

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**Thiago de Carvalho Rezende e Rezende**

**O tratamento da superfície do implante buscando a otimização da osseointegração: uma  
revisão de literatura**

JUIZ DE FORA  
2025

**Thiago de Carvalho Rezende e Rezende**

**O tratamento da superfície do implante buscando a otimização da osseointegração: uma  
revisão de literatura**

Trabalho de conclusão de curso apresentada à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como parte dos requisitos para obtenção do título de Cirurgião-Dentista.

Orientador: Prof. Dr. Evandro de Toledo Lourenço Junior

Coorientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Aneliese Holetz de Toledo Lourenço

JUIZ DE FORA  
2025

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Rezende, Thiago de Carvalho Rezende e .

O tratamento da superfície do implante buscando a otimização da osseointegração : Uma revisão de literatura / Thiago de Carvalho Rezende e Rezende. -- 2025.

39 f. : il.

Orientador: Evandro de Toledo Lourenço Junior

Coorientadora: Aneliese Holetz de Toledo Lourenço

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Odontologia, 2025.

1. Osseointegração. 2. Superfície de Implantes. 3. Tratamento de Superfícies. I. Lourenço Junior, Evandro de Toledo, orient. II. Lourenço, Aneliese Holetz de Toledo, coorient. III. Título.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
REITORIA – FACODONTO – Coordenação do Curso de Odontologia

**Thiago de Carvalho Rezende e Rezende**

**O tratamento da superfície do implante buscando a otimização da  
osseointegração - uma revisão de literatura**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Faculdade de Odontologia da  
Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título  
de Cirurgião-Dentista.

Aprovado em 10 de dezembro de 2025.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Evandro de Toledo Lourenço  
Universidade Federal de Juiz de Fora

Profª. Drª. Aneliese Höletz de Toledo Lourenço  
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Antônio Márcio Resende do Carmo  
Universidade Federal de Juiz de Fora

Dedico este trabalho para meus pais, que sempre acreditaram em mim, e lutaram para que eu pudesse ser o mais feliz possível.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus, por me abençoar e iluminar durante toda minha vida.

Um agradecimento especial aos meus pais, Marcelo e Fernanda, por todos os ensinamentos, compreensão, amor e sabedoria dados a mim durante toda minha vida. E aos meus familiares, com destaque a minha Avó Marina, meu Avô José, meu Padrinho Claudio e minhas Madrinhas Andrea e Vanessa, além das minhas Tias Teresa e Carmem Lúcia, por todo o carinho, incentivo e consideração durante esse período.

Agradeço ao meu Orientador Prof. Dr. Evandro e minha Coorientadora Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup>. Aneliese, por todo o suporte e atenção concedidos a este trabalho e no meu caminho de aprendizagem profissional, por me inspirarem e serem exemplos tanto na vida pessoal como na profissional, sem vocês este trabalho não seria possível.

Agradeço a todos os amigos que participaram da minha trajetória na faculdade, em especial à turma 232, com destaque aos meus amigos Igor e Emanuel, que dividiram experiências e conhecimento comigo durante nossa parceria nos atendimentos. Ademais, um abraço especial para meus amigos Lucas, Gabriel, João Pedro, Bruno e Vinícius, que compartilharam histórias e risadas durante todo o processo.

Agradeço por fim a faculdade de Odontologia da UFJF e todos os seus professores, pelos ensinamentos, infraestrutura e experiências que foram concedidos durante a faculdade.

## RESUMO

A osseointegração consiste em um mecanismo de ancoragem no qual componentes não vitais podem ser incorporados de maneira confiável ao osso vivo. Esse fenômeno não deriva de uma resposta biológica vantajosa, mas da falta de uma resposta tecidual negativa. Alguns componentes físico-químicos alteram a resposta do metabolismo ósseo, podendo modificar o tempo da recuperação total além da qualidade e quantidade óssea depositada. A rugosidade se destaca, pois essa característica influencia o comportamento das células osteoprecursoras, estimulando a proliferação e induzindo a diferenciação de osteoblastos. Ademais, o protocolo convencional de inserção de carga no implante tem tempo de duração de 0 a 9 meses, não sendo o ideal em áreas onde o rigor estético é maior. Dessa forma, pesquisas sobre superfícies que tenham maior capacidade osteocondutora, diminuindo o tempo de restauração e mantendo a taxa de sucesso a longo prazo têm se intensificado. O objetivo deste trabalho foi revisar os diversos métodos de tratamento de superfície dos implantes, para compreender seus benefícios para a osseointegração e seus efeitos biológicos. Foram abordados os seguintes tipos de modificação: usinagem, plasma spray, jateamento, modificação por feixe laser, ataque ácido, jateamento com ataque ácido, anodização, superfícies hidrofílicas e revestimentos biomiméticos.

**Palavras-chave:** Osseointegração; Superfície de Implantes; Tratamento de Superfícies.

## ABSTRACT

Osseointegration consists of an anchoring mechanism in which non-vital components can be reliably incorporated into living bone. This phenomenon does not derive from an advantageous biological response, but from the lack of a negative tissue response. Some physical-chemical components alter the response of bone metabolism, which can modify the time of total recovery as well as the quality and quantity of bone deposited. Roughness stands out because this characteristic influences the behavior of osteoprecursor cells, stimulating proliferation and inducing osteoblast differentiation. Furthermore, the conventional protocol for loading the implant lasts from 0 to 9 months, which is not ideal in areas where aesthetic rigor is greater. Thus, research on surfaces that have greater osteoconductive capacity, reducing restoration time and maintaining long-term success rates, has intensified. The aim of this study was to review the various methods of implant surface treatment to understand their benefits for osseointegration and their biological effects. The following types of modification were addressed: machining, plasma spray, sandblasting, laser beam modification, acid etching, sandblasting with acid etching, anodizing, hydrophilic surfaces, and biomimetic coatings.

**Keywords:** Osseointegration; Implant Surface; Surface Treatment

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Cicatrização óssea na superfície de um implante.....	17
Figura 2 - Exemplos de implantes cônicos e retos.....	20
Figura 3 - Exemplo de diferença geométrica entre implantes de marcas distintas.....	20
Figura 4 - Diagrama do sistema de implantação iônica por imersão em plasma.....	24
Figura 5 - Aumento da rugosidade da superfície anodizada.....	29
Figura 6 - Demonstração da osseointegração em superfície com adição de biomiméticos.....	31
Figura 7 - Benefícios biológicos dos revestimentos de superfície em implantes dentários.....	31

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AL <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Óxido de alumínio
BIC	Contato osso-implante
BMTIs	Modificação bioquímica de superfícies de titânio
BMPs	Proteínas morfogenéticas ósseas
Ca	Cálcio
°C	Graus Celsius
cp-Ti	Liga de titânio comercialmente puro, dividida em quatro graus distintos (1 a 4)
ECMs	Matriz extracelular
HA	Hidroxiapatita
HCL	Ácido clorídrico
HF	Ácido fluorídrico
H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>	Ácido sulfúrico
LL	Laser-Lok (tratamento de superfície)
M	Usinada (tratamento de superfície)
MAO	Oxidação por microarco
MC3T3-E1	Linhagem celular de pré-osteoblastos derivados da calvária de embriões de camundongo
MG63	Linha celular de osteossarcoma humano

Micro-CT:	Tomografia microcomputadorizada
mm	Milímetros
P	Fósforo
PIII	Imersão iônica em plasma
PLGA	Ácido poli (lático-co-glicólico), um copolímero biodegradável e biocompatível
Ra	Altura características das microtopografias, considerando os picos, vales e saliências
RBT	Texturizada por explosão reabsorvível (tratamento de superfície)
RFA	Análise de radiofrequência
rhBMP-2	Proteína morfogenética óssea recombinante humana 2
SLA	Jateamento com grande partícula e ataque ácido (tratamento de superfície)
TGF	Grupo de crescimento transformador
Ti	Titânio puro
TiO <sub>2</sub>	Dióxido de titânio
Mm	Micrômetro
3D	Três dimensões

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>13</b>
<b>2. PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>15</b>
<b>3. REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>16</b>
3.1. Osseointegração.....	16
3.2. Rugosidade.....	17
3.3. Desenho.....	19
3.4. Carga Imediata ou Tardia.....	20
3.5. Modificações de Superfície.....	21
3.5.1. Adição / Subtração .....	21
3.5.2. Usinagem.....	22
3.5.3. Plasma Spray.....	23
3.5.4. Jateamento.....	24
3.5.5. Modificação por Feixe Laser.....	25
3.5.6. Ataque Ácido.....	25
3.5.7. Jateamento com Ataque Ácido.....	26
3.5.8. Anodização.....	27
3.5.9. Implantes hidrofílicos.....	29
3.5.10. Revestimentos Biomiméticos .....	29
<b>4. DISCUSSÃO.....</b>	<b>32</b>
<b>5. CONCLUSÃO .....</b>	<b>36</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>37</b>

## 1. INTRODUÇÃO

A preocupação com a estética e a funcionalidade do sistema estomatognático é uma questão que remonta aos primórdios da sociedade. Os antigos povos egípcios, que já dispunham de um sistema social avançado, também possuíam conhecimentos sobre formas rudimentares de tecnologia médica. Esse fato se esclareceu anos depois, por meio de estudos arqueológicos que mostram dentes artificiais feitos de madeira e de ouro em sarcófagos (GUERINI, 1909). Com a evolução da sociedade, o entendimento e a necessidade da reabilitação estética e funcional cresceram, o seu maior marco foi obtido por meio da inovação de Brånemark, quando a possibilidade da osseointegração foi descoberta, se iniciando assim a área da implantodontia.

A osseointegração ou osteointegração refere-se a uma interface direta osso-metal sem interposição de tecido não ósseo, uma vez que os implantes de titânio podem ser incorporados ao osso, ou seja, o osso vivo poderia ficar tão fundido com a camada de óxido de titânio do implante que ambos não poderiam ser separados sem fratura (FERREIRA *et al.*, 2023). Dessa forma, pode ser âncora da força exercida sobre o elemento protético. É considerada como sendo obtida a osseointegração de forma adequada quando não há movimento relativo progressivo entre o titânio e o osso (MAVROGENIS *et al.*, 2009). A partir desse ponto as pesquisas se têm voltado para aprimorar as formas de osseointegração. Desde a década de 1970, as superfícies dos implantes dentários mudaram quanto à aplicação clínica, desde a superfície torneada à máquina de titânio comercialmente puro grau 1 (cp-Ti) para a superfície micro-rugosa de liga cp-Ti grau 4 ou liga Ti grau 5 (LUKE YEO, 2022).

A integração entre elemento exógeno e osso não é imediata, podendo variar em decorrência da condição local do organismo. O período de cicatrização para ocorrer a restauração e carregamento sobre o implante varia de 0 a 9 meses. Entretanto, a partir de superfícies de implantes mais osteocondutoras, o tempo de restauração e carregamento sobre os implantes dentários foi reduzido (COCHRAN *et al.*, 2011). Por esse motivo, alterações na superfície dos implantes foram propostas, para que a superfície lisa fosse modificada, visando um processo biológico mais eficiente. Uma superfície rugosa do implante não apenas garante melhor ancoragem que a

superfície lisa, mas também promove a diferenciação das células mesenquimais em direção a um fenótipo osteoblástico (MARENZI *et al.*, 2019).

Quando o implante de titânio é colocado no tecido ósseo, sua superfície reage imediatamente com diversas moléculas de água, culminando em uma camada que envolve toda a superfície do implante. Em pouco tempo, é coberto por íons e biomoléculas, seguindo pela adsorção inespecífica de proteínas plasmáticas como consequência do chamado efeito “Vroman”. Todo esse processo é influenciado pelas propriedades da superfície do implante, como composição química, energia superficial e carga, as quais são determinadas predominantemente pelos processos de tratamento do implante durante a produção industrial (LUPI *et al.*, 2021).

Este trabalho revisou os diferentes métodos de tratamento da superfície dos implantes dentários, a fim de compreender seus benefícios para a osseointegração e seus efeitos fisiológicos. Atualmente, existem cerca de 1.300 sistemas de implantes diferentes, variando em forma, dimensão, volume e material de superfície, rosca, design, conexão implante-pilar, topografia da superfície, química da superfície, molhabilidade e modificação da superfície (SMEETS *et al.*, 2016). A partir dessas modificações, a reação fisiológica é alterada em cada modalidade, modificando conseqüentemente o resultado. Serão abordados neste trabalho os principais tipos de modificação de superfície e suas respectivas implicações fisiológicas, entre eles: usinagem, plasma spray, jateamento, modificação por feixe laser, ataque ácido, jateamento com ataque ácido, anodização, superfícies hidrofílicas e revestimentos biomiméticos (FERREIRA *et al.*, 2013).

## **2. PROPOSIÇÃO**

O objetivo desta revisão de literatura é descrever como as diferentes modificações de superfície dos implantes dentários afetam a osseointegração, abordando a estrutura físico-química e a forma de fabricação dos diferentes tipos de tratamento, destacando suas indicações, taxas de sucesso e comparações entre as tecnologias.

### 3. REVISÃO DE LITERATURA

#### 3.1. OSSEOINTEGRAÇÃO

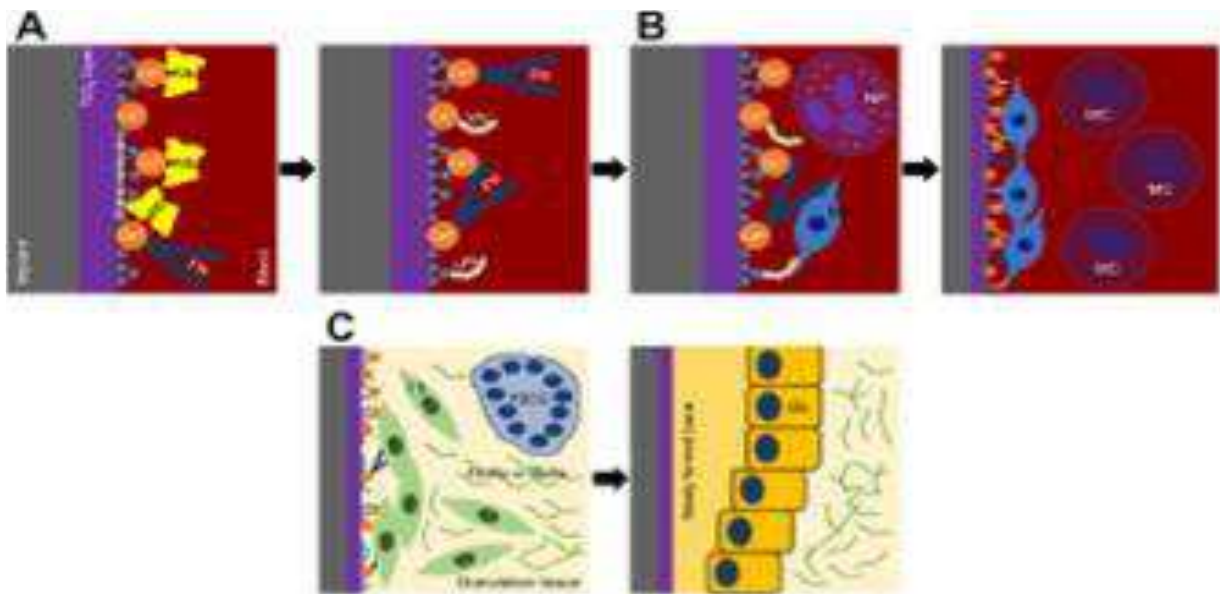
Em 1952, Brånemark estudava a instalação de microcâmaras de titânio em tíbias de coelhos, descobrindo o fenômeno chamado osseointegração. Desse ponto em diante, as descobertas se voltaram para modificações que acelerassem o fenômeno (FERREIRA *et al.*, 2023). O processo de osseointegração reflete um mecanismo de ancoragem em que componentes não vitais podem ser incorporados de forma confiável ao osso vivo, além de persistir em todas as condições de carga. Dessa forma, é entendido que a osseointegração não é o resultado de uma resposta biológica vantajosa, mas da falta de uma resposta tecidual negativa. A cicatrização óssea ao redor dos implantes envolve uma cascata de eventos biológicos celulares e extracelulares que ocorrem na interface osso-implante até que a superfície do implante seja recoberta por osso recém-formado (Mavrogenis *et al.*, 2009). Neste processo, a etapa inicial da osseointegração e a subsequente preservação são os fatores mais importantes para a taxa de cicatrização. Ademais, a superfície fornecida pelo implante dentário desempenha um papel importante na fase inicial da osseointegração, gerando um efeito direto no desenvolvimento posterior e no crescimento ósseo nos pacientes.

Em relação ao material utilizado, atualmente o titânio puro (Ti) é o mais indicado para implantes dentários e ortopédicos, devido à sua excelente resistência mecânica, estabilidade química e biocompatibilidade. Porém, ele não se liga diretamente ao osso, além de não induzir ativamente à formação de novo osso, pois é biologicamente inerte. Logo, destaca-se a importância das recentes modificações de superfície, agregando propriedades que promovam a integração entre componentes vitais e não vitais durante a consolidação óssea (SHIN *et al.*, 2022). Além do material, a interface do implante dentário, bem como a qualidade óssea no local da inserção, a técnica cirúrgica e as circunstâncias de carga são fatores essenciais que influenciam a osseointegração (KARTHIK *et al.*, 2024).

Segundo Javed *et al.* (2011), um dos critérios para o sucesso da osseointegração, e para que o implante exerça sua função de maneira ideal é a estabilidade primária, este termo pode ser definido como uma estabilidade biométrica alcançada imediatamente após a inserção do implante, sendo um fator determinante para garantir o sucesso dos implantes a longo prazo. Além disso, a estabilidade inicial está diretamente associada a estabilidade secundária esperada, sendo a falha da estabilidade primária uma das principais causas de falha no implante. A

estabilidade secundária de um implante dentário, além da influência da inicial, depende sobretudo do grau de formação de novo osso na interface osso-implante. Conforme a lei de Wolff, a fase subsequente da remodelação óssea guiada por carga leva a substituição do tecido ósseo primário por osso lamelar realinhado, otimizando a absorção de carga oclusal. Dessa maneira, na fase final da remodelação cerca de 60-70% da superfície do implante já está coberta por osso, sendo esse fenômeno denominado contato osso-implante, conceito de grande importância para medir o grau de osseointegração (SMEETS *et al.*, 2016).

**Figura 1** - Cicatrização óssea na superfície de um implante. (A) A adesão inicial na superfície se dá por proteínas plasmáticas em maior concentração, como a albumina. Posteriormente, proteínas com maior afinidade (fibronectina, vitronectina e assim por diante) as substituem. (B) Fase inflamatória. Neutrófilos e células mononucleares são encontrados nesta fase. (C) A estimulação por células gigantes de corpo estranho, fibrogênese e várias citocinas diferenciam células-tronco mesenquimais em osteoblastos que formam novo osso ao redor da superfície do implante. Alb (albumina); Fb (fibroblasto); FBGC (célula gigante de corpo estranho); FN (fibronectina); MC (célula mononuclear); MsC (célula-tronco mesenquimal); NP (neutrófilo); Ob (osteoblasto); VN (vitronectina).



**Fonte:** Adaptado de LUKE YEO (2022).

### 3.2. RUGOSIDADE

Nos implantes, a rugosidade, além de facilitar a retenção de células osteogênicas, também permite que elas migrem para a superfície do implante por osteocondutividade, com formação óssea mais rápida, assim proporcionando uma maior estabilidade durante o processo de reparo. Devido à sua importância diversos tratamentos superficiais foram desenvolvidos, porém, pode

haver mudanças no grau da rugosidade entre implantes com os mesmos métodos de modificação, dessa maneira, devido à variação significativa nos valores de rugosidade em tratamentos homólogos, se faz essencial que haja uma real avaliação da rugosidade de cada componente. Caso se utilize o implante sem conhecer a sua real rugosidade, o reparo ósseo pode ser mais fraco que o esperado, indesejável em casos críticos (ROSA e ALBREKTSSON *et al.*, 2012).

A rugosidade da superfície influencia o comportamento das células osteoprecursoras, estimulando a proliferação e induzindo a diferenciação em osteoblastos, no estudo presente foi analisado o tecido de granulação presente nos defeitos ósseos criados cirurgicamente nas mandíbulas de humanos, sendo isolado e caracterizado pela primeira vez, para análise da superfície e rugosidade. Para isso, foram usados discos de titânio de superfície Ti grau IV cp, 6,00 mm x 2,00, com os seguintes tratamentos: (1) usinado, (2) jateado, subtração com silício, alumínio e óxido de titânio (3) jateamento e tratamento com ácido (4) jateado, tratado com ácido e imerso em 0,9%, cloreto de sódio. Após 21 dias, os defeitos foram reabertos, e o tecido de granulação presente nos defeitos cicatrizados foi coletado com Cureta de Lucas e analisado, confirmando que as células osteoblásticas tiveram adesão diferenciada. As células osteoblásticas foram aumentadas em superfícies moderadamente rugosas. Assim, dependendo das características de rugosidade da superfície, as células podem assumir fenótipos diferentes (MARTINEZ *et al.*, 2020). Neste outro estudo, a influência da rugosidade superficial na consolidação óssea foi revisada em um micrômetro com níveis nanométricos, essas revisões mostraram que a topografia da superfície do implante tem grande impacto na cicatrização óssea, tornando evidente que os implantes com características rugosas apresentam taxas de sucesso significativamente maiores em comparação com os implantes lisos (JAVED *et al.*, 2011).

Apesar de a rugosidade ser um meio necessário para aumentar as características biomecânicas no processo de osseointegração, algumas características negativas podem surgir. A cavidade bucal humana é considerada um sistema de crescimento aberto ocorrendo surgimento e remoção constantes de microrganismos, que para sobreviverem precisam se aderir às estruturas orais. Sua aderência é um pré-requisito para a formação do biofilme dentário, que por sua vez é um dos precursores da doença periodontal e peri-implantite. Atualmente, as pesquisas têm-se voltado para desenvolver uma superfície ideal para a osseointegração, que ao mesmo tempo não provoque um aumento de risco peri-implantar, provocando mínima perda

óssea, em condições perfeitas ocorre o decréscimo ósseo de 1 a 1,5 mm de crista óssea no primeiro ano e 0,2 mm nos anos subsequentes. Ademais, a aderência desses microrganismos no primeiro momento mostrava ser diretamente proporcional a essa rugosidade da superfície. No entanto, nesse estudo, tal premissa não se comprovou ao se comparar a adesão de diferentes cepas de *Cândida* em superfícies lisas e ásperas, não sendo observada diferença significativa, sugerindo que a capacidade de adesão dos micro-organismos não é influenciada por essa característica (ROMEIRO *et al.*, 2009).

### 3.3. DESENHO

Os parâmetros do desenho do implante afetam principalmente a distribuição da carga (tensão/deformação) no tecido ósseo, tendo influência direta na fixação e na função do implante. Entre os fatores estudados para melhorar a osseointegração, temos o diâmetro, o comprimento, o formato e profundidade da rosca, sempre tentando mimetizar a raiz dentária, por meio dessas alterações geométricas pode-se conseguir uma melhor estabilidade inicial e fixação biomecânica após o processo de cicatrização (ALGHAMDI, 2018). Dessa forma, o formato pode ser cilíndrico, cônico ou híbrido. Em relação ao tipo de conexão, pode ser hexágono externo, interno ou conexão do tipo Cone Morse, além de outros menos estudados. Essa modificação de geometria afeta a interação entre o material protético e o tecido ósseo, podendo ser classificada em grupos para facilitar sua escolha e entendimento, sendo os principais: cilíndricos, cônicos, lisos ou rosqueáveis (LORENZONI E SILVA *et al.*, 2016).

Diante disso, a adição de roscas pode fornecer uma contribuição positiva para o contato osso-implante (BIC), logo, a indústria vem introduzindo modelos com roscas duplas ou triplas, paralelas entre si, aumentando o contato de fixação óssea em comparação com implantes de rosca única. A intenção dessa alteração é aumentar o BIC e, portanto, modelar o crescimento celular e a diferenciação de osteoblastos (MARENZI *et al.*, 2019). A maior contribuição dos diversos desenhos de implantes foi observada para modelos de carga imediata, seguidos pelas situações de colocação imediata, já em casos de carregamento tardio, foi observada uma influência duas vezes menor em relação ao desenho do implante. Conclui-se que os diferentes desenhos/design/formas de implantes influenciam significativamente o ambiente biomecânico (níveis de tensão e deslocamento osso-implante) de casos de carga imediata (PESSOA *et al.*, 2011).

**Figura 2** – Exemplos de implantes cônicos e retos.



**Fonte:** Adaptado de OGLE (2015)

**Figura 3** – Exemplo de diferença geométrica entre implantes de marcas distintas. (A) Característica geométrica do sistema Brånemark da Nobel Biocare. (B) Característica geométrica do sistema Zimmer.



**Fonte:** Adaptado de OGLE (2015).

### 3.4. CARGA IMEDIATA OU TARDIA

O protocolo convencional para que ocorra uma osseointegração de sucesso pode levar até nove meses antes do carregamento funcional e restauração estética, o que pode ser prejudicial em áreas anteriores onde o ideal é a reconstrução imediata. Assim, a partir de estudos sobre superfícies mais osteocondutoras, o tempo da restauração vem se tornando mais curto, mantendo a taxa de sucesso a longo prazo (COCHRAN *et al.*, 2011). Logo, o método original

de Brånemark foi substituído por protocolos operatórios inovadores, como colocação de implantes pós-extração, carga precoce ou imediata, visando reduzir o período do tratamento e preservar os tecidos pré-implantares duros e moles.

Após a extração dentária, a reabsorção óssea alveolar pode não somente gerar problemas estéticos, mas também interferir na colocação correta do implante dentário. Dessa maneira, a inserção imediatamente após a extração do dente pode ajudar a manter a crista óssea e levar o implante em uma posição ideal do ponto de vista protético. Ademais, outras vantagens desta modalidade incluem melhor oportunidade para a osseointegração, devido ao potencial curativo do alvéolo fresco, além da manutenção da dimensão vertical, eliminação de procedimentos de reembasamento e terapias provisória de próteses, e melhora potencial dos tecidos moles, sem riscos adicionais aparentes (MANGANO *et al.*, 2009).

Apesar dos relatos promissores em estudos experimentais e clínicos de protocolos com carga imediata, falhas ainda podem ocorrer, tendo sido sugeridas como derivados de fatores biomecânicos, como forças adversas exercidas sobre as próteses suportadas pelos implantes, levando potencialmente ao encapsulamento fibroso dos implantes, até mesmo, os que já estão osseointegrados, podendo gerar uma perda óssea peri-implantar e uma consequente falha do tratamento. Dessa forma, vários fatores são reconhecidos como influências na transmissão de carga ao implante, entre eles: qualidade óssea na área de inserção, natureza da interface osso-implante, propriedades da material do implante e da prótese, superfície do implante, condição oclusal e desenho do implante (PESSOA *et al.*, 2011).

### 3.5. MODIFICAÇÕES DE SUPERFÍCIE

#### 3.5.1. ADIÇÃO E SUBTRAÇÃO

Os procedimentos de superfície podem ser divididos em métodos de adição, quando acrescentam componentes à superfície do implante, ou subtração, quando removem uma parte da camada superficial. Na modalidade da adição, um dos primeiros métodos consiste no recobrimento de hidroxiapatita (HA) à superfície dos implantes. Busca-se com essa alteração uma ligação química entre o implante recoberto por hidroxiapatita e o tecido ósseo. Outro método usado é o de aspersão térmica por plasma, no qual a chama ionizada de um gás é aquecida a uma temperatura de 10.000 a 30.000 °C, e partículas aquecidas do material de recobrimento são lançadas em alta velocidade contra o corpo do implante, as quais se resfriam

e se solidificam. Outra abordagem bastante utilizada é a oxidação anódica (anodização), em que o implante é inserido em uma célula eletroquímica como ânodo, ao se adicionar um potencial elétrico, gera transferências de carga e íons, com o campo elétrico guiando o processo de oxidação, resultando em um aumento da espessura da camada de óxido de titânio (BRANDÃO *et al.*, 2010). Já as técnicas subtrativas criam rugosidade superficial que favorecem a ancoragem óssea imediata do implante e promovem o crescimento e adesão celular de qualidade para melhorar a aderência óssea em contato com o implante (BIC), tendo tanto a estabilidade primária quanto a osseointegração otimizadas em comparação com um implante não tratado. A principal modalidade subtrativa é o jateamento e ataque ácido (FOLETTI *et al.*, 2023).

Para avaliar os diferentes tipos de superfícies quanto à sua capacidade de osseointegração várias técnicas foram desenvolvidas para determinar a estabilidade do implante, entre elas a análise de frequência de ressonância (RFA), a qual é uma medida quantitativa não invasiva nem destrutiva, que avalia mudanças na estabilidade ao longo do tempo. Além disso, a análise histológica também pode ser usada para avaliar o processo de cicatrização óssea ao redor dos implantes orais e para determinar a obtenção de estabilidade secundária. Atualmente, uma nova abordagem desenvolvida para avaliar a resposta dos implantes ósseos é a tomografia microcomputadorizada (micro-CT) que consiste em um procedimento não destrutivo, baseado em tecnologia radiográfica que permite uma avaliação tridimensional (3D) da morfologia do implante (AL-HAMDAN *et al.*, 2012).

### 3.5.2. USINAGEM

Os trabalhos iniciais da implantodontia desenvolvida por Brånemark e sua equipe foram realizados utilizando o implante de titânio comercialmente puro (TiCP) com superfície usinada, em relação a seu tipo de topografia da superfície, os usinados têm uma rugosidade de 0,5 µm a 1,0 µm, considerado padrão ouro para a época. Inicialmente, as altas taxas de sucesso dessa modalidade de tratamento levaram a uma extrapolação da técnica e à ótima aceitação desse procedimento para fins reabilitadores. Porém, ao iniciar a instalação desses implantes em regiões de pior qualidade, como a região posterior da maxila, o alto índice de sucesso não foi obtido (BRANDÃO *et al.*, 2010). Essa característica superficial se apresenta macroscopicamente como uma estrutura completamente lisa, no entanto, em nível

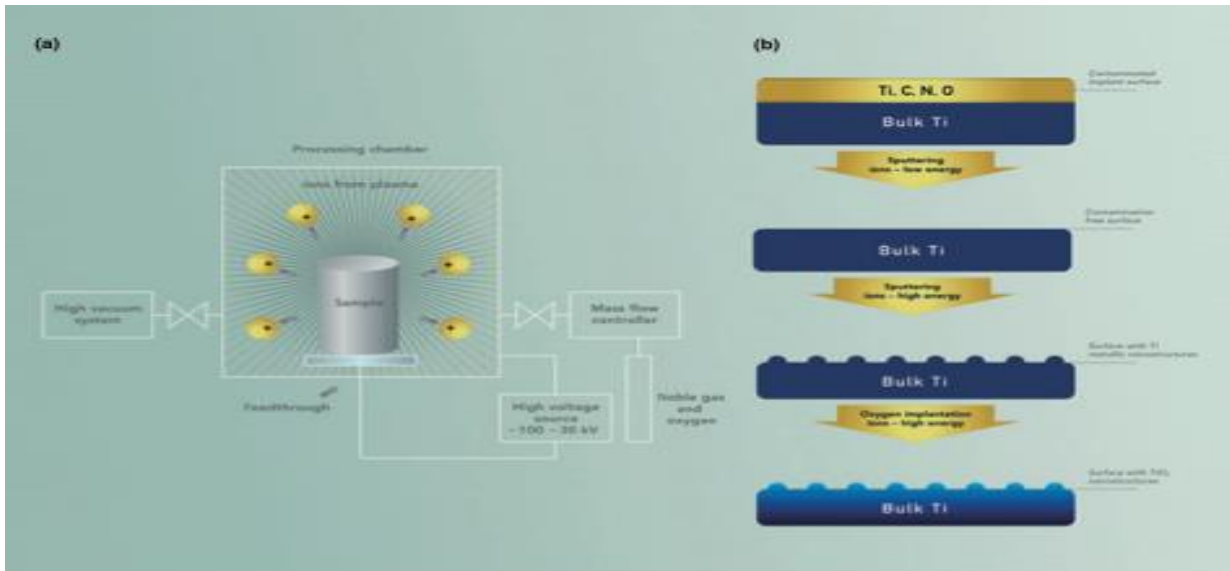
microscópico, apresentam pequenas ranhuras, que permitem o processo de mineralização do osso em direção ao implante, apesar de não possuírem uma superfície osteoindutora (LORENZONI e SILVA *et al.*, 2016). Dessa maneira, forma-se uma superfície anisotrópica responsável por promover o processo de adesão celular e a produção de matriz proteica (FERREIRA *et al.*, 2016).

### 3.5.3. PLASMA SPRAY

É a modificação de superfície em que um gás aquecido entre 10.000 °C e 30.000 °C agita as partículas, que são lançadas em grandes velocidades contra o implante, após o seu resfriamento, elas se solidificam e aderem à porção superficial. Essa técnica pode ser utilizada tanto para a incorporação de Ti (titânio) quanto da HA (hidroxiapatita) no componente protético. No que diz respeito à deposição do titânio, essa película é formada pelo recobrimento do implante por aspersão térmica com titânio ionizado. Já a incorporação da HA tem sua camada formada pela pulverização do spray de hidroxiapatita sobre o implante (FERREIRA *et al.*, 2023). Durante o recobrimento pela apatita, esse processo ocorre em três etapas distintas: tratamento alcalino, tratamento térmico e imersão em solução sintética equivalente ao plasma sanguíneo (LORENZONI e SILVA *et al.*, 2016).

Uma nova técnica baseada em imersão iônica em plasma (PIII) tem sido aprimorada, devido à técnica em spray ter substâncias potencialmente lesivas, além de exigirem um cuidadoso armazenamento e processamento para não se dispersarem pelo ambiente. Ademais, é uma tecnologia desenvolvida para melhorar a resistência ao desgaste e a corrosão de aço inoxidável e ligas de alumínio, a técnica permite um método padronizado em que grande quantidade de partículas atingem a superfície livre não exigindo especificação de desenhos de mostra, devido à natureza do plasma. Assim, qualquer amostra tridimensional será modificada uniformemente, gerando por consequência um aumento na presença de nanoestruturas de rutilo-TiO<sub>2</sub> melhorando a formação óssea quando se comparada aos não preparados (MEIRELLES *et al.*, 2011).

**Figura 4** – (a) Diagrama do sistema de implantação iônica por imersão em plasma. A superfície é inicialmente limpa com Ar para remover todos os contaminantes. (b) As nanoestruturas são criadas pelo bombardeamento da superfície com uma mistura de gases nobres. A etapa final é a implantação de oxigênio, formando as nanoestruturas rutilo desejadas na superfície do implante.



Fonte: Adaptado de MEIRELLES *et al.* (2011).

#### 3.5.4. JATEAMENTO

O jateamento é o método físico de modificação mais utilizado, consiste na projeção de partículas de sílica, hidroxiapatita, alumina e TiO<sub>2</sub> variando entre 25 e 75  $\mu\text{m}$ . O intuito é aumentar a energia superficial dos implantes, estimulando a adesão celular (MARENZI *et al.*, 2019). Essa modificação cria depressões irregulares pelo impacto das partículas de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ou de TiO<sub>2</sub> sendo a rugosidade obtida diretamente proporcional ao tamanho das partículas, do tempo e da pressão do equipamento de jateamento (FERREIRA *et al.*, 2023).

Neste estudo, ao se comparar diversas modificações de superfícies e analisar microscopicamente sua topografia foram identificados os valores de Ra (altura característica das microtopografias, considerando os picos, vales e saliências) ficaram entre 0,79 e 2,89  $\mu\text{m}$ , a grande maioria se encontra na faixa de 1,0-2,0  $\mu\text{m}$ , sendo o ideal visando a osseointegração. Porém, foi demonstrado que três das marcas analisadas não estavam dentro do limite ideal, sendo dois deles confeccionados pelo método de jateamento, fazendo com que ocorra uma resposta óssea prejudicada, já que apesar de apresentarem uma osseointegração mais rápida, o risco futuro de peri-implante é maior, não justificando o risco-benefício. As duas marcas que não estavam dentro da faixa ideal e seu método de fabricação são respectivamente: (1) Sistema

de implante Avinent<sup>®</sup>, tratado com jato de areia de alta pressão, seguida de adição de cálcio e fósforo. (2) Sistema de implante Klockner<sup>®</sup>, cuja superfície é tratada por uma técnica de duas fases, começando com um ataque de partículas de alumina, seguido por um tratamento termoquímico (NICOLAS-SILVENTE *et al.*, 2020).

### 3.5.5. MODIFICAÇÃO POR FEIXE LASER

A superfície do implante é modificada pela irradiação de feixes de laser, produzindo erosões e uma superfície rugosa. Apresentando vantagens como alta pureza e rugosidade adequada para uma osseointegração ideal, uma vez que essa técnica não envolve elementos químicos, evitando a contaminação da camada natural de óxido de titânio (FERREIRA *et al.*, 2023). Assim, pode-se considerar que o feixe de laser, por não usar nenhum material externo, age como meio físico para o tratamento da superfície (LORENZONI e SILVA *et al.*, 2016).

Segundo Jones *et al.* (2023), em um estudo clínico sobre a comparação de superfícies de implantes que teriam melhor resultado de proliferação e diferenciação de pré-osteoblastos, três tipos de modificações foram analisados: Laser-Lok<sup>®</sup>, feixe de laser (LL), texturizada por jateamento com grânulos reabsorvíveis (RBT) e usinada (M). Após análises dos resultados, verificou-se que as superfícies ásperas analisadas apresentavam melhor migração das células MG-63 (semelhantes a osteoblastos) em comparação ao modelo usinado. Ademais, o LL por meio de microcanais paralelos na superfície, facilitou a orientação de contato e o alinhamento celular e promoveu o crescimento da matriz extracelular *in vivo*, além de promover uma fixação mais organizada das células.

Essa técnica normalmente tinha sua aplicabilidade associada a parte do colar do pino protético, porém recentemente essa tecnologia também foi aplicada no pilar, visando à manutenção do osso crestal, essencial para o sucesso do implante, uma vez que a perda significativa da crista óssea ao longo do tempo afeta a capacidade do suporte do implante, levando à falha principalmente em pacientes com uma má qualidade óssea.

### 3.5.6. ATAQUE ÁCIDO

O ataque ácido é um modo de alteração superficial do implante, no qual ele é imerso em uma substância ácida, a qual provoca erosões no corpo. A concentração, o tempo e a temperatura são fatores determinantes da microestrutura dessa superfície (LORENZONI *et al.*,

2016). O aumento da rugosidade da superfície originado pelo ataque químico também influencia no aumento dos ângulos de contato em comparação às amostras de titânio de superfície lisa, afetando a hidrofiliabilidade desse implante (RUPP *et al.*, 2011). Essa característica é obtida a partir de uma extensa hidroxilação/hidratação da camada de óxido, levando a uma interação entre a superfície do titânio e a água, o que permite que biomoléculas, como proteínas, sejam adsorvidas (NOVELLINO *et al.*, 2017).

Segundo Fandridis e Papadopoulos (2008), em um estudo clínico para a caracterização das superfícies dos implantes, três superfícies comercializadas foram investigadas: Padrão Biocom (interno hexadecimal) com superfície áspera, tratado com jateamento e ataque ácido. O implante Osseotite<sup>®</sup>, com superfície áspera tratada com duplo tratamento, imerso em 15% HF e depois tratado em uma mistura de ácidos H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>/HCl (proporção 6:1). O OsseoSpeed<sup>®</sup>, por sua vez, é jateado com TiO<sub>2</sub> e depois modificado com fluoreto. Em relação às superfícies Osseotite<sup>®</sup>, que apenas receberam tratamento com subtração ácida, foi observado que apresentaram picos e depressões mais discretas quando comparado com o Padrão Biocom. Além disso, a concentração de oxigênio teve grande variação nos três, o que implica em diferenças na camada de óxido, apresentando-se mínima no implante Osseotite<sup>®</sup>, o que promoveu uma menor capacidade de osseointegração deste modelo, provavelmente devido à seu ataque ácido duplo, removendo os óxidos nativos.

### 3.5.7. JATEAMENTO COM ATAQUE ÁCIDO

O jateamento proporciona rugosidade ao titânio que favorece a estabilidade mecânica primária, e uma aderência óssea-implante (BIC) maior em comparação a superfícies usinadas. Enquanto o condicionamento ácido leva a uma superfície mais uniforme do implante, resultando em uma melhor fixação osso/implante devido ao aumento da bioatividade na superfície. Já o jateamento fornece a rugosidade ideal para a fixação mecânica, dessa maneira, a união de ambos proporciona uma maior modificação da topografia, eliminando a poluição superficial e adicionando mais micromodificações e nanoirregularidades, gerando efeitos positivos na ativação de plaquetas sanguíneas e na migração celular, favorecendo a hidrofiliabilidade, e a biocompatibilidade (FOLETTI *et al.*, 2023).

Os implantes com superfícies tratadas por jateamento e ataque ácido resultam em osseointegração mais rápida quando comparados a implantes com superfícies usinadas

(Novellino *et al.*, 2017). Na sua forma de confecção, a superfície é inicialmente submetida a jato de areia de granulação grossa, lançados em alta velocidade com tamanho entre 250 e 500  $\mu\text{m}$ , produzindo as macrorrugosidades no implante, e em momento posterior ele é submetido a um ataque ácido por ácido clorídrico (HCl) ou por ácido sulfúrico ( $\text{H}_2\text{SO}_4$ ) responsável pelas características da microrrugosidade (LORENZONI e SILVA *et al.*, 2016).

Por meio de um estudo multicêntrico longitudinal, foi sugerido que os implantes de titânio com superfície jateada e atacada por ácido (SLA), eram mais osteocondutores e permitem uma osseointegração mais rápida do que superfícies usinadas ou torneadas. Foi proposto que essa modificação poderia ter os mesmos resultados com metade do tempo de cicatrização convencional. Os implantes foram carregados após seis semanas de cicatrização em tipos ósseos I a III e 12 semanas em osso tipo IV. A premissa de sucesso ocorreria se eles não se movessem e o paciente não tivesse nenhuma situação dolorosa. Na análise dos resultados, dos 439 implantes utilizados, somente 4 foram perdidos, tendo uma sobrevivência de 99,1%, comprovando-se que essa alteração da superfície gera efeitos positivos na cicatrização (COCHRAN *et al.*, 2011).

### 3.5.8. ANODIZAÇÃO

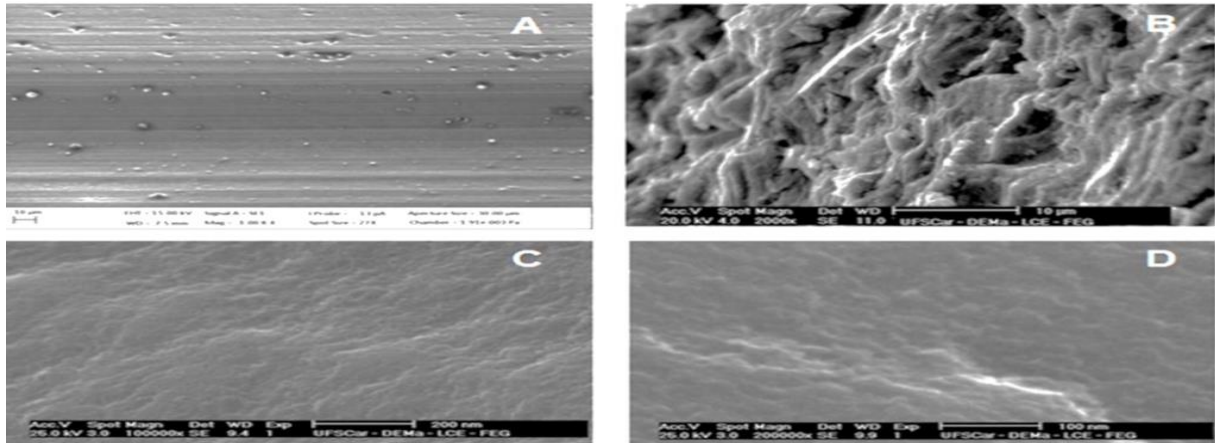
A princípio deve-se ressaltar como ocorre a oxidação do titânio, material base do implante, o Ti tem sua oxidação facilitada, uma vez que tem propriedades passivas, assim, tem uma grande capacidade de perder elétrons, formando uma camada muito fina e autolimitada que protege a superfície do metal de futuras oxidações, garantindo resistência à corrosão e influenciando o tecido ósseo na adsorção de proteínas e modulando a proliferação e diferenciação celular (GITTENS *et al.*, 2011). Além disso, essa camada aumenta a deposição de cálcio e a adsorção de proteínas como a albumina sérica, que participa da fase inicial da osseointegração, permitindo a adesão de plaquetas que liberam mediadores biológicos, incluindo fatores quimiotáticos para células osteogênicas (GIRUNDI *et al.*, 2010). Dessa forma, a modificação da superfície pela anodização consiste em uma técnica na qual a partir de um processo eletroquímico, por oxidação anódica, o implante é exposto a um circuito elétrico com o implante atuando como ânodo, visando que a espessura da camada de  $\text{TiO}_2$  de 17–200 nm em implantes convencionais aumente para 600–1000 nm, dessa forma, propagando a

adesão, proliferação e deposição de matriz extracelular de fibroblastos gengivais humanos (SMEETS *et al.*, 2016).

O processo de anodização consiste na formação de uma nanotopografia que favorece a atividade celular e consegue interagir com fluidos e tecido ósseo. Além de ser um método de baixo custo e reprodutibilidade, também apresentou resultados positivos em relação à bioatividade, os resultados desse estudo evidenciaram que essa alteração na química superficial, foi favorável à atividade osteogênica e maior formação óssea sem citotoxicidade, levando a melhorias nas propriedades mecânicas e no reparo ao redor do osso, características que se devem a obtenção da fase anatase e nanotopografia controlada (VILLAÇA-CARVALHO *et al.*, 2021).

Visando obter um aumento do contato osso-implante, a técnica de oxidação por microarco foi desenvolvida, consistindo em uma modificação eletroquímica da superfície em que se utiliza altas tensões para fabricar revestimentos de óxido porosos e espessos para posterior incorporação de íons de cálcio (Ca) e fósforo (P) na camada superficial (revestimento Ca-P), essa camada que tem o intuito de aumentar a resistência de adesão de revestimentos pós-preparados, pois a topografia porosa formada pelo MAO aumenta em grande parte a área de contato entre revestimentos e substratos. Ao se analisar sua superfície com outras sem modificações é notável a melhora nos resultados de osseointegração devido à presença de cálcio e fósforo que aumentaram a capacidade osteogênica, e o filme de óxido facilitou a fixação e a proliferação celular inicial, juntos proporcionam um melhor ambiente para ligação e sobrevivência celular (DING *et al.*, 2022).

**Figura 5** - Imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura mostrando o aumento da rugosidade da superfície anodizada. (A) Ranhuras do processo de usinagem, foco de 1000x10 µm. (B) Danos causados pelo impacto das moléculas de óxido na superfície, foco de 2000x10 µm. (C) O grupo anodizado aumentou em 100.000 vezes (200 nm) a rugosidade superficial do implante nanoestruturado. (D) O grupo anodizado aumentou a rugosidade da superfície do implante nanoestruturado em 200.000 vezes (100 nm)



**Fonte:** Adaptado de VILLAÇA-CARVALHO *et al.* (2021).

### 3.5.9. IMPLANTES HIDROFÍLICOS

Uma das técnicas de modificação consiste em alterar a molhabilidade dos implantes. Os implantes hidrofílicos têm baixa energia superficial, convencional de óxido de titânio, devido à absorção de hidrocarbonetos e contaminantes do ar ambiente, essas superfícies mantêm a conformação e a função das proteínas, enquanto as texturas dos implantes hidrofóbicos desencadeiam a desnaturação das proteínas, exercendo mudanças conformacionais (SMEETS *et al.*, 2016). Dessa forma, a alta energia de superfície apresenta melhor molhabilidade e uma afinidade pela adsorção celular, isso determina se a superfície é hidrofílica ou hidrofóbica (BRANDÃO *et al.*, 2010).

### 3.5.10. REVESTIMENTOS BIOMIMÉTICOS

Essa modificação é muito ampla, entre uma das condições de alteração superficial está a precipitação heterogênea de fosfato de cálcio sob condições fisiológicas de temperatura e pH, sendo o método ideal o de liberação lenta, que tende a aumentar a osteocondutividade gradualmente, além de potencializar a formação do osso em torno do implante (FERREIRA *et al.*, 2023). Logo, esse é o procedimento que permite recobrir o implante com uma camada uniforme de Hidroxiapatita (HA) similar à camada biológica, podendo ter até 15 µm de

espessura. Uma das vantagens dessa tecnologia é que as moléculas biologicamente ativas, como agentes osteogênicos, podem ser precipitadas como componentes inorgânicos para formar uma matriz com propriedades tanto osteoindutora (fatores de crescimento) como osteocondutores (camada de fosfato de cálcio) (LORENZONI e SILVA *et al.*, 2016).

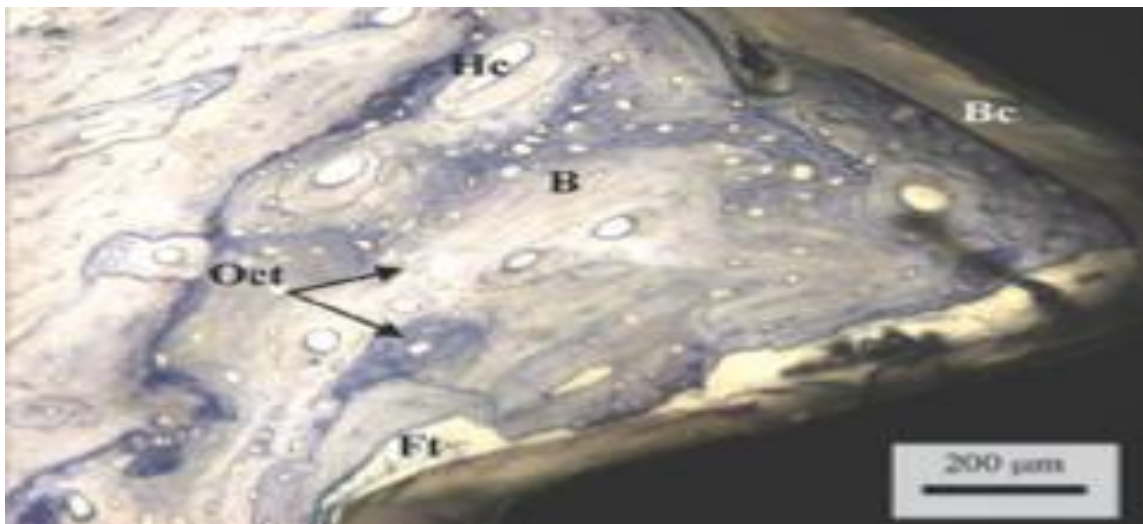
A pesquisa relacionada à Modificação Bioquímica de Superfícies de Titânio (BMTI) tem aumentado nas últimas décadas. Esse conceito foi definido em 1999 como “um processo que utiliza compreensão atual da biologia e bioquímica da função e diferenciação celular”. O intuito dessa técnica é a suposição de que a capacidade de imitar as características do tecido ósseo pode incrementar o desempenho da superfície do implante, aprimorando a resposta biológica. Na implantodontia, quatro classes principais de moléculas são usadas: 1. Peptídeos; 2. Proteínas Morfogênicas Ósseas (BMPs); 3. Fatores de Crescimento não-BMPs; 4. Componentes da matriz extracelular, sendo o objetivo de todas promover a adesão específica e diferenciação de células osteogênicas do implante de titânio, proporcionando melhores propriedades osteogênicas e osteocondutoras (LUPI *et al.*, 2021).

Nesse contexto, visando a imobilização de proteínas, enzimas e peptídeos, a vitamina D, molécula importante para a homeostase do cálcio no metabolismo ósseo, foi estudada em relação aos implantes. Essa função se observa, já que os receptores de vitamina D estão presentes nos osteoblastos e a molécula ativa tem efeitos diretos nas células, regulando a expressão de vários genes. Neste estudo, os polímeros pertencentes à família PLGA foram utilizados para armazenar a partícula ativa da vitamina D ( $1\alpha,25\text{-(OH)}_2\text{D}_3$ ) e fazer a liberação gradual. Ao se analisar os resultados, foi visto que os implantes modificados por essa técnica obtiveram uma borda óssea mais espessa em contato próximo com a superfície do implante, além de que os resultados histomorfométricos apresentam valores médios de BIC significativamente maiores no grupo de implantes estudado, do que no grupo controle (CHO *et al.*, 2011).

Em relação à proteína morfogenética (BMP), estão incluídas em um conjunto de 18 proteínas distintas, e pertencem ao grupo dos Fatores de Crescimento Transformador (TGF). Em especial, a proteína morfogenética óssea 2 (BMP-2) e a proteína morfogenética óssea 7 (BMP-7) apresentam elevado poder terapêutico para produção de tecido ósseo, essas produzidas por recombinação genética em bactéria *Escherichia coli*, possibilitando a industrialização das BMP na modificação superficial de implantes. Após análise comparativa

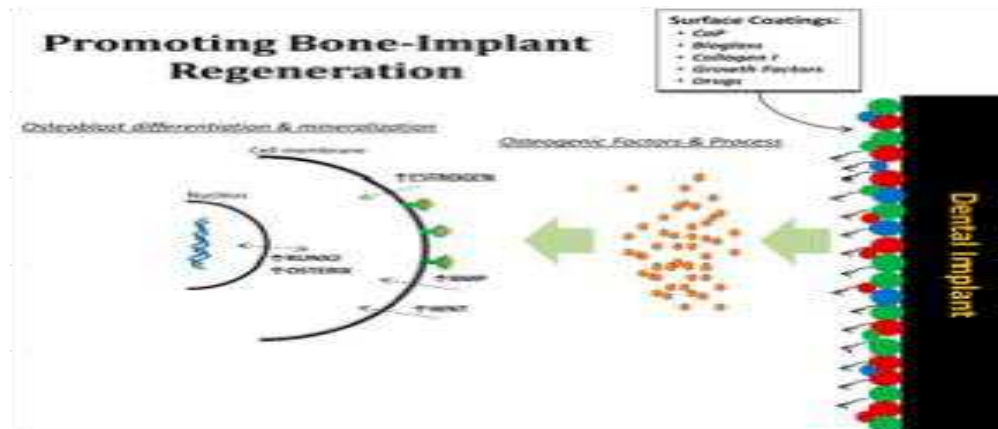
com outras técnicas, foi evidente que os implantes experimentais, tratados com rhBMP-2, promoveram em média uma melhora significativa no aumento da densidade óssea pós-operatória, quando comparada ao grupo controle. Ademais, estudos em humanos utilizando implantes em áreas desfavoráveis de altura e volume demonstraram que a biomolécula tem papel favorável no incremento ósseo em áreas de risco (PACHECO *et al.*, 2010).

**Figura 6** - Demonstração da osseointegração em superfície com adição de biomiméticos. Osso neoformado (B) em contato direto com o implante, células de osteócitos (Oct), canal de Havers (Hc) e alguns tecidos fibrosos (Ft). O revestimento biomimético (Bc) pode ser observado na superfície do implante



Fonte: Adaptado de LUKE YEO (2022)

**Figura 7:** Ilustração representando os benefícios biológicos dos revestimentos de superfície em implantes dentários. Fármacos ou fatores bioativos podem ser administrados ao microambiente ósseo local ao redor dos implantes, no qual fatores e processos osteogênicos são promovidos; aumentando assim a diferenciação e a mineralização dos osteoblastos.



Fonte: Adaptado de MAVROGENIS *et al.* (2009).

#### 4. DISCUSSÃO

A princípio, deve-se ressaltar que os implantes dentários se tornaram um tratamento comum para se substituir os elementos ausentes, obtendo um alto nível de satisfação do paciente em termos de eficiência mastigatória, saúde física e estética. A taxa de sobrevivência dos implantes dentários nos últimos 10 anos tem sido maior que 90%, no entanto, algumas falhas ainda são apresentadas devido principalmente a equívocos no diagnóstico, no planejamento, bem como a alterações sistêmicas do paciente (ALGHAMDI, 2018). Em média, as falhas de implantes devido à osseointegração insuficiente ocorreram em 1-2% dos pacientes nos primeiros meses. Já a falha secundária do implante se desenvolve vários anos após a osseointegração bem-sucedida em cerca de 5% dos pacientes, sendo comumente causada por peri-implantite, esses cenários negativos têm se associado com o envelhecimento da população, já que atualmente com o aumento da idade média dos pacientes, algumas comorbidades se tornaram mais frequente, dificultando o caso. Assim, a osseointegração pode ser prejudicada em pacientes com diabetes mellitus, osteoporose, e modificação por bisfosfonatos ou após radioterapia, esses pacientes continuam sendo um grande desafio na implantologia e exigem modificações bioativas nas superfícies que aceleram a osseointegração após a inserção dos implantes (SMEETS *et al.*, 2016).

Características como topografia, molhabilidade, carga da superfície e composição química superficial definem a velocidade e a qualidade da osseointegração, ao entrar em contato com o tecido ósseo (LORENZONI e SILVA *et al.*, 2016). Já as respostas celulares dependem das características químicas e físicas do substrato. Ademais, a capacidade de fixação das células estromais humanas na superfície lisa do titânio é baixa e pode levar à formação de uma camada de tecido fibroso entre o osso e o implante. Dessa maneira, para aumentar a biocompatibilidade e a viabilidade celular, devem ser feitas modificações que afetam a topografia, as características de rugosidade da superfície e a composição química da superfície (NICOLAS-SILVENTE *et al.*, 2020).

A topografia pode ser classificada em macroescala, microescala e nanoescala. A macrotopografia de um implante, é definida pela sua forma geométrica visível, como roscas, e forma cônica, entretanto, os esforços atuais estão voltados para modificações na arquitetura micro e nanogeométrica. Até 1990 os implantes tinham principalmente superfícies usinadas, o que implica em um processo de fabricação torneado, fresado ou polido, sendo as imperfeições

ao longo dessas superfícies as responsáveis para que as células osteogênicas se fixem e depositem no osso, gerando assim, uma interface osso-implante, com um tempo de cicatrização médio de 3 a 6 meses a depender da localização anatômica e qualidade óssea (SMEETS *et al.*, 2016). Alterações na macrorugosidade não influenciam na osseointegração, mas afetam a distribuição de forças para o osso e na estabilidade do implante, as dimensões de textura inferiores a  $0,4\ \mu\text{m}$  são consideradas lisas e não têm benefício algum para a ancoragem, uma vez que é pequena demais para haver osseointegração. Foi também observado que a rugosidade entre  $0,5\ \mu\text{m}$  e  $1,0\ \mu\text{m}$  é encontrada na maioria dos implantes, no entanto, o sugerido é que as discrepâncias de superfície tenham entre  $1\ \mu\text{m}$  e  $1,5\ \mu\text{m}$ , sendo ideal para resistir a força de cisalhamento (ELIAS *et al.*, 2008).

No quesito da micro escala, investigações revelaram que as respostas ósseas são mais favoráveis com um perfil micro-rugoso, variando entre o Ra de  $1,0$  a  $2,0\ \mu\text{m}$ , a partir disso, a maioria das superfícies adota essa topografia visando aumentar a área de contato entre o osso vivo e o implante, melhorando a osseointegração (MARENZI *et al.*, 2019). Já na nanotopografia, a literatura recente tem buscado descrever as vantagens potenciais que essas modificações trariam para à osseointegração, o que não significa que as superfícies anteriores a esse atual interesse estavam desprovidas de características nanocaracterizáveis, elas apenas não foram relatadas devido a limitação metodológica (GUY HUYNH-BA *et al.*, 2011).

A nanotopografia, exibe modificações de superfície adequada para atividades celulares, melhorando as propriedades de superfície dos implantes, dessa forma, acelerando o processo de reparação óssea, aumentando a deposição óssea, sendo uma etapa crucial no processo de osseointegração, uma vez que a interface célula-substrato é crucial para o sucesso do biomaterial, logo, os materiais nano-dimensionados podem simular o ambiente celular, favorecendo a proliferação e adesão de moléculas mesenquimais osteoblásticas devido ao aumento da superfície do biomaterial (VILLAÇA-CARVALHO *et al.*, 2021). Apesar de não exercerem um efeito notável nas respostas das células osteogênicas ou no osso na área interferencial (LUKE YEO, 2022).

A molhabilidade é importante na acessibilidade de uma superfície de implante para líquidos biológicos aquosos, assim, o ganho dessa propriedade aumenta a interação entre a superfície do implante e o ambiente biológico, portanto, a maior hidrofília pode oferecer uma maneira possível de se melhorar a integração dos implantes (RUPP *et al.*, 2011). A princípio, a superfície

do implante entra em contato com o sangue durante a inserção do implante no orifício, e a adsorção de proteínas ocorre inicialmente pelas que possuem como característica alta molhabilidade, sendo posteriormente substituídas por outras moléculas futuras com maior afinidade pela superfície do implante (efeito Vroman). Após essa primeira etapa, as células-tronco mesenquimais subsequentes se ligam às proteínas da matriz extracelular adsorvidas (ECMs), que incluem a fibronectina e a vitronectina, essas que são essenciais para a formação do tampão plaquetário e posterior liberação dos fatores de crescimento (LUKE YEO, 2022).

Em relação a carga superficial, as propriedades de umedecimento da superfície do implante podem ser examinadas experimentalmente por ângulos de contatos, e podem ser determinadas pela composição química da superfície e pela rugosidade. Assim, as modificações químicas da superfície também influenciam na carga superficial, que pode afetar a adsorção de proteínas, a adesão celular e as respostas celulares específicas (NOVELLINO *et al.*, 2017). Os implantes possuem uma camada de óxido na sua superfície, os tratados com anodização, recebem uma camada extra de óxido, obtidas pelo processo no qual o implante é usado como um anodo, ativando íons, quando um potencial elétrico é aplicado a esse implante, gerando reações de transferências de cargas e íons, com aumento dessa camada de óxido de titânio potencializando a osseointegração (LORENZONI e SILVA *et al.*, 2016). Esse processo ocorre pois o titânio oxida facilmente, devido a sua passividade, formando uma camada muito fina e estável que é autolimitada e protege a superfície do metal de futuras oxidações, garantindo resistência à corrosão. Essa característica influencia diretamente a resposta do tecido, afetando a adsorção de proteínas e modulando a proliferação e diferenciação celular (GITTENS *et al.*, 2011).

Essas modificações na energia podem alterar a adesão celular, a proliferação e expressão gênica. Estudos *in vitro* demonstraram que modificações na microtopografia da superfície do Ti afeta a fixação e a diferenciação de osteoblastos, incluindo linhas celulares MG63 e MC3T3-E1. Dessa maneira, a combinação de microestruturas e alta energia superficial aumenta ainda mais a diferenciação de osteoblastos em superfícies de titânio, fazendo com que essas estruturas suportem maior contato osso-implante do que as superfícies lisas, resultando em maior força de torque. A secreção de fatores angiogênicos pelas células MG63 que é regulada em função da morfologia do substrato e da energia superficial, afetam a resposta celular no que diz respeito a produção de fatores de crescimento pró-angiogênicos, que estimulam a diferenciação das

células endoteliais. Ademais, surgiu a hipótese de que a produção desses fatores angiogênicos está relacionada ao estado de maturação osteogênica dos osteoblastos, o que demonstra que a alta energia superficial induz a angiogênese durante o processo de osteointegração (RAINES *et al.*, 2010).

No que diz respeito a composição química superficial, o desempenho do implante de titânio como biomaterial pode estar associado a transformação da sua forma amorfa em cristalina, que são: Rutílio, fase que possui maior estabilidade termodinâmica, Brookita caracterizado pelo estágio intermediário das 3 composições, e a fase de Anatase, que possui maior hidrofiliabilidade do que a forma amorfa, promovendo espalhamento celular quando comparada a forma pura de titânio, apresentando melhorias nos resultados de osseointegração quando comparada a forma natural do titânio (VILLAÇA-CARVALHO *et al.*, 2021). Em outros estudos, a fase de Rutílio foi associada a melhor formação óssea quando comparada a Anatase, sendo a estrutura cristalina da superfície do implante caracterizada pela disposição dos átomos na camada de óxido (MEIRELLES *et al.*, 2011).

A partir disso, tem-se o entendimento que as principais vantagens dos tratamentos de superfície com o intuito de melhorar a osseointegração são: acelerar o tempo de cura, permitir o carregamento antecipado dos implantes, garantir maior conforto para o paciente e otimizar o tempo do profissional. Além disso, o fenômeno da osseointegração ocorre em qualquer superfície dos implantes, independentemente se tratadas ou não, no entanto, as modificações de superfície aprimoram o resultado da osseointegração principalmente nos estágios iniciais, beneficiando uma aposição óssea com densidade qualitativa e quantitativa principalmente em casos com má qualidade óssea local (LORENZONI e SILVA *et al.*, 2016).

## 5. CONCLUSÃO

Ao final desta revisão, pode-se concluir que:

Os tratamentos superficiais dos implantes são essenciais para melhorar a osseointegração em áreas de má qualidade óssea e em pacientes com capacidade reduzida de regeneração óssea. Incluem-se a região posterior da mandíbula e condições fisiopatológicas como: artrite reumatóide, diabetes, osteoporose, tabagismo, problemas renais, baixa densidade óssea, uso de agentes farmacológicos, casos prévios de peri-implantite e doenças infecciosas pré-existentes.

Entre as características físico-químicas, a rugosidade se destaca. Ela é essencial para que a cascata de eventos fisiológicos ocorra de maneira acelerada, o tamanho ideal se aproxima do tamanho de 1,5  $\mu\text{m}$ , sendo tolerada uma pequena variação para mais ou para menos. Isso influencia diretamente as taxas de estabilidade primária e secundária do implante, afetando diretamente a taxa de falha, tanto inicial quanto a longo prazo.

Entre as várias modificações do protocolo original de Brånemark, a superfície lisa atualmente vem sendo substituída por superfícies com maior capacidade de osteoindução e osteocondução. Destacam-se os revestimentos biomiméticos, que além de se adequar nas características físicas descritas, também são capazes de carregar moléculas que aceleram a atividade metabólica do tecido ósseo, contribuindo para reduzir o tempo de recuperação, permitir o carregamento precoce e otimizar o tempo clínico.

## REFERÊNCIAS:

Al-Hamdan, K. *et al.* Effect of implant surface properties on peri-implant bone healing: a histological and histomorphometric study in dogs. **Clinical Oral Implants Research**, v. 22, p. 399–405, 2011.

Alghamdi, H. S. Methods to improve osseointegration of dental implants in low quality (type-IV) bone: An overview. **Journal of Functional Biomaterials**, v. 9, n. 1, 2018.

Cho, Y.-J. *et al.* Promotion of osseointegration of anodized titanium implants with a 1 $\alpha$ ,25-dihydroxyvitamin D3 submicron particle coating. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 26, n. 6, p. 1225–1232, 2011.

Cochran, D. L. *et al.* A 5-year prospective multicenter study of early loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 26, n. 6, p. 1324–1332, 2011.

De Brandão, M. L. *et al.* Dental implants surface X biological response: a literature review. **Revista Implantnews**, v. 7, n. 1, p. 95-101, 2010.

Ding, M. *et al.* Early osseointegration of micro-arc oxidation coated titanium alloy implants containing Ag: a histomorphometric study. **BMC Oral Health**, v. 22, n. 1, p. 628, 2022.

Elias, C. N. *et al.* Modificações na superfície dos implantes dentários: da pesquisa básica à aplicação clínica. **Revista Implantnews**, v. 5, n. 5, p. 467-76, 2008.

Fandridis, J.; Papadopoulos, T. Surface characterization of three titanium dental implants. **Implant Dentistry**, v. 17, n. 1, p. 91–99, 2008.

Ferreira, L. M. *et al.* A Evolução do Tratamento de Superfície nos Implantes Dentários: Revisão de literatura. **Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences**, v. 5, n. 2, p. 86–100, 2023.

Foletti, J.-M. *et al.* Effect of bone density on the survival of 407 sandblasted and acid-etched dental implants: A retrospective multicenter study. **Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects**, v. 17, n. 2, p. 112–118, 2023.

Girundi, F.; Zenóbio, E.; SOARES, R. Interações moleculares em superfícies de titânio. **Revista Implantnews**, v. 7, n. 3a-PBA, p. 67-71, 2010.

Gittens, R. A. *et al.* Electrical implications of corrosion for osseointegration of titanium implants. **Journal of Dental Research**, v. 90, n. 12, p. 1389–1397, 2011.

Guerini, V. **A History of Dentistry from the Most Ancient Times Until the End of the Eighteenth Century**. [S. l.: s. n.], 1909.

Huynh-ba, G. *et al.* Nanotechnology and Dental Implants. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 26, n. 6, p. 1154-1155, 2011.

Javed, F. *et al.* Implant surface morphology and primary stability: is there a connection? **Implant Dentistry**, v. 20, n. 1, p. 40–46, 2011.

Jones, S. E. *et al.* Laser microgrooving and resorbable blast texturing for enhanced surface function of titanium alloy for dental implant applications. **Biomedical Engineering Advances**, v. 5, 2023.

Karthik K. S. *et al.* Comparative analysis of surface modification techniques for assessing oral implant osseointegration: An animal study. **Cureus**, v. 16, n. 2, p. e54014, 2024.

Luke Yeo, I.-S. Dental implants: Enhancing biological response through surface modifications. **Dental Clinics of North America**, v. 66, n. 4, p. 627–642, 2022.

Lupi, S. M.; TORCHIA, M.; RIZZO, S. Biochemical Modification of titanium oral implants: Evidence from in vivo studies. **Materials**, v. 14, n. 11, p. 2798, 2021.

Mangano, C. *et al.* Immediate loading of modified acid etched dental implants in postextraction sockets: a histological and histomorphometrical comparative study in nonhuman primate *Papio ursinus*. **Implant Dentistry**, v. 18, n. 2, p. 142–150, 2009.

Marenzi, G. *et al.* Effect of different surface treatments on titanium dental implant micro-morphology. **Materials**, v. 12, n. 5, 2019.

Martinez, M. A. F. *et al.* Surface roughness of titanium disks influences the adhesion, proliferation and differentiation of osteogenic properties derived from human. **International Journal of Implant Dentistry**, v. 6, n. 1, p. 46, 2020.

Mavrogenis, A. F. *et al.* Biology of implant osseointegration. **Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions**, v. 9, n. 2, p. 61–71, 2009.

Meirelles, L. *et al.* A novel technique for tailored surface modification of dental implants - a step wise approach based on plasma immersion ion implantation. **Clinical Oral Implants Research**, v. 24, n. 4, p. 461–467, 2013.

Nicolas-Silvente, A. I. *et al.* Influence of the titanium implant surface treatment on the surface roughness and chemical composition. **Materials**, v. 13, n. 2, p. 314, 2020.

Novellino, M. M. *et al.* Resonance frequency analysis of dental implants placed at the posterior maxilla varying the surface treatment only: A randomized clinical trial. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 19, n. 5, p. 770–775, 2017.

Ogle, O. E. Implant surface material, design, and osseointegration. **Dental Clinics of North America**, v. 59, n. 2, p. 505–520, abr. 2015.

Pacheco, C. R. et al. Implantes dentários recobertos com proteína morfogenética óssea recombinante humana tipo-2. **RGO**, v. 58, n. 3, p. 333–337, 2010.

Pessoa, R. S. et al. Influence of implant design on the biomechanical environment of immediately placed implants: computed tomography-based nonlinear three-dimensional finite element analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 26, n. 6, p. 1279–1287, 2011.

Raines, A. L. et al. Regulation of angiogenesis during osseointegration by titanium surface microstructure and energy. **Biomaterials**, v. 31, n. 18, p. 4909–4917, 2010.

Romeiro, R. L. et al. Aderência de *Candida albicans*, *Candida dubliniensis* e *Candida glabrata* à superfície de implantes lisos e rugosos. **ImplantNews**, v. 6, n. 1, p. 33–37, 2009.

Rosa, M. B. et al. The influence of surface treatment on the implant roughness pattern. **Journal of Applied Oral Science**, v. 20, n. 5, p. 550–555, 2012.

Rupp, F. et al. Wetting behavior of dental implants. **The international journal of oral & maxillofacial implants**, v. 26, n. 6, p. 1256–1266, 2011.

Shin, Y. C. et al. Enhanced osseointegration of dental implants with reduced graphene oxide coating. **Biomaterials Research**, v. 26, n. 1, p. 11, 2022.

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, p. 136–142, 2016.

Smeets, R. et al. Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. **BioMed Research International**, v. 2016, p. 6285620, 2016.

Villaça-Carvalho, M. F. L. et al. Bioactivity of an experimental dental implant with anodized surface. **Journal of Functional Biomaterials**, v. 12, n. 2, p. 39, 2021.