

**FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA**  
**CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA**  
**CURSO DE ODONTOLOGIA**  
**PÓS-GRADUAÇÃO LATO SENSU EM IMPLANTODONTIA**  
**MONOGRAFIA DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**ALESSANDRO DE DEUS MELLO**

**TIPOS DE SUPERFÍCIE DO IMPLANTE X TEMPO DE  
CARREGAMENTO**

**VOLTA REDONDA**

**2022**

**FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA**  
**CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA**  
**CURSO DE ODONTOLOGIA**  
**PÓS-GRADUAÇÃO LATO SENSU EM IMPLANTODONTIA**  
**MONOGRAFIA DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**TIPOS DE SUPERFÍCIE DO IMPLANTE X TEMPO DE  
CARREGAMENTO**

Trabalho apresentado ao Curso de Pós-Graduação Lato Sensu em Implantodontia do UniFOA como requisito à obtenção do título de especialista em Implantodontia.

Aluno: Alessandro de Deus Mello

Orientador: Prof. Marcelo Fontes Teixeira

**VOLTA REDONDA**

**2022**



## FOLHA DE APROVAÇÃO

Trabalho intitulado: Tipos de Superfície do Implante X Tempo de Carregamento.

Elaborado por: Alessandro de Deus Mello

E apresentado publicamente perante a Banca Avaliadora, como parte dos requisitos à obtenção do título de especialista em Implantodontia.

Aprovado em ..... de ..... de .....

Banca Avaliadora:

.....

Professor Marcelo Fontes Teixeira

.....

Professor Carlos Roberto Teixeira Rodrigues

## RESUMO

A busca por tratamentos mais estéticos e resultados mais rápidos traz um grande desafio para a odontologia no âmbito da implantodontia, com o desenvolvimento de novos métodos de reabilitação que sejam menos traumáticos, mais eficazes e, ao mesmo tempo, satisfatórios. A partir da evolução dos implantes dentários, surgiram tipos variados de tratamento de superfície, com o objetivo de melhorar a cicatrização, promover crescimento ósseo diretamente sobre o implante, aumentar a qualidade da maturação óssea e reduzir seu tempo, além de acelerar o tempo de carregamento. A depender do tipo de tratamento, o resultado, a qualidade e a velocidade da osseointegração podem variar. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi avaliar a influência do tipo de tratamento de superfície de implantes dentários de titânio no tempo de carregamento após a cirurgia e a relação entre eles, através de uma revisão da literatura. Os tipos de tratamento estudados foram: jateamento, ataque ácido, jateamento e ataque ácido combinados, anodização, modificação por laser, plasma spray, tratamento biomimético e a transformação da superfície em hidrofílica. Desses, os que obtiveram melhores resultados quanto à redução do tempo de osseointegração foram a anodização, tratamento biomimético e a superfície hidrofílica, sendo que a última teve sua eficácia mais comprovada.

Palavras-chave: tratamento de superfície; implante; tempo de carregamento; osseointegração.

## **ABSTRACT**

The search for more aesthetic treatments and faster results brings a great challenge to dentistry in the field of implantology, with the development of new rehabilitation methods that are less traumatic, more effective and, at the same time, satisfactory. From the evolution of dental implants, distinct types of surface treatment have emerged, with the aim of improving healing, promoting bone growth directly on implant, increasing the quality of bone maturation and reducing its time, in addition to accelerating loading time. Depending on the type of surface, the result, quality, and speed of osseointegration may vary. Thus, the aim of this study was to evaluate the influence of surface treatment of titanium dental implants on loading time after surgery and the relationship between them, through a literature review. The surface treatments studied were blasting, acid etching, combined blasting and etching, anodization, laser modification, plasma spray, biomimetic treatment, and transformation of the surface into hydrophilic. Among these, those that obtained better results regarding reduction of loading time were anodization, biomimetic treatment, and hydrophilic surface, though the last one had more proven effectiveness.

Keywords: surface treatment; implant; loading time; osseointegration.

## LISTA DE ABREVIações E SÍMBOLOS

ALP	Fosfatase Alcalina
BAFO	Fração de Área Óssea Ocupada
BIC	Contato Osso-Implante
BMP-2	Proteína Morfogenética Óssea
Ca	Cálcio
CTMs	Células-Tronco Mesenquimais
<i>et al.</i>	Do Latim “ <i>et alii</i> ”, e colaboradores
F	Flúor
H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>	Ácido Sulfúrico
HF	Ácido Fluorídrico
HNO <sub>3</sub>	Ácido Nítrico
ISQ	Quociente de Estabilidade do Implante
LS	Feixe Laser
MS	Superfície Maquinada
P	Fósforo
°	Grau(s)
°C	Graus Celsius
µm	Micrômetro
>	Maior que
%	Por cento

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>7</b>
<b>2 OBJETIVO</b>	<b>9</b>
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>10</b>
3.1 TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE	10
3.1.1 Usinagem	11
3.1.2 Jateamento	11
3.1.3 Ataque ácido	11
3.1.4 Jateamento e ataque ácido combinados	11
3.1.5 Tratamento eletroquímico ou anodização	12
3.1.6 Modificação por laser	13
3.1.7 Plasma spray	14
3.1.8 Tratamento biomimético	14
3.1.9 Superfície hidrofílica	14
3.2 MOLHABILIDADE	15
3.3 FOSFATASE ALCALINA	16
3.4 PROTEÍNA MORFOGENÉTICA ÓSSEA	16
3.5 ESTABILIDADE DO IMPLANTE	16
<b>4 DISCUSSÃO</b>	<b>17</b>
<b>5 CONCLUSÃO</b>	<b>22</b>
<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>24</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A osseointegração é um dos fatores mais relevantes para o sucesso na implantodontia (GUIMARÃES NETO; BACELAR, 2019). Um fenômeno muito importante para isso é a adesão de células à superfície de titânio. É essencial que essa superfície promova respostas celulares e teciduais favoráveis para que o implante apresente boa função e longevidade (GUPTA; DHANRAJ; SIVAGAMI, 2010).

O titânio é resistente à corrosão, biocompatível, possui baixo módulo de elasticidade e ótima osseointegração comparado a outros materiais, e por isso, ele é o mais utilizado para fabricar implantes odontológicos, porém o tratamento da superfície do implante pode melhorar a resposta biológica (STEGUES, 2014).

As propriedades das superfícies são capazes de alterar a resposta tecidual adjacente e, assim, determinar o tipo de tecido a ser formado entre o osso e o implante e como será a integração entre ambos (GUIMARÃES NETO; BACELAR, 2019). Isso ocorre a partir de interações moleculares, como a mineralização sobre a superfície do implante e a ligação das moléculas de água, íons e biomoléculas. Como resultado, há a formação de uma camada com a qual as células irão interagir, o que irá determinar como se dará a regeneração tecidual no local. Portanto, as propriedades da superfície estão intimamente associadas à formação óssea após a instalação do implante (PALMQUIST *et al.*, 2010).

O tratamento dessas superfícies surgiu como uma forma de melhorar a qualidade e quantidade de aposição óssea, principalmente nas etapas iniciais da osseointegração, e trazer benefícios para o paciente e o profissional, como otimizar o tempo clínico, reduzir o tempo de cura, permitir maior conforto ao paciente e acelerar o carregamento dos implantes (SILVA *et al.*, 2016).

Os tipos de tratamento de superfície podem ser classificados em métodos de adição ou de subtração, ou em físico, químico ou associação entre ambos. Entre as técnicas de subtração usadas, estão o ataque ácido, o jateamento e o

laser, e entre as técnicas de adição estão a anodização, o plasma spray e o tratamento biomimético (ABREU *et al.*, 2021).

Há também duas características importantes nesse processo, a molhabilidade e a rugosidade, que contribuem para a adesão de osteoblastos e sua proliferação, e conseqüentemente para a produção, cicatrização e integração óssea. Algumas alterações de superfície podem otimizar essas características (ABREU *et al.*, 2021).

## 2 OBJETIVO

Este trabalho tem por objetivo:

- 1- Estudar e comparar os principais tipos de tratamento de superfície dos implantes dentários osseointegrados;
- 2- Avaliar sua influência no tempo de carregamento;
- 3- Auxiliar o profissional na escolha pelo melhor tratamento para cada caso.

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

#### 3.1 Tratamentos de superfície

Um importante fator para a osseointegração dos implantes dentários são os tipos de tratamentos de sua superfície (LOURENÇO *et al.*, 2013; SARTORETTO *et al.*, 2017). Suas propriedades físicas e químicas influenciam diretamente na resposta biológica de estímulo de formação óssea (STEGUES, 2014). Ainda que a osseointegração sempre ocorra sobre a superfície do implante, mesmo que ela seja lisa ou polida, certas modificações nessa superfície são capazes de aumentar a deposição óssea sobre ela. Então esses processos objetivam a otimização da osseointegração (BERNARDES; CLAUDINO; SARTORI, 2012).

Os fibroblastos se acumulam em superfícies mais lisas, porém os macrófagos se aderem com mais facilidade em áreas rugosas, assim como as células epiteliais e osteoblásticas. Portanto, estima-se que isso facilite o crescimento tecidual e melhore a estabilidade mecânica, ou seja, a proliferação óssea se torna melhor em superfícies rugosas do que naquelas lisas (STEGUES, 2014).

Portanto, diferentes tratamentos estão sendo desenvolvidos de forma a melhorar a integração óssea, cujo principal processo envolvido é a diferenciação de células-tronco mesenquimais (CTMs) em osteoblastos (MENDONÇA *et al.*, 2013). As modificações têm o objetivo de melhorar a resposta tecidual (GUIMARÃES NETO; BACELAR, 2019) e acelerar o processo inicial de cicatrização, promovendo maior estabilidade inicial, maior energia de superfície, e conseqüentemente, maior molhabilidade e hidrofiliçidade, características que aumentam a proliferação e a adesão de osteoblastos, para então acelerar a neoformação óssea e permitir o carregamento do implante em menor tempo (ABREU *et al.*, 2021).

Entre os tipos de tratamento de superfície, estão: superfície usinada, jateamento, ataque ácido, jateamento e ataque ácido combinados, anodização, modificação por laser, plasma spray e tratamento biomimético. E para escolher

a superfície ideal para o paciente, deve-se considerar a qualidade óssea, as condições sistêmicas do paciente e o tempo de carregamento desejado (ABREU *et al.*, 2021).

### **3.1.1 Usinagem**

A superfície usinada, também chamada de maquinada, é a superfície sem tratamento (PINOTTI *et al.*, 2018). Ela é caracterizada pela presença de pequenas ranhuras, de tamanho entre 0,5 e 0,1 micrômetro ( $\mu\text{m}$ ), provenientes da usinagem (ABREU *et al.*, 2021). Houve redução no uso de implantes usinados por conta dos resultados obtidos através dos estudos (STEGUES, 2014).

### **3.1.2 Jateamento**

O jateamento é feito através da projeção pressurizada de partículas como sílica, areia, hidroxiapatita, alumina ou titânio, sendo caracterizado como um tratamento físico-químico. O tamanho das partículas, o tempo e a pressão do disparador determinam o grau de rugosidade a ser obtido (ABREU *et al.*, 2021).

O jateamento por si só garante uma boa superfície, porém não apresenta bons resultados de osseointegração. Além disso, há uma tendência maior em acumular bactérias nesse tipo de substrato rugoso quando comparado ao liso (JEMAT *et al.*, 2015).

### **3.1.3 Ataque ácido**

O ataque ácido é um tratamento químico e tem por objetivo limpar a superfície, alterar a rugosidade e aumentar a adesão celular. Os ácidos mais utilizados são o fluorídrico (HF), o sulfúrico ( $\text{H}_2\text{SO}_4$ ) e o nítrico ( $\text{HNO}_3$ ), os quais podem ser usados individualmente ou em combinação (ABREU *et al.*, 2021), através de imersão em solução ácida em alta temperatura por um longo tempo ou de um banho com mistura de ácidos, como o clorídrico com o sulfúrico (LOURENÇO *et al.*, 2013).

### 3.1.4 Jateamento e ataque ácido combinados

Os implantes podem receber jateamento combinado ou não com o ataque ácido (SARTORETTO *et al.*, 2017). Os grãos de óxido empregados no jateamento possuem função abrasiva, ou seja, criam cavidades na superfície do implante. Já o condicionamento ácido tem o objetivo de uniformizar essas cavidades. Esse processo depende de tempo, velocidade, pressão e controle do tamanho das partículas para que seja garantido (NeoPoros, Neodent, Curitiba, PR, Brasil).

Portanto, o jateamento cria uma macrorrugosidade na superfície de titânio, enquanto o ataque ácido produz microrrugosidade sobreposta a outra superfície (LOURENÇO *et al.*, 2013), com pequenos poros, entre 1 e 2  $\mu\text{m}$  de diâmetro (JEMAT *et al.*, 2015). Esse tipo de tratamento leva a uma homogeneidade na rugosidade do implante (a depender do tempo de exposição, tipo e concentração do ácido utilizado) e maior área ativa na superfície, com melhores chances de adesão de células (STEGUES, 2014), além de promover maior comportamento osteocondutor, a partir da diferenciação de células osteogênicas e deposição de osso recém formado sobre a superfície do implante (ORSINI *et al.*, 2012).

Independentemente de haver texturização na superfície do implante, a deposição de tecido ósseo sobre ela irá ocorrer, porém quando essa textura está presente, a área de contato entre o implante e o osso é maior (GUIMARÃES NETO; BACELAR, 2019). Ainda, uma boa rugosidade confere maior eficiência a esse contato, à proliferação celular e ao torque de remoção (JEMAT *et al.*, 2015), além de conferir ao implante maior estabilidade primária do que os de superfície lisa (STEGUES, 2014), o que contribui para que os implantes recebam carga em um tempo relativamente menor quando comparado às superfícies lisas, além de melhorar seu prognóstico em ossos de baixa qualidade (GUIMARÃES NETO; BACELAR, 2019).

### 3.1.5 Tratamento eletroquímico ou anodização

O tratamento eletroquímico é feito com a utilização de soluções ácidas e básicas com temperaturas variadas de forma a incorporar íons de Cálcio (Ca), Flúor (F) e Fósforo (P) através de um processo chamado oxidação anódica,

também chamada de anodização. Ela interfere na composição química, morfologia e rugosidade da superfície do implante (STEGUES, 2014).

A anodização é realizada através da colocação do implante em um recipiente de aço inoxidável, que servirá como catodo, enquanto o implante servirá como anodo. É então utilizado um eletrólito aquoso sob o fornecimento constante de uma corrente elétrica durante alguns minutos, e depois o implante é lavado em água destilada e secado à temperatura ambiente (TENG *et al.*, 2016). Esse processo leva à formação de camadas de óxido de titânio, que conferem maior espessura, rugosidade e porosidade na superfície do implante e aumentam sua durabilidade e performance (PARK *et al.*, 2013). Sua topografia se torna específica e única, nanotexturizada, e apresenta boa capacidade de retenção de líquidos e tecido ósseo (STEGUES, 2014).

A nanotecnologia aplicada na superfície de implantes tem a capacidade de impactar positivamente nas respostas celulares e teciduais do organismo. Com seu uso, há alteração no padrão de comportamento biológico em relação ao implante, com diferenças nas interações com íons, células e biomoléculas, de forma que a osseointegração, a cicatrização e a longevidade dos procedimentos são beneficiadas (THAKRAL *et al.*, 2014), pois os nanoporos presentes nesse tipo de superfície facilitam a adesão e diferenciação das células (CARNEIRO *et al.*, 2013).

Com a incorporação de elementos como o fosfato na técnica de anodização, a integração óssea do implante é intensificada (CARNEIRO *et al.*, 2013; STEGUES, 2014). Por isso, esse processo pode beneficiar instalações de implantes em osso de baixa densidade, em alvéolos de extração e em protocolos de carga imediata (STEGUES, 2014).

### **3.1.6 Modificação por laser**

A modificação por irradiação com feixes laser (LS) apresenta alto grau de pureza por ser um tratamento exclusivamente físico, ou seja, sem a utilização de elementos químicos. O LS gera microrretenções na superfície do implante orientadas regularmente por causa do controle sobre a angulação das

rugosidades, as quais podem variar em forma e tamanho dependendo da intensidade do pulso da fonte emissora (ABREU *et al.*, 2021).

### **3.1.7 Plasma spray**

No tratamento com plasma spray, um método físico-químico, há aderência de partículas aquecidas de hidroxiapatita ou de titânio. Esse processo se inicia a partir do aquecimento de gás de argônio até atingir uma temperatura entre 10.000 e 30.000 °C, quando então são lançadas as partículas em alta velocidade sobre o implante. Com isso, após o resfriamento e solidificação, formam-se rugosidades sobre a superfície, com aspecto de lava vulcânica. Esse tipo de tratamento está em desuso atualmente por suas muitas desvantagens (ABREU *et al.*, 2021).

### **3.1.8 Tratamento biomimético**

O tratamento biomimético é classificado como físico-químico e é realizado através da precipitação heterogênea de fosfato de cálcio sobre o implante em condições fisiológicas de temperatura e pH. Para isso, é utilizada uma solução de íons similar ao plasma sanguíneo, para que haja deposição de camada uniforme de hidroxiapatita de até 15 µm sobre toda a superfície, a qual se parece com a camada biológica (ABREU *et al.*, 2021).

### **3.1.9 Superfície hidrofílica**

Implantes hidrofílicos são aqueles submetidos à ativação físico-química, com o objetivo de estimular a diferenciação celular sobre a superfície de titânio (MENDONÇA *et al.*, 2013). Para isso, os implantes recebem tratamento com jateamento e ataque ácido e então são mantidos em solução isotônica de cloreto de sódio (NaCl) 0,9% (SARTORETTO *et al.*, 2015; SIQUEIRA *et al.*, 2018), que leva à transformação química da camada de óxido de titânio sem que a topografia e rugosidade sejam alteradas nessa etapa (Aqua, Neodent, Curitiba, PR, Brasil). O objetivo é impedir que partículas atmosféricas contaminem a superfície. A partir do contato do implante com a solução, há a formação de uma camada hidrofílica (SIQUEIRA *et al.*, 2018) de aparência microtexturizada (0.3-1.3 µm) (PINOTTI *et al.*, 2018).

Propriedades hidrofílicas são capazes de induzir a osseointegração de forma mais rápida se comparadas às outras modificações de superfície, além de melhorar a biocompatibilidade do implante, como pode ser demonstrado em experimentos *in vitro* e *in vivo* (YEO, 2014).

### 3.2 Molhabilidade

A molhabilidade é definida como a capacidade ou não de um líquido se difundir sobre uma superfície. Essa característica interfere na capacidade de absorção de proteínas, adesão e diferenciação celular, além da formação e manutenção do coágulo sanguíneo e, conseqüentemente, na cicatrização (FARIAS, 2016). Além disso, afeta a interação celular dos tecidos moles e duros com a superfície e determina o grau de osseointegração *in vivo*, e ainda tem uma influência sobre todos os passos subseqüentes da cicatrização, o que leva a uma integração tecidual de longo prazo (GITTENS *et al.*, 2014).

Usada para definir a capacidade hidrofílica do implante (TENG *et al.*, 2016), a molhabilidade é quantificada pelo ângulo entre a linha tangente à gota de um líquido e a superfície horizontal do sólido sobre o qual ele está. O valor pode variar entre 0 e 180 graus (°). Quando esse grau for maior que 90, a superfície é considerada hidrofóbica. Se o grau for menor que 90, isso significa que a superfície é hidrofílica (GITTENS *et al.*, 2014). Quando o ângulo é menor que 5°, ela leva o nome de super-hidrofílica (KWON; PARK, 2018). (GITTENS *et al.*, 2014). Ou seja, quanto menor o ângulo de contato, maior a molhabilidade da superfície (TENG *et al.*, 2016).

Em uma superfície hidrofóbica, a camada de óxido de titânio geralmente é eletronegativa, o que faz com que a ligação do implante com a proteína-célula dependa de cátions divalentes de Ca e outras pontes do próprio organismo para ocorrer. Já na superfície hidrofílica, sua camada é eletropositiva, sendo capaz de interagir diretamente com fatores de crescimento do sangue, que são eletronegativos (Aqua, Neodent, Curitiba, PR, Brasil).

As modificações químicas dos implantes que promovem aumento da molhabilidade resultam em uma osseointegração de qualidade aprimorada e mais rápida, pois seu ganho de estabilidade pode ser mais de 2 vezes mais

rápido que uma superfície sem essa característica (NOVELLINO *et al.*, 2017), o que faz com que elas apresentem bons resultados em carregamentos precoces (SILVA *et al.*, 2016). Então pode-se dizer que a presença da molhabilidade pode acelerar a integração óssea e, por consequência, a reabilitação do paciente (FARIAS, 2016; ABREU *et al.*, 2021), com possibilidade de redução do tempo de cura para 3 ou 4 semanas (SIQUEIRA *et al.*, 2018).

### **3.3 Fosfatase alcalina**

A fosfatase alcalina (ALP) é uma enzima com um papel crucial na formação de tecido ósseo, pois é responsável por aumentar o nível de fosfato inorgânico, enquanto reduz a concentração de inibidores de formação de mineral, ou seja, ela facilita o processo de mineralização (VIMALRAJ, 2020).

Através da análise da atividade celular e da capacidade de expressão da ALP de células ósseas progenitoras, pode-se detectar precocemente a osteogênese e a mineralização (TENG *et al.*, 2016).

### **3.4 Proteína morfogenética óssea**

A proteína morfogenética óssea (BMP-2) é uma citocina osteoindutora muito importante no processo de regeneração e reparo ósseo (LEE *et al.*, 2013), considerada altamente bioativa. Sua presença é capaz de criar áreas de contato osso-implante e de aumentar a qualidade de osso formado. As superfícies modificadas com essas proteínas aumentam a adesão celular aos poros do implante e demonstram sinais osteogênicos imediatamente após sua instalação, além de estimular alta proliferação celular e mineralização de forma rápida, o que pode potencialmente reduzir o tempo de cicatrização. Porém, a ancoragem da BMP-2 sobre o implante parece depender do grau de rugosidade da superfície, pois demonstrou maior contato osso-implante em superfícies mais rugosas, com poros de cerca de 1,27  $\mu\text{m}$  (TENG *et al.*, 2016).

### **3.5 Estabilidade do implante**

Para determinar a estabilidade do implante, podem ser analisadas a porcentagem de área óssea peri-implantar (BAFO - fração de área óssea ocupada), que é a área ao redor do implante e entre as roscas ocupada por osso,

a porcentagem de contato direto entre osso e implante sem interposição de tecido conjuntivo (BIC) (SARTORETTO *et al.*, 2017) e o quociente de estabilidade do implante (ISQ) (NOVELLINO *et al.*, 2017).

## 4 DISCUSSÃO

De acordo com estudo realizado por Herrero-Climent *et al.* (2013), que compararam superfícies maquinadas (MS) com aquelas tratadas com ataque ácido e/ou com jateamento de areia, a aspereza dos implantes promove maiores níveis de osseointegração, pois nas superfícies mais rugosas, houve aumento do número de células osteoblásticas aderidas em comparação a MS. O tratamento com jateamento com areia e ataque ácido associado foi o que obteve mais rugosidade, o que acelerou levemente a regeneração óssea, sendo o jateamento o principal fator na resposta biológica em comparação ao ácido.

Stegues (2014) verificou que o tratamento de superfície com plasma spray e LS não mostraram rugosidade suficiente para melhorar a adesão mecânica de células. Já o jateamento combinado com ataque ácido apresentou bom aumento de rugosidade e adesão celular.

Por outro lado, Queiroz *et al.* (2017) analisaram BIC e BAFO de implantes de titânio modificados por LS com e sem depósito de hidroxiapatita (HA), com (HABT) e sem (HAB) tratamento térmico comparados a implantes modificados por tratamento ácido (AS) e a superfícies maquinadas (MS). Os grupos LS, HAB e HABT apresentaram maior BIC do que nos grupos AS e MS nos períodos de 30, 60 e 90 dias e maior BAFO nos períodos de 60 e 90 dias. Aos 30 dias, BAFO foi maior apenas em HAB, e esse grupo mostrou ainda melhor comportamento biológico, o que favoreceu a osseointegração. Com isso, pode-se dizer que os tratamentos com LS, HAB e HABT contribuem para a interação osso-implante e para a formação óssea, quando comparado ao AS e MS.

De acordo com Yeo (2014), propriedades físicas como as obtidas por jateamento e ataque ácido parecem contribuir mais para a resposta óssea favorável do que as propriedades químicas como as obtidas através de adição de flúor e fosfato de cálcio. Essa informação foi corroborada por Pivodova *et al.* (2013), porém esses observaram também que as alterações químicas podem afetar a molhabilidade da superfície, tornando-a hidrofílica ou hidrofóbica, e isso irá interferir na adesão celular, que é melhor quando há hidrofiliabilidade.

Morton *et al.* (2010) avaliaram a resposta biológica e osseointegração de implantes tratados com jateamento e ácido combinados e quimicamente modificados (hidrofílicos) submetidos à carga 21 dias após a cirurgia com coroa provisória em total oclusão, e após 6 meses, os implantes receberam a coroa definitiva. 2 anos após a colocação do implante, a integração ainda se mostrou boa e sem intercorrências.

Mendonça *et al.* (2013) realizaram estudo e apontaram que implantes hidrofílicos tiveram maior proliferação celular, significativamente maior atividade de ALP aos 14 dias de cultura celular sobre o implante, mais quantidade de depósito de Ca nas superfícies por mineralização aos 14 e 28 dias e maior expressão genética e de proteínas ósseas aos 3, 7 e 14 dias quando comparadas às superfícies jateadas seguidas de condicionamento ácido. Ou seja, a superfície hidrofílica foi capaz de induzir a diferenciação de CTMs em osteoblastos de forma superior ao outro tipo de tratamento estudado.

Sartoretto *et al.* (2015) mostraram BAFO e BIC 1,5 vez maior em implantes hidrofílicos em comparação aos jateados associados ao ataque ácido, 28 dias após a instalação, mesmo com rugosidade similar entre ambos. Portanto, a química e a molhabilidade da superfície hidrofílica podem acelerar a osseointegração e aumentar a área de interface osso-implante.

Em outro estudo, Sartoretto *et al.* (2017) observaram que implantes com superfície hidrofílica aceleraram a integração óssea inicial (14 e 21 dias) de forma estatisticamente significativa em relação aos de superfície somente jateada e condicionada com ácido, apresentando maiores BIC e BAFO, além de apresentar a cicatrização estabilizada aos 21 dias após sua instalação em tíbias de ovelha.

Pesquisa feita por Novellino *et al.* (2017) mostrou, através de estudo na região posterior da maxila edêntula, que superfícies hidrofílicas promovem integração óssea mais rápida que superfícies tratadas com jateamento combinado ao tratamento ácido, além de apresentar ganho de estabilidade (ISQ > 70) mais de duas vezes mais rápido que o outro grupo, após 5 semanas.

Pinotti *et al.* (2018) compararam implantes com superfície hidrofílica com implantes com MS inseridos em áreas enxertadas de tíbias de ratos, através de análise biomecânica, microtomográfica, histométrica e imunoistoquímica, e como resultado, os primeiros apresentaram significativamente mais torque, maior BIC e maior BAFO, ou seja, a osseointegração foi otimizada com a hidrofilicidade do implante. Quanto à análise imunoistoquímica, onde foi avaliada a expressão de proteínas relacionadas à remodelação óssea, a quantidade de BMP-2 foi maior no período de 45 dias no grupo dos implantes hidrofílicos, enquanto a quantidade de ALP foi maior no período de 15 dias para o mesmo grupo. Os resultados desse estudo talvez representem a possibilidade de redução do tempo de carregamento com implantes hidrofílicos, inclusive para aqueles inseridos em áreas enxertadas, mesmo que apresentem menores propriedades mecânicas do que o osso nativo.

Em contrapartida, Siqueira *et al.* (2018) dividiram dois grupos de implantes em seu estudo: 27 com superfície hidrofílica (G1) e 28 com tratamento de jateamento de areia e ataque ácido (G2). 11 pacientes com um arco edêntulo foram submetidos à cirurgia para inserção de 5 implantes cada, com os dois tipos de tratamento de superfície descritos anteriormente, de forma que eles ficassem intercalados no arco. Foi utilizado aparelho para Análise de Frequência de Ressonância (RFA) para medir o ISQ em alguns tempos: logo após a cirurgia (T0), após 10 dias (T10D), 30 dias (T30D), 60 dias (T60D), 90 dias (T90D), 4 meses (T4M) e 8 meses (T8M). Foram instaladas próteses imediatas com copings de adaptação passiva. Ao T0, a média da estabilidade primária dos dois grupos foi semelhante (G1 = 69,8 e G2 = 68,4), ou seja, não houve diferenças estatisticamente significantes. As outras medições registraram variação entre 67,7 e 69,8 para o G1 e entre 67,3 e 69,8 para o G2, sendo que ao final, ambos apresentaram a média de 69,8. O estudo apontou que ambos os tipos de implante obtiveram sucesso com a carga imediata e não houve grandes diferenças tanto na estabilidade primária quanto na secundária entre eles, e além disso, observou-se que outros fatores possam ser mais relevantes no sucesso da osseointegração, como o protocolo cirúrgico e a densidade óssea.

Posteriormente, Velloso, Moraschini e Barboza (2019) compararam o ISQ de implantes da mesma marca, forma, comprimento e diâmetro, porém com

alteração na superfície e inseridos na parte posterior da mandíbula. Uma superfície era jateada e tratada com ácido (SLA), e a outra igual, porém modificada quimicamente, transformada em hidrofílica (SLAm). O ISQ nas superfícies SLAm apresentou-se significativamente maior do que nas SLA, além de ter sido obtido mais rapidamente durante o período de cura.

Quanto à nanotecnologia, Thalji, Gretzer e Cooper (2013) verificaram que implantes caracterizados por microrrugosidade e nanossuperfície sobrepostas são capazes de modular a resposta biológica relacionada à osseointegração e aumentar a expressão de genes envolvidos no desenvolvimento ósseo, diferenciação osteoblástica, mineralização e desenvolvimento de tecido biomineral em um curto espaço de tempo após a colocação do implante (4 dias), enquanto a expressão genética relacionada a respostas inflamatórias é reduzida nesse mesmo período.

Conforme Traini *et al.* (2018), a anodização tem a capacidade de aumentar significativamente a nanorugosidade do implante e de melhorar bastante a retenção de coágulo sanguíneo, fatores que favorecem a osseointegração e protocolos de carga imediata.

Em relação às superfícies biomiméticas, Gil *et al.* (2014) observou que essa modificação de superfície forma uma camada de mineral apatita sobre o implante, o que confere ao mesmo a habilidade de regeneração e integração óssea de forma rápida. Os autores inseriram implantes com diferentes tratamentos de superfície em ossos de mini porcos, sendo eles: biomimético (combinação de jateamento com tratamento termoquímico), jateamento, ataque ácido e usinagem. Então, foi determinada a porcentagem de BIC de cada um deles após 3 dias, 1, 2, 3 e 10 semanas. A superfície biomimética acelerou a regeneração óssea entre o dia 3 e a semana 3, quando comparada às outras, e atingiu um valor de 85% de BIC na semana 2 e permaneceu assim até o fim do experimento. Isso representa a possibilidade de redução do tempo para o carregamento do implante.

Em estudo realizado por Kwon e Park (2018), foi avaliada a capacidade osteogênica de CTMs moduladas por superfície de implante de titânio

microestruturada e quimicamente modificada em meio hidrotérmico por íons fosfato (P), considerados biomiméticos. Seu objetivo foi estudar o potencial de cicatrização óssea que esse tratamento de superfície possui. Os resultados obtidos foram que essa superfície apresentou super-hidrofilicidade por um prazo longo (de 36 semanas), o que resultou no melhoramento das funções celulares precoces e na diferenciação osteogênica de CTMs com maior expressão genética de fenótipo osteoblástico e expressão de integrinas que afetam a função osteoblástica, quando comparada com a superfície microestruturada por jateamento. Essa super-hidrofilicidade da superfície de titânio do implante acelerou sua cicatrização óssea.

## 5 CONCLUSÃO

Com base no que foi exposto, pode-se concluir que as modificações de superfície do implante são capazes de reduzir seu tempo de carregamento

As superfícies maquinadas apresentam resultados muito inferiores em relação às aquelas modificadas, tanto física quanto quimicamente. A presença de rugosidade favorece a interação óssea com o implante, pois aumenta a área de contato da superfície, o que contribui para que se alcance uma boa estabilidade primária. Além disso, alterações químicas, como a anodização e a transformação da superfície em hidrofílica, também demonstraram bons resultados de osseointegração, sendo capazes de acelerar esse processo. A primeira produz superfície nanotexturizada, que favorece a adesão de células e a retenção de líquidos e tecido ósseo, e a segunda é capaz de melhorar a biocompatibilidade do implante de forma a induzir a osseointegração de forma mais rápida, por causa da presença da molhabilidade. Também há o chamado tratamento biomimético, que forma camada de hidroxiapatita similar à biológica, o que melhora as funções celulares precoces e atividades osteogênicas e, conseqüentemente, leva à regeneração e integração óssea de maneira mais rápida.

Portanto, as superfícies hidrofílicas, biomiméticas e as tratadas por anodização foram as que mostraram maior capacidade de redução do tempo de carregamento do implante, sendo que as hidrofílicas tiveram maior número de estudos comprovando sua eficácia nesse ponto. Apesar de um dos estudos citados demonstrar que não houve diferença de performance entre essas superfícies e aquelas sem essa característica, o único ponto observado pelo autor foi a estabilidade primária, porém outros fatores também são relevantes no processo de cicatrização, como a molhabilidade, a expressão, diferenciação e adesão celular, contato osso-implante e área óssea formada ao redor do implante. Por isso, com base na maior parte dos resultados obtidos através dos estudos, pode-se dizer que a hidrofilicidade é um contribuinte relevante para o carregamento precoce dos implantes.

## REFERÊNCIAS

ABREU, E. C. R.; MACEDO, D. S.; PEJÃO, S.; COSIMATO, P. L.; SENDYK, W. R.; MARÃO, H. F. *et al.* Surface treatments of titanium and zirconia implants: Literature review. **Research, Society and Development**, [s. l.], v. 10, n. 9, p. e37810918197, 2021. DOI: 10.33448/rsd-v10i9.18197.

BERNARDES, S. R.; CLAUDINO, M. SARTORI, I. A. M. Relevância clínica do tratamento de superfície de implantes dentários. **ILAPEO**, Curitiba v. 6, n. 2, p. 65-74, 2012.

CARNEIRO, H. L.; FAIS, L. M. G.; RIBEIRO, A. L. R.; VAZ, L. G. Formação de nanoporos em superfície de implantes pelo método de anodização. **Rev Odontol UNESP**, [s. l.], v. 42, n. Especial, 2013.

FARIAS, J. M. **Comparação, in vitro, da hidrofiliabilidade de superfície em seis tipos de implantes usados em medicina dentária**. 2016. 124 p. Dissertação (Mestrado em Cirurgia Oral) - Faculdade de Medicina Dentária, Universidade do Porto, Porto, 2016.

GIL, F. J.; MANZANARES, N.; BADET, A.; APARICIO, C.; GINEBRA, M. P. Biomimetic treatment on dental implants for short-term bone regeneration. **Clin Oral Investig**, Berlin, v. 18, n. 1, p. 59-66, 2014.

GITTENS, R. A.; SCHEIDELER, L.; RUPP, F.; HYZY, S. L.; GEISGERSTORFER, J.; SCHWARTZ, Z. *et al.* A Review on the Wettability of Dental Implant Surfaces II: Biological and Clinical Aspects. **Acta Biomater**, Kidlington v. 10, n. 7, p. 2907-2918, 2014.

GUIMARÃES NETO, U. G.; BACELAR, S. M. de A. Implantes dentários com superfície tratada: revisão de literatura. **Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences**, Macapá, v. 1, n. 4, p. 69-83, 2019.

GUPTA, A.; DHANRAJ, M.; SIVAGAMI, G. Status of surface treatment in endosseous implant: A literary overview. **Indian J of Dental Research**, Chennai, v. 21, n. 3, p. 433-438, 2010.

HERRERO-CLIMENT, M.; LÁZARO, P.; RIOS, J. V.; LLUCH, S.; MARQUÉS, M.; GUILLEM-MARTÍ, J.; GIL, F. J. Influence of acid-etching after grit-blasted on osseointegration of titanium dental implants: in vitro and in vivo studies. **J Mater Sci Mater Med**, Londres, v. 24, n. 8, p. 2047-2055, 2013.

JEMAT, A.; GHAZALI, M. J.; RAZALI, M.; OTSUKA, Y. Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants. **Biomed Res Int**, Nova York, v. 2015, n. 791725, 2015. DOI: 10.1155/2015/791725.

KWON, Y. S.; PARK, J. W. Osteogenic differentiation of mesenchymal stem cells modulated by a chemically modified super-hydrophilic titanium implant surface. **J Biomater Appl**, Lancaster, v. 33, n. 2, p. 205-215, 2018.

LEE, S. S.; HUANG, B. J.; KALTZ, S. R.; SUR, S.; NEWCOMB, C. J.; STOCK, S. R. *et al.* Bone regeneration with low dose BMP-2 amplified by biomimetic supramolecular nanofibers within collagen scaffolds. **Biomaterials**, Guildford, v. 34, n. 2, p. 452-459, 2013.

LOURENÇO, M. N.; SARTORI, E. M.; PADOVAN, L. E. M.; THOMÉ, G.; FAEDA, R. S.; MARCANTONIO JR., E. *et al.* Bone apposition and surface treatment in dental implants: histomorphometric pilot evaluation in rabbits. **RSBO**, Joinville, v. 10, n. 4, p. 326-334, 2013.

MENDONÇA, G.; MENDONÇA, D. B. S.; OLIVEIRA, L. S.; ARAÚJO, C. A. Efeitos da diferenciação de células-tronco mesenquimais humanas sobre superfícies de implantes hidrofílicas. **ImplantNews**, São Paulo, v. 10, n. 6a, p. 111-116, 2013.

MORTON, D.; BORNSTEIN, M. M.; WITTNEBEN, J. G.; MARTIN, W. C.; RUSKIN, J. D.; HART, C. N. *et al.* Early loading after 21 days of healing of nonsubmerged titanium implants with a chemically modified sandblasted and acid-etched surface: two-year results of a prospective two-center study. **Clin Implant Dent Relat Res**, Hamilton, v. 12, n. 1, p. 9-17, 2010.

NOVELLINO, M. M.; SESMA, N.; ZANARDI, P. R.; LAGANÁ, D. C. Resonance frequency analysis of dental implants placed at the posterior maxilla varying the surface treatment only: A randomized clinical trial. **Clin Implant Dent Relat Res**, Hamilton, v. 19, n. 5, p. 770-775, 2017.

ORSINI, E.; SALGARELLO, S.; MARTINI, D.; BACCHELLI, B.; QUARANTA, M.; PISONI, L. *et al.* Early Healing Events around Titanium Implant Devices with Different Surface Microtopography: A Pilot Study in an In Vivo Rabbit Model. **ScientificWorldJournal**, Boynton Beach, v. 2012, n. 349842, 2012. DOI: 10.1100/2012/349842.

PALMQUIST, A.; OMAR, O. M.; ESPOSITO, M.; LAUSMAA, J. THOMSEN, P. Titanium oral implants: surface characteristics, interface biology and clinical outcome. **J. R. Soc. Interface**, Londres, v. 7, n. 5, p. 515-527, 2010.

PARK, K. H.; KOAK, J. Y.; KIM, S. K.; HAN, C. H.; HEO, S. J. The effect of ultraviolet-C irradiation via a bactericidal ultraviolet sterilizer on an anodized titanium implant: a study in rabbits. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 28, n. 1, p. 57-66, 2013.

PINOTTI, F. E.; OLIVEIRA, G. J. P. L.; ARONI, M. A. T.; MARCANTONIO, R. A. C.; MARCANTONIO JR, E. Analysis of osseointegration of implants with hydrophilic surfaces in grafted areas: A Preclinical study. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 29, n. 10, p. 963-972, 2018.

PIVODOVA, V.; FRANKOVA, J.; DOLEZEL, P.; ULRICHOVA, J. The response of osteoblast-like SaOS-2 cells to modified titanium surfaces. **Int J Oral**

**Maxillofac Implants**, Lombard, v. 28, n. 5, p. 1386-1394, 2013.

QUEIROZ, T. P.; MOLON, R. S.; SOUZA, F. A.; MARGONAR, R.; THOMAZINI, A. H. A.; GUASTALDI, A. C. *et al.* In vivo evaluation of cp Ti implants with modified surfaces by laser beam with and without hydroxyapatite chemical deposition and without and with thermal treatment: topographic characterization and histomorphometric analysis in rabbits. **Clin Oral Investig**, Berlin, v. 21, n. 2, p. 685-699, 2017.

SARTORETTO, S. C.; ALVES, A. T. N. N.; RESENDE, R. F. B.; CALASANS-MAIA, J.; GRANJEIRO, J. M.; CALASANS-MAIA, M. D. Early osseointegration driven by the surface chemistry and wettability of dental implants. **J Appl Oral Sci**, Bauru, v. 23, n. 3, p. 279-287, 2015.

SARTORETTO, S. C.; CALASANS-MAIA, J. A.; COSTA, Y. O. D.; LOURO, R. S.; GRANJEIRO, J. M.; CALASANS-MAIA, M. D. Accelerated Healing Period with Hydrophilic Implant Placed in Sheep Tibia. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v. 28, n. 5, p. 559-565, 2017.

SILVA, F. L., RODRIGUES, F., PAMATO, S., PEREIRA, J. R. Tratamento de superfície em implantes dentários: uma revisão de literatura. **RFO UPF**, Passo Fundo, v. 21, n. 1, p. 136-142, 2016.

SIQUEIRA, R. A. C.; SARTORI, I. A. M.; SANTOS, P. G. F.; THIESEN, M. J.; GONÇALVES, M. C.; FONTÃO, F. N. G. K. Resonance Frequency Analysis of Dental Implants With 2 Types of Surface Treatment Submitted to Immediate Loading: A Prospective Clinical Study. **Implant Dentistry**, Baltimore, v. 27, n. 3, p. 282-287, 2018.

STEGUES, E. M. S. **Tratamento de superfície de implantes osseointegráveis em titânio: revisão da literatura**. 2014. 56 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Especialização em Cirurgia Bucomaxilofacias) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2014.

TENG, F. Y.; CHEN, W. C.; WANG, Y. L.; HUNG, C. C.; TSENG, C. C. Effects of Osseointegration by Bone Morphogenetic Protein-2 on Titanium Implants In Vitro and In Vivo. **Bioinorg Chem Appl**, Cairo, v. 2016, n. 3837679, 2016. DOI: 10.1155/2016/3837679.

THAKRAL, G. K.; THAKRAL, R.; SHARMA, N.; SETH, J.; VASHISHT, P. Nanosurface – The Future of Implants. **J Clin Diagn Res**, Índia, v. 8, n. 5, p. 7-10, 2014.

THALJI, G.; GRETZER, C.; COOPER, L. F. Comparative molecular assessment of early osseointegration in implant-adherent cells. **Bone**, Elmsford, v. 52, n. 1, p. 444-453, 2013.

TRAINI, T.; MURMURA, G.; SINJARI, B.; PERFETTI, G.; SCARANO, A.; D'ARCANGELO, C. *et al.* The Surface Anodization of Titanium Dental Implants

Improves Blood Clot Formation Followed by Osseointegration. **Coatings**, Basel, v. 8, n. 7, p. 252, 2018.

VELLOSO, G.; MORASCHINI, V.; BARBOZA, E. S. P. Hydrophilic modification of sandblasted and acid-etched implants improves stability during early healing: a human double-blind randomized controlled trial. **Int J Oral Maxillofac Surg**, Copenhagen, v. 48, n. 5, p. 684-690, 2019.

VIMALRAJ, S. Alkaline phosphatase: Structure, expression and its function in bone mineralization. **Gene**, v. 754, n. 144855, 2020. DOI: 10.1016/j.gene.2020.144855.

YEO, I. S. Reality of Dental Implant Surface Modification: A Short Literature Review. **Open Biomed Eng J**, Hilversum v. 8, p. 114-119, 2014.