

TATIANA ONUMA

**Morforlogia, Molhabilidade e Osseointegração de  
Superfícies de Implantes Dentários:  
Uma Revisão Sistemática**

Universidade Fernando Pessoa  
Faculdade de Ciências da Saúde  
Porto – Portugal

2017



TATIANA ONUMA

**Morforlogia, Molhabilidade e Osseointegração de  
Superfícies de Implantes Dentários:  
Uma Revisão Sistemática**

Universidade Fernando Pessoa  
Faculdade de Ciências da Saúde  
Porto – Portugal

2017

TATIANA ONUMA

**Morforlogia, Molhabilidade e Osseointegração de  
Superfícies de Implantes Dentários:  
Uma Revisão Sistemática**

---

(Tatiana Onuma)

“Trabalho apresentado à  
Universidade Fernando Pessoa,  
como parte dos requisitos  
para obtenção do grau de  
Mestre em Medicina Dentária.”

PORTO, 2017



## **RESUMO**

O objetivo deste estudo, foi realizar uma revisão sistemática da literatura sobre aspectos morfológicos e molhabilidade de superfícies de implantes relacionados ao processo de osseointegração. Realizada a partir de uma pesquisa bibliográfica de artigos publicados nos últimos 10 anos em base de dados eletrônicas na *PubMed*. Os seguintes termos foram aplicados para seleção dos estudos mais relevantes ao objetivo deste trabalho: “*wettability*” OR “*surface energy*” OR “*BIC*” OR “*hydrophilic*” AND “*dental implants*”.

Diversas modificações de superfícies de implantes têm resultado em um aumento da hidrofília e molhabilidade para o sucesso clínico do processo de osseointegração. De fato, a morfologia em escala micro- e nano-métrica da superfície de implantes promove um aumento da molhabilidade e estimulação de plaquetas e células osteogênicas. Atualmente, o aprimoramento da morfologia e hidrofília das superfícies de implantes sem comprometimento do comportamento biológico e mecânico se torna um fator crucial para a diminuição do tempo de osseointegração e maior sucesso clínico dos sistemas de implantes.

Palavras-chaves: implantes dentários, superfície, osseointegração molhabilidade, BIC.

## **ABSTRACT**

*The objective of this study was to perform a systematic review on the effects of morphology and wettability of surfaces on the osseointegration of dental implants. A bibliographic search of articles published in the last ten years was conducted on PubMed database. The following search terms were applied to select the most relevant studies: “wettability” OR “surface energy” OR “BIC” OR “hydrophilic” AND “dental implants”.*

*Several modifications of implant surfaces resulted in an increase of hydrophobicity and wettability for the osseointegration process. The morphologic aspects at micro- and nano-scale of the implant surfaces can promote the wettability and therefore to stimulate platelets and osteogenic cells. Nowadays, the enhancement of topography and hydrophilicity of implant surfaces are key factors to accelerate the osseointegration process.*

*Keywords: dental implants, surface, hydrophilic, BIC*

## **DEDICATÓRIA**

PAI:

mais um degrau,  
mas este foi o primeiro,  
que o senhor não conseguiu  
me acompanhar...

Gaspar Terumi Onuma

*(in memorian).*

## **AGRADECIMENTOS**

A Universidade Fernando Pessoa.

Ao meu orientador Prof. Doutor Júlio de Souza, pelo apoio, paciência, disponibilidade e ajuda prestada para a realização deste estudo, obrigado.

Ao meu co-orientador Prof. Doutor Jorge Pereira, pelo acolhimento, por sempre conseguir me passar palavras de conforto, pelo apoio e principalmente pela paciência, meu muito obrigado.

A todos os Professores do Curso de Mestrado Integrado Medicina Integrada, principalmente os que fizeram parte das aulas práticas, consegui vencer muitas barreiras neste curso, graças ao auxílio de vocês Professores.

Aos meus colegas de Mestrado.

A todos os funcionários da clínica de Medicina Dentária, sempre muito solidários.

A todos os pacientes, pela confiança depositada nas futuras doutoras do box 34.

A minha mãe Kikue Tsukamoto Onuma e ao Tigor, que desta vez, ficaram de longe me apoiando.

Ao meu amigo Vítor de Souza Aguirre, saiba que sem a sua ajuda, não estaria conseguindo concluir este curso. E também aos meus amigos: Franklin de Oliveira Sarmiento e Rômulo Machado por todo o apoio durante este curso.

Meu muito obrigado a todos que fizeram parte direta e indiretamente deste meu projeto.

## **EPÍGRAFE**

(...) When you feel your life ain't worth living  
You've got to stand up  
And take a look around and you look way up to the sky  
Yeah, and when your deepest thoughts are broken  
Keep on dreaming boy, 'cause when you stop dreamin' it's time to die (...)  
(...)When life is hard, you have to change (...)

Álbum: Blind Melon, artista: Blind Melon, música: Change, ano: 1992.

## ÍNDICE

I – INTRODUÇÃO .....	01.
1.1 – Material e Métodos .....	02.
II – RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	04.
2.1 - Topografia da Superfície.....	04.
2.2 - Hidrofilia .....	06.
2.3 - Contacto Osso-Implante (BIC) .....	09.
III – CONCLUSÕES .....	12.
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	13.
ANEXOS .....	16.

## ÍNDICE DE TABELAS

**Tabela 1.** Estudos relevantes sobre a hidrofília de superfícies de implantes..... 16.

**Tabela 2.** Estudos relevantes sobre a interface osso-implante..... 20.

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Diagrama da estratégia de busca .....	25.
--	-----

## ÍNDICE DE ABREVIATURAS

### B

BIC - contacto osso-implante.

### H

HCl - ácido clorídrico.

HF - ácido fluorídrico.

HNO<sub>3</sub> - ácido nítrico.

H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> - ácido sulfúrico.

### P

PBS - solução salina fosfato tampão.

### S

SLA método de jateamento com partículas de óxido de alumínio seguido por condicionamento ácido.

## I – INTRODUÇÃO

A reabilitação com implantes dentários deve garantir a osseointegração, processo definido como um contacto direto entre o implante e o osso, sem qualquer tipo de interferência de tecido conjuntivo fibroso (Schwarz *et al.*, 2009; Galli *et al.*, 2013; Murphy *et al.*, 2017). Para melhorar a osseointegração, a morfologia da superfície dos implantes, têm sido foco de desenvolvimento nos últimos anos (Hong *et al.*, 2014). Vários estudos prévios têm reportado aspectos físico-químicos das superfícies e sua interação com o tecido ósseo (An *et al.*, 2012). De fato, o sucesso clínico dos implantes dentários é alto, tendo em consideração o processo de osseointegração; no entanto falhas precoces ou tardias podem ocorrer, principalmente nos casos dos implantes submetidos a carga imediata (Zhang *et al.*, 2011; Wennerberg *et al.*, 2012). A aceleração do processo de remodelação e integração óssea dos implantes dentários diminui o risco de falhas precoces (Zhang *et al.*, 2011; Wennerberg *et al.*, 2012; Herrero-Climent *et al.*, 2013; Ferraris *et al.*, 2016)

O tipo de modificação mais comum envolve o jateamento com partículas abrasivas ou por condicionamento ácido, ou pela combinação de ambos os métodos para aumentar a rugosidade (Klein *et al.*, 2010 e 2011; An *et al.*, 2012; Shi *et al.*, 2016). Consequentemente, a rugosidade do titânio e suas ligas pode ser alterada em escala micro- e nano-métrica, variando em torno de 0,5 a 10  $\mu\text{m}$  (Yoo, *et al.*, 2015). Ao jatear a superfície dos implantes com abrasivos, as mudanças na superfície, ocorrem na escala micrométrica, e ao combinar o jateamento e condicionamento ácido, ocorrem mudanças na escala a um nível micro- e nano-métricas (Klein *et al.*, 2011). Para o condicionamento ácido, podem ser utilizados ácidos como o ácido clorídrico (HCl), ácido sulfúrico (H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>), ácido nítrico (HNO<sub>3</sub>) e/ou ácido fluorídrico (HF) (Yoo, *et al.*, 2015). As soluções ácidas mais comuns consistem na mistura entre H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> e HCl e entre HF e HNO<sub>3</sub>. A superfície moderadamente rugosa, definida como uma superfície com rugosidade média aritmética ( $R_a$ ) de 1,5  $\mu\text{m}$ , gera uma osseointegração mais rápida, do que nas superfícies lisas (An *et al.*, 2012; Feller *et al.*, 2014; Hong *et al.*, 2014). Um dos métodos mais críticos e mais usados, para quantificar o grau de osseointegração dos implantes dentários, está em mensurar a porcentagem do contacto ósseo (BIC), sobre todo o perímetro da superfície do implante (Jimbo *et al.*, 2013; Wang *et al.*, 2016; Yoo, *et al.*, 2015).

Recentemente, o desafio está na alteração das propriedades físico-químicas da superfície de titânio dos implantes dentários (Zhang *et al.*, 2011; Galli *et al.*, 2013), com foco no aumento da hidrofília das superfícies dos implantes, garantindo uma osseointegração precoce. Este é um importante fator que regula tanto a osteogênese (Klein *et al.*, 2010; Sartoretto *et al.*, 2015), quanto a angiogênese (Feller *et al.*, 2014; Saghiri *et al.*, 2016), e subsequentemente, o sucesso clínico do sistema de implante (Zhang *et al.*, 2011; Hong *et al.*, 2014). Dependendo da energia e molhabilidade da superfície, poderá prevalecer uma superfície hidrofílica ou hidrofóbica. Por exemplo, algumas proteínas do plasma essenciais para estabelecer as interações iniciais da osteogênese são absorvidas por superfície hidrofílica, acelerando assim a osseointegração (Sartoretto *et al.*, 2016). De fato, uma alta energia de superfície aumenta a molhabilidade (Schwarz *et al.*, 2009; Zhang *et al.*, 2011), indicando uma interação química entre a superfície do implante e da superfície biológica em torno dele, (Schwarz *et al.*, 2009; Zhang *et al.*, 2011).

Este estudo teve como principal objetivo, reportar dados relevantes de estudos prévios sobre propriedades físico-químicas de superfícies de implantes que influenciam no processo de integração óssea. A hipótese apresentada no presente estudo foi que a morfologia da superfície e molhabilidade afetam positivamente no contacto precoce entre osso e implante.

## 1.1. Material e Métodos

Esta revisão sistemática, foi realizada a partir de uma pesquisa eletrônica, realizada na base de dados PubMed, dos últimos 10 anos (2007 a 2017). As seguintes palavras-chaves foram utilizadas pela busca: “*wettability*” OR “*surface energy*” OR “*BIC*” OR “*hydrophilic*” AND “*dental implants*”. A elegibilidade do critério de inclusão, utilizada neste artigo foram: 1) estudos publicados em língua Inglesa; 2) estudos aceitos e publicados entre Janeiro de 2007 a Fevereiro de 2017; 3) meta-análises, artigos científicos *in-vitro* ou *in-vivo*, revisões, revisões sistemáticas, controle clínicos randomizados; 4) A seleção da leitura, foi de acordo com os títulos, que apresentaram os seguintes termos: energia da superfície dos implantes, contacto entre osso-implante, molhabilidade, superfície dos implantes e

hidrofilicidade. Artigos de revisão bibliográfica e capítulos de livros foram excluídos para revisão. Os artigos identificados tiveram seus títulos e resumos lidos para verificar se os mesmos se enquadravam nos critérios de inclusão. Essa etapa foi realizada por dois pesquisadores de forma independente, com uma reunião para resolverem possíveis discordâncias. Os artigos inicialmente selecionados, foram lidos na íntegra levando em consideração os critérios de inclusão, para constatar se estavam de acordo com a hipótese do estudo. Os artigos considerados nesta revisão tiveram seus dados extraídos, incluindo: autores, ano de publicação, periódico, tipos de análises laboratoriais e principais resultados.

## II – RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram identificados um total de 1.643 artigos, destes 188 foram inicialmente pré-selecionados, onde foram identificados 40 estudos considerados mais relevantes e recentes. Destes 40 estudos, apenas 34 estavam diretamente relacionados com a morfologia do implante, molhabilidade e osseointegração de superfícies de implantes dentários. O processo de seleção desses artigos encontra-se ilustrado na Figura 1 (ver anexo). Dentro dos artigos mais relevantes presentes nesta pesquisa bibliográfica, os resultados mais significantes com relação ao ângulo de contacto estão descritos na Tabela 1 (ver anexo). Os resultados da porcentagem entre contacto entre osso-implante (BIC) são apresentados na Tabela 2 (em anexo). Os resultados encontrados nestes artigos selecionados, validam a hipótese apresentada, em que a morfologia da superfície, hidrofília e molhabilidade afetam positivamente no contacto precoce entre osso e implante. Os principais resultados desses artigos selecionados para esta revisão, serão discutidos nos tópicos a seguir.

### 2.1. - Topografia da Superfície:

A topografia das superfícies do implante dentário atuais é resultado de avanços tecnológicos para texturização em escala micro- e nano-métrica com controle padronizado da rugosidade para acelerar a osseointegração. Sendo que a escala micrométrica é classificada entre 0.5 e 50 micrómetros enquanto a escala nanométrica está compreendida entre 1 e 100 nanómetros (Saghiri *et al.*, 2016; Zhang *et al.*, 2011). As superfícies de implantes comerciais têm sido classificadas em rugosidade média (*Ra*) abaixo de 0,2 µm; moderadamente rugosa, com de rugosidade entre 1 e 2 µm e as rugosas com valores acima de 2 µm (Calvo-Guirado *et al.*, 2015). O estímulo da adesão, proliferação e função dos osteoblastos têm sido relacionado ao aprimoramento da rugosidade e morfologia das superfícies dos implantes (Schwarz *et al.*, 2009; Iezzi *et al.*, 2013; Calvo-Guirado *et al.*, 2015). O método de jateamento com partículas de óxido de alumínio seguido por condicionamento ácido é o método mais comum reportado

na literatura e foi denominando como método SLA. Esta superfície resulta em uma superfície de titânio com morfologia micro- e nano-texturizada. Atualmente o mercado de implantes, está dominado por implantes com superfície moderadamente rugosa, gerado por meio do jateamento e/ou condicionamento ácido (Wenneberg *et al.*, 2013; Saghiri *et al.*, 2016; Shi 2016). Para preparar uma superfície com estruturas de ordem nanométricas, é necessário entender como essas estruturas são formadas, e em qual momento e o quanto estável eles são, portanto é um processo complexo, que depende de fatores físicos como temperatura, pressão e condições químicas, como o pH e a presença de moléculas bioativos e íons. O condicionamento ácido em combinação com o armazenamento do implante em água ou solução salina, foi considerado como sendo essencial na formação das nanoestruturas, pois atuam na reorganização da camada mais externa do óxido de titânio, gerando as nanoestruturas.

O modificação de superfície com aumento da rugosidade é correlacionada com a adsorção seletiva das proteínas, síntese de colágeno, assim como a maturação dos condrócitos. Estes fatores possuem uma significativa influência no tempo de osseointegração dos implantes dentários (Herrero-Climent *et al.*, 2013). As células de linhagem osteoblásticas, podem ser moduladas pelo controle das características das superfícies, como a nanotopografia e molhabilidade (Gittens *et al.*, 2013), sendo caracterizada por uma resposta mais intensa dos osteoblastos e cicatrização precoce em menos de 4 semanas nos estudos com ratos realizados por Shi *et al.*, em 2016.

O método de jateamento e o tipo de substância ácida para condicionamento tem sido descritos por vários autores conforme apresentado na Tabela 1 (Zhang *et al.*, 2011; Herrero-Climent, *et al.*, 2013; Kohavi *et al.*, 2013; Chen *et al.*, 2014; Oliveira *et al.*, 2014; Shi *et al.*, 2016). Zhang *et al.*, 2011 prepararam superfícies de discos de titânio comercialmente puro grau 2, com 15 mm de diâmetro e 1,5 mm de altura. Um grupo de amostras foi preparado pelo processo SLA que receberam jateamento com partículas de alumina (200 - 500 µm), condicionamento ácido com HCl/HNO<sub>3</sub> (1:1), a 67%, a 80°C por 10 min. Subsequentemente, as amostras do grupo SLA passaram por mais duas modificações químicas, o tratamento alcalino e térmico. As amostras do subgrupo ASLA, foram tratadas com 5 Mols de hidróxido de sódio a 150° em autoclave por 4 h e depois foi imerso em água deionizada a 40° C por 24 h antes do tratamento térmico a 600° C por 1 h. O segundo subgrupo HSLA foi tratado com peróxido de hidrogênio a 30%, e solução de ácido HCl a 0,1 Mol a 80° por 20 min, seguido por tratamento térmico a 400° C por 1 h. Os discos foram limpos por 15 min em banho de

ultra-som em acetona seguido por etanol e água deionizada e depois lavados com solução salina fosfato tampão (PBS). Os resultados por análise de tomografia micro-computadorizada e análise histológicas, geradas pela observação das amostras removidas da mandíbula de cães da raça *Beagle*, indicaram que os implantes com superfície SLA mais tratamento alcalino ou por peróxido de hidrogênio e tratamento térmico, melhora a bioatividade do titânio e o processo de osseointegração, quando comparado com a superfície SLA, devido a combinação das características da topografia da superfície, da composição e alta hidrofiliabilidade.

Herrero-Climent, *et al.*, 2013, utilizaram cilindros de titânio puro grau 3 (cpTi, ASTM B348), no formato de implante com 3,8 mm de diâmetro, 12 mm de comprimento, 1 mm de passo de rosca e 1,5 mm de comprimento do colar. Esses implantes receberam 4 diferentes tipos de tratamento, sendo divididos em 4 grupos com 20 implantes cada: grupo usinado; Grupo sob condicionamento em ácido M fluorídrico 0,35% por 15s em temperatura ambiente; Grupo tratado por jateamento, com partícula de alumina (600 µm), com 0,25 MPa de pressão, até encontrar a saturação da rugosidade; e Grupo tratado por jateamento seguido por condicionamento ácido. Após o tratamento da superfície, todos os implantes foram lavados em banho de ultra-som, com detergente e água destilada por 10 min, secagem com gás de nitrogênio, e esterilização em óxido de etileno a 37° C e 760 milibar por 5 h. Os resultados indicaram que a rugosidade e a topografia são os aspectos mais relevantes na superfície dos implantes, com relação a resposta biológica. A superfície com maiores valores de rugosidade gerou uma maior aderência das células osteogênicas, porém não existiu diferenças estatisticamente significantes entre as superfícies jateadas e modificadas pelo processo SLA tendo em consideração os testes de cultura celular após testes de implantação *in vivo*.

## **2.2. Hidrofilia:**

De acordo com Yamamura *et al.*, 2015, o condicionamento ácido promove um controle da composição química da superfície, e a absorção dos hidrocarbonetos é prevenida se a superfície for armazenada imediatamente em água destilada, gerando o aumento da formação de grupos hidroxila. A presença de grupos hidroxila aumenta o componente polar

da superfície de titânio, que influencia na migração dos osteoblastos sobre a superfície do titânio. O aprimoramento da morfologia da superfície e aumento da rugosidade também aumenta a hidrofília da superfície o que conseqüentemente permite uma maior contato do sangue e seus componentes a superfície do implante.

A hidrofília apresenta vantagens durante os primeiros estágios da cicatrização, e durante a cascata de eventos que ocorrem durante a osseointegração, facilitando assim a integração óssea (Schwarz *et al.*, 2009; Sartoretto *et al.*, 2015). A superfície hidrofílica estimula a ativação de plaquetas (Ferraris, *et al.*, 2016; Saghiri *et al.*, 2016; Murphy *et al.*, 2017), e a adsorção da matriz de proteínas como a fibronectina e células osteogénicas, iniciando assim, o processo de osseointegração (Saghiri *et al.*, 2016). O grau de hidrofílicidade e/ou hidrofobicidade foram determinados de acordo com a molhabilidade da superfície do implante, pela mensuração do ângulo de contacto, que pode ser obtido pelo método da gota séssil (Zhang *et al.*, 2011; Herrero-Climent, *et al.*, 2013; Wenneberg *et al.*, 2013; Ferraris *et al.*, 2016; ), e goniometria (Murphy *et al.*, 2017), gota axissimétrica (Kohavi *et al.*, 2013).

Kohavi *et al.*, 2013, mediram o ângulo de contacto por meio do método da análise gota (5 µl de água duplamente destilada) axissimétrica, com o goniômetro. O ângulo de contacto estático foi mensurado seguindo dois diferentes tempos de secagem: 30 e 60 s e três tipos diferentes soluções (PBS, Cálcio e Magnésio). Cada subgrupo foi mensurado em triplicatas. Os resultados mostraram que a capacidade de absorção da superfície rugosa pode ser significativamente manipulada pela alteração do método de condicionamento ácido.

Ferraris *et al.*, 2016, analisaram o ângulo de contacto estático a partir do método da gota séssil, onde uma gota de água duplamente destilada ( $\gamma = 72 \text{ mN/m}$ ), foi depositada na superfície da amostra e a sua forma, foi capturada por uma câmara e determinado pelo programa de *software*. Verificando a influência da rugosidade da superfície e da topografia sobre a molhabilidade da superfície. E concluíram que processo de jateamento torna a superfície mais hidrofóbica, por outro lado, o tratamento químico faz com que a superfície mude o seu comportamento para hidrofílico, os valores médios do ângulo de contacto por eles encontrados foram de  $89,25 \pm 1,91^\circ$  para os implantes usinados e  $57,10 \pm 4,42^\circ$  para os que receberam tratamento químico com ácido hidrofúorídrico, peróxido de hidrogénio e tratamento térmico (1 h a  $300^\circ \text{ C}$ ).

Zhang *et al.*, 2011; Herrero-Climent *et al.*, 2013; Kohavi *et al.*, 2013; Chen *et al.*, 2014; Oliveira *et al.*, 2014; Ferraris *et al.*, 2016 utilizaram superfícies com e sem tratamento, onde todos concordam que o tratamento de superfície melhorou a hidrofília dos implantes. Oliveira *et al.*, 2014 descreveram como hidrofílico, as amostras que apresentaram ângulo de contacto abaixo de 90°, e para Wennerberg *et al.*, 2013; Chen *et al.*, 2014, consideraram os valores acima de 90° como hidrofóbico. As superfícies com maior hidrofília apresentaram valores em torno de 50° (Chen *et al.*, 2014).

Dos nove artigos, apenas um deles (Herrero-Climent, *et al.*, 2013) utilizaram as amostras em forma de implante com titânio grau 3 (cpTi, ASTM B348), o restante utilizaram o titânio em forma de discos, onde variou o grau de pureza do titânio: cp Ti grau 2 (Zhang *et al.*, 2011; Wennerberg *et al.*, 2013; Oliveira *et al.*, 2014; Ferraris *et al.*, 2016; Shi *et al.*, 2016), cp Ti grau 2 e TiZr (Murphy *et al.*, 2017), cp Ti grau 4 (Chen *et al.*, 2014), Ti6Al4V (Kohavi *et al.*, 2013). Foram diversos os tipos de superfície, sendo a superfície SLA a mais descrita (Zhang *et al.*, 2011; Wennerberg *et al.*, 2013; Murphy *et al.*, 2017).

De acordo com Schwarz *et al.*, 2009, os implantes de cp Ti tratados com ácido cromosulfúrico (CSA-Ti-alloy), foram intitulados como ultra-hidrofílico por apresentarem ângulo de contacto entre 0-10°, sem histeresis, sendo definidas como superfícies bioadesivas. Lang *et al.*, 2011 considerou a superfície SLA como hidrofóbica, com ângulo de contacto dinâmico de 138,30°, e considerou a superfície modSLA como hidrofílica com ângulo de contacto dinâmico de ~ 0°. Um implante hidrofílico apresenta uma concentração reduzida de carbono, resultando no aumento da quantidade de oxigênio na superfície. Teoricamente uma superfície com óxidos é hidrofílica, e quando se liga estruturalmente a água, grupo hidróxido e oxigênio são formados na camada mais externa. Outra hipótese é a formação da superfície hidroxilada aumentando a reactividade em direção aos íons, aminoácido e proteínas dos fluídos teciduais. A imersão do implante em solução salina, mantém a hidrofília da superfície do implante, protegendo-o do ar ambiente, prevenindo contaminação por carbono e assim, prevenindo a perda da energia de superfície, com isso garantindo benefícios ao exercer efeitos pró-osteogénicos e pró-angiogénicos e induzindo em alto grau a osseointegração em ambos os estudos com animais e em humanos (Sartoretto, *et al.*, 2015). A combinação em escala submicrométrica de rugosidade associada a alta hidrofília promovem uma maior adesão e maturação das células osteogénicas, garantindo a cicatrização tecidual precoce em contacto com o implante (Klein *et al.*, 2011).

### 2.3 – Contacto Osso-Implante (BIC):

A BIC, é um método bastante usado para quantificar o grau de osseointegração do implante dentário (Wang *et al.*, 2016; Iezzi, *et al.*, 2013; Calvo-Guirado *et al.*, 2015). O grau de osseointegração é avaliado através de cortes histológicos *in vivo*, de humanos ou animais, essas amostras serão devidamente preparadas, e através de exames de microscopia e captura da imagem, os pesquisadores calibrados irão delimitar a área a ser avaliada, e então o programa de *software* gerará a porcentagem do contacto osso-implante. Os parâmetros que afetam a BIC, foram descritos como: densidade óssea, rugosidade, geometria e composição química do implante, mensuração e forças funcionais exercida nos implantes. A BIC pode ser determinada a partir de microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura (Calvo-Guirado *et al.*, 2015; Wang *et al.*, 2016; Jimbo *et al.*, 2013), microscópio de luz conectado diretamente ao *software* de análise de imagem (Hong *et al.*, 2014), entre outros.

Não existiu um padrão fixo nos estudos que relataram a interface osso-implante, descritos na Tabela 2, onde cada estudo utilizou um tipo de superfície, uma forma diferente de se medir a porcentagem de BIC. O mesmo ocorreu quando utilizaram animais, não existiu um padrão de gênero, raça, idade, localização dos implantes, tempo de cicatrização. Na Tabela 2, são apresentados 12 artigos, que mostraram resultados *in vivo*, onde apenas 4 deles, foram realizados em humanos (Degidi *et al.*, 2009; Lang *et al.*, 2011; Iezzi *et al.*, 2013; Jeong *et al.*, 2016) Oito estudos restantes foram realizados em animais, dentre os quais um estudo foi realizado em cão (Schwarz *et al.*, 2007), 4 em coelhos (Hong *et al.*, 2014; Calvo-Guirado *et al.*, 2015; Sartoretto *et al.*, 2015; Wang *et al.*, 2016), e 3 em porcos (Vasak *et al.*, 2014; Chiang *et al.*, 2016, Ou *et al.*, 2016).

Schwarz *et al.*, 2007 mensuraram a BIC em cães fêmeas, *fox hounds* (n. 04), com 3 anos de idade (média de peso  $29,3 \pm 0,4$  kg). Os períodos de cicatrização analisados foram de 1, 4, 7 e 14 dias. As amostras para análise histomorfométrica, foram coradas com azul de toluidina (TB, neo formação óssea), e corante tricromo de massan (MG, qualidade e quantidade de colágeno, neoformação óssea). A análise histomorfométrica, foi realizada por um pesquisador experiente e por um programa de *software*, onde a porcentagem da BIC foi mensurada dentro da parte endóssea de cada implante. O aumento da BIC aumentou no sétimo dia, quando comparado com o primeiro e quarto dia. O mesmo ocorreu na comparação

entre o sétimo e o 14º dia. A remodelação óssea iniciou entre o 4º e o 7º dia e no 14º dia, o osso alveolar exibiu sinais de remodelação, reabsorção e aposição óssea, a média da porcentagem de BIC por eles descritos foram de  $49,3 \pm 7,9$  para os implantes modSLA e  $29,42 \pm 7,9$  para os implantes SLA nas maxilas de cães.

Dedigi *et al.*, 2009 realizaram seu estudo em humanos, em três pacientes, sendo um do gênero masculino e dois femininos, com idade média de 43 anos. Todos os implantes foram removidos com trefina de 5 mm, após 4 semanas de cicatrização. Onde três amostras foram obtidas e coradas com fucsina e azul de toluidina. A análise histomorfométrica foi realizada por meio de um microscópio de luz e um programa de *software*. A porcentagem da BIC encontrado após 4 semanas de cicatrização para as 3 amostras foram de:  $52,0 \% \pm 2,5 \%$ ,  $61,0 \% \pm 2,9 \%$  e  $42,0 \% \pm 6,9 \%$ , sendo associada a micro-rugosidade das estruturas em ambas superfícies e devido a alta hidrofília.

Ao compararmos os 3 estudos em porcos, Chiang *et al.*, 2016, descreveram o valor de BIC após 3 e 6 semanas, com valores de 65,14% e 73,46%, respectivamente, para os grupos sem tratamento de superfície enquanto 72,87%, e 79,40% de BIC foram reportados para os grupos com superfície modificada. Já, Ou *et al.*, 2016, analisaram após 2, 4 e 8 semanas, onde os valores foram 20,3%, 61,3% e 81,7%, respectivamente, para as superfícies sem tratamento. Já, os valores de BIC para os grupos com tratamento foram 29,5%, 74,5% e 88,3%, respectivamente. Wang *et al.*, 2016, realizaram sua pesquisa em coelhos, onde descreveram os valores para os grupos sem tratamento de 65,83% e 82,52% após 4 e 8 semanas, respectivamente, enquanto os valores de 69,57% e 84,7% foram reportados para os grupos com tratamento. Dos 4 estudos em humanos (Degidi *et al.*, 2009; Lang *et al.*, 2011; Iezzi *et al.*, 2013; Jeong *et al.*, 2016), a remoção dos implantes foi realizada por trefinas, pelo período mínimo de 7 dias (Lang *et al.*, 2011), e máximo de 6 anos em função (Jeong *et al.*, 2016), sendo que 1 estudo foi avaliado em carregamento imediato (Iezzi *et al.*, 2013). No estudo de Lang *et al.*, 2011, podemos notar que ao longo do tempo, a porcentagem de BIC foi aumentando. E quando comparamos os estudos de Iezzi *et al.*, 2013, com e sem carregamento imediato, os implantes que permaneceram submersos, possuíam uma valor de BIC menor, quando comparado com os implantes sob carregamento imediato.

De acordo com Schwarz *et al.*, 2007 que pesquisaram em cães e Donos *et al.*, 2011 em humanos, concluíram que a maioria das mudanças relacionadas com a formação óssea, estavam mais evidentes entre o 7.º e 14.º dia. Onde no sétimo dia, ocorreu a expressão da osteogênese e angiogênese e no 14.º dia, a expressão dos genes para a maturação da

cicatrização. De acordo com Vasak *et al.*, 2014, ao pesquisarem porcos, descreveram que a formação óssea iniciou entre o quinto e o décimo dia, quando o volume ósseo aumentou tanto nos implantes hidrofóbicos, quanto nos hidrofílicos. Os resultados sugeriram que os implantes com superfície hidrofílica apresentaram uma tendência ligeiramente maior no aumento da aposição óssea depois de 15 dias. O processo de cicatrização em humanos, quando comparado com animais, deve ser interpretado com cautela. A taxa de osseointegração foi substancialmente menor nos humanos. O resultado final da BIC, no processo de cicatrização, pode depender das características da superfície dos implantes dentários (Lang, *et al.*, 2011), os resultados produzidos no estudo *in vitro*, pode ser significativamente diferente que numa situação *in vivo*, sendo importante confirmar os achados dos estudos *in vivo* em animais para assegurar que esses dados *in vitro* são verdadeiramente transferíveis (Khan *et al.*, 2012). Porém mais estudos são necessários em novas superfícies com ultra-hidrofilia para a aplicação clínica (Shi *et al.*, 2016), assim como o método mais economicamente viável para aumento da hidrofilia (Kohavi *et al.*, 2012).

## CONCLUSÕES

De acordo com os artigos avaliados nesta revisão sistemática, podemos estabelecer as seguintes conclusões:

- Alterações laboratoriais da superfície de implantes tem resultado em características morfológicas em escala micro- e nano-métrico com uma maior hidrofília da superfície e consequente estímulo na migração de células osteogénicas;
- Médias de ângulo de contato para monitoramento da hidrofília são dependentes de parâmetros relacionados a modificação físico-química da superfície. Além disso, o protocolo de limpeza e imersão em solução isotónica afetam a hidrofília da superfície após métodos de modificação convencionais;
- Os valores de percentagem de área de contacto entre osso e superfície de implante variam de acordo com o modelo animal usado assim como o tempo de avaliação para cada tipo de superfície. Estudos em modelos animais mais apropriados são escassos devido a dificuldades técnicas e torna-se difícil um maior número de estudos para comparação em relação a novos procedimentos de modificação de superfícies.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- An N, Rausch-fan X, Wieland M, *et al.*, (2012). Initial attachment, subsequent cell proliferation/viability and gene expression of epithelial cells related to attachment and wound healing in response to different titanium surfaces. *Dent Mater*. Dec; 28(12), 1207-14. doi: 10.1016/j.dental.2012.08.007.
- Calvo-Guirado JL, Satorres-Nieto M, Aguilar-Salvatierra A, *et al.*, (2015). Influence of surface treatment on osseointegration of dental implants: histological, histomorphometric and radiological analysis in vivo. *Clin Oral Investig*. Mar; 19(2), 509-17. doi: 10.1007/s00784-014-1241-2. PMID: 24737100.
- Chen WC, Chen YS, Ko CL, *et al.*, (2014). Interaction of progenitor bone cells with different surface modifications of titanium implant. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. Apr 1;37, 305-13. doi: 10.1016/j.msec.2014.01.022. PMID: 24582253.
- Chiang HJ, Hsu HJ, Peng PW, *et al.*, (2016). Early bone response to machined, sandblasting acid etching (SLA) and novel surface-functionalization (SLAffinity) titanium implants: characterization, biomechanical analysis and histological evaluation in pigs. *Biomed Mater Res A*. Feb; 104(2), 397-405. doi: 10.1002/jbm.a.35577. PMID: 26418567.
- Degidi M, Piattelli A, Shibli JA, *et al.*, (2009). Bone formation around one-stage implants with a modified sandblasted and acid-etched surface: human histologic results at 4 weeks. *Int J Periodontics Restorative Dent*. Dec; 29(6), 607-13. PMID:20072738.
- Donos N, Hamlet S, Lang NP, *et al.*, (2011). Gene expression profile of osseointegration of a hydrophilic compared with a hydrophobic microrough implant surface. *Clin Oral Implants Res*. Apr; 22(4), 365-72. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02113.x. PMID: 21561478.
- Feller L, Chandran R, Khammissa RA, *et al.*, (2014). Osseointegration: biological events in relation to characteristics of the implant surface. *SADJ*. Apr; 69(3), 112, 114-7. Review. PMID:24974481.
- Ferraris S, Vitale A, Bertone E, *et al.*, (2016). Multifunctional commercially pure titanium for the improvement of bone integration: Multiscale topography, wettability, corrosion resistance and biological functionalization. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. Mar; 60, 384-93. doi: 10.1016/j.msec.2015.11.049. PMID: 26706544.
- Galli S, Jimbo R, Andersson M, *et al.*, (2013). Surface characterization and clinical review of two commercially available implants. *Implant Dent*. Oct; 22(5), 507-18. doi: 10.1097/ID.0b013e318294308f. PMID:23823733.
- Gittens RA, Olivares-Navarrete R, Cheng A, *et al.*, (2013). The roles of titanium surface micro/nanotopography and wettability on the differential response of human osteoblast lineage cells. *Acta Biomater*. Apr; 9(4), 6268-77. doi: 10.1016/j.actbio.2012.12.002. PMID:23232211.
- Herrero-Climent M, Lázaro P, Vicente Rios J, *et al.*, (2013). Influence of acid-etching after grit-blasted on osseointegration of titanium dental implants: in vitro and in vivo studies. *J Mater Sci Mater Med*. Aug; 24(8), 2047-55. doi: 10.1007/s10856-013-4935-0. PMID:23625320.
- Hong YS, Kim MJ, Han JS, *et al.*, (2014). Effects of hydrophilicity and fluoride surface modifications to titanium dental implants on early osseointegration: an in vivo study. *Implant Dent*. Oct; 23(5), 529-33. doi: 10.1097/ID.000000000000131. PMID: 25192155.
- Iezzi G, Degidi M, Piattelli A, *et al.*, (2013). A histological and histomorphometrical evaluation of retrieved human implants with a wettable, highly hydrophilic, hierarchically microstructured surface: a retrospective analysis of 14 implants. *Implant Dent*. Apr; 22(2), 138-42. doi: 10.1097/ID.0b013e3182828114. PMID: 23344368.
- Jeong KI, Kim YK, Moon SW, *et al.*, (2016). Histologic analysis of resorbable blasting media surface implants retrieved from humans: a report of two cases. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. Feb; 42(1), 38-42. doi: 10.5125/jkaoms.2016.42.1.38. PMID: 26904493.

Jimbo R, Anchieta R, Baldassarri M, *et al.*, (2013). Histomorphometry and bone mechanical property evolution around different implant systems at early healing stages: an experimental study in dogs. *Implant Dent.* Dec; 22(6), 596-603. doi: 10.1097/ID.0b013e31829f1f4b. PMID: 24113553.

Khan MR, Donos N, Salih V, *et al.*, (2012). The enhanced modulation of key bone matrix components by modified Titanium implant surfaces. *Bone.* Jan; 50(1), 1-8. doi: 10.1016/j.bone.2011.07.040. PMID: 21906701.

Klein MO, Bijelic A, Toyoshima T, *et al.*, (2010). Long-term response of osteogenic cells on micron and submicron-scale-structured hydrophilic titanium surfaces: sequence of cell proliferation and cell differentiation. *Clin Oral Implants Res.* Jun; 21(6), 642-9. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01883.x. PMID: 20666791.

Klein MO, Bijelic A, Ziebart T, *et al.*, (2013). Submicron scale-structured hydrophilic titanium surfaces promote early osteogenic gene response for cell adhesion and cell differentiation. *Clin Implant Dent Relat Res.* Apr; 15(2), 166-75. doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00339.x. PMID: 21682843.

Kohavi D, Badihi Hauslich L, Rosen G, *et al.*, (2013). Wettability versus electrostatic forces in fibronectin and albumin adsorption to titanium surfaces. *Clin Oral Implants Res.* Sep; 24(9), 1002-8. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02508.x. PMID:22697368.

Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, *et al.*, (2011) Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implants Res.* Apr; 22(4), 349-56. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02172.x. PMID: 21561476.

Murphy M, Walczak MS, Thomas AG, *et al.*, (2017). Toward optimizing dental implant performance: Surface characterization of Ti and TiZr implant materials. *Dent Mater.* Jan; 33(1), 43-53. doi: 10.1016/j.dental.2016.10.001. PMID: 27837915.

Oliveira DP, Palmieri A, Carinci F, *et al.*, (2014). Osteoblasts behavior on chemically treated commercially pure titanium surfaces. *J Biomed Mater Res A.* Jun; 102(6), 1816-22. doi: 10.1002/jbm.a.34855. PMID:23784958.

Ou KL, Hsu HJ, Yang TS, *et al.*, (2016). Osseointegration of titanium implants with SLAffinity treatment: a histological and biomechanical study in miniature pigs. *Clin Oral Investig.* Sep; 20(7), 1515-24. doi: 10.1007/s00784-015-1629-7. PMID: 26507647.

Saghiri MA, Asatourian A, Garcia-Godoy F, *et al.*, (2016). The role of angiogenesis in implant dentistry part I: Review of titanium alloys, surface characteristics and treatments. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* Jul 1; 21(4), e514-525. PMID: 27031073.

Sartoretto SC, Alves AT, Resende RF, *et al.*, (2015). Early osseointegration driven by the surface chemistry and wettability of dental implants. *J Appl Oral Sci.* May-Jun; 23(3), 279-87. doi: 10.1590/1678-775720140483. PMID:2622192.

Schwarz F, Herten M, Sager M, *et al.*, (2007). Histological and immunohistochemical analysis of initial and early osseous integration at chemically modified and conventional SLA titanium implants: preliminary results of a pilot study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* Aug; 18(4), 481-8. PMID: 17484737

Schwarz F, Wieland M, Schwartz Z, *et al.*, (2009). Potential of chemically modified hydrophilic surface characteristics to support tissue integration of titanium dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* Feb;88(2):544-57. doi: 10.1002/jbm.b.31233. PMID:18837448.

Shi X, Xu L, Violin KB, *et al.*, (2016). Improved osseointegration of long-term stored SLA implant by hydrothermal sterilization. *Mech Behav Biomed Mater.* Jan; 53, 312-9. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.08.038. PMID:26382972.

Vasak C, Busenlechner D, Schwarze UY,*et al.*, (2014). Early bone apposition to hydrophilic and hydrophobic titanium implant surfaces: a histologic and histomorphometric study in minipigs. *Clin Oral Implants Res.* Dec; 25(12), 1378-85. doi: 10.1111/clr.12277. PMID: 24118429.

Wang X, Meng X, Chu S, *et al.*, (2016) .Osseointegration behavior of novel Ti-Nb-Zr-Ta-Si alloy for dental implants: an in vivo study. *J Mater Sci Mater Med.* Sep; 27(9),139. doi: 10.1007/s10856-016-5755-9. PMID:27534399.

Wennerberg A, Svanborg LM, Berner S, *et al.*, (2013). Spontaneously formed nanostructures on titanium surfaces. *Clin Oral Implants Res.* Feb; 24(2), 203-9. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02429.x. PMID: 22332922.

Yamamura K, Miura T, Kou I, *et al.*, (2015). Influence of various superhydrophilic treatments of titanium on the initial attachment, proliferation, and differentiation of osteoblast-like cells. *Dent Mater J.* 34(1), 120-7. doi: 10.4012/dmj.2014-076. PMID: 25748468.

Yoo D, Marin C, Freitas G, *et al.*, (2015). Surface characterization and in vivo evaluation of dual Acid-etched and grit-blasted/acid-etched implants in sheep. *Implant Dent.* Jun; 24(3), 256-62. doi: 10.1097/ID.0000000000000248. PMID: 25860908.

Zhang EW, Wang YB, Shuai KG, *et al.*, (2011). In vitro and in vivo evaluation of SLA titanium surfaces with further alkali or hydrogen peroxide and heat treatment. *Biomed Mater.* Apr; 6(2), 025001. doi: 10.1088/1748-6041/6/2/025001.PMID:21293055.

## ANEXOS

TABELA 1. Estudos relevantes sobre a hidrofília de superfícies de implantes.

AUTOR	MATERIAL	METODOLOGIA	ÂNGULO DE CONTACTO
Zhang <i>et al.</i> , (2011)	<p>Discos de titânio comercialmente puro (Grau 2), com 15 mm de diâmetro e 1,5 mm de espessura. Com 4 diferentes tipos de superfície Controle (Ti-control).</p> <p>SLA, jateado com areia, com grânulos grossos de corindo (200- 500 µm), condicionamento ácido com ácido clorídrico / sulfúrico a 67% (1:1) a 80° por 10 min.</p> <p>ASLA – tratamento SLA mais 5 M de hidróxido de sódio, em autoclave com 150°por 4 horas, imerso em água deionizada a 40° por 24 horas e depois por aquecimento a 600° por 1 hora.</p> <p>HSLA - tratamento SLA mais peróxido de hidrogénio a 30%, e 0,1 M de ácido clorídrico em solução a 80° por 20 min e depois por aquecimento a 400° por 1 hora.</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Testes em triplicatas.</li> <li>• Teste do ângulo de contacto (<i>Dataphysics Instrument, Germany</i>).</li> <li>• A imagem da gota foi capturada e processada pelo Programa de análise da forma da gota OCA 20 (<i>Dataphysics Instrument, Germany</i>).</li> </ul>	<p>59,4° ± 2,89 (Ti-control)</p> <p>81,5° ± 5,83 (SLA)</p> <p>&lt; 5 (ASLA)</p> <p>&lt; 5 (HSLA)</p>
Herrero-Climent <i>et al.</i> , (2013)	<p>Implantes CpTi, ASTMB348, grau 3: Usinado (Ctrl).</p> <p>Condicionado ácido (AETch), ácido M fluorídrico 0,35, por 15s em temperatura ambiente.</p> <p>Jateado (GBlast), com partícula de alumina (600 µm), com 0,25 MPa de pressão no jato, até encontrar a saturação da rugosidade.</p> <p>Tratamento por jato e condicionamento ácido (GBlast+ AETch).</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Quatro grupos com 20 implantes cada;</li> <li>• Mensuração pelo sistema de vídeo baseado no contacto do ângulo (<i>Contact Angle System OCA 15plus, Dataphysics, Germany</i>);</li> <li>• Analisado pelo software SCA20 (<i>Dataphysics, Germany</i>). Sendo o mínimo de três mensurações, em três diferentes amostras de cada série.</li> </ul>	<p>Ângulo de contacto:</p> <p>66,29° ± 4,62 (Ctrl)</p> <p>66,84° ± 6,97 (AETch)</p> <p>76,93° ± 2,94* (GBlast)</p> <p>72,11° ± 5,15* (GBlast + AETch)</p> <p>* (P &lt; 0,05)</p>

continua

AUTOR	MATERIAL	METODOLOGIA	ÂNGULO DE CONTACTO
Kohavi <i>et al.</i> , (2013)	<p>Discos de liga de titânio (TiAl<sub>6</sub>V<sub>4</sub>), com 6 mm de diâmetro. (<i>Alpha-Bio Implant Company, Petach Tikva, Israel</i>).</p> <p>Com três diferentes tipos de superfície:</p> <p>Usinado (M)</p> <p>Condicionamento ácido dual (AE)</p> <p>Condicionado por ácido e jateado (AEB)</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Grupo molhado;</li> <li>• Grupo molhado e depois seco;</li> <li>• Grupo não molhado;</li> <li>• O ângulo de contacto foi mensurado pelo instrumento de análise da gota axissimétrica (<i>First Ten Angstroms – FTA125, Portsmouth, VA, USA</i>), e Software de Vídeo Análise da forma da gota;</li> </ul> <p>As medidas foram realizadas de acordo com os grupos, e cada subgrupo, foi mensurado em triplicata.</p>	<p>Média ângulo de contacto Grupo não molhado:</p> <p>52,33° ± 2,52 (M)</p> <p>62,6° ± 2,52 (AE)</p> <p>77,33° ± 4,04 (AEB)</p> <p>Todas as soluções grupo molhado:</p> <p>32,67° - 35,00° (M)</p> <p>40,00° - 42,00° (AE)</p> <p>50,00° - 55,00° (AEB)</p> <p>Grupo molhado e seco:</p> <p>46,33° - 53,33° (M)</p> <p>51,67° - 59,67° (AE)</p> <p>74,00° - 75,00° (AEB)</p> <p>Contacto do ângulo dinâmico grupo não molhado:</p> <p>12,43° (M)</p> <p>19,59° (AE)</p> <p>25,30° (AEB)</p> <p>Contacto do ângulo histerese grupo molhado:</p> <p>3,38° (M)</p> <p>5,48° (AE)</p> <p>5,66° (AEB)</p>
Wennerberg <i>et al.</i> , (2013)	<p>Discos de 5 mm de diâmetro, de titânio grau 2:</p> <p>1 - SLA;</p> <p>2 - SLAactive;</p> <p>3 - SLAactive water;</p> <p>4 - Pmod SLA;</p> <p>5 - SLAnano;</p> <p>6 - Mod A;</p> <p>7 - Mod P.</p> <p>Discos de zircônia de liga bimetálica:</p> <p>8 - TiZrSLAactive</p> <p>(<i>Institute Straumann AG, Basel, Switzerland</i>)</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Foram avaliados três discos de cada superfície;</li> </ul> <p>O ângulo de contacto foi mensurado através do Teste de gota séssil, (<i>EasyDrop DSA20E, Krüss GmbH, Germany</i>), para determinar o grau de hidrofiliicidade ou hidrofobicidade.</p>	<p>&gt; 90°, hidrofóbico (SLA e SLAnano)</p> <p>SLA, ficou ligeiramente acima dos 90°</p> <p>SLAnano, em torno de 130°</p> <p>Hidrofílico para SLAactive;</p> <p>Hidrofílico para SLAactive water;</p> <p>Hidrofílico para Pmod SLA;</p> <p>Hidrofílico para Mod A;</p> <p>Hidrofílico para Mod P;</p> <p>Hidrofílico para TiZrSLAactive.</p>

continua

AUTOR	MATERIAL	METODOLOGIA	ÂNGULO DE CONTACTO
Chen <i>et al.</i> , (2014)	<p>Discos de Ti comercialmente puro, de 2 mm de espessura</p> <p>Usinado (M)</p> <p>Jateado com areia e condicionado com ácido clorídrico (37% <i>Panreac, Barcelona, Spain</i>), e ácido sulfúrico (95% a 98%, <i>Panreac, Barcelona, Spain</i>), -SLA.</p> <p>Tratamento com calor e Tratamento alcalino, ácido hidroclorídrico (0,1 M, HCl) – SMART.</p> <p>Tratamento com calor e peróxido de hidrogénio (8,8 M, H<sub>2</sub> O<sub>2</sub>), ácido sulfúrico (0,1 M, H<sub>2</sub> SO<sub>4</sub>), - SAOH</p> <p>Anodização potencioestática em eletrólitos de sulfato com constante suprimento de corrente elétrica, em solução neutra com sulfato 0,1 M com constante corrente direta com densidade de ~200 A/m<sup>2</sup> - ECH</p>	<p>Teste em triplicata, através do medidor do ângulo de contacto (<i>CAM-100, Creating Nano Technologies, Inc. Taiwan</i>).</p>	<p>90°, hidrofóbico (SLA)</p> <p>70° e 80°, hidrofílico (M, ECH e SMART)</p> <p>50°, mais hidrofílico (SAOH)</p>
Oliveira <i>et al.</i> , (2014)	<p>15 Discos de CP-Ti</p> <p>Usinado (1 A).</p> <p>Condicionamento com ácido hidroclorídrico (2 A).</p> <p>Condicionamento com ácido hidroclorídrico e tratamento alcalino com hidróxido de sódio (3 A).</p> <p>Condicionamento com ácido fosfórico concentrado (4 A).</p> <p>Condicionamento com ácido fosfórico concentrado e tratamento alcalino com hidróxido de sódio (5 A).</p>	<p>• 3 discos por grupo;</p> <p>Avaliaram a influência das superfícies quimicamente modificadas por condicionamento ácido e por condicionamento ácido mais tratamento alcalino na expressão gênica das células osteoblásticas humanas.</p>	<p>Todas as amostras apresentaram comportamento hidrofílico, com ângulo de contacto maior que 90°.</p> <p>O tratamento alcalino tornaram as amostras mais hidrofílicas, quando comparadas com as amostras que passaram somente pelo condicionamento ácido.</p>

continua

AUTOR	MATERIAL	METODOLOGIA	ÂNGULO DE CONTACTO
Ferraris, <i>et al.</i> , (2016)	Discos com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. Grupo usinado; Grupo usinados/quimicamente tratados: tratamento químico com ácido hidrófluorídrico, peróxido de hidrogénio e tratamento térmico ( 1 h a 300° C)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• ângulo de contacto estático através do método da gota séssil, por camera (<i>Misura</i>®, <i>Expert System Solutions</i>) e pelo <i>Software Image J</i> (Versão 1,47);</li> <li>O ângulo de contacto dinâmico foi através da <i>Cahn balance (CAHN Dynamic Contact Angle DCA-322)</i>.</li> </ul>	89,25 ± 1,91° (Usinados) 57,10 ± 4,24° (Usinados/Quimicamente tratados)
Shi <i>et al.</i> , (2016)	Discos 15 mm de diâmetro e 1 mm de espessura, de titânio grau 2. Jateado com grãos grossos de alumina (0,2 – 0,5 mm) e depois condicionado com ácido sulfúrico, 67% , a 120° C por 10 minutos.	Medidor de ângulo de contacto (JC2000B, <i>Zong Chen CO. China</i> ).	133,3 ± 1,6° (após 4 semanas armazenado) 140,3 ± 1,2° (após esterelização e secagem)
Murphy <i>et al.</i> , (2017)	Discos com 5 mm de diâmetro e 1 mm de espessura. Ti <sub>SLA</sub> Ti <sub>SLAactive</sub> TiZr <sub>SLA</sub> TiZr <sub>SLAactive</sub> ( <i>Institut Straumann AG, Basel, Switzerland.</i> )	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Goniometria do ângulo de contacto (<i>FTÅ188 instrument from First Ten Angstroms Inc</i>), com água deionizada, utilizando o aparelho estático de gotas séssil, através de uma combinação de câmara digital e microscópio;</li> <li>• 3 amostras de Ti<sub>SLA</sub>, 2 de TiZr<sub>SLA</sub>, 5 de Ti<sub>SLAactive</sub> e 5 de TiZr<sub>SLAactive</sub>;</li> </ul> <p>as mensurações foram repetidas em 5 locais diferentes para as amostras Ti<sub>SLA</sub> e TiZr<sub>SLA</sub>, e já para Ti<sub>SLAactive</sub> e TiZr<sub>SLAactive</sub>, foi somente uma vez, por serem superhidrofílica.</p>	111 ± 10° (Ti <sub>SLA</sub> ) 0 ± 3° (Ti <sub>SLAactive</sub> ) 112 ± 6° (TiZr <sub>SLA</sub> ) 0 ± 3° (TiZr <sub>SLAactive</sub> )

**TABELA 2.** Estudos relevantes sobre a interface osso-implante.

<b>Autor</b>	<b>Tipo de superfície / implante (Indústria)</b>	<b>Modelo <i>in vivo</i></b>	<b>Metodologia</b>	<b>Interface osso-implante</b>
Schwarz <i>et al.</i> (2007).	modSLA e SLA. ( <i>Institute Straumann AG, Basel, Switzerland</i> ).	Cães fêmeas, <i>fox hounds</i> (n. 4), com 3 anos de idade.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 6 implantes na maxila;</li> <li>• 10 implantes na mandíbula;</li> <li>• Análise histológica e imunohistoquímica, após 1, 4, 7 e 14 dias de cicatrização.</li> </ul>	<p>49,3 ± 7,9 % (modSLA)</p> <p>29,42 ± 7,9 % (SLA)</p>
Degidi <i>et al.</i> (2009).	Ankylos Plus ( <i>Dentsply, Friadent</i> ) SLAactive ( <i>Institute Straumann AG, Basel, Switzerland</i> )	Humano, 3 indivíduos, entre 40 a 46 anos, média de 43 anos, não fumantes.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Implante Ankylos (A);</li> <li>• Implante Ankylos (B);</li> <li>• Implante SLAactive (C)</li> <li>• Removidos com trefina após 4 semanas de cicatrização.</li> </ul>	<p>52,0 ± 2,5% (A)</p> <p>61,0% ± 2,9% (B)</p> <p>42,0 ± 6,9 % (C)</p>
Lang <i>et al.</i> (2011).	SLAactive e SLA. ( <i>Institute Straumann AG, Basel, Switzerland</i> ).	Humano, 28 voluntários saudáveis, entre 21 e 48 anos, média de 29 anos, não fumantes.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 49 dispositivos, inseridos na região retromolar, que foram removidos com trefinas;</li> <li>• Análise histométrica, após 7, 14, 28 e 42 dias de cicatrização.</li> <li>• Ângulo de contacto dinâmico (DCA).</li> </ul>	<p>6% para 7 dias (ambos)</p> <p>12,2 % para 14 dias SLA</p> <p>14,8 % para 14 dias SLAactive</p> <p>32,4 % para 28 dias SLA</p> <p>48,3 % para 28 dias SLAactive</p> <p>62 % para 42 dias (ambos)</p>

continua

<b>Autor</b>	<b>Tipo de superfície / implante (Indústria)</b>	<b>Modelo <i>in vivo</i></b>	<b>Metodologia</b>	<b>Interface osso-implante</b>
Iezzi <i>et al.</i> (2013).	<i>Friadent Plus Surface (Dentsply Implants Manufacturing GmbH).</i>	Humano, descreve apenas a topografia específica do implante e a resposta óssea.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 14 implantes, que foram removidos com trefina, após um período de carga de 4 a 8 semanas;</li> <li>• 9 implantes foram imediatamente carregados;</li> <li>• 5 implantes foram deixados submersos.</li> </ul>	54,7 % submerso por 4 semanas 65,5 % carregamento imediato 4 semanas 62,3 % submerso por 8 semanas 76,2 % carregamento imediato 8 semanas 53,8 % carregamento imediato 4 semanas 51,2 % carregamento imediato 5 semanas 55,1 % carregamento imediato 5 semanas 55 % carregamento imediato 6 semanas 65 % carregamento imediato 4 semanas 71 % carregamento imediato 8 semanas 96 % submerso por 6 semanas 55 % submerso por 7 semanas 68 % submerso por 8 semanas 52 % monofásico 4 semanas
Hong <i>et al.</i> (2014).	F-mod ( <i>Osseospeed; Astra Tech, Mölndal, Sweden</i> ). modsla ( <i>SLAactive; Institute Straumann AG, Basel, Switzerland</i> ).	Coelhos brancos Neo Zelandês, machos, com idade de 1 a 2 anos (n. 3).	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 1 modelo de implante em cada tibia.;</li> <li>• Análise histológica e histomorfométrica, após 1 semana de cicatrização.</li> </ul>	34,4 % ± 14,8% (F-mod ) 36,9 % ± 21,1% (modSLA)
Vasak <i>et al.</i> (2014).	SPI Element ( <i>Thommen Medical AG, Waldenburg, Switzerland</i> ). INICELL ( <i>Thommen Medical AG, Waldenburg, Switzerland</i> ). SLAactive ( <i>Institute Straumann AG, Basel, Switzerland</i> ).	Porcos, <i>Göttingen</i> minipigs, fêmeas, com idade de 20 a 22 meses (n. 9).	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 3 implantes por quadrante;</li> <li>• 12 implantes no total;</li> <li>• Análise histológica, histomorfométrica após 5, 10 e 15 dias de cicatrização.</li> </ul>	Após 5 dias: 10,1 ± 5,2 % (SPI) 9 ± 5,3 % (INICELL) 22,6 ± 16,2 % (SLAactive) Após 10 dias: 56,8 ± 25,7 % (SPI) 57,4 ± 20,8 % (INICELL) 68,5 ± 10,21% (SLAactive) Após 15 dias: 52,4 ± 16,2 % (SPI) 69,7 ± 12,8 % (INICELL) 57,4 ± 14,4% (SLAactive)

continua

Autor	Tipo de superfície / implante (Indústria)	Modelo <i>in vivo</i>	Metodologia	Interface osso-implante
Calvo-Guirado <i>et al.</i> (2015).	<i>Biomet 3i, Palm Beach Gardens, FL, USA.</i>	<p>Coelhos brancos Neo Zelandês, machos, com idade &gt; 10 meses (n. 30).</p> <p>Grupo A – jateado, condicionamento ácido e discreta deposição de cristais (DCD);</p> <p>Grupo B – jateado;</p> <p>Grupo C - condicionamento ácido;</p> <p>Grupo D - jateado e condicionamento ácido.</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Quatro grupos;</li> <li>• Teste duplo cego,</li> <li>• 60 tíbias;</li> <li>• 120 implantes;</li> </ul> <p>Análise histológica, histomorfométrica e radiológica <i>in vivo</i>, após 14, 28 e 56 dias de cicatrização.</p>	<p>Grupo A :</p> <p>40,8 ± 2,3 % para 14 dias 27,87 ± 1,1 % para 28 dias 39,4 ± 1,4 % para 56 dias</p> <p>Grupo B:</p> <p>23,34 ± 2,1 % para 14 dias 23,77 ± 1,9 % para 28 dias 29,47 ± 1,7 % para 56 dias</p> <p>Grupo C:</p> <p>25,72 ± 2,3 % para 14 dias 34,92 ± 2,2 % para 28 dias 32,91 ± 1,6 % para 56 dias</p> <p>Grupo D:</p> <p>32 ± 2,5 % para 14 dias 32,85 ± 1,4 % para 28 dias 34,04 ± 2,3 % para 56 dias</p>
Sartoretto <i>et al.</i> (2015).	<p>Titamax, morse taper junction – CM (Neodent, Curitiba, PR, Brazil).</p> <p>Neoporos (Grupo 1)</p> <p>Acqua (Grupo 2)</p>	<p>Coelhos brancos Neo Zelandês, esquelalmente maduros, de ambos os gêneros, com idade de 5 a 6 meses (n. 10).</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 10 implantes por grupo, (n.20);</li> <li>• Grupo1 - tibia direita;</li> <li>• Grupo 2 – tibia esquerda;</li> </ul> <p>Análise de espectroscopia de fotoelétrons excitados por raios X, após 14 e 28 dias de cicatrização.</p>	<p>Após 28 dias:</p> <p>38,6 ± 8,76 % para o Grupo 1</p> <p>59,0 ± 7,14 % para o Grupo 2</p>

continua

Autor	Tipo de superfície / implante (Indústria)	Modelo <i>in vivo</i>	Metodologia	Interface osso-implante
Chiang <i>et al.</i> (2016).	Usinado (M-Ti) SLA SLAffinity Ti-one 101 ( <i>Hung Chun Bio-S, Kaohsiung, Taiwan</i> )	Porcos <i>Lanyu small-ear</i> , com idade média de 12 meses (n. 12).	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 3 implantes, ( M-Ti, SLA e SLAffinity), na região de caninos e pré-molares inferiores (n. 36 implantes).</li> </ul> Análise por microscopia elétrica de varredura, microscopia de força atômica e difração por raio X, após 3 e 6 semanas de cicatrização.	Após 3 semanas: 65,14 ± 4,17 (M-Ti) 66,87 ± 5,18 (SLA) 72,87 ± 4,51 (SLAffinity) Após 6 semanas: 73,46 ± 4,87 (M-Ti) 76,84 ± 4,84 (SLA) 79,40 ± 4,11 (SLAffinity)
Ou <i>et al.</i> (2016).	Usinado (M-Ti) SLA-Ti SLA-ffinity-Ti ( <i>Hung Chun Bio-S, Kaohsiung, Taiwan</i> )	Porcos machos, <i>Lanyu small-ear</i> , com idade média de 12 meses (n. 18).	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 72 implantes, na tíbia e no rebordo edêntulo da mandíbula, na região de pré-molares;</li> </ul> Análise histomorfométrica após 2, 4 e 8 semanas de cicatrização.	Após 2 semanas: 20,3 ± 5,5 (M-Ti) 23,0 ± 3,5 (SLA-Ti) 29,5 ± 4,1 <sup>a</sup> (SLAffinity-Ti) Após 4 semanas: 61,3 ± 4,6 (M-Ti) 69,6 ± 4,9 (SLA-Ti) 74,5 ± 5,2 (SLAffinity-Ti) Após 8 semanas: 81,7 ± 4,2 (M-Ti) 84,0 ± 3,6 (SLA-Ti) 88,3 ± 3,0 <sup>b</sup> (SLAffinity-Ti) <sup>a</sup> diferença significativa a M-Ti (p=0,008) e SLA-Ti (p=0,014) <sup>b</sup> diferença significativa a M-Ti (p=0,011) e SLA-Ti (p=0,048)

continua

Autor	Tipo de superfície / implante (Indústria)	Modelo <i>in vivo</i>	Metodologia	Interface osso-implante
Jeong <i>et al.</i> , (2016).	RBM ( <i>Osstem, Busan, Korea</i> )	Humano, (n. 2), com 3 implantes.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Caso 1 – gênero feminino, com 78 anos, implante na região do 36 e 37, com mais de 6 anos em função;</li> <li>• Caso 2 – gênero masculino, com 46 anos, implante na região do 46, com 1 ano de função.</li> </ul> <p>Os implantes foram removidos com trefinas.</p>	<p>69,0% ± 9,1 % média para os 3 implantes</p> <p>78% (36)</p> <p>71% (37)</p> <p>68% (46)</p>
Wang <i>et al.</i> (2016).	Ti-Nb-Zr-Ta-Si (Grupo teste - GT)  CpTi (Grupo controle - GC)  <i>South China Univ. of Technology</i>	Coelhos brancos Neo Zelandês, de 3 a 4 meses (n. 6).	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 24 implantes;</li> <li>• femur direito com 2 implantes, GT;</li> <li>• femur esquerdo com 2 implantes, GC;</li> </ul> <p>Análise histológica e histomorfológica, após 4 e 8 semanas de cicatrização.</p>	<p>Após 4 semanas:</p> <p>65,83 ± 7,13 % para GC</p> <p>69,57 ± 11,57 % para GT</p> <p>Após 8 semanas:</p> <p>82,52 ± 7,91 % para GC</p> <p>84,74 ± 3,97 % para GT</p>

**FIGURAS:**

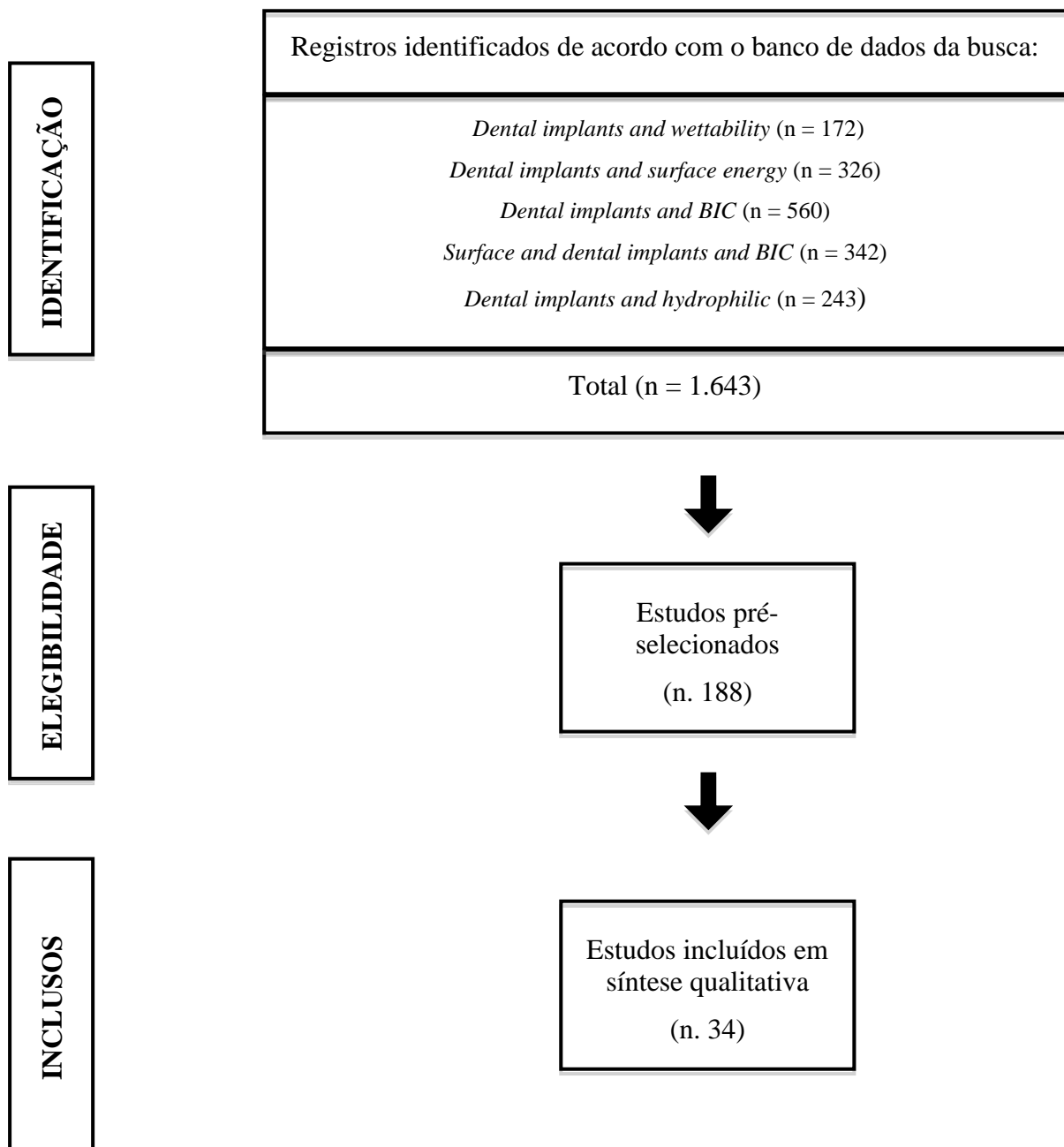


Figura 1. Diagrama da estratégia de busca