução de NTC na matriz do material melhorou a cristalização das fases HT e HAp, apresentando uma melhor definição e intensidade dos picos registrados e mantendo praticamente inalterados os volumes e parâmetros de célula unitária das fases (Figura 12). Todas as amostras apresentaram cristais variando entre 1 e 5 μm . (RODRIGUES et al., 2018)

Figura 12 - Difratomogramas de raios X dos materiais sintetizados e minerais de referência. Fases: HT (■), HAp (○) e NTC (▽).



Fonte: Rodrigues et al. (2018).

Quanto às razões Ca/P, as mesmas variaram entre 1,29 e 1,43, valores bem inferiores ao valor estequiométrico de 1,67 (Tabela 3). Os valores apresentados na Tabela 3 foram obtidos a partir da análise de 7 pontos de cada amostra. Ao se introduzir 1% p/p de NTC na matriz do material, o sistema pareceu não sofrer perturbações. Entretanto, 5 e 15% p/p provocaram variações significativas em todas as razões catiônicas mensuradas indicando uma cristalização heterogênea dos materiais dopados.

Tabela 3 - Razões elementares das fases HT e HAp.

Amostra	Mg/Al	X [Al/(Mg+Al)]	Ca/P
HTHAp	2,06 - 2,17	~0,32	1,29 - 1,43
HTHAp1NTC	1,99 - 2,12	~0,33	1,47 - 1,64
HTHAp5NTC	1,86 - 4,07	0,20 - 0,35	1,38 - 1,74
HTHAp15NTC	2,35 - 2,87	0,26 - 0,30	1,40 - 1,58

Fonte: Adaptado de Rodrigues et al. (2018).

Estudo anterior relatado por Shirdar et al. (2016) demonstrou que os nanotubos de TiO₂ adicionados em HAp podem aumentar a dureza. Estes resultados foram semelhantes com outros estudos com incorporação de nanopartículas de TiO₂ em HAp (OKTAR, 2006; QUE et al., 2008).

Em confirmação à literatura, no trabalho realizado por Pires (2019) foram observados os melhores resultados de dureza nos materiais contendo nanopartículas de TiO₂. Entretanto, os nanotubos de TiO₂ influenciaram em valores baixos comparados à HAp pura, divergindo assim do estudo de Shirdar et al. (2016). Isto pode ser explicado pela formação de poros resultantes de uma fundição do TiO₂ em alta temperatura. Os resultados foram decrescentes ao aumentando a porcentagem de TiO₂.

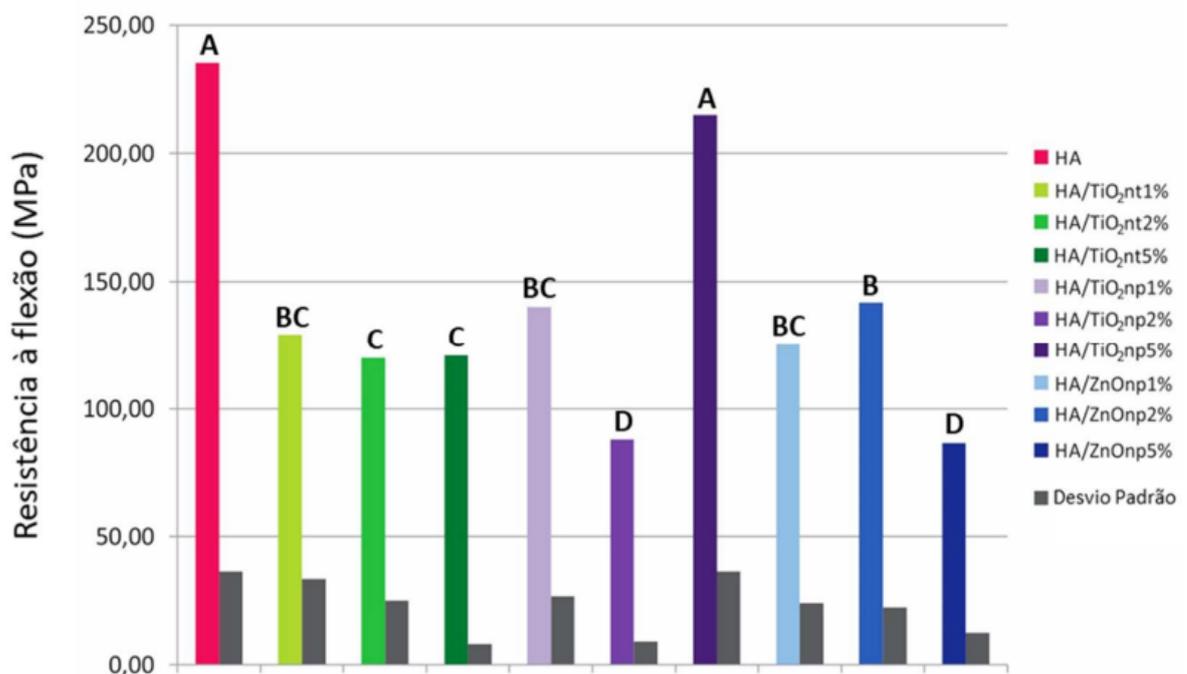
Para avaliar a resistência mecânica de materiais frágeis com as amostras em forma de disco, o teste de resistência à flexão biaxial tem sido o mais confiável.

O Cálculo da resistência à flexão biaxial (σ) foi realizado em MPa por meio da fórmula:

$$\sigma = -0,2387 P (X - Y) / b^2.$$

A média e desvio padrão dos valores encontrados estão representados na Figura 13.

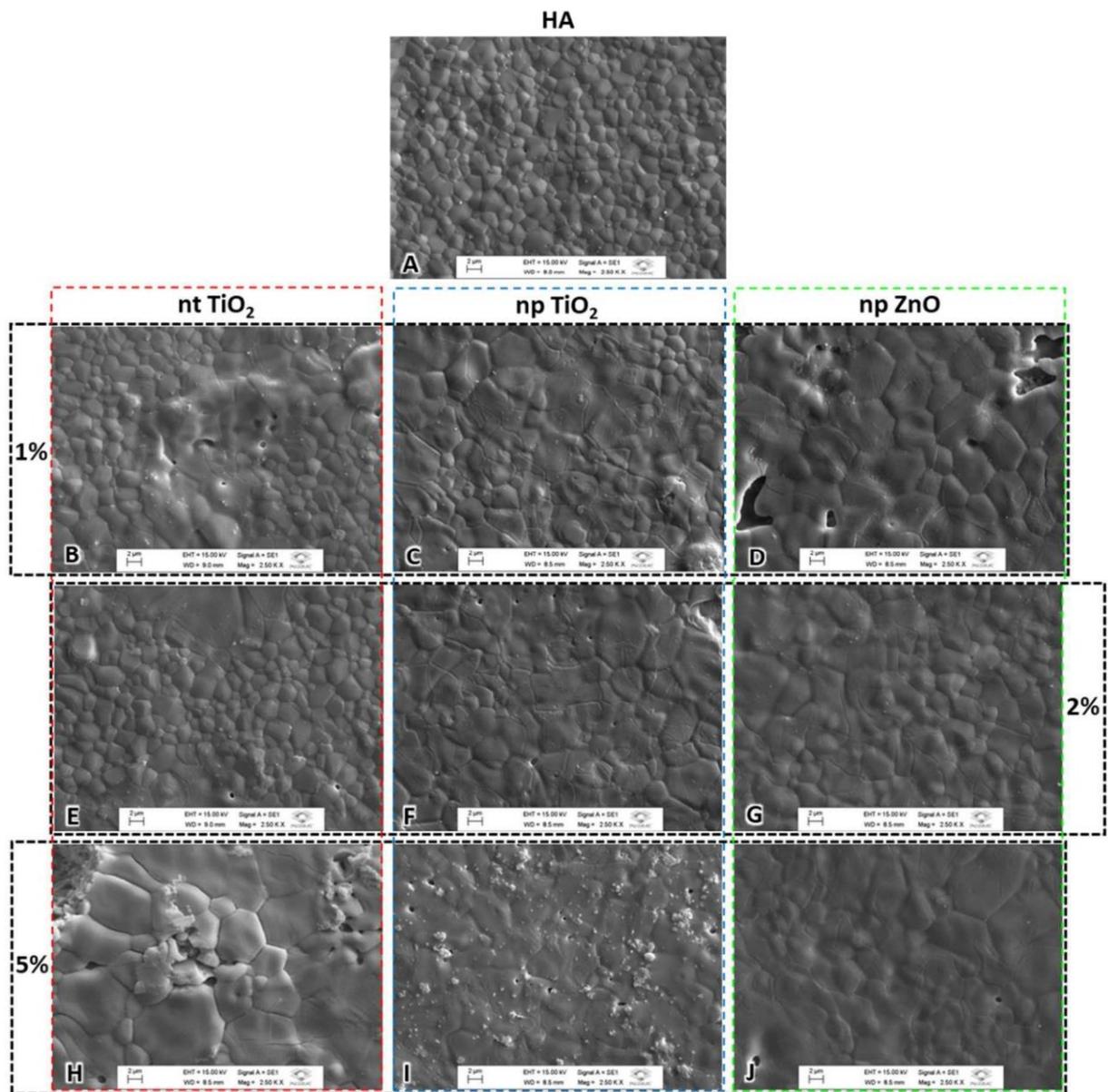
Figura 13 - Média e desvio padrão dos valores de resistência à flexão biaxial.



Fonte: Pires (2019).

Segundo Rempel et al. (2016), a diminuição do tamanho dos grãos influencia o aumento dos resultados de dureza. Esse resultado foi semelhante aos apresentados pelo grupo experimental HA/TiO₂np5%, com tamanhos menores de grãos comparados aos outros grupos (Figura 14).

Figura 14 - Imagens da superfície das amostras sinterizadas a 1300 °C, sequenciadas de acordo com as porcentagens dos grupos em 1, 2 e 5%.



Fonte: Pires (2019)

Sendo: A) HA (HAp) pura; B, E e H) 1, 2 e 5% de nanotubos de TiO₂ respectivamente; C, F e I) 1, 2 e 5% de nanopartículas de TiO₂ respectivamente; D, G e J) 1, 2 e 5% de nanopartículas de ZnO respectivamente.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Há uma variedade de tratamentos superficiais disponíveis para implantes osseointegráveis. Esses variam em sua técnica de obtenção, rugosidade, características superficiais físicas e químicas. Cada um com as suas vantagens, desvantagens e indicações.

Os implantes mais utilizados nas pesquisas de análise de superfície são os de titânio comercialmente puro. Os tipos de superfície mais estudadas na literatura são a usinada (geralmente utilizada como controle negativo de rugosidade), seguida do spray de plasma, algumas vezes utilizado como controle positivo de rugosidade e da cobertura com hidroxiapatita.

Foi observado que o potencial catódico quando comparado ao anódico, o revestimento se dava com menores valores de cálcio e fósforo, possuía uma camada mais aderida e uma relação Ca/P mais próxima ao ideal de 1,67, contudo produzia menores espessuras de camada para um mesmo tempo de tratamento. Quanto a morfologia da superfície, o tempo intensificou a condição já existente em 15 segundos de tratamento, seja a presença de poros ou a deposição de partículas, que cresciam e revestiam cada vez mais a amostra com o passar do tempo.

O flúor pode ser incorporado a HAp substituindo os grupos OH-, tornando a estrutura mais estável na sua forma hexagonal e menos solúvel que a hidroxiapatita estequiométrica. A ação do flúor na proteção de cáries dentárias e no tratamento de osteoporose tem sido muito pesquisada.

As imagens do MEV mostradas na Figura 14 mostram que a fusão atômica pode ter aumentado o tamanho dos grãos e causado alguns poros. Relatos na literatura abordaram sobre a redução da densidade no composto Y-TZP / TiO₂ através da adição de TiO₂ evidenciando a incorporação do TiO₂ como possível causa da formação de poros no material. No entanto, existe a possibilidade de reduzir a quantidade de porosidade dentro do material, otimizando o tempo de sinterização e as temperaturas (Pires, 2019).

A incorporação de nanopartículas de TiO₂ na cerâmica densa de HAp melhorou os resultados, aumentando as propriedades mecânicas e preservando a estrutura

cristalográfica da HAp. A porcentagem de 5% de nanopartículas de TiO₂ demonstrou ser a melhor combinação, sendo o grupo experimental com menor tamanho de grãos e baixa quantidade de poros.

Contudo, revestimentos de fosfatos de cálcio apresentam algumas preocupações, como a degradação e reabsorção em ambiente biológico, que podem levar à sua delaminação e desintegração, resultando na formação de detritos particulados e/ou perda da resistência da ligação substrato do revestimento e fixação do implante (Dorozhkin, 2015).

Os implantes metálicos empregados no sistema ósseo possuem uma resistência mecânica adequada, mas de acordo com seu comportamento biológico, são considerados biotoleráveis, havendo necessidade de ligar-se intimamente ao tecido ósseo, o que pode conduzir ao fracasso do implante a longo prazo. A HAp é um material bioativo que é capaz de formar uma união íntima do tipo química com o osso, entretanto carece de resistência mecânica adequada na interface. Uma solução unindo as propriedades desejadas de ambos materiais (bioativos e biotoleráveis) é o emprego de recobrimentos de HAp sobre próteses e elementos metálicos implantáveis.

O melhor recobrimento será aquele no qual se obtenha uma união forte na interface metal-HAp, preferencialmente do tipo químico, e se mantenha as propriedades físico-químicas e biológicas da HAp depositada. Pode esperar-se que um recobrimento no qual a cristalinidade e composição sejam semelhantes à da HAp biológica tenha o melhor desempenho em termos de bioatividade.

Dos métodos até hoje conhecidos para recobrimento, somente o de *plasma spray* possui importância industrial e comercial, apesar de algumas desvantagens evidenciadas em seu desempenho biológico a longo prazo. Outros procedimentos, como as técnicas de sol-gel, eletrólise e biomiméticas, oferecem alternativas interessantes do ponto de vista tecnológico e econômico ao sistema já bem estabelecido de *plasma spray*, merecendo ser objeto de estudo no futuro imediato (JENSEN et al., 1998).

As últimas publicações estão tendendo a estudar mais o tratamento de superfície nanotexturizada. A literatura também demonstra que implantes com

superfície rugosa apresentam uma maior área de contato osso-implante e melhores características biomecânicas.

Mesmo com as boas práticas clínicas relacionadas à inserção dos biomateriais, as infecções bacterianas e problemas de afrouxamento dos implantes ainda são recorrentes, gerando um custo socioeconômico elevado. Portanto, estabelecer novas estratégias, a exemplo dos revestimentos antibacterianos e osteogênicos sobre a superfície dos implantes, são importantes e necessários.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABE, Y.; KOKUBO, T.; YAMAMURO, T. Apatite coating on ceramics, metals and polymers utilizing a biological process. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, v. 1, n. 4, p. 233–238, nov. 1990.

AMORIM, M. O. D., MEAZZA, K., OLIVEIRA, A. A., SALES JÚNIOR, J. C. C., RUIZ, Y. L., & ANDRADE, J. C. S. Síntese e caracterização de hidroxiapatita natural extraída de escamas de pirarucu (*Arapaima gigas*). *Matéria (Rio de Janeiro)*, 25, 2020.

AOKI, H. Science and medical applications of hydroxyapatite. *Japanese Association of Apatite Science*, 1991.

AUTHORITY DENTAL. Should I get dental implants? Top 5 benefits of dental implants, 2022. Disponível em:< <https://www.authoritydental.org/dental-implants-benefits>>. Acesso em: 19/04/2022.

BACK, H.J.; QASI, J.I. *Titanium alloys for biomedical applications*. *Materials Science and Engineering C*, v. 26, p. 1269-1277, 2006.

BRANDÃO, M. L.; ESPOSTI, T. B. D.; BISOGNIN, E. D.; HARARI, N. D.; VIDIGAL JR, G. M.; CONZ, M. B. Superfície dos implantes osseointegrados X resposta biológica. *Revista IMPLANTNEWS*, v. 7, n. 1, p. 95-101, 2010.

BRUNETTE, D. M.; TENGVALL, P., *Titanium in Medicine, Material Science Surface, Engineering, Biological responses and medical applications*, Springer, Berlin 2001.

BUSER, D. et al. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *Journal of Biomedical Materials Research*, v. 25, n. 7, p. 889–902, jul. 1991.

C.C. RIBEIRO, I. GIBSON, M.A. BARBOSA, *Biomaterials (Article in Press)*, 1, 2005.

CHEN, Qizhi; THOUAS, George A. Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, v. 87, p. 1-57, 2015.

COLOMBO, J. S. et al. In vivo monitoring of the bone healing process around different titanium alloy implant surfaces placed into fresh extraction sockets. *Journal of Dentistry*, v. 40, n. 4, p. 338–346, abr. 2012.

CORDIOLI G, MAJZOUB Z, PIATTELLI A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, v. 15, p. 668-674, 2000.

COSTA ET AL. Hidroxiapatita: obtenção, caracterização e aplicações. *Revista eletrônica de materiais e processos*. vol.4.3, 2009.

DAVIES, J. E. *The bone material interface*. University of Toronto Press., 1990.

DAVIS, J. *Materials for medical devices*. ASM Handbook Series, 2003.

DE MELO COSTA, A. C. F., DE LIMA, M. G., DE ALMEIDA LIMA, L. H. M., CORDEIRO, V. V., DE SOUTO VIANA, K. M., DE SOUZA, C. V., & DE LUCENA LIRA, H. 4. Hidroxiapatita: Obtenção, caracterização e aplicações. *Revista eletrônica de Materiais e Processos*, 4(3), 2009.

DOROZHKIN, S. V. Calcium orthophosphate deposits: Preparation, properties and biomedical applications. *Materials Science and Engineering C*, v. 55, p. 272–326, 1 out. 2015.

DURACCIO, D.; MUSSANO, F.; FAGA, M. G. Biomaterials for dental implants: current and future trends. *Journal of Materials Science*, v. 50, n. 14, p. 4779–4812, 1 jul. 2015.

E.C.S. RIGO, L.C. OLIVEIRA, L.A. SANTOS, A.O. BOSCHI, R.G. CARRODÉGUAS, “Implantes Metálicos Recobertos com Hidroxiapatita”. Anais do IX Seminário de Metais Não Ferrosos, São Paulo – SP, novembro, 1996.

ELIAS C. N.; LIMA J. H. C.; BARBOZA, E. P. Diferentes superfícies dos implantes dentários. Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais. Campinas-SP, 2004.

ESPOSITO, M. et al. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. Cochrane database of systematic reviews, n. 3, 2013.

FARZADI, A. et al. Synthesis and characterization of hydroxyapatite/ β -tricalcium phosphate nanocomposites using microwave irradiation. *Ceramics International*, v. 37, n. 1, p. 65–71, jan. 2011.

FERNANDEZ, E; GIL, F.J.; GINEBRA, M.P. Calcium phosphate bone cements for clinical applications- part II. *Journal of Materials Science - Materials in Medicine* v. 10, p. 177- 183, 1999.

FORT WAYNE METALS, R. P. C. World-class solutions in medical-grade materials., 2012. Disponível em: Acesso em: 16 set. 2022.

FROES, F. H.; EYLON, D.; BOMBERGER, H. B. Melting, casting and powder metallurgy. *Titanium: Physical Metallurgy, Processing, and Applications*. ASM International, p. 161-203, 2015.

FULMER, M. T.; MARTIN, R. I.; BROWN, P. W. Formation of Calcium deficient Hydroxyapatite at near-physiological temperature. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, v. 3, p. 299-305, 1992.

GALLI, S. et al. Surface Characterization and Clinical Review of Two Commercially Available Implants. *Implant Dentistry*, v. 22, n. 5, p. 507–518, out. 2013.

GOTFREDSEN, K.; KARLSSON, Ulf. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO₂-blasted surface. *Journal of Prosthodontics*, v. 10, n. 1, p. 2-7, 2001.

HEIMANN, R. B. Structure, properties, and biomedical performance of osteoconductive bioceramic coatings. *Surface and Coatings Technology*, v. 233, p. 27–38, 2013.

JENSEN, O. T.; SHULMAN, L. B.; BLOCK, M. S.; IACONO, V. J. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, v. 13, p. 11-45, 1998.

KINARRI, A.B., GROSS, K.A. Influence of fluorapatite on the properties of thermally sprayed hydroxyapatite coatings. *Biomaterials*, v. 25, p. 4935-4945, 2004.

KLEIN, M. O. et al. Submicron Scale-Structured Hydrophilic Titanium Surfaces Promote Early Osteogenic Gene Response for Cell Adhesion and Cell Differentiation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, v. 15, n. 2, p. 166–175, 19 abr. 2011.

KLOKKEVOLD, P. R. et al. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clinical Oral Implants Research*, v. 8, n. 6, p. 442–447, dez. 1997.

KOKUBO, T.; KIM, H.-M.; KAWASHITA, M. Novel bioactive materials with different mechanical properties. *Biomaterials*, v. 24, n. 13, p. 2161–2175, jun. 2003.

KURTZ, S. M. et al. Advances in zirconia toughened alumina biomaterials for total joint replacement. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 31, p. 107–116, mar. 2014.

LANDUCI, M. C. Caracterização das propriedades mecânicas de biomateriais metálicos. 2016.

LIU, H. S. et al. Hydroxyapatite synthesized by a simplified hydrothermal method. *Ceramics International*, v. 23, n. 1, p. 19–25, jan. 1997.

LONDON, Robert M. et al. Histologic comparison of a thermal dual-etched implant surface to machined, TPS, and HA surfaces: bone contact in vivo in rabbits. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 17, n. 3, 2002.

LORENZONI, F. et al. Tratamento de superfície em implantes dentários: uma revisão de literatura. *Revista da Faculdade de Odontologia-UPF*, v. 21, n. 1, 2016.

LUGOVSKOY, A.; LUGOVSKOY, S. Production of hydroxyapatite layers on the plasma electrolytically oxidized surface of titanium alloys. *Materials Science and Engineering C*, v. 43, p. 527–532, 2014.

MAVROPOULOS, E. *A hidroxiapatita como removedora de chumbo*. Dissertação (Mestrado). Fundação Oswaldo Cruz. Escola Nacional de Saúde Pública e Toxicologia. Rio de Janeiro, 1999.

MEIRELLES L. The effect of chemical and nanotopographical on the early stages of osseointegration. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, v. 23, n. 4, p. 641-647, 2008.

MENEZES, A. W. A. DE. Estudo da deposição de hidroxiapatita por PEO em amostras de TI CP2 e aço inoxidável AISI 316LVM. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2021.

MISCH, C. E. Implant Design Considerations for the Posterior Regions of the Mouth. *Implant Dentistry*, v. 8, n. 4, p. 376–386, 1999.

NASIRI-TABRIZI, B., FAHAMI, A., EBRAHIMI-KAHRIZSANGI, R., “Effect of milling parameters on the formation of nanocrystalline hydroxyapatite using different raw materials”, *Ceramics International*, v. 39, pp. 5751-5763, 2013.

NERY, E. B. et al. Bioceramic implants in surgically produced infrabony defects. *Journal of Periodontology*, Birmingham, v.46, n.6, p.328-339, 1975.

NOVAES JR, A. B. et al. Influence of implant surfaces on osseointegration. *Brazilian Dental Journal*, v. 21, n. 6, p. 471–481, 2010.

OKTAR, F. N. Hydroxyapatite–TiO₂ composites. *Materials Letters*, v. 60, n. 17-18, p. 2207-2210, 2006.

PIRES, A. L. R.; BIERHALZ, A. CK; MORAES, Â. M. Biomateriais: tipos, aplicações e mercado. *Química nova*, v. 38, p. 957-971, 2015.

PIRES, L. A. Avaliação estrutural, morfológica e mecânica de cerâmica densa de hidroxiapatita bovina reforçada com nanotubos de TiO₂ e nanopartículas de ZnO e TiO₂. Diss. Universidade de São Paulo, 2019.

PRAKASAM, Mythili et al. Biodegradable materials and metallic implants—a review. *Journal of functional biomaterials*, v. 8, n. 4, p. 44, 2017.

PRAMANIK, S. et al. Development of high strength hydroxyapatite by solid-state-sintering process. *Ceramics International*, v. 33, n. 3, p. 419-426, 2007.

QUE, W. et al. Hydroxyapatite/titania nanocomposites derived by combining high-energy ball milling with spark plasma sintering processes. *Journal of the European Ceramic Society*, v. 28, n. 16, p. 3083-3090, 2008.

RUJITANAPANICH, S.; KUMPAPAN, P.; WANJANOI, P. Synthesis of hydroxyapatite from oyster shell via precipitation. *Energy Procedia*, v. 56, p. 112-117, 2014.

REMPEL, S. V. et al. Microhardness and phase composition of TiO₂/hydroxyapatite nanocomposites synthesized under low-temperature annealing conditions. *Inorganic Materials*, v. 52, n. 5, p. 476-482, 2016.

RODRIGUES, E. et al. Síntese e caracterização do material hidrotalcita-hidroxiapatita dopado com nanotubos de carbono e sua aplicação na catálise da reação de transesterificação. *Cerâmica*, v. 64, p. 166-175, 2018.

RUJITANAPANICH, S.; KUMPAPAN, P.; WANJANOI, P. Synthesis of Hydroxyapatite from Oyster Shell via Precipitation. *Energy Procedia*, v. 56, p. 112–117, 2014.

SANTOS, M. L. dos. Aplicação do processo sol-gel na produção de recobrimentos de hidroxiapatita sobre ligas a base de Ti empregadas em implantes odontológicos. 2005.

SHIRDAR, M. R. et al. In situ synthesis of hydroxyapatite-grafted titanium nanotube composite. *Journal of Experimental Nanoscience*, v. 11, n. 10, p. 816-822, 2016.

SILVA, F. L. E et al. Tratamento de superfície em implantes dentários: uma revisão de literatura. *Revista da Faculdade de Odontologia - UPF*, v. 21, n. 1, 18 out. 2016.

SILVA, V. V.; DOMINGUES, R. Z.; LAMEIRAS, F. S. Microstructural and mechanical study of zirconia-hydroxyapatite (ZH) composite ceramics for biomedical applications. *Composites Science and Technology*, v. 61, n. 2, p. 301–310, fev. 2001.

STRNAD, Z.; STRNAD, J.; POVÝSIL, C.; URBAN, K. Effect of plasma-sprayed hydroxyapatite coating on the osteoconductivity of commercially pure titanium implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, v. 15, p. 483-490, 2000.

TEIXEIRA ER. Superfície dos implantes: o estágio atual. In: Dinato JC, Polido WD. *Implantes osseointegrados - Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-fac.*, Camaragibe v.9, n.1, p. 123 - 130, jan./mar. 2009.

THAKRAL, G. Nanosurface – The Future of Implants. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 2014.

VALLETREGI, M. Calcium phosphates as substitution of bone tissues. Progress in Solid State Chemistry, v. 32, n. 1-2, p. 1–31, 2004.

VIANA, J. R. et al. Análise comparativa da síntese de hidroxiapatita via estado sólido. Matéria (Rio de Janeiro), v. 25, 2020.

ZADOROZHNYI, V.Y., Kaevitser, E.V., Kopylov, A.N., et al., “Synthesis of the hydroxyapatite coatings on the Ti substrates by mechanical alloying”, Surface & Coatings Technology, v. 281, pp. 157-163, 2015.

ZHANG, S.; TANG, Y.; VLAHOVIC, B. A review on preparation and applications of silver-containing nanofibers. Nanoscale research letters, v. 11, n. 1, p. 1-8, 2016.

7. ANEXOS



CARTA DE ACEITE

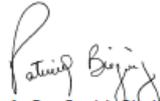
São Paulo, 24 de maio de 2022

A editora científica Pimenta Cultural declara que o texto abaixo relacionado foi ACEITO para publicação em livro pela Editora Pimenta Cultural.

Artigo: "Uso da hidroxiapatita no tratamento superficial de implantes dentários"

Autores(as): Bruna Garcia de Souza do Couto e Jean Carlos Silva Andrade

Sem mais, estamos à disposição.


Profa. Dra. Patricia Biéging
Editora Editorial Científica
patricia@pimentacultural.com
www.pimentacultural.com



7. ANEXOS

Organizador

Nícolás Lara

Engenharia de Materiais:
materializando o futuro



SUMÁRIO

Prefácio 15

Capítulo 1

**Hidroxiapatita decorada
com nanopartículas de prata 19**

Nicolas Lara

Maria Inês Basso Bernardi

Capítulo 2

**Cimentos ósseos bioabsorvíveis
para implantes à base de hidroxiapatita
proveniente de fontes naturais..... 37**

Mateus Oliveira de Amorim

Mayara Rhasna da Silva Dionizio

José Carlos Calado Sales Júnior

Yurimiler Leyet Ruiz

Adolfo José da Mota

Jean Carlos Silva Andrade

Capítulo 3

**Uso da hidroxiapatita no tratamento
superficial de implantes dentários..... 57**

Bruna Garcia de Souza do Couto

Jean Carlos Silva Andrade