

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a) autor(a), o texto completo deste documento será disponibilizado somente a partir de 24/04/2028.

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
MATERIAIS**

JÚLIA BUCCI

**SÍNTESE E CARACTERIZAÇÃO DOS FILMES DE TITANATO DE
CÁLCIO SOBRE SUBSTRATO METÁLICO DE TITÂNIO**

BOTUCATU - SP

2026

JÚLIA BUCCI

**SÍNTESE E CARACTERIZAÇÃO DOS FILMES DE TITANATO DE
CÁLCIO SOBRE SUBSTRATO METÁLICO DE TITÂNIO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação Interunidades em Ciência e Tecnologia de Materiais, área de concentração Biomateriais, como requisito para a obtenção do título de mestre em Ciência e Tecnologia de Materiais, sob a orientação da Prof. Dra. Margarida Juri Saeki.

BOTUCATU - SP

2026

B918s Bucci, Júlia
Síntese e caracterização dos filmes de titanato de cálcio
sobre substrato metálico do titânio / Júlia Bucci. --
Botucatu, 2026
78 p. : il., tabs., fotos

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista
(UNESP), Instituto de Biociências, Botucatu
Orientadora: Margarida Juri Saeki
Coorientador: Gerson Santos de Almeida

1. Modificação superficial. 2. Titanato de cálcio. 3.
Titânio. 4. Método sol-gel. 5. Apatita. I. Título.

ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE JÚLIA BUCCI, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE MATERIAIS, DA FACULDADE DE CIÊNCIAS - CÂMPUS DE BAURU.

Aos 24 de abril de 2026, às 9h, no(a) Instituto de Biociências de Botucatu , realizou-se a defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO de JÚLIA BUCCI, intitulada "SÍNTESE E CARACTERIZAÇÃO DOS FILMES DE TITANATO DE CÁLCIO SOBRE SUBSTRATO METÁLICO DE TITÂNIO". A Comissão Examinadora foi constituída pelos seguintes membros: Profa. Dra. MARGARIDA JURI SAEKI (Orientador(a) - Participação Presencial) do(a) Departamento de Química e Bioquímica / UNESP / Câmpus de Botucatu - IBB, Prof. Dr. GUSTAVO ROCHA DE CASTRO (Participação Presencial) do(a) Departamento de Química e Bioquímica / UNESP / Câmpus de Botucatu - IBB, Prof. Dr. EDUARDO HENRIQUE BACKES (Participação Virtual) do(a) Departamento de Engenharia de Materiais (DEMa) / Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), Após a exposição pela mestrandia e arguição pelos membros da Comissão Examinadora que participaram do ato, de forma presencial e/ou virtual, a discente recebeu o conceito final: APROVADA . Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada pelo(a) Presidente(a) da Comissão Examinadora.

Documento assinado digitalmente
 **MARGARIDA JURI SAEKI**
Data: 24/04/2026 17:30:35-0300
Verifique em <https://validar.it.gov.br>

Profa. Dra. MARGARIDA JURI SAEKI

*Agradeço e dedico este trabalho a todos
os meus queridos que fizeram parte dessa
história.*

AGRADECIMENTOS

Expresso aqui, primeiramente, minha gratidão à minha família consanguínea por todo apoio oferecido, em especial aos meus pais Débora e Vladimir, à minha irmã Ana Flávia e à minha avó Helena.

À família que escolhi nessa trajetória, Maria Gabriela, Larissa, Mariane e João, obrigada pelo suporte e por se fazerem lar quando foi preciso, e principalmente à Maria que por inúmeras vezes, foi bem mais que um lar e exatamente o que eu precisava.

À Natasha, que se manteve presente me apoiando e sendo um grande exemplo, obrigada por tudo.

Agradeço também aos meus colegas de laboratório Maria, Paulo Yuji, Henrique e Gustavo pelas colaborações, auxílio e tempo compartilhados comigo.

Deixo aqui meu reconhecimento e gratidão aos demais colaboradores desse trabalho e a todas as parcerias realizadas: ao Prof. Nilson Cruz do Laboratório Multiusuário de Caracterização de Materiais (LMCMat) e ao técnico Diego, e ao Departamento de Física e Meteorologia da Faculdade de Ciências de Bauru. Ao Prof. Luis Gallego Martinez (IPEN) registro minha gratidão pela colaboração com este projeto. E, por fim, ao Laboratório de Bioensaios e Dinâmica Celular (LaBio) coordenado pelo Prof. Willian Zambuzzi e aos alunos envolvidos pelos ensaios biológicos realizados.

Reconheço e agradeço à CAPES pelo financiamento deste projeto.

E finalmente, agradeço aos que me orientaram: ao Dr Gerson, meu muito obrigada pelo apoio, dedicação e amizade, você se tornou um grande exemplo de pessoa e de cientista para mim. À minha orientadora Margarida, que está presente há muito tempo, obrigada por todo exemplo, apoio e ensinamento, admiro-a e agradeço-a imensamente!

BUCCI, J. Síntese e caracterização dos filmes de titanato de cálcio sobre substrato metálico de titânio. 2026. 78f. Dissertação. Programa de Pós-graduação em Ciência e Tecnologia de Materiais. UNESP, Botucatu, 2026.

RESUMO

Os implantes utilizados na medicina ortopédica e na odontologia são desenvolvidos para apresentarem biocompatibilidade e bioatividade, restaurando, com esses dispositivos, funções estruturais e proporcionando segurança e qualidade de vida ao paciente. O titânio, por ser biocompatível e possuir boa resistência (mecânica e à corrosão), é amplamente utilizado para constituir esses implantes. Não obstante, modificações de superfície podem ser feitas a fim de agregar a osteoindução e a osteocondução às referidas propriedades. Modificações com a hidroxiapatita (HAp) são preferidas para esse propósito, entretanto, essa biocerâmica apresenta falhas na adesão à superfície do titânio, além de apresentar baixa resistência mecânica. O titanato de cálcio em contrapartida possui a característica de promover o crescimento de apatitas sobre sua superfície e, desde que apresente boa adesão ao titânio, otimizaria o tempo de fixação óssea ao atuar como uma camada intermediária para melhorar a adesão de apatitas a implantes metálicos. O presente trabalho teve por objetivo recobrir a superfície do titânio com o titanato de cálcio, utilizando o método sol-gel associado à técnica de imersão, e otimizá-lo de tal modo a favorecer a precipitação espontânea de HAp. A otimização envolveu a variação da razão Ca/Ti no sol precursor e temperatura de calcinação após imersão. O método utilizado se mostrou eficaz na obtenção de revestimentos cristalinos de titanato de cálcio. As concentrações de Ca/Ti e os tratamentos térmicos influenciaram na composição e cristalinidade das fases dos revestimentos. O teste de adesão mostrou que, de maneira geral, todas as amostras dos filmes têm boa adesão ao substrato. Os ensaios biológicos (viabilidade e adesão celular), realizados por contato indireto com células pré-osteoblásticas, revelaram que os revestimentos não são citotóxicos. O ensaio de mimetização em fluido corpóreo simulado (SBF) mostrou a formação de aglomerados de fosfatos de cálcio nas superfícies de todas as amostras. Assim, os revestimentos de titanato de cálcio apresentam propriedades físico-químicas e biológicas favoráveis, com potencial para aplicação em superfícies de implantes ortopédicos e odontológicos para otimizar o tempo de fixação óssea.

Palavras-chave: Modificação superficial; Titanato de Cálcio; Titânio; Método sol-gel; Apatita.

BUCCI, J. Synthesis and characterization of calcium titanate films on titanium metal substrates. 2026. 78f. Dissertation Master's student in Science and Technology of Materials – UNESP, Institute of Biosciences, Botucatu, 2026.

ABSTRACT

Implants used in orthopedic and dental applications are designed to be biocompatible and bioactive, enabling to restore structural function and providing safety and quality of life for patients. Due to its biocompatibility and high mechanical and corrosion resistances, titanium is widely used in the manufacture of these implants. Nevertheless, surface modifications can be made in order to provide osteoinduction and osteoconduction to these properties. Modifications using hydroxyapatite (HAp) are preferred for this purpose. However, this bioceramic has poor adhesion to the titanium surface and low mechanical strength. In contrast, calcium titanate promotes apatite growth on its surface and, since it exhibits good adhesion to titanium, it can optimize bone fixation time by acting as an intermediate layer that enhances the adhesion of apatites to metallic implants. This study aimed to coat the titanium surface with calcium titanate using the sol-gel method combined with the dip coating technique, and to optimize the coating to promote the spontaneous precipitation of HAp. The optimization involved varying the Ca/Ti ratio in the precursor sol as well as the calcination temperature applied after coating. The method used proved to be effective in producing crystalline calcium titanate coatings. The Ca/Ti ratios and heat treatments influenced the composition and crystallinity of the coatings. The adhesion test showed that, in general, all film samples exhibit good adhesion to the substrate. Biological assays (viability and cell adhesion), performed through indirect contact with pre-osteoblastic cells, demonstrated that the coatings are non-cytotoxic. The simulated body fluid (SBF) mimicking assay demonstrated the formation of calcium phosphate nuclei on the surfaces of all samples. Thus, calcium titanate coatings exhibit favorable physicochemical and biological properties, showing potential for application on orthopedic and dental implant surfaces to optimize bone fixation time.

Keywords: Surface modification; Calcium Titanate; Titanium; Sol-gel method; Apatite.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Fluxograma da metodologia das amostras de pó de CaTiO_3	22
Figura 2 - Fluxograma da metodologia das amostras de filmes de CaTiO_3 sobre titânio	23
Figura 3 - Ilustração do (a) equipamento e do (b) esquema da aplicação do teste de adesão ..	26
Figura 4 - Fluxograma da metodologia da mimetização por SBF	29
Figura 5 - Análises térmicas simultânea (TG/DSC) do pó do gel precursor de CaTiO_3 (1:4): (azul) curva termogravimétrica; (vermelha) curva de calorimetria exploratória diferencial. Taxa de aquecimento - 10 °C/min, em fluxo de ar sintético	32
Figura 6 - Análises térmicas simultânea (TG/DSC) do pó do gel precursor de CaTiO_3 (1:3): (azul) curva termogravimétrica; (vermelha) curva de calorimetria exploratória diferencial. Taxa de aquecimento - 10 °C/min, em fluxo de ar sintético	34
Figura 7 - Análises térmicas simultânea (TG/DSC) do pó do gel precursor de CaTiO_3 (1:2): (azul) curva termogravimétrica; (vermelha) curva de calorimetria exploratória diferencial. Taxa de aquecimento - 10 °C/min, em fluxo de ar sintético	35
Figura 8 - Análises térmicas simultânea (TG/DSC) do pó do gel precursor de CaTiO_3 (3:4): (azul) curva termogravimétrica; (vermelha) curva de calorimetria exploratória diferencial. Taxa de aquecimento - 10 °C/min, em fluxo de ar sintético	35
Figura 9 - Análises térmicas simultânea (TG/DSC) do pó do gel precursor de de CaTiO_3 (1:1): (azul) curva termogravimétrica; (vermelha) curva de calorimetria exploratória diferencial. Taxa de aquecimento - 10 °C/min, em fluxo de ar sintético	36
Figura 10 - Difratoograma de raios X dos pós de titanato de cálcio, sendo: (a) CaTiO_3 (1:4) – 400°C; (b) CaTiO_3 (1:3) – 400°C; (c) CaTiO_3 (1:2) – 400°C; (d) CaTiO_3 (3:4) – 400°C e (e) CaTiO_3 (1:1) – 400°C;	38
Figura 11 - Difratoograma de raios X dos pós de titanato cálcio: (a) CaTiO_3 (1:4) – 600°C; (b) CaTiO_3 (1:3) – 600°C; (c) CaTiO_3 (1:2) – 600°C; (d) CaTiO_3 (3:4) – 600°C e (e) CaTiO_3 (1:1) – 600°C;	39
Figura 12 - Difratoograma de raios X dos pós de titanato de cálcio: (a) CaTiO_3 (1:4) – 700°C; (b) CaTiO_3 (1:3) – 700°C; (c) CaTiO_3 (1:2) – 700°C; (d) CaTiO_3 (3:4) – 700°C e (e) CaTiO_3 (1:1) – 700°C;	40
Figura 13 - Difratoograma de raios X dos pós de titanato de cálcio: (a) CaTiO_3 (1:4) – 800°C; (b) CaTiO_3 (1:3) – 800°C; (c) CaTiO_3 (1:2) – 800°C; (d) CaTiO_3 (3:4) – 800°C e (e) CaTiO_3 (1:1) – 800°C;	41

Figura 14 - Difratoograma de raios X dos pós de titanato de cálcio: (a) CaTiO_3 (1:4) – 900°C; (b) CaTiO_3 (1:3) – 900°C; (c) CaTiO_3 (1:2) – 900°C; (d) CaTiO_3 (3:4) – 900°C e (e) CaTiO_3 (1:1) – 900°C;	42
Figura 15 - Difratoograma de raios X das amostras de Ti-c.p. revestido com titanato de cálcio: (a) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:4) – 400°C; (b) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:3) – 400°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:2) – 400°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO_3 (3:4) – 400°C e (e) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:1) – 400°C;	44
Figura 16 - Difratoograma de raios X das amostras de Ti-c.p. revestido com titanato de cálcio: (a) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:4) – 600°C; (b) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:3) – 600°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:2) – 600°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO_3 (3:4) – 600°C e (e) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:1) – 600°C;	45
Figura 17 - Difratoograma de raios X das amostras de Ti-c.p. revestido com titanato de cálcio: (a) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:4) – 700°C; (b) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:3) – 700°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:2) – 700°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO_3 (3:4) – 700°C e (e) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:1) – 700°C;	47
Figura 18 - Difratoograma de raios X das amostras de Ti-c.p. revestido com titanato de cálcio: (a) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:4) – 800°C; (b) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:3) – 800°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:2) – 800°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO_3 (3:4) – 800°C e (e) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:1) – 800°C;	48
Figura 19 - Difratoograma de raios X das amostras de Ti-c.p. revestido com titanato de cálcio: (a) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:4) – 900°C; (b) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:3) – 900°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:2) – 900°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO_3 (3:4) – 900°C e (e) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:1) – 900°C;	49
Figura 20 - Força de adesão (normalizada por área geométrica), determinados por <i>pull-off</i> , dos revestimentos com o substrato metálico de Ti-c.p. (n=4). (Dados da Tabela 2 em gráfico de barra).....	51
Figura 21 - Foto após o teste de adesão da amostra de Ti-c.p.. <i>Dollie</i> (esquerda) e fotomicrografia destacando a região em que delimita a parte da amostra no ensaio de adesão (direita). Magnificação de 1600 vezes.....	53
Figura 22 - Fotos após o teste de adesão nas amostras de: (a) Ti-c.p.+ CaTiO_3 (1:4) – 400°C; (b) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:3) – 400°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:2) – 400°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO_3 (3:4) – 400°C e (e) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:1) – 400°C. <i>Dollies</i> (esquerda) e fotomicrografia destacando as regiões em que delimitam a parte da amostra com o filme destacado e não destacado no ensaio de adesão (direita). Magnificação de 1600 vezes	53
Figura 23 - Fotos após o teste de adesão nas amostras de: (a) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:4) – 600°C; (b) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:3) – 600°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:2) – 600°C; (d) Ti c.p. + CaTiO_3 (3:4) – 600°C e (e) Ti-c.p. + CaTiO_3 (1:1) – 600°C. <i>Dollies</i> (esquerda) e fotomicrografia destacando as regiões em que delimitam a parte da amostra com o filme destacado e não destacado no ensaio de adesão (direita). Magnificação de 1600 vezes	55

Figura 24 - Fotos após o teste de adesão das amostras de: (a) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:4) – 700°C; (b) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:3) – 700°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:2) – 700°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (3:4) – 700°C e (e) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:1) – 700°C. <i>Dollies</i> (esquerda) e fotomicrografia destacando as regiões em que delimitam a parte da amostra com o filme destacado e não destacado no ensaio de adesão (direita). Magnificação de 1600 vezes	56
Figura 25 - Fotos após o teste de adesão das amostras de: (a) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:4) – 800°C; (b) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:3) – 800°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:2) – 800°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (3:4) – 800°C e (e) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:1) – 800°C. <i>Dollies</i> (esquerda) e fotomicrografia destacando as regiões em que delimitam a parte da amostra com o filme destacado e não destacado no ensaio de adesão (direita). Magnificação de 1600 vezes	57
Figura 26 - Fotos após o teste de adesão das amostras de: (a) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:4) – 900°C; (b) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:3) – 900°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:2) – 900°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (3:4) – 900°C e (e) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:1) – 900°C	58
Figura 27 - <i>Heatmap</i> : resistência de adesão e modo de falha	59
Figura 28 - Viabilidade celular de pré-osteoblastos (MC3t3-E1, Subclone 4) após 24h em cultura com o meio condicionado com o Ti-c.p. e Ti-c.p. revestidos, tratados a: (a) 400°C; (b) 600°C; (c) 700°C; (d) 800°C e (e) 900°C. Os dados são apresentados como média ± desvio padrão (n=6), classificando as significâncias em: *p < 0,05, **p < 0,01, *** p=0,001 e ****p < 0,0001	60
Figura 29 - Adesão celular de pré-osteoblastos (MC3t3-E1, Subclone 4) após 24h em cultura com o meio condicionado com o Ti-c.p. e Ti-c.p. revestidos, tratados a: (a) 400°C; (b) 600°C; (c) 700°C; (d) 800°C e (e) 900°C. Os dados são apresentados como média ± desvio padrão (n=6), classificando as significâncias em: * p < 0,05, **p < 0,01, *** p=0,001 e ****p < 0,0001	61
Figura 30 - Microscopia eletrônica de varredura (MEV) e respectivos espectros, obtidos por EDX, da superfície da amostra de Ti-c.p. com filmes de titanato de cálcio, após o contato por 7 dias com SBF à 37°C.....	64
Figura 31 - Microscopia eletrônica de varredura (MEV) e respectivos espectros, obtidos por EDX, da superfície da amostra de Ti-c.p. com filmes de titanato de cálcio, após o contato por 7 dias com SBF à 37°C: (a) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:4) – 600°C; (b) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:3) – 600°C; (c) Tic.p. + CaTiO ₃ (1:2) – 600°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (3:4) – 600°C e (e) Ti-c.p. + CaTiO ₃ (1:1) – 600°C	64
Figura 32 - Microscopia eletrônica de varredura (MEV) e respectivos espectros, obtidos por EDX, das superfícies das amostras de Ti-c.p. revestidos com titanato de cálcio, após o contato	

por 7 dias com SBF à 37°C: (a) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:4) – 700°C; (b) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:3) – 700°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:2) – 700°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO₃ (3:4) – 700°C e (e) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:1) – 700°C 64

Figura 33 - Microscopia eletrônica de varredura (MEV) e respectivos espectros, obtidos por EDX, das superfícies das amostras de Ti-c.p. revestidos com titanato de cálcio, após o contato por 7 dias com SBF à 37°C: (a) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:4) – 800°C; (b) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:3) – 800°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:2) – 800°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO₃ (3:4) – 800°C e (e) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:1) – 800°C 65

Figura 34 - Micrografias dos pré-osteoblastos (MC3T3-E1, Subclone 4) após 24h de contato direto com a superfície das seguintes amostras, após 24h em mimetização com SBF: (a) Ti-c.p.; (b) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:4) - 600°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:3) - 600°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:2) - 600°C; (e) Ti-c.p. + CaTiO₃ (3:4) - 600°C; (f) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:1) - 600°C;..... 70

Figura 35 - Micrografias dos pré-osteoblastos (MC3T3-E1, Subclone 4) após 24h de contato direto com a superfície das seguintes amostras, após 24h em mimetização com SBF: (a) Ti-c.p.; (b) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:4) - 700°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:3) - 700°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:2) - 700°C; (e) Ti-c.p. + CaTiO₃ (3:4) - 700°C; (f) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:1) - 700°C;..... 70

Figura 36 - Micrografias dos pré-osteoblastos (MC3T3-E1, Subclone 4) após 24h de contato direto com a superfície das seguintes amostras, após 24h em mimetização com SBF: (a) Ti-c.p.; (b) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:4) - 800°C; (c) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:3) - 800°C; (d) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:2) - 800°C; (e) Ti-c.p. + CaTiO₃ (3:4) - 800°C; (f) Ti-c.p. + CaTiO₃ (1:1) - 800°C;..... 71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Concentrações iônicas ($\text{mmol} \cdot \text{dm}^{-3}$) em um Fluido Corpóreo Simulado (SBF) padrão.	28
Tabela 2 - Força de adesão (normalizada por área geométrica) dos revestimentos, determinados por <i>pull-off</i> (n=4). Valor de referência: $0,89 \pm 0,1$ MPa (n=4) para Ti-c.p. sem revestimento: .	51
Tabela 3 - Massa e desvio padrão das amostras com filmes de titanato de cálcio sobre o substrato de titânio, antes e após o processo de mimetização por solução de SBF (n=10).	63
Tabela 4 - EDX em análise composicional semi-quantitativa das espécies presentes nas superfícies das amostras revestidas o óxido de titânio contendo cálcio, após o processo de mimetização em SBF padrão. Os valores estão em porcentagem atômica.	66
Tabela 5 - EDX em análise composicional semi-quantitativa das espécies presentes nas superfícies das amostras revestidas o óxido de titânio contendo cálcio, após o processo de mimetização em SBF padrão. Os valores estão apresentados em razão atômica, exceto a massa do precipitado.	67

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
2	OBJETIVO	20
2.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
3	METODOLOGIA	21
3.1	CONFECÇÃO DAS AMOSTRAS	21
3.2	CARACTERIZAÇÃO DOS PÓS	23
3.2.1	Análise Térmica Simultânea (STA)	23
3.2.2	Difratometria de raio X (DRX)	24
3.3	CARACTERIZAÇÃO DOS FILMES	25
3.3.1	Difratometria de raio X (DRX)	25
3.3.2	Ensaio de adesão do revestimento.....	25
3.3.3	Ensaio biológicos por contato indireto: viabilidade e adesão celular.....	26
3.4	MIMETIZAÇÃO EM SBF	28
3.4.1	Miscroscopia eletrônica de varredura (MEV) e Análise composicional semi-quantitativa por energia dispersiva de raios X (EDX)	29
3.4.2	Ensaio biológico por contato direto	30
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	31
4.1	PÓ DE TITANATO DE CÁLCIO	32
4.1.1	Análises Térmicas Simultânea (STA)	32
4.1.2	Difratometria de raio X	37
4.2	FILME DE TITANATO DE CÁLCIO SOBRE O TITÂNIO	43
4.2.1	Difratometria de raio X	43
4.2.2	Ensaio de força de adesão do revestimento (<i>pull-off</i>).....	50
4.2.3	Ensaio biológicos por contato indireto: viabilidade e adesão celular.....	59
4.3	MIMETIZAÇÃO EM SBF	62
4.3.1	Miscroscopia eletrônica de varredura (MEV) e Análise composicional semi-quantitativa por energia dispersiva de raios X (EDX)	62
4.3.2	Ensaio Biológico por contato direto	69
5	CONCLUSÃO	72
5.1	TRABALHOS FUTUROS.....	73
6	REFERÊNCIAS	74

1 INTRODUÇÃO

O aumento expressivo da população idosa no mundo tem elevado significativamente a necessidade de intervenções médicas relacionadas à reposição e à regeneração de tecidos (GAUTAM et al., 2022). Esse cenário é impulsionado por doenças degenerativas, traumas e acidentes, que frequentemente resultam em fraturas ou defeitos ósseos de difícil regeneração espontânea (YUAN et al., 2024). Estudos prevêem que a demanda por implantes médicos continuará crescendo nas próximas décadas, como consequência do avanço da expectativa de vida e prevalência de condições ortopédicas complexas (QIU et al., 2014).

Para suprir essa necessidade clínica, diversas pesquisas têm sido direcionadas ao desenvolvimento de biomateriais capazes de restaurar a função estrutural e promover adequada regeneração do tecido ósseo (PABINGER et al., 2018). Biomateriais, nesse contexto, são entendidos como materiais projetados para interagir de maneira controlada e segura com sistemas biológicos, desempenhando funções terapêuticas e/ou estruturais sem gerar respostas adversas por parte do hospedeiro (WILLIAMS, 2019).

Entre os materiais utilizados na fabricação de implantes, os metais ocupam posição de destaque devido à sua resistência mecânica superior e à durabilidade exigida em aplicações estruturais (GAUTAM et al., 2022). Dentre eles, o titânio comercialmente puro (Ti-c.p.) e suas ligas são os mais amplamente empregados na área biomédica, especialmente em próteses ortopédicas e implantes dentários (MISHNAEVSKY et al., 2014). Essa preferência está associada ao excelente balanço entre propriedades mecânicas, como resistência à tração, tenacidade à fratura e estabilidade estrutural, somadas às características físico-químicas favoráveis de uso em ambiente fisiológico (SIDAMBE, 2014). O módulo de elasticidade do titânio, inferior ao de outros metais e ligas convencionais, também o aproxima do comportamento mecânico do tecido ósseo, reduzindo complicações decorrentes de diferenças acentuadas de rigidez entre implante e osso (GAUTAM et al., 2022).

Outro fator determinante para a ampla adoção do titânio é sua elevada resistência à corrosão, conferida pela formação espontânea de uma fina camada de óxido passivo na superfície (OLMEDO et al., 2008). Essa película estável atua como barreira protetora contra ataques químicos, reduzindo a liberação de íons metálicos e contribuindo para a biocompatibilidade do material. Nesse contexto, o conceito de biocompatibilidade torna-se central. De forma geral, biocompatibilidade é definida como a capacidade de um material de desempenhar sua função em uma aplicação específica, promovendo uma resposta adequada do

hospedeiro sem efeitos adversos (WILLIAMS, 2019). Como consequência, o titânio apresenta desempenho clínico satisfatório e longa durabilidade em aplicações como próteses articulares, parafusos de fixação, placas ósseas e implantes dentários (MARIN et al., 2023).

Apesar de suas qualidades reconhecidas, estudos têm identificado limitações importantes associadas ao desgaste e à corrosão localizada, fatores que podem contribuir na liberação de resíduos metálicos, afetar a estabilidade do implante e comprometer a interação com o tecido ósseo ao longo do tempo (SOUZA et al., 2015). Essas observações evidenciam que, embora o titânio seja um biomaterial amplamente consolidado, sua performance pode ser aprimorada por meio de estratégias que modifiquem ou otimizem sua superfície.

Apesar das excelentes propriedades mecânicas e da reconhecida biocompatibilidade, o titânio é classificado como um material bioinerte, o que significa que sua superfície não participa ativamente de interações químicas com o tecido ósseo (HANAWA, 2022). Essa característica limita a capacidade da osseointegração, que tende a ocorrer predominantemente por ancoragem mecânica e não por formação de ligações químicas estáveis com o osso hospedeiro (LIU *et al.*, 2025). Como consequência, implantes de titânio podem apresentar dificuldades na integração, especialmente quando expostos a condições biológicas desfavoráveis, potencializando riscos de afrouxamento, deslocamento ou falha do implante ao longo do tempo. Além disso, complicações como infecções bacterianas ou a formação de tecido fibroso na interface osso-implante podem prejudicar a estabilidade inicial e tardia, evidenciando que a simples presença de um material biocompatível não garante integração satisfatória em nível celular (ZHU; WANG; JIAO LI, 2021).

Quando um implante é inserido no organismo, ele é reconhecido como um corpo estranho, e a propriedade da superfície determina grande parte a resposta biológica subsequente (LIU et al., 2025). Superfícies que não favorecem a adesão celular tendem a estimular a formação de cápsulas fibrosas, um processo de defesa que isola o implante do tecido adjacente e compromete a osseointegração (LIU et al., 2025). Em contraste, superfícies adequadamente preparadas podem promover a adesão, proliferação e diferenciação de células osteoblásticas, reduzindo o risco de encapsulamento fibroso e melhorando a ancoragem óssea (BOYAN et al., 2016). Dessa forma, garantir que o implante apresente características físico-químicas favoráveis à fixação celular é essencial para o sucesso clínico, principalmente nas primeiras semanas pós-implantação, período crítico para o estabelecimento de uma interface estável (LIU et al., 2025).

Considerando que a morfologia, a composição química e a energia superficial desempenham papel decisivo no comportamento biológico, a modificação da superfície de

implantes metálicos tornou-se uma estratégia amplamente empregada para superar a bioinércia do titânio (ZHU; WANG; JIAO LI, 2021). Ao alterar apenas a camada superficial, preservando as propriedades mecânicas do substrato metálico, é possível melhorar substancialmente a biocompatibilidade, a resistência à corrosão e, sobretudo, a osteocondução, entendida como a capacidade de um material de servir como arcabouço para o crescimento ósseo, orientando a migração e adesão de células osteogênicas e permitindo a deposição de nova matriz ao longo de sua superfície (AGRAWAL; SRIVASTAVA, 2020; KALIARAJ; SIVA; RAMADOSS, 2021). Tais modificações visam não apenas favorecer a adesão óssea, mas também criar micro e nanoestruturas capazes de imitar o ambiente tridimensional do tecido natural, o que estimula processos celulares essenciais, como migração, organização e deposição de matriz (LIU; LIU; RAMAKRISHNA, 2021). Com isso, a engenharia de superfície torna-se capaz de influenciar diretamente a taxa de sucesso cirúrgico e reduzir a necessidade de procedimentos de revisão.

Com o objetivo de aprimorar a integração entre implante e osso, diversas tecnologias têm sido exploradas para modificar superfícies metálicas. Entre elas, destacam-se tratamentos químicos, corrosão controlada, deposição física ou química de vapor, eletrodeposição, deposição eletroforética e técnicas baseadas no método sol-gel (YUAN et al., 2024). Essas abordagens possibilitam ajustar a rugosidade, criar padrões nanoestruturados, incorporar agentes bioativos e/ou desenvolver revestimentos capazes de melhorar a bioatividade e a molhabilidade da superfície. Pesquisas que empregam o método sol-gel, por exemplo, demonstram que revestimentos nanocristalinos apresentam maior dureza, estabilidade e bioatividade quando comparados a filmes convencionais, como descrito por Ben-Nissan e colaboradores, que observaram desempenho mecânico e resposta biológica superiores em camadas obtidas por essa rota (BEN-NISSAN *et al.*, 2015). Da mesma forma, estudos envolvendo revestimentos bioativos sobre titânio mostram que o controle da composição e da nanoestrutura superficial é determinante para favorecer a nucleação de apatita e otimizar a adesão celular, como evidenciado em investigações sobre a formação de apatita em SBF (*Simulated Body Fluid*) e resposta osteoblástica em superfícies modificadas (HOLLIDAY; STANISHEVSKY, 2004; LAI et al., 2021). Esses avanços reforçam a importância de superfícies funcionalizadas para modular respostas biológicas e acelerar a fixação do implante.

6 REFERÊNCIAS

AGRAWAL, Shreya; SRIVASTAVA, Rohit. Osteoinductive and Osteoconductive Biomaterials. *Em*: LI, Bingyun; MORIARTY, Thomas Fintan; WEBSTER, Thomas; XING, Malcolm (org.). **Racing for the Surface: Antimicrobial and Interface Tissue Engineering**. Cham: Springer International Publishing, 2020. p. 355–395. DOI: 10.1007/978-3-030-34471-9_15. Disponível em: https://doi.org/10.1007/978-3-030-34471-9_15. Acesso em: 1 dez. 2025.

ALBETRAN, Hani Manssor. Thermal expansion coefficient determination of pure, doped, and co-doped anatase nanoparticles heated in sealed quartz capillaries using in-situ high-temperature synchrotron radiation diffraction. **Heliyon**, [S. l.], v. 6, n. 7, 2020. DOI: 10.1016/j.heliyon.2020.e04501. Disponível em: [https://www.cell.com/heliyon/abstract/S2405-8440\(20\)31345-1](https://www.cell.com/heliyon/abstract/S2405-8440(20)31345-1). Acesso em: 1 dez. 2025.

ARCOS, Daniel; VALLET-REGÍ, María. Substituted hydroxyapatite coatings of bone implants. **Journal of Materials Chemistry B**, [S. l.], v. 8, n. 9, p. 1781–1800, 2020. DOI: 10.1039/C9TB02710F.

ASAMI, K.; OHTSU, N.; SAITO, K.; HANAWA, T. CaTiO₃ films sputter-deposited under simultaneous Ti-ion implantation on Ti-substrate. **Surface and Coatings Technology**, PSE 2004. [S. l.], v. 200, n. 1, PSE 2004, p. 1005–1008, 2005. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2005.02.189.

BEIG, Bilal et al. Current Challenges and Innovative Developments in Hydroxyapatite-Based Coatings on Metallic Materials for Bone Implantation: A Review. **Coatings**, [S. l.], v. 10, n. 12, 2020. DOI: 10.3390/coatings10121249. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2079-6412/10/12/1249>. Acesso em: 1 dez. 2025.

BEN-NISSAN, Besim; CHOI, Andy H.; ROEST, Richard; LATELLA, Bruno A.; BENDAVID, Avi. Adhesion of hydroxyapatite on titanium medical implants. *Em*: **Hydroxyapatite (Hap) for Biomedical Applications**. [s.l.] : Woodhead Publishing, 2015. p. 21–51. DOI: 10.1016/B978-1-78242-033-0.00002-X. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com:5037/science/chapter/edited-volume/abs/pii/B978178242033000002X>. Acesso em: 1 dez. 2025.

BLACKWOOD, D. J.; SEAH, K. H. W. Electrochemical cathodic deposition of hydroxyapatite: Improvements in adhesion and crystallinity. **Materials Science and Engineering: C**, [S. l.], v. 29, n. 4, p. 1233–1238, 2009. DOI: 10.1016/j.msec.2008.10.015.

BOYAN, B. D.; CHENG, A.; OLIVARES-NAVARRETE, R.; SCHWARTZ, Z. Implant Surface Design Regulates Mesenchymal Stem Cell Differentiation and Maturation. **Advances in Dental Research**, [S. l.], v. 28, n. 1, p. 10–17, 2016. DOI: 10.1177/0022034515624444.

BRINKER, CJ; SCHERER, GW. **Sol-Gel Science: The Physics and Chemistry of Sol-Gel Processing**. Academic Press. 1990. Disponível em: <https://www.scirp.org/reference/referencespapers?referenceid=1627890>. Acesso em: 15 abr. 2026.

DIEBOLD, Ulrike. The surface science of titanium dioxide. **Surface Science Reports**, [S. l.], v. 48, n. 5, p. 53–229, 2003. DOI: 10.1016/S0167-5729(02)00100-0.

DOROZHKIN, Sergey V. Calcium Orthophosphates in Nature, Biology and Medicine. **Materials**, [S. l.], v. 2, n. 2, p. 399–498, 2009. DOI: 10.3390/ma2020399.

DUBEY, Ashutosh Kumar; TRIPATHI, Garima; BASU, Bikramjit. Characterization of hydroxyapatite-perovskite (CaTiO₃) composites: Phase evaluation and cellular response. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, [S. l.], v. 95B, n. 2, p. 320–329, 2010. DOI: 10.1002/jbm.b.31716.

ELIAZ, Noam; RITMAN-HERTZ, Oshrit; ARONOV, Daniel; WEINBERG, Evgeny; SHENHAR, Yotam; ROSENMAN, Gil; WEINREB, Miron; RON, Eliora. The effect of surface treatments on the adhesion of electrochemically deposited hydroxyapatite coating to titanium and on its interaction with cells and bacteria. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, [S. l.], v. 22, p. 1741–1752, 2011.

FARHAN, Fadhil K.; MAWAT, Mazin Mohammed; ODAH, Jafer Fahdel. Effect of Bone Protein addition to the system: Calcium Titanate. **Physics and Chemistry of Solid State**, [S. l.], v. 25, n. 4, p. 880–884, 2024. DOI: 10.15330/pcss.25.4.880-884.

FERNANDEZ, Jose Ramon; TURRADO, Sandra; ABANADES, Juan Carlos. Calcination kinetics of cement raw meals under various CO₂ concentrations. **Reaction Chemistry & Engineering**, [S. l.], v. 4, n. 12, p. 2129–2140, 2019. DOI: 10.1039/C9RE00361D.

GAUTAM, Sanjeev; BHATNAGAR, Dhruv; BANSAL, Deepika; BATRA, Hemant; GOYAL, Navdeep. Recent advancements in nanomaterials for biomedical implants. **Biomedical Engineering Advances**, [S. l.], v. 3, p. 100029, 2022. DOI: 10.1016/j.bea.2022.100029.

HAN, Chong; LIU, Jingjing; YANG, Wangjin; WU, Qianqian; YANG, He; XUE, Xiangxin. Photocatalytic activity of CaTiO₃ synthesized by solid state, sol–gel and hydrothermal methods. **Journal of Sol-Gel Science and Technology**, [S. l.], v. 81, n. 3, p. 806–813, 2017. DOI: 10.1007/s10971-016-4261-3.

HANAOR, Dorian A. H.; SORRELL, Charles C. Review of the anatase to rutile phase transformation. **Journal of Materials Science**, [S. l.], v. 46, p. 855–874, 2010.

HANAWA, Takao. Biocompatibility of titanium from the viewpoint of its surface. **Science and Technology of Advanced Materials**, [S. l.], v. 23, n. 1, p. 457–472, 2022. DOI: 10.1080/14686996.2022.2106156.

HOLLIDAY, Samuel; STANISHEVSKY, Andrei. Crystallization of CaTiO₃ by sol–gel synthesis and rapid thermal processing. **Surface and Coatings Technology**, Proceedings of the 31st International Conference on Metallurgical Coatings and Thin Films. [S. l.], v. 188–189, Proceedings of the 31st International Conference on Metallurgical Coatings and Thin Films, p. 741–744, 2004. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2004.07.044.

HOUSE, James E. **Principles of Chemical Kinetics**. [s.l.: s.n.]. v. 2 Disponível em: <https://shop.elsevier.com/books/principles-of-chemical-kinetics/house/978-0-12-356787-1>. Acesso em: 15 abr. 2026.

JOHANNA, Esguerra-Arce; YESID, Aguilar-Castro; WILLIAM, Aperador-Chaparro; LEONID, Ipaz-Cuastumal; GILBERTO, Bolaños-Pantoja; ALBERTO, Rincón-López Carlos. Tribological Behavior of Bone Against Calcium Titanate Coating in Simulated Body Fluid.

Ingeniería, Investigación y Tecnología, [S. l.], v. 16, n. 2, p. 279–286, 2015. DOI: 10.1016/j.riit.2015.03.011.

KALIARAJ, Gobi Saravanan; SIVA, T.; RAMADOSS, Ananthakumar. Surface functionalized bioceramics coated on metallic implants for biomedical and anticorrosion performance – a review. **Journal of Materials Chemistry B**, [S. l.], v. 9, n. 46, p. 9433–9460, 2021. DOI: 10.1039/D1TB01301G.

KHAN, Haider Mohammed et al. Smart biomaterials and their potential applications in tissue engineering. **Journal of Materials Chemistry B**, [S. l.], v. 10, n. 36, p. 6859–6895, 2022. DOI: 10.1039/D2TB01106A.

KIM, Hyun Min; KANEKO, Hideki; MASAKAZU, Kawashita; KOKUBO, Tadashi; NAKAMURA, Takashi. Mechanism of Apatite Formation on Anodically Oxidized Titanium Metal in Simulated Body Fluid. **Key Engineering Materials**, [S. l.], v. 254–256, p. 741–744, 2004. DOI: 10.4028/www.scientific.net/KEM.254-256.741.

KOOCHER, Nathan Z.; HUANG, Liang-Feng; RONDINELLI, James M. Negative thermal expansion in the Ruddlesden-Popper calcium titanates. **Physical Review Materials**, [S. l.], v. 5, n. 5, p. 053601, 2021. DOI: 10.1103/PhysRevMaterials.5.053601.

LAI, T.; XU, J. L.; CAO, X.; BAO, L. Z.; LUO, J. M.; HUANG, Y. Z. Bioactive CaTiO₃ film prepared on the biomedical porous Ti–15Mo alloy by one-step hydrothermal treatment. **Journal of Materials Research and Technology**, [S. l.], v. 14, p. 202–209, 2021. DOI: 10.1016/j.jmrt.2021.06.065.

LIU, Yu; RATH, Björn; TINGART, Markus; ESCHWEILER, Jörg. Role of implants surface modification in osseointegration: A systematic review. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**, [S. l.], v. 113, n. 12, p. 470–484, 2025.

LIU, Ziqian; LIU, Xiaoling; RAMAKRISHNA, Seeram. Surface engineering of biomaterials in orthopedic and dental implants: Strategies to improve osteointegration, bacteriostatic and bactericidal activities. **Biotechnology Journal**, [S. l.], v. 16, n. 7, p. 2000116, 2021. DOI: 10.1002/biot.202000116.

MANSO, Miguel; LANGLET, Michel; MARTÍNEZ-DUART, J. M. Testing sol–gel CaTiO₃ coatings for biocompatible applications. **Materials Science and Engineering: C, Microstructured Biomaterial Surfaces Proceedings of Symposium R, E-MRS Spring Meeting 2002**. [S. l.], v. 23, n. 3, Microstructured Biomaterial Surfaces Proceedings of Symposium R, E-MRS Spring Meeting 2002, p. 447–450, 2003. DOI: 10.1016/S0928-4931(02)00319-3.

MARIN, Elia; LANZUTTI, Alex; MARIN, Elia; LANZUTTI, Alex. Biomedical Applications of Titanium Alloys: A Comprehensive Review. **Materials**, [S. l.], v. 17, n. 1, 2023. DOI: 10.3390/ma17010114. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1996-1944/17/1/114>. Acesso em: 1 dez. 2025.

MISHNAEVSKY, Leon et al. Nanostructured titanium-based materials for medical implants: Modeling and development. **Materials Science and Engineering: R: Reports**, [S. l.], v. 81, p. 1–19, 2014. DOI: 10.1016/j.mser.2014.04.002.

NAGAI, Noriyuki et al. Development of New Titanium Coating Material (CaTiO₃-aC) with Modified Thermal Decomposition Method. **Journal of Hard Tissue Biology**, [S. l.], v. 17, n. 2, p. 47–54, 2008. DOI: 10.2485/jhtb.17.47.

OHTSU, Naofumi; ABE, Chikage; ASHINO, Tetsuya; SEMBOSHI, Satoshi; WAGATSUMA, Kazuaki. Calcium-hydroxide slurry processing for bioactive calcium-titanate coating on titanium. **Surface and Coatings Technology**, [S. l.], v. 202, n. 21, p. 5110–5115, 2008. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2008.05.035.

OLMEDO, D. G.; DUFFÓ, G.; CABRINI, R. L.; GUGLIELMOTTI, M. B. Local effect of titanium implant corrosion: an experimental study in rats. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, [S. l.], v. 37, n. 11, p. 1032–1038, 2008. DOI: 10.1016/j.ijom.2008.05.013.

PABINGER, Christof; LOTHALLER, Harold; PORTNER, Nicole; GEISLER, Alexander. Projections of hip arthroplasty in OECD countries up to 2050. **HIP International**, [S. l.], v. 28, n. 5, p. 498–506, 2018. DOI: 10.1177/1120700018757940.

QIU, Zhi-Ye; CHEN, Cen; WANG, Xiu-Mei; LEE, In-Seop. Advances in the surface modification techniques of bone-related implants for last 10 years. **Regenerative Biomaterials**, [S. l.], v. 1, n. 1, p. 67–79, 2014. DOI: 10.1093/rb/rbu007.

RAHAMAN, M. N. **Ceramic Processing and Sintering**. 2003. Disponível em: <https://pdfcoffee.com/ceramic-processing-and-sintering-rahaman-pdf-pdf-free.html>. Acesso em: 15 abr. 2026.

RAO, X.; CHU, C. L.; SUN, Q. Synthesis of porous Ce-doped titania coating containing CaTiO₃ by MAO and its apatite inducing ability. **Surface and Coatings Technology**, [S. l.], v. 302, p. 117–125, 2016. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2016.05.077.

SAVEGNAGO, Agnese Virginia. **New organic-inorganic sol-gel resists for micro and nanoimprinting**. 2025. Mestrado - Università degli Studi di Padova, Dipartimento di Ingegneria Meccanica., 2025. Disponível em: <https://thesis.unipd.it/handle/20.500.12608/14713>. Acesso em: 1 dez. 2025.

SIDAMBE, Alfred T. Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants—A Review. **Materials**, [S. l.], v. 7, n. 12, p. 8168–8188, 2014. DOI: 10.3390/ma7128168.

SINGH, Gurdyal; SINGH, Ravinder Pal; JOLLY, Sukhwinder Singh. Customized hydroxyapatites for bone-tissue engineering and drug delivery applications: a review. **Journal of Sol-Gel Science and Technology**, [S. l.], v. 94, p. 505–530, 2020.

SOUZA, Júlio C. M.; HENRIQUES, Mariana; TEUGHEL, Wim; PONTIAUX, Pierre; CELIS, Jean-Pierre; ROCHA, Luis A. Wear and Corrosion Interactions on Titanium in Oral Environment: Literature Review. **Journal of Bio- and Tribo-Corrosion**, [S. l.], v. 1, n. 2, p. 13, 2015. DOI: 10.1007/s40735-015-0013-0.

STANISHEVSKY, Andrei V.; HOLLIDAY, Samuel. Mechanical properties of sol–gel calcium titanate bioceramic coatings on titanium. **Surface and Coatings Technology**, ICMCTF 2007. [S. l.], v. 202, n. 4, ICMCTF 2007, p. 1236–1241, 2007. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2007.07.091.

TANG, Hui; WANG, Fuping. Synthesis and properties of CaTiO₃-containing coating on AZ31 magnesium alloy by micro-arc oxidation. **Materials Letters**, [S. l.], v. 93, p. 427–430, 2013. DOI: 10.1016/j.matlet.2012.11.017.

TUYEN, Nguyen Thi Thanh et al. Influence of Calcium on the Structure and Hydrophilic of CaTiO₃ Coating on Titanium Implants. **VNU Journal of Science: Mathematics - Physics**, [S. l.], v. 39, n. 3, 2023. DOI: 10.25073/2588-1124/vnumap.4841. Disponível em: <https://js.vnu.edu.vn/MaP/article/view/4841>. Acesso em: 1 dez. 2025.

WEBSTER, Thomas J.; ERGUN, Celaletdin; DOREMUS, Robert H.; LANFORD, William A. Increased osteoblast adhesion on titanium-coated hydroxylapatite that forms CaTiO₃. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**, [S. l.], v. 67A, n. 3, p. 975–980, 2003. DOI: 10.1002/jbm.a.10160.

WILLIAMS, David F. The Language of Biomaterials-Based Technologies. **Regenerative Engineering and Translational Medicine**, [S. l.], v. 5, p. 53–60, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1007/s40883-018-0088-5>.

WU, Song; TU, Bing; LIN, Jianghong; WANG, Zili; WANG, Xiaokang; SHEN, Minren; HU, Rong. Evaluation of the biocompatibility of a hydroxyapatite-CaTiO₃ coating in vivo. **Biocybernetics and Biomedical Engineering**, [S. l.], v. 35, n. 4, p. 296–303, 2015. DOI: 10.1016/j.bbe.2015.05.001.

YANG, Baojuan; LI, Yanle; LI, Fangyi; QI, Xiaoxia; SUN, Xingfu; CUI, Weiqiang; DU, Jiyu. Interfacial bonding and failure behavior of hydroxyapatite ceramic coatings on blasting-laser composite texturing substrates. **Optics & Laser Technology**, [S. l.], v. 163, p. 109438, 2023. DOI: 10.1016/j.optlastec.2023.109438.

YUAN, Pingyun; CHEN, Mi; LU, Xiaotong; YANG, Hui; WANG, Lan; BAI, Tian; ZHOU, Wenhao; LIU, Tao; YU, Sen. Application of advanced surface modification techniques in titanium-based implants: latest strategies for enhanced antibacterial properties and osseointegration. **Journal of Materials Chemistry B**, [S. l.], v. 12, n. 41, p. 10516–10549, 2024. DOI: 10.1039/D4TB01714E.

ZHU, Guang; WANG, Guocheng; JIAO LI, Jiao. Advances in implant surface modifications to improve osseointegration. **Woodhead Publishing Series in Biomaterials**, [S. l.], 2021. DOI: 10.1039/D1MA00675D. Disponível em: <https://pubs.rsc.org/en/content/articlehtml/2021/ma/d1ma00675d>. Acesso em: 1 dez. 2025.

ZINELIS, Spiros; TSETSEKOU, Athena; PAPADOPOULOS, Triantafillos. Thermal expansion and microstructural analysis of experimental metal-ceramic titanium alloys. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, [S. l.], v. 90, n. 4, p. 332–338, 2003. DOI: 10.1016/S0022-3913(03)00493-1.