



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

TIPOS DE SUPERFÍCIES DE IMPLANTES DENTÁRIOS.

Trabalho submetido por
Sara Isabel Pinheiro Pires
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Outubro de 2020



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

TIPOS DE SUPERFÍCIES DE IMPLANTES DENTÁRIOS

Trabalho submetido por

Sara Isabel Pinheiro Pires

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

Prof. Doutor José Alexandre Reis

Outubro de 2020

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Doutor José Alexandre Reis, que mesmo em tempo de pandemia com todas as diligências associadas, foi incansável e sempre me apoiou nesta jornada. Obrigada por todos os ensinamentos.

À Clínica Egas Moniz, aos que todos dela fazem parte, desde a D. Ana, D. Cristina e Patrícia, aos Professores que tanto me ensinaram e transmitiram confiança em momentos mais complicados.

Às minhas parceiras de box, a de sempre, Tatiana e as parceiras inesperadas Andreia e Carlota.

À Prótese Dentária, onde comecei o meu percurso académico e percebi quem queria vir a ser.

Aos meus Pais, Jorge e Filomena, os que nunca duvidaram das minhas capacidades mesmo quando eu não acreditava em mim. A vocês devo este sacrifício e paciência por todo o meu percurso académico. Tudo está feito para a nossa idade.

À minha Irmã, que vejo sempre como um exemplo, o pilar da minha vontade, pessoa que me guia e me apoia quando mais preciso.

Aos meus Avós, Avô Pinheiro e Avó Olinda que serão eternamente os meus segundos pais, os que mais me acarinharam e confiaram em mim. A vós dedico todo o meu esforço. Eternamente grata.

Tia Júlia, que estejas onde estiveres verás isto da melhor maneira, o mais alto possível.

Tio Nelson, ‘a Isabel é amiga é’.

Ao João, por todos os abraços nas horas apertadas, por toda a ajuda e paciência infinita, obrigada pela dedicação.

RESUMO

No corrente século, a colocação de implantes dentários manifesta-se como uma opção terapêutica bastante válida para reabilitação de espaços edêntulos, tendo o seu sucesso sido acompanhado com a introdução do conceito de osseointegração por Branemark, permitindo uma reabilitação mais rápida, bem como uma melhoria substancial na taxa de sucesso em casos complexos.

A literatura atual mostra-nos que uma superfície rugosa é proporcional a uma boa capacidade de osseointegração, intimamente ligada a uma densa e resistente película de filme de óxido na superfície do implante, formada pelo contacto com o ar ou fluidos fisiológicos.

Taxativamente, o sucesso clínico do processo de osseointegração está correlacionado com um aumento de propriedades como a molhabilidade ou hidrofília.

Uma adequada morfologia da superfície de implantes, sem comprometimento do comportamento biológico e mecânico do implante, pode promover um aumento da molhabilidade e inclusive a estimulação de plaquetas e células osteogénicas.

Técnicas de tratamento de superfície de implantes tal como o jateamento com partículas abrasivas, condicionamento ácido com ácido clorídrico, ácido sulfúrico, ácido nítrico ou ácido fluorídrico ou até mesmo a combinação dos métodos podem ser utilizadas para aumentar a rugosidade, de modo a manipular a textura a uma escala macro, micro e nanométrica.

Este grau de osseointegração pode ser mensurado através da percentagem do contacto ósseo sobre todo o perímetro do implante.

Neste contexto, a presente revisão narrativa tem como objetivo analisar diferentes tipos de tratamento de superfície tendo em conta características como a rugosidade do implante e a morfologia da superfície do mesmo.

Palavras-chave: Implante, titânio, osseointegração, superfícies de implantes, tratamento de superfícies, rugosidade de superfície, superfícies bioactivas.

ABSTRACT

In the current century, the placement of dental implants is a very solid therapeutic option for the rehabilitation of edentulous spaces whose success was accompanied by the introduction of the concept of osseointegration by Branemark, allowing faster rehabilitation timing as well as a substantial improvement on the success rate in complex cases.

The current literature shows us that rough surfaces are proportional to a good osseointegration capacity, also closely linked to a dense and resistant oxide film on the implant surface formed by contact with air or physiological fluids.

This way the clinical success of the osseointegration process is correlated with an increase in properties such as wettability or hydrophilicity.

An adequate morphology of the implant surface without compromising the biological and mechanical behavior of the implant can promote an increase in wettability and even the stimulation of platelets and osteogenic cells.

Surface treatment techniques of implants such as sandblasting, acid conditioning with hydrochloric acid, sulfuric acid, nitric acid or hydrofluoric acid or even the combination of the last two methods can be used to increase the roughness in order to manipulate the texture on a macro, micro and nanometer scale.

The degree of osseointegration can be measured by the percentage of bone contact over the entire perimeter of the implant.

On this context the present narrative review aims to analyze different types of surface treatment taking into account characteristics such as the roughness of the implant and the morphology of its surface.

Keywords: Implant, titanium, osseointegration, implant surfaces, surface treatment, surface roughness, bioactive surfaces.

ÍNDICE

I. INTRODUÇÃO.....	13
II. DESENVOLVIMENTO	15
1.O Implante Dentário e a Osseointegração	15
1.1.- <i>Materiais que incorporam os Implantes</i>	<i>19</i>
1.2.- <i>Influência da Superfície do Implante na Osseointegração</i>	<i>21</i>
2. Energia de Superfície e Molhabilidade.....	23
3. Classificação da Rugosidade de Superfícies de Implantes de Titânio:	25
3.1.- <i>Macro-Topografia</i>	<i>26</i>
3.2.- <i>Micro-Topografia</i>	<i>26</i>
3.3.- <i>Nano-Topografia</i>	<i>27</i>
3.4.- <i>Classificações de rugosidade de perfil (R) e rugosidade de área (S) de um implante.....</i>	<i>28</i>
4. Diferentes Tratamentos de Superfícies de Implantes Dentários.....	31
4.1.- <i>Tratamentos Químicos</i>	<i>34</i>
4.2.- <i>Tratamentos Mecânicos</i>	<i>34</i>
4.3.- <i>Tratamentos Físicos.....</i>	<i>35</i>
4.4.- <i>Oxidação Anódica</i>	<i>36</i>
4.5.- <i>Jateamento com Plasma de Titânio (TPS) e Hidroxiapatite (HA)</i>	<i>37</i>
4.6.- <i>Laser</i>	<i>39</i>
4.7.- <i>Jateamento de Areia e Ataque Ácido (SLA).....</i>	<i>41</i>
4.8.- <i>Jateamento de Óxido de Titânio.....</i>	<i>43</i>
4.9.- <i>Jateamento de Óxido de Alumina.....</i>	<i>44</i>
4.10.- <i>Ataque Ácido</i>	<i>45</i>
4.11.- <i>Duplo Ataque Ácido.....</i>	<i>45</i>
4.12.- <i>Oxidação Eletrolítica Plasmática (PEO).....</i>	<i>46</i>
5. Superfícies de Implantes Bioativas	47
6. Tipos de Superfícies nos Diferentes Implantes Existentes no Mercado.....	49
7. Vantagens e Desvantagens dos Tratamentos.....	52
8. Adesão de Placa Bacteriana, Um Problema	54
9. Contaminação dos Implantes	55
10. O Futuro.....	56
III. CONCLUSÃO	59
IV. BIBLIOGRAFIA.....	61

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.- Diferença entre dente e implante no osso (Adaptado de T Albrektsson et al., 2017).....	19
Figura 2.- Superfície de implante de titânio não tratada adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Norina, 2020)).....	33
Figura 3.- Superfície de implante tratada com método de anodização, adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Elias, Oshida, Lima, Lima, & Muller, 2008)).....	37
Figura 4.- Superfície de implante tratada com o método jato de plasma de titânio (TPS) (A) e jateamento com hidroxiapatite (B), adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Guéhenec, Soueidan, Layrolle, & Amouriq, 2007)).....	38
Figura 5.- Superfície de implante tratada com radiação UV, adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Gao et al., 2013)).....	41
Figura 6.- Superfície de implante tratada pelo método de jato de areia e ataque ácido (SLA), adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Elias et al., 2008)).....	43
Figura 7.- Superfície de implante tratada pelo método de jato de óxido de titânio, adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Rønold, Lyngstadaas, & Ellingsen, 2002)).....	44
Figura 8.- Superfície de implante tratada pelo método de ataque ácido, adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Elias, 2010)).....	45

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1.- Diferentes classificações de rugosidade de perfil (R) e rugosidade de área (S) (Wennerberg & Albrektsson, 2009).....	29
Tabela 2.- Diâmetros de Sa com respectivas rugosidades de superfície (Wennerberg & Albrektsson, 2009).....	30
Tabela 3.- Resumo dos diferentes tratamentos de superfície de implantes com respectiva classificação de rugosidade e tratamento (T Albrektsson, Chrcanovic, Jacobsson, & Wennerberg, 2017; Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Civantos et al., 2017).....	33
Tabela 4.- Diferentes tratamentos de superfícies com respectivas classificações química, mecânica ou física (Nicholson, 2020).....	36
Tabela 5.- Diferentes marcas comerciais de implantes com respectivo tratamento de superfície e classificação de rugosidade (Nicolas-Silvente et al., 2020).....	51

LISTA DE SIGLAS

TPS: Tratamento com plasma de titânio

HA: Hidroxiapatite

Er: Érbio

W: Watt

Ti: Titânio

Ti-6Al-4V: ligas de titânio

TiCp: titânio comercializado puro

TiO₂: Dióxido de titânio

UV: Ultravioleta

UV-A: Ultravioleta A

UV-C: Ultravioleta C

PEO: Oxidação Eletrolítica Plasmática

PEEC: Polieter-eter-cetona

I. INTRODUÇÃO

Com o envelhecimento da população e avanços científicos e tecnológicos na Medicina Dentária os implantes dentários tem sido cada vez mais usados e estudados na substituição de peças dentárias perdidas (Galli, Jimbo, Andersson, Bryington, & Albrektsson, 2013).

Os implantes dentários são usados como substitutos das estruturas dentárias perdidas. Estes destinam-se a fornecer uma boa e estável ancoragem para as próteses, quer sejam elas fixas ou removíveis (Knaus, Schaffarczyk, & Cölfen, 2019).

Em 1969, Branemark foi quem verificou a existência da ancoragem óssea direta em implantes metálicos com base nas experiências em animais que futuramente permitiram a aplicação destes em humanos (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Bränemark et al., 1969).

Estas investigações permitem no decorrer dos dias de hoje um extraordinário avanço nas reabilitações tanto para pacientes desdentados totais, como parciais (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019).

Para os primeiros implantes, o material utilizado era o titânio (Ti) e era o material de eleição pois era mais vantajoso na cicatrização das feridas e assim acreditavam que existiam reações benéficas para o osso e tecidos envolventes. Contudo, o enigma de que o Ti seria o único material possível na reabilitação ainda era uma questão que necessitava de um maior investimento na sua investigação. Com o decorrer do tempo percebeu-se que existiam outros materiais com características também benéficas para a reabilitação com implantes, como é o caso de metais como o tântalo, as ligas de titânio e o nióbio. De igual forma, também materiais cerâmicos tinham possibilidade reabilitadora dado que apresentam igualmente uma boa capacidade de osseointegração (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019).

Embora a colocação de um implante seja considerado “*colocar um corpo estranho*”, este não implica a não utilização do mesmo (Knaus et al., 2019; Rupp, Liang, Geis-Gerstorfer, Scheideler, & Hütting, 2017).

A reabilitação com implantes dentários tem sido amplamente divulgada devido à sua previsibilidade de taxa de sobrevivência de 98%. Estes resultados estão relacionados ao

uso de Ti e ligas de titânio (Ti-6Al-4V), que são biocompatíveis, resistentes à corrosão e com capacidade de osseointegração (Dini et al., 2020). Há mais de 60 anos, o Ti ou as ligas de Ti são os mais usados nesta área reabilitadora (Knaus et al., 2019).

Hoje sabe-se que existem mais de 1300 marcas de implantes dentários comercializados, com diferentes tipos de conexões, formas, materiais, propriedades e geometria (Knaus et al., 2019).

A osseointegração tem duas fases, a fase primária, em que podem ocorrer falhas em 1% a 2% dos pacientes e numa segunda fase, em que podem as falhas ocorrer em cerca de 5% dos pacientes (Matos, 2020).

As modificações de superfície nos implantes foram introduzidas não apenas para melhorar a formação óssea como para a reabsorção óssea ser evitada (Wennerberg & Albrektsson, 2009).

Essas alterações visam também melhorar a molhabilidade do coágulo, melhorar a adesão, a proliferação e a osseointegração do implante a nível celular. Tudo irá contribuir para um tempo de cicatrização muito mais curto (Tayebi & Moharamzadeh, 2017).

Os tratamentos de superfície do implante demonstram desempenhar um papel crucial no processo da osseointegração. As respostas celulares vão depender das características físicas e químicas do substrato e em particular do tamanho da partícula, cristalinidade, composição química e estrutura da superfície (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Para um aumento da biocompatibilidade e viabilidade celular devem ser feitas alterações de textura de superfície, da composição química e da rugosidade (Nicolas-Silvente et al., 2020).

II. DESENVOLVIMENTO

1.O Implante Dentário e a Osseointegração

Pioneiros na pesquisa da osseointegração como Branemark, Zarb, Albrektsson, Schulte, Schroeder, entre tantos outros, afirmam que o Ti ou a Ti-6Al-4V são o material de eleição na colocação de implantes dentários (Rupp et al., 2017).

Embora haja uma contínua pesquisa em melhorar a osseointegração e a descoberta de novos materiais, nenhum outro material consegue conquistar o lugar do Ti (Rupp et al., 2017).

Os implantes de Ti são o “*golden standard*” dado que apresentam características bastante vantajosas superando na biocompatibilidade e adquirem um contacto íntimo e directo entre o osso e o implante de modo a garantir a médio e longo prazo a função do próprio implante (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Brånemark et al., 1969; Rupp et al., 2017).

Este contato existente entre o osso e implante foi relatado por Branemark, que relatou o crescimento do tecido ósseo, ao demonstrar que existia um contacto direto entre o implante e o osso (T Albrektsson et al., 2017; Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Brånemark et al., 1969; Nicolas-Silvente et al., 2020; Wennerberg & Albrektsson, 2009).

Este fenómeno foi designado por osseointegração. Na altura, a ideia de que existia contato direto entre o metal e osso era considerado impensável, pois era necessária a intervenção de tecido mole. Porém, Branemark a partir de evidência histológicas conseguiu demonstrar que existia uma ancoragem direta entre o metal do implante e o osso (T Albrektsson, Brånemark, Hansson, & Lindstrom, 1981; Tomas Albrektsson & Albrektsson, 1987).

Atualmente, o Ti é o material padrão para muitos implantes e também são projetados para serem aplicados em diferentes áreas da Medicina. Um dos pré-requisitos para implantes dentários de sucesso é que eles exibam propriedades mecânicas semelhantes ao tecido ósseo natural e, nesse sentido, as propriedades de módulo e dureza do Ti são

próximas às do tecido ósseo, tornando-o um bom material para a finalidade pretendida (Civantos et al., 2017).

No caso dos implantes de Ti, estes oferecem uma resistência mecânica e resiliência necessária para simular o tecido ósseo. Têm um comportamento notável no que toca ao suporte da carga, devido ao excelente desempenho mecânico: carga máxima, flexão e resistência à fadiga (Civantos et al., 2017; Rupp et al., 2017).

Para existir uma boa resposta na interface osso-implante, Bränemark classificou seis critérios que devem acontecer: 1) biocompatibilidade, 2) design do implante, 3) superfície do implante, 4) estado do hospedeiro, 5) técnica cirúrgica e 6) condição do carregamento do implante (Tomas Albrektsson & Albrektsson, 1987).

Qualquer superfície de implante dentário, ou o sistema de implantes, deve ser otimizada para atender às diferentes demandas das respetivas interfaces. Assim, na interface dos tecidos duros é necessário que o implante adquira propriedades osteogénicas, a partir de uma ligação biomecânica, para otimizar a osseointegração (Civantos et al., 2017; Göransson et al., 2007; Rupp et al., 2017).

Na interface dos tecidos moles, existe a fixação gengival, que vai evitar a infiltração a partir da funcionalidade adesiva celular que os queratinócitos e fibroblastos apresentam. Esta interface é obrigatória para garantir uma estreita vedação epitelial (Rupp et al., 2017).

Em 1992, Donath conclui junto da sua equipa que o Ti estava longe de ter capacidade bionerte, ou seja, não está em contacto direto com o tecido ósseo, não existe assim osteogénese. Mas ao invés disso era capaz de induzir respostas imunes quando colocado no tecido ósseo (Donath, LaaB, & Gunzp, 1992).

Alegadamente, qualquer material colocado no osso vai ser rejeitado, dissolvido, reabsorvido ou demarcado por uma densa camada de osso para proteger os tecidos circundantes. Porém tem a capacidade de provocar respostas imunológicas quando colocado (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Donath et al., 1992).

Embora esta propriedade inerte do Ti tenha sido historicamente considerada desejável, o Ti inerte dificilmente é capaz de combater infeções e de regular ativamente processos específicos das células ósseas, propriedades estas que são desejáveis para a reabilitação com implantes (Civantos et al., 2017).

Assim, nasce a nova definição de osseointegração, anteriormente introduzida por Branemark e posteriormente por Albrektsson como uma conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante de suporte de carga de Ti (T Albrektsson et al., 1981; Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Rupp et al., 2017).

As superfícies de implantes dentários fresadas foram então o grande ponto de partida e desde então, diferentes modificações nas superfícies de Ti foram testadas para potenciar as melhores condições biológicas e propriedades da osseointegração (López-Valverde et al., 2020).

A topografia da superfície desempenha um papel crucial na osseointegração e sabe-se que a resposta celular pode ser modulada pela adaptação da textura da superfície do implante (Dini et al., 2020; López-Valverde et al., 2020).

Se as texturas forem de escala micrométrica ou nanométrica são mais eficazes na osseointegração assim como implantes jateados ou tratados com SLA (López-Valverde et al., 2020).

A osseointegração é uma cascata de acontecimentos moleculares e celulares que ocorrem após a preparação do leito de implantação e colocação de um implante dentário. Isso leva à aposição de osso neoformado diretamente na superfície do implante (Pellegrini, Francetti, Barbaro, & Fabbro, 2018).

A albumina é uma das principais proteínas do plasma e tem capacidade de aderir a uma superfície sólida (adsorção) e esta é a primeira etapa crítica para o estabelecimento da osseointegração. É a albumina que regula o cálcio citoplasmático e a proliferação celular dos osteoblastos, que vão acelerar o processo de osseointegração (Dini et al., 2020).

A adsorção da albumina e de outras proteínas do sangue humano também são influenciadas pelas características da superfície dos implantes dentários, como rugosidade, topografia, quantidades de carbono, ligações covalentes e estado eletrostático (Dini et al., 2020).

O desenvolvimento de infeções durante a fase inicial de cicatrização é recorrente e é factor de risco para o processo de osseointegração, coagindo maiores falhas e mais precoces dos implantes dentários. A mucosite, infeção peri-implantar em redor dos tecidos moles, pode ocorrer e tem prevalência de 46,83% (Dini et al., 2020).

No caso de pacientes saudáveis, a osseointegração é muitíssimo bem conseguida e existe menos probabilidade de ocorrer infecções. Condições sistêmicas que afetam o metabolismo ósseo aparentam deteriorar o processo de osseointegração, diferindo a consolidação óssea. Estas falhas ocorrem principalmente em pacientes diabéticos não controlados, fumadores, pacientes com osteoporose ou oncológicos. Estes pacientes estão propensos a um maior risco na perda do implante e a complicações periodontais (Pellegrini et al., 2018).

Posto isto, é preciso ter em conta que embora a osseointegração seja um processo desejado este pode apresentar falhas (Chrcanovic, Albrektsson, & Wennerberg, 2014).

Por norma, a falha dos implantes é de uma percentagem bastante baixa, cerca de 1 a 2%, e está associada a uma colocação de poucos meses após a implantação (Chrcanovic et al., 2014; Norina, 2020).

Mesmo nas condições de pacientes não controlados, a literatura afirma que a falha de implantes, causada por peri implantite é cerca de 5% (Chrcanovic et al., 2014; Norina, 2020).

Como tal, a estabilidade do implante é assim garantida pelo processo de osseointegração que apresenta duas fases distintas (Chang, Lang, & Giannobile, 2009; Menini et al., 2020).

Existe uma fase primária em que existe uma ligação mecânica entre o osso cortical e o implante e é um requisito obrigatório na estabilidade secundária e é um pré-requisito chave no êxito na osseointegração. Contudo existem fatores que têm influência nesta fase inicial, como a quantidade e qualidade do osso, técnica cirúrgica, a própria força exercida pelo cirurgião e as características da própria peça (Menini et al., 2020).

Numa segunda fase, ocorre a ligação entre o osso e o implante, designada por ligação mecânica. A estabilidade biológica é garantida por intermédio da regeneração e remodelação óssea. Também nesta segunda fase existem factores que influenciam a estabilidade, como a falha da estabilidade primária, a remodelação óssea e a condição a que a superfície do implante é tratada (Menini et al., 2020).

Quando o implante incorpora o osso vai existir osteocondução, formação do novo osso e remodelação óssea (Menini et al., 2020; Pellegrini et al., 2018).

Osteocondução ocorre através da migração de células osteogénicas diferenciadas para a superfície do implante (Menini et al., 2020; Pellegrini et al., 2018). Existe assim formação de novo osso através na mineralização da matriz; Esta remodelação óssea que vai originar uma interface entre o osso e o implante, em zonas específicas, havendo assim a formação de novo osso (Menini et al., 2020).

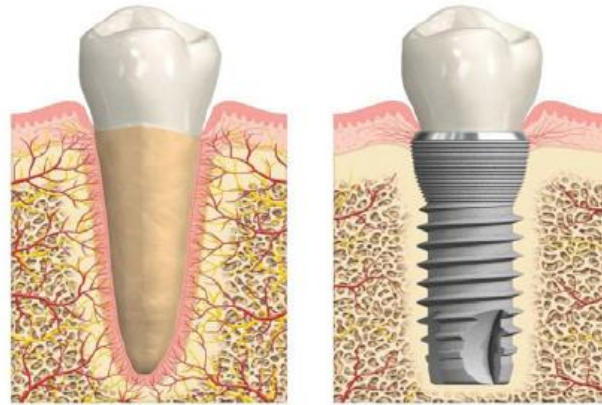


Figura 1.- Diferença entre dente e implante no osso (Adaptado de T Albrektsson et al., 2017).

1.1.- Materiais que incorporam os Implantes

Há muitos anos atrás, em civilizações muito antigas, surgiram os primeiros relatos do que vinha a ser o implante dentário (Faverani et al., 2011).

Estes ditos implantes eram de vários materiais, em que era usado o ouro, a prata ou a porcelana. Também outros materiais eram testados, como o alumínio, cobre, magnésio, aço e o níquel (Faverani et al., 2011).

Anos mais tarde, outros materiais de implantes também foram testados, como o cromo, níquel ou vanádio, contudo, não foram os materiais ideais para obter boas características, como tal não obtinham biocompatibilidade (Faverani et al., 2011).

Com o avançar da descoberta nesta área reabilitadora, percebeu-se que alguns materiais para além de não serem biocompatíveis e de sofrerem corrosão por eletrólise que é produzida pelo próprio organismo (Tomas Albrektsson & Albrektsson, 1987; Faverani et al., 2011).

Era o caso dos implantes constituídos por cromo-cobalto não pareciam ser os ideais, visto que não tinham a capacidade de suportar forças laterais mastigatórias o que levava

à perda destes, por se partirem (Tomas Albrektsson & Albrektsson, 1987; Faverani et al., 2011).

Ao longo de 15 anos de investigações levadas a cabo pelo investigador sueco Ingvar Brånemark, em 1969, foi quando comprovou a definição de osseointegração que era demonstrada por meio do material de eleição nos dias de hoje: o titânio (Duan & Wang, 2006; Faverani et al., 2011).

Brånemark conseguiu então provar de que o titânio apresentava as melhores características e propriedades para confeccionar a peça implantar, pois apresenta excelentes propriedades físicas e biológicas para além de uma boa osseointegração e biocompatibilidade com o organismo humano (Tomas Albrektsson & Albrektsson, 1987; Faverani et al., 2011).

Contudo, uma preocupação para além dos materiais constituintes dos implantes eram os vários elementos existentes na superfície dos implantes que por norma desaparecem após o tratamento de superfície (Naganuma, 2017; Nicolas-Silvente et al., 2020).

Elementos como o carbono, oxigénio e nitrogénio estão presentes numa alta concentração na superfície dos implantes (Nicolas-Silvente et al., 2020).

O titânio também está presente por ser o principal elemento das ligas utilizadas nesta área reabilitadora da implantologia. A concentração dos elementos de carbono, oxigénio e nitrogénio diminui a favor da concentração de titânio (Nicolas-Silvente et al., 2020)

Consoante o tratamento de superfície das peças implantares alguns elementos aparecem na superfície das mesmas, como é o caso da alumina que aparece após o jato de areia com óxido de alumina (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Também são encontrados elementos como o silício, cálcio, sódio, cloro, magnésio, fósforo ou zinco, que também estão presentes na superfície dos implantes mas em quantidades mais pequenas. A maioria destes elementos são eliminados ou podem até desaparecer após a limpeza (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Hoje em dia categorizam os implantes em três grupos de materiais:

- I. implantes metálicos, que são constituídos por TiCp (titânio comercializado puro), ligas de titânio, Ti-6Al-4V e ligas de ouro;
- II. Implantes de cerâmica, constituídos por HA, zircónio e biovidros;

III. Implantes constituídos por polímeros (Knaus et al., 2019; Norina, 2020).

As qualidades e limites dos implantes estão diretamente relacionadas com as suas propriedades mecânicas, químicas e com a biocompatibilidades de que são feitos (Norina, 2020).

1.2.- Influência da Superfície do Implante na Osseointegração

No processo de cicatrização óssea, células como os macrófagos e osteoblastos percebem que estão perante uma superfície de titânio e tornam-se ativas. Os osteoblastos vão estabelecer um contacto direto com a superfície do implante e mantêm-se assim até serem diferenciados em osteócitos, ficando integrados na matriz óssea mineralizada. Os osteócitos vão ajudar na preservação do micro ambiente a longo prazo (Pellegrini et al., 2018).

A superfície do implante tem influência na osseointegração e este processo apresenta características diferentes com o decorrer o tempo (Silva, Rodrigues, Pamato, & Pereira, 2016).

Deste modo, novas superfícies de implantes são projetadas com o intuito de serem benéficas no crescimento e diferenciação dos osteoblastos durante o processo de osseointegração (Pellegrini et al., 2018).

No estudo realizado por Pellegrini e parceiros, em 2018, foram estudadas quatro fases diferentes da osseointegração, percebeu a existência de característica diferentes entre cada fase e em cada uma delas também eram avaliados diferentes tipos de superfícies de implantes.

Os períodos de tempo estudados foram quatro: 1) Momento imediato à cirurgia; 2) Três a quatro dias após a cirurgia; 3) Uma semana após a cirurgia; 4) Duas a quatro semanas após a cirurgia (Pellegrini et al., 2018).

No momento imediato á cirurgia, existe uma afinidade, adsorção e adesão das proteínas plasmáticas e a existência de um coágulo na superfície do implante. A micro topografia da superfície do implante influência nestas propriedades físicas e químicas (Pellegrini et al., 2018).

Três a quatro dias após a cirurgia o aspecto celular é diferente. Existe um maior número de células, fibroblastos, e o metabolismo ósseo está melhorado. Existe um maior número de proteínas a induzirem a formação óssea, como a osteoproteína, osteocalcina e fosfatase alcalina. Também vai ser induzida a reabsorção óssea por competência das proteases catpsina K e pela proteína RANKL (recetor ativador do fator nuclear KB-ligando). Em termos de rugosidade de superfícies, as mais ásperas, tratadas com SLA e jato com óxido de alumínio apresentaram melhor osseointegração e menos citocinas inflamatórias que provocam necrose de tecidos (Pellegrini et al., 2018).

Uma semana após cirurgia, existem osteoblastos cubóides, que produzem a matriz osteoide com uma maior quantidade de osso. Nas superfícies tratadas com SLA verificou-se osso recém-formado, ao contrário das superfícies lisas que apenas se verificou fibroblastos, o que indica que a osseointegração em superfícies lisas é mais lenta (Pellegrini et al., 2018).

Depois de duas a quatro semanas, existe uma maior quantidade de osso formado. A percentagem maior de osso é para as superfícies bioativas ou SLA, ao contrário das superfícies não tratadas que apresentam uma percentagem inferior (Pellegrini et al., 2018).

2. Energia de Superfície e Molhabilidade

A energia de superfície de um implante é obtida indiretamente pelo ângulo de contacto entre a superfície líquida e a superfície sólida, portanto, está diretamente relacionada com a molhabilidade da superfície (Gray, 2004).

Esta energia aumenta quando a superfície do implante apresenta iões de hidroxila ativados (OH^-) o que torna as superfícies implantares mais hidrofílicas (Makowiecki, Hadzik, Artur, Gedrange, & Dominiak, 2019).

Uma alta energia de superfície é preferível quando comparada com uma baixa energia de superfície porque o primeiro estado resultaria em uma ligação celular melhorada. A energia de superfície de qualquer implante depende da técnica de fabricação, bem como da limpeza e manuseio do implante posteriormente (Tomas Albrektsson & Albrektsson, 1987; Hench & Ethridge, 1982).

Molhabilidade é definida como o processo que leva um líquido a contactar uma superfície sólida e está relacionado com a capacidade desse líquido molhar a superfície. A molhabilidade está diretamente relacionada com o ângulo de contacto (Gray, 2004).

A molhabilidade é diretamente proporcional à hidrofília de uma substância e é um parâmetro relevante na osseointegração. As proteínas responsáveis pela osseointegração apresentam uma maior afinidade com superfícies hidrofílicas do que com as superfícies hidrofóbicas (Gray, 2004).

A osseointegração tem então como fator chave a molhabilidade que está relacionada com a adesão celular (Tayebi & Moharamzadeh, 2017).

Quanto maior a energia de superfície, maior a molhabilidade. Quanto mais hidrofílica for a superfície maior será a afinidade para as proteínas responsáveis pela osseointegração (Gray, 2004; Tayebi & Moharamzadeh, 2017).

O Ti normalmente é hidrofílico, ou seja, o ângulo de contato com uma gota de água na superfície é inferior a 90° . Porém, a maioria das superfícies comercializadas são hidrofóbicas. Isto deve-se às diferentes técnicas de fabricação e texturização que acontecem com o implante (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019).

Procedimentos diferentes que mudam as superfícies e texturas dos implantes pode fazer com que estas se tornem super hidrofílicas, ou seja, em que existe um ângulo de contacto próximo de 0° . Nestas superfícies, uma gota de água ou de sangue irá espalhar-se imediatamente e molhará toda a superfície e tal acontece graças ao tratamento que as superfícies têm como o jateamento de plasma de titânio e tratamento com laser UV (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019).

Um parâmetro importante para a molhabilidade é a existência de uma camada de óxido de titânio. Esta camada está diretamente relacionada à energia de superfície e que consequentemente influencia o grau de contacto entre a superfície do implante e do meio fisiológico (T Albrektsson et al., 2017; Faverani et al., 2011; Wennerberg & Albrektsson, 2009).

3. Classificação da Rugosidade de Superfícies de Implantes de Titânio:

A topografia da superfície do implante cumpre um papel crucial na osseointegração e permite modular a resposta celular pela adaptação da textura da superfície do implante (Alves-Rezende, Dekon, Grandini, Bertoz, & Alves-Claro, 2011; López-Valverde et al., 2020).

Na medição da rugosidade de superfície dos implantes, as superfícies planas são mais fáceis de avaliar a topografia. Em contrapartida, implantes com formas mais complexas, ou seja, curvaturas, espiras ou degraus, tornam as medições mais difíceis, devido a possuírem áreas desiguais, mais pequenas ou até mesmo inacessíveis (Rupp et al., 2017).

Após vários estudos sobre implantes, percebeu-se que os valores da rugosidade média da superfície do implante (S_a) são os únicos dados topográficos que são válidos e concedem uma certa previsão no sucesso da osseointegração (Rupp et al., 2017).

O sucesso do implante vai então depender da quantidade de osso que está em contacto directo com a superfície do implante. Sendo que a osseointegração inicial é influenciada pela rugosidade e revestimentos que a superfície do implante de Ti possui (López-Valverde et al., 2020; Matos, 2020).

A topografia do implante dentário pode ser classificado e dividido em: macro, micro e nano textura. A topografia da superfície é fundamental para uma boa adesão e diferenciação dos osteoblastos numa fase inicial da osseointegração (Matos, 2020).

Além disso, o comportamento das células de linhagem osteogénica são afetadas pela microtopografia e nanotopografia da superfície de um implante (Gupta, Noubissi, & Kunrath, 2020; Pellegrini et al., 2018).

As superfícies dos implantes podem ser maquinadas, torneada, fresadas ou polidas (Matos, 2020).

As superfícies de implantes maquinadas indicam que passam por um processo de fabricação que oferece rugosidade nas superfícies e permite que as células osteogénicas se juntem e se depositem no osso, o que beneficia no processo de osseointegração, produzindo uma interface osso-implante (Matos, 2020; Tayebi & Moharamzadeh, 2017).

Graças ao trabalho de investigação de Branemark, a taxa de falha dos implantes é relativamente baixa e está associada a superfícies de macro e micro texturas aprimorados (Chrcanovic, Albrektsson, & Wennerberg, 2016; Gupta et al., 2020).

É importante dizer, que as texturas de superfície, quer seja de textura, macro, micro ou nano têm uma forte influencia no processo de osseointegração pois esta não vai ocorrer naturalmente entre o metal da estrutura e o tecido ósseo, mas sim entre as biomoléculas do tecido e a camada de óxido do metal (Alves-Rezende et al., 2011; Norina, 2020).

3.1.- Macro-Topografia

A macro topografia é baseada na visibilidade geométrica do implante, incluindo o parafuso e os poros visíveis, que são resultado do tratamento da superfície macro texturizada (Matos, 2020).

A macro topografia encontra-se na escala de milímetro a micrómetros, pode ir até 10 μ m (Duan & Wang, 2006; Guéhenec et al., 2007).

Esta topografia macro apresenta melhorias na fixação primária do implante e uma estabilidade mecânica a longo prazo (Duan & Wang, 2006; Matos, 2020).

3.2.- Micro-Topografia

As características da micro rugosidade encontram-se na escala de 1 a 100 μ m e promovem excelentes resultados na osseointegração, visto que a actividade osteoblástica é aumentada com este tipo de rugosidade comparando com as superfícies lisas ou não tratadas (Matos, 2020; Nicolas-Silvente et al., 2020).

A micro topografia de superfície imita com precisão a matriz extracelular, que apresenta uma capacidade de controlar as respostas celulares, que, por conseguinte, induzem as funções celulares: fixação, proliferação e diferenciação celular (Naganuma, 2017).

As características de micrómetro da superfície fornecem um interlocking biomecânico mais estável (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019).

Estudos recentes, que comprovaram que superfícies com microdureza confirmaram efeitos benéficos na diferenciação e migração dos osteoblastos (Rupp et al., 2017).

3.3.- Nano-Topografia

A nano topografia afecta a orientação, alinhamento, diferenciação, migração e proliferação das células (Galli et al., 2013; Matos, 2020).

Esta topografia tem efeitos a nível das interações célula-implante, porque atua na diferenciação dos osteoblastos (Matos, 2020).

Esta também tem capacidade de produzir efeitos físicos, efeitos químicos e biológicos, o que resulta num aumento de adesão por parte das células e potencialmente estimula a osseointegração (Matos, 2020).

As nano estruturas, possuem aplicabilidade por meio da utilização de partículas nanométricas de HA ou de dióxido de titânio (TiO₂) que são anexas à superfície. No entanto também podem estar presentes de forma espontânea, através de reações de corrosão ou oxidação, utilizando uma base de água, uma solução salina ou de um qualquer outro eletrólito, que reorganizará a estrutura e removerá quaisquer impurezas, formando então nano estruturas de TiO₂, cuja densidade será intrinsecamente dependente do método de maquinação e do próprio material inerente ao implante (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Matos, 2020).

A nano rugosidade fornece mais locais de adesão para as proteínas iniciais que entrarão em contacto com a superfície do implante e são de grande importância para o processo contínuo da cicatrização óssea (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019).

Neste sentido, embora seja um tema ainda contraditório, várias investigações apontam para uma melhor incorporação de tecido ósseo quando existe presença destas nano estruturas (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019).

Existe uma modificação osteogénica que é promovida pela superfície de implantes de Ti modificados a nível nanométrico. Estas modificações nanométricas apresentam melhor capacidade no processo de osseointegração, pois estimulam o processo de propagação celular com grande intensidade (Gupta et al., 2020).

Componentes da matriz extracelular e proteínas comunicam facilmente por meio de ligações químicas nas superfícies com nano texturas, o que desencadeia um processo mais rápido de adesão, diferenciação e proliferação célula (Gupta et al., 2020).

Estas superfícies também apresentam a vantagem de ser excelentes no processo de cicatrização após colocação do implante, afetando benéficamente a formação do coágulo sanguíneo, adsorção divisão e diferenciação celular (Gupta et al., 2020).

A nano tecnologia abriu uma nova gama de possibilidades para o aprimoramento dos implantes de Ti (Gupta et al., 2020).

3.4.- Classificações de rugosidade de perfil (R) e rugosidade de área (S) de um implante.

A rugosidade da superfície do implante foi alvo de muitas investigações no decorrer dos anos e foi concluído que é verdadeiramente crucial para uma boa resposta óssea.

Para avaliar a rugosidade do implante no seu todo, existem parâmetros que avaliam bidimensionalmente (2D) a altura ou perfil do mesmo (Tabela 1):

- Ra,
- Rq,
- Rz,
- Rt (Wennerberg & Albrektsson, 2009).

Para uma avaliação tridimensional (3D) da área ou rugosidade da superfície existe (Tabela 1):

- Sa,
- Sq,
- Sz,
- St (Wennerberg & Albrektsson, 2009).

A rugosidade média aritmética de um perfil, definida por Ra, indica o valor médio absoluto ao longo do comprimento da amostra (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Tabela 1.- Diferentes classificações de rugosidade de perfil (R) e rugosidade de área (S) (Wennerberg & Albrektsson, 2009).

Ra	Desvio médio aritmético de um perfil (Sa em 3D)	Sa	Desvio médio de uma superfície
Rq	Desvio quadrático médio da raiz do perfil (Sq em 3D)	Sq	Desvio quadrático médio da raiz ou de uma superfície
Rz	Altura de 10 pontos, ou seja, a média dos 5 valores mais baixos e os 5 valores mais altos dentro do perfil (Sz em 3D)	Sz	Altura de 10 pontos, ou seja, a média dos 5 valores mais baixos e os 5 valores mais altos dentro do perfil
Rt	Pico mais alto do perfil (St em 3D). É um parâmetro que varia facilmente em diferentes áreas.	St	Pico mais alto da superfície. É um parâmetro que varia facilmente em diferentes áreas.

Sa é definida como a rugosidade média da superfície do implante. É feita uma média aritmética o módulo das alturas das irregularidades em relação a um plano médio. É um parâmetro estável (Wennerberg & Albrektsson, 2009).

Sa é equivalente ao parâmetro tridimensional de Ra. (Wennerberg & Albrektsson, 2009). Ou seja, Ra é o desvio médio aritmético do perfil da peça e Sa é o desvio médio aritmético de uma superfície (Wennerberg & Albrektsson, 2009).

Relativamente à rugosidade do implante, definida por Sa, esta tem diferentes categorias como:

Tabela 2.- Diâmetros de Sa com respectivas rugosidades de superfície (Wennerberg & Albrektsson, 2009).

Sa 0.5μm	Superfícies lisas
Sa 0.5 - 1μm	Minimamente rugosas
Sa 1 - 2μm	Moderadamente rugosas
Sa > 2μm	Rugosas

Superfícies lisas (Sa 0.5 μ m) e minimamente rugosas (Sa 0.5-1 μ m) apresentam respostas ósseas menos eficazes do que as superfícies mais rugosas. As moderadamente rugosas (Sa 1-2 μ m) são também mais eficientes do que as fortemente rugosas (Sa > 2 μ m) (Nicolas-Silvente et al., 2020; Wennerberg & Albrektsson, 2009).

Um estudo feito por Wenneberg em 2009, in vitro e in vivo, com base na resposta óssea, afirma que superfícies de implantes de titânio moderadamente rugosas (Sa > 2 μ m), que são modificadas para uma rugosidade média aritmética Sa de 1- 2 μ m, superam as superfícies mais suaves 0.5-1 μ m ou até mesmo as mais rugosas, mais de 2 μ m (Galli et al., 2013; Wennerberg & Albrektsson, 2009).

Estudos afirmam que a adesão celular se correlaciona melhor com a área da rugosidade (Sa) do que com os parâmetros de amplitude (Ra) (Rupp et al., 2017).

O contacto osso-implante, interlocking mecânico e a distribuição de tensões é reconhecidamente melhor em superfícies com certo grau de rugosidade em comparação a superfícies lisas, pois favorecem a colonização de células osteoblásticas (Dhaliwal et al., 2020).

4. Diferentes Tratamentos de Superfícies de Implantes Dentários

Albrektsson et al., no início dos anos 80, foi o pioneiro para o conceito da osseointegração, abrindo um leque importante de prioridades na escolha do implante, como as características da superfície do mesmo para obter uma boa resposta biológica, ancoragem directa e duradoura (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Rupp et al., 2017).

As propriedades das superfícies de implantes são necessárias e importantes no alcance da osseointegração. Este critério não era muito utilizado, eram usadas superfícies maquinadas, lisas e polidas e estudos afirmam que implantes com superfícies tratadas são mais benéficas porque facilitam a diferenciação e migração dos osteoblastos, favorecendo a cicatrização e diminuir o tempo da mesma (T Albrektsson et al., 2017; Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Matos, 2020; Rupp et al., 2017).

Embora o tratamento da superfície seja um critério necessário, também é preciso ter em conta o material de que o implante é feito, a condição a que o osso se encontra, a técnica cirúrgica, carga do implante e acabamento (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Rupp et al., 2017).

Os implantes, numa visão geral, apresentam cinco diferentes tipos de tratamento de superfícies. Estes tratamentos são frequentes nos implantes de Ti e podem ser maquinadas, pulverizadas com plasma de titânio (TPS), jateadas com partículas, ataque ácido e anodizadas (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Choi et al., 2020; Dhaliwal et al., 2020).

Entenda-se por superfícies maquinadas aquelas que possuem uma superfície lisa e polida. Após os tratamentos de superfície é que apresentam textura e rugosidade (Choi et al., 2020).

Nicholson em 2020, avaliou a integridade e sobrevivência dos implantes com as alterações de superfície. Tratamento de superfícies de jato de areia e ataque ácido (SLA), ao longo de dez anos, a sua percentagem de sobrevivência é de 99,7%. Para alterações com jato de areia a taxa de sobrevivência é de 98,8%. Tratamentos com jateamento de plasma de titânio (TPS) a taxa de sobrevivência destes implantes é de 89,5%, também verificado num período de dez anos. Implantes com superfícies

anodizadas têm uma sobrevivência de 96,5%. E jateamento com óxido de titânio tem uma percentagem de sobrevivência de 97,1% (Nicholson, 2020).

O principal objectivo das modificações da superfície do implante é modular o tecido do hospedeiro e favorecer a osseointegração, assim como aumentar as propriedades biológicas e a actividade anti-microbiana como é o caso das modificações químicas (Dini et al., 2020; López-Valverde et al., 2020).

Esta variedade de tratamentos de superfícies tende a desencadear directamente a formação óssea e/ou até mesmo reduzir o risco de infeções, até porque a maioria dos tratamentos segue uma lógica biológica que visa imitar o tecido ósseo e os seus constituintes (Civantos et al., 2017; Makowiecki et al., 2019).

Deste modo, o tratamento de superfície influencia como a superfície do implante interage com o osso adjacente (Civantos et al., 2017; Fenelon, M.Bakr, J.Wash, & George, 2020).

Nos seguintes tratamentos existem processos para obter a rugosidade superficial que podem ser tratamentos aditivos, em que é adicionado substrato à superfície de implante. E existem também tratamentos subtrativos, em que é removido algo à superfície do implante (Tabela 3) (Choi et al., 2020; Nicholson, 2020).

Tabela 3.- Resumo dos diferentes tratamentos de superfície de implantes com respectiva classificação de rugosidade e tratamento (T Albrektsson et al., 2017; Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Civantos et al., 2017)

Tipo de tratamento	Textura	Método
Oxidação Anódica	Micro Textura	Aditivo
TPS + HA	Macro textura	Aditivo
Laser (UV)	Macro e Nano textura	Subtrativo
Jateamento de areia seguido de ataque ácido (SLA)	Macro ou Micro textura	Subtrativo
Jateamento com óxido de titânio	Nano textura	Aditivo
Jato de óxido de alumina	Micro textura	Subtrativo
Ataque Ácido	Micro textura	Subtrativo
Duplo Ataque Ácido	Micro textura	Subtrativo
Oxidação eletrolítica plasmática	Micro textura	Aditivo

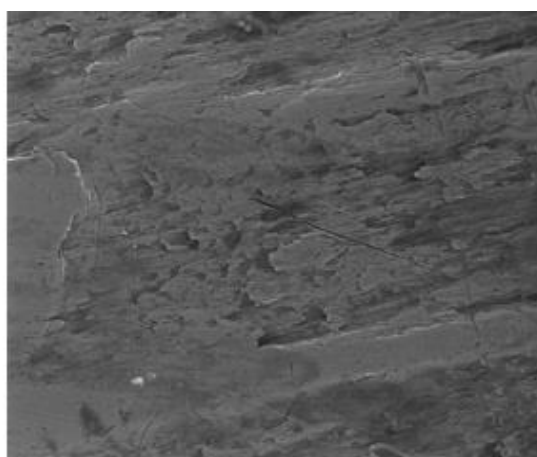


Figura 2.- Superfície de implante de titânio não tratada adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Norina, 2020).

Segundo os autores Duan e Wang classificaram os diferentes tratamentos de superfície em três categorias: 1) Adição de materiais na superfície de implantes com funções vantajosas; 2) Remoção de material existente na superfície do implante; 3) converter a superfície da peça e modificar para composições e/ou topografias mais desejáveis (Alves-Rezende et al., 2011; Duan & Wang, 2006).

Também existem modificações de superfície de acordo com o tratamento aplicado que são classificadas como: químicos, mecânicos e físicos (Duan & Wang, 2006).

É importante saber que existe uma variedade de tratamentos de superfície mas todos têm um objectivo em comum: a osseointegração (Faverani et al., 2011).

4.1.- Tratamentos Químicos

É de reforçar que quase todas as técnicas de alteração de superfícies de implantes modificam a rugosidade e conseqüentemente vai alterar a composição química da superfície. A corrosão vai alterar os iões da superfície e isto depende do ácido usado (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019). Certamente, as propriedades químicas e topográficas são relevantes na escolha para melhores propriedades (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019).

São exemplos de tratamentos de superfícies que têm modificações químicas: Tratamento ácido (ataque ácido; duplo ataque ácido); Oxidação anódica; Oxidação electrolítica plasmática (PEO) (Tabela 4) (Nicholson, 2020).

4.2.- Tratamentos Mecânicos

São exemplos de propriedades mecânicas na caracterização de uma superfície a dureza e a resistência (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019). Os tratamentos de superfície mecânicos do implante são os menos investigados até agora (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019). Porém, tal pode ser explicado pelo comportamento mecânico estar intimamente relacionado a outras propriedades: propriedades químicas, propriedades físicas e à rugosidade, e também pela dificuldade de quantificar e caracterizar este factor (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019).

A dureza dos materiais foi melhorada com o decorrer dos anos, o titânio grau 1 era o material dominante, hoje em dia o material dominante é o titânio CP (titânio comercializado puro) Grau 4 ou as ligas alfa-beta de titânio nomeadamente Ti-6Al-4V que tem um grau 5 (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019). A dureza dos materiais tem sido aprimorada, as quantidades de ferro e oxigénio foram aumentadas e conseqüentemente oferece um impacto benéfico na dureza do material e com isso maior resistência às fracturas dos implantes, mesmo aos de menor diâmetro (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019).

Tratamentos de superfície que possuem alterações mecânicas são: Maquinada; Moagem (Grinding); Polimento e Jateamento (Tabela 4) (Nicholson, 2020).

4.3.- Tratamentos Físicos

Os implantes de Ti são frequentemente activados com processos de alteração de superfícies quer físicos ou químicos. Tratamentos que activamente produzem uma camada fina de óxido de Ti. Este óxido vai fazer com que aumente a biocompatibilidade e outras propriedades favoráveis, como a resistência à biocorrosão dos implantes já que a superfície dos mesmos passa a estar corroída (Civantos et al., 2017).

O dióxido de titânio (TiO₂) apresenta três estruturas cristalinas e estas influenciam na adesão das proteínas e portanto são importantes no processo de cicatrização (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Wheelis, Figueroa-Montaña, Quevedo-Lopez, & Rodrigues, 2018).

No entanto Wheelis et al., realizaram um estudo em que afirmam não ter encontrado nenhuma viabilidade a longo prazo na utilização dos cristais de dióxido de titânio (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019; Wheelis et al., 2018).

São exemplos de tratamentos de superfície com alterações físicas: Jateamento com plasma de titânio (TPS); Jateamento com hidroxiapatite; Jateamento de areia (Nicholson, 2020).

Posto isto, os tipos de tratamento de superfície podem ser divididos em químicas, mecânicas e físicas. Estes factores interagem entre si e não são prontamente avaliados

em separado. Caso a topografia da superfície seja alterada, o tratamento químico e físico da superfície provavelmente vão ser modificados (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019). É o exemplo do tratamento de superfície de jateamento, este irá fazer alterações mecânicas e físicas na superfície do implante (Tabela 4) (Nicholson, 2020).

Tabela 4.- Diferentes tratamentos de superfícies com respectivas classificações: química, mecânica ou física (Nicholson, 2020).

Tratamentos	
Químico	<ul style="list-style-type: none">• Tratamento ácido (ataque ácido; duplo ataque ácido);• Oxidação anódica;• Oxidação electrolítica plasmática
Mecânico	<ul style="list-style-type: none">• Maquinada;• Moagem (Grinding);• Polimento;• Jateamento;
Físico	<ul style="list-style-type: none">• Jateamento com plasma de titânio (TPS);• Jateamento com hidroxiapatite;• Jateamento de areia.

4.4.- Oxidação Anódica

Outro método que tem sido amplamente utilizado e estudado para texturizar superfícies de implantes é a anodização ou oxidação anódica (Hamam & El-waseef, 2018; Leinenbach & Eifler, 2009; Liu, Chu, & Ding, 2005).

Anodização é um processo eletroquímico acelerado que leva à formação de um revestimento de óxido substancial na superfície do metal (Nicholson, 2020). Esta camada espessa de óxido pode melhorar a resistência do metal à corrosão, bem como melhorar a ligação das células ósseas à superfície metálica (Hamam & El-waseef, 2018).

O revestimento por oxidação anódica depende de uma série de características do processo eletroquímico, incluindo a composição da solução eletrolítica (Hamam & El-waseef, 2018; Nicholson, 2020).

Podem ser utilizadas várias soluções neste procedimento eletroquímico, como ácido sulfúrico, ácido fosfórico ou ácido etanóico, ou ácidos neutros, alcalinos ou hidróxido de sódio (Hamam & El-waseef, 2018; Leinenbach & Eifler, 2009; Nicholson, 2020). Com este tratamento, na superfície do implante de titânio, irá existir uma variedade de espessuras e estruturas de dióxido de titânio (Nicholson, 2020).

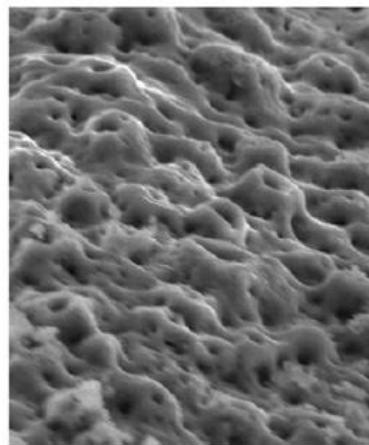


Figura 3.- Superfície de implante tratada com método de anodização, adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Elias et al., 2008)).

4.5.- Jateamento com Plasma de Titânio (TPS) e Hidroxiapatite (HA)

A pulverização de plasma foi das primeiras modificações de superfícies macrotextrizadas a surgir e envolve o uso de uma chama de plasma (Civantos et al., 2017).

A textura com aspecto de “lava vulcânica” vai depender da velocidade do jateamento das partículas, do tamanho, do tempo, do impacto, da temperatura e da distância em que o implante se encontra do jato (Civantos et al., 2017).

As partículas aquecidas são lançadas a alta velocidade e recobrem o corpo do implante, após arrefecerem estas vão solidificar e o implante apresenta um aspecto de “lava vulcânica” (Babbush, Kent, & Misiek, 1986).

O jacto é usado para aplicar plasma de Ti ou hidroxiapatite (HA) nas superfícies dos implantes, que vão ficar com um aspecto rugoso devido à aderência dessas mesmas partículas na superfície da peça (Babbush et al., 1986).

A técnica de jateamento de plasma de titânio resulta num jacto de óxido na superfície de Ti que forma um revestimento cerâmico por aquecimento e impulso na superfície da peça. Esta técnica envolve a imersão da peça para obter um revestimento cerâmico (Civantos et al., 2017).

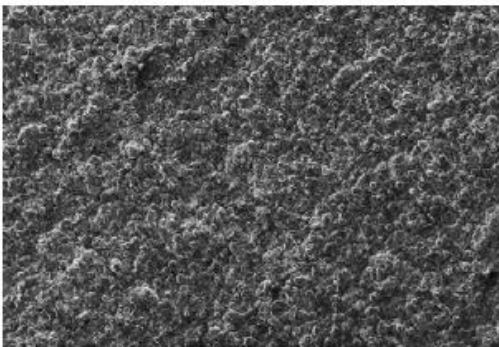
As superfícies tratadas com hidroxiapatite (HA) tornaram-se populares na década de 90. O tratamento da superfície a partir da HA tem a possibilidade de conseguir uma ligação química entre o revestimento e o osso, devido às semelhanças químicas entre o osso em si e o material do implante, sendo um corpo estranho (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019)

Assim, a escolha da HA permite uma carga funcional precoce, pois é um material não inflamatório, não é tóxico e não tem propriedades bioativas nem osteocondutoras. O revestimento com HA promove a consolidação e osseointegração (López-Valverde et al., 2020).

Contudo, ambos os métodos de TPS e HA apresentam algumas desvantagens na sua aplicabilidade. Hoje em dia sabe-se que HA tinha várias falhas nos revestimentos dos implantes devido à baixa qualidade e cristalização do produto (López-Valverde et al., 2020).

O revestimento com HA é altamente poroso e difícil de descontaminar caso a doença infecciosa peri-implantar ocorra (Pellegrini et al., 2018).

(A)



(B)

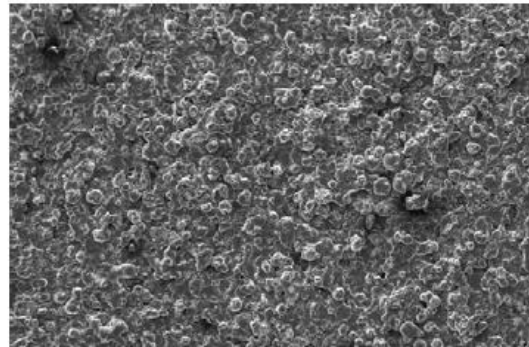


Figura 4.- Superfície de implante tratada com o método jato de plasma de titânio (TPS) (A) e jateamento com hidroxiapatite (B), adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Guéhenec et al., 2007))

4.6.- Laser

O tratamento de superfície com laser é uma técnica de subtração que utiliza um feixe de luz e não faz alteração no dióxido de titânio da superfície do implante (Gao et al., 2013).

É usado para melhorar e aumentar a bioactividade e osseointegração, para promover a interação das células e proteínas a nível molecular: propriedade definida como osteocondutividade (Gao et al., 2013).

Os implantes que são tratados com esta técnica apresentam vantagens na sua estabilidade quando colocados (Fenelon et al., 2020).

A modificação da superfície do implante por meio de laser foi proposta para criar uma superfície com aspereza apropriada para melhorar a osseointegração. O laser direcionado à superfície do implante aquece e derrete o titânio, produzindo uma superfície de alta pureza, pois nenhum material estranho é utilizado para modificar ou limpar a superfície (spray de plasma, ataque químico, jato de areia), com regularidade razoável e nano estrutura da topografia (Pellegrini et al., 2018).

A superfície do implante possui uma camada protetora e apresenta um padrão em favo de mel e pequenos poros (Civantos et al., 2017). Tanto que, a interação do laser com a superfície do implante pode variar consoante a topografia da área e intensidade da fonte emissora (Fenelon et al., 2020; Gao et al., 2013).

O laser de érbio (Er) era usado no tratamento de rugosidade de superfície de implantes e estudos afirmam que intensidade de 60 mJ, ou seja, potências inferiores a 1Watt (W) aplicados por 2 minutos não faziam qualquer alteração na superfícies dos implantes de Ti. Porém, mais tarde, foi descoberto que se o laser Er fosse aplicado em 2W por 30 segundos já tinha capacidade de modificar as superfícies (Fenelon et al., 2020).

Já o laser de neodímio (Nd) tem a capacidade de alterar as características da superfície de implantes usinados e rugosos, depende também da intensidade e densidade do laser.

Este laser Nd é conhecido por interagir fortemente em superfícies de implantes de Ti (Fenelon et al., 2020).

Outro tipo de laser que provoca modificações nas superfícies dos implantes de Ti são os ultravioleta C (UV-C) e ultravioleta A (UV-A). A radiação de UV-C mostra um melhor potencial em melhorar o contato entre o osso e o implante e até mesmo na quantidade de crescimento ósseo durante o período de cicatrização inicial (Rupp et al., 2017). O tratamento com UV criou superfícies com melhor fixação inicial e superfícies super hidrofílicas (Rupp et al., 2017). Apesar da luz UV quando utilizada seja um sucesso porque induz modificações físicas e químicas e melhora as propriedades biológicas da superfície (Dini et al., 2020).

O efeito de qualquer laser depende não só da absorção da energia do laser no substrato, ou seja, do implante, mas também depende do sistema de distribuição usado, que altera a densidade da potência e em alguns casos o pulsar do laser (Fenelon et al., 2020).

Os tratamentos por UV aumentam a bioatividade e a osteocondutividade do titânio, induzindo assim o aumento da adsorção de proteínas, aumento da proliferação, migração, diferenciação, fixação e disseminação dos osteoblastos (Pellegrini et al., 2018).

Qualquer que seja o laser usado, este favorece a desinfecção do implante que pode ajudar a prevenir modificações indesejáveis na superfície (Fenelon et al., 2020).

Esta alteração de superfície possui a vantagem de não usar elementos químicos, o que favorece a não contaminação da superfície com óxidos (Gao et al., 2013).

O laser permite fazer um controle sobre as angulações das rugosidades produzidas, que vai desenvolver micro retenções, regularmente orientadas na superfície da peça tratada (Gao et al., 2013).

Contudo, mais estudos são necessários para compreender e melhorar a aplicabilidade das superfícies tratadas com lasers. Avaliar os efeitos das modificações das superfícies após a aplicação de radiação UV e perceber a adesão bacteriana na mesma, assim como as taxas de infecção das mesmas e doenças associadas (Dini et al., 2020).

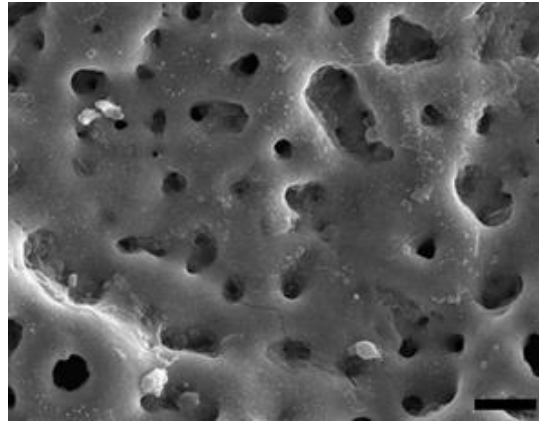


Figura 5.- Superfície de implante tratada com radiação UV, adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Gao et al., 2013)).

4.7.- Jateamento de Areia e Ataque Ácido (SLA)

Outro método conhecido para alterar a superfície do implante é o jateamento, vulgarmente publicitado como SLA (S: sandblasted, L: large grit e A: acid etching), realizado com jato pressurizado de partículas de materiais cerâmicos ou outros materiais como areia, HA, alumina ou TiO₂ (Civantos et al., 2017).

O jateamento da peça é feito com jato de areia de granulação de areia grossa, de diâmetro de 250 a 500 µm, o que oferece uma macro topografia ao implante (Silva et al., 2016).

O tratamento de jato de areia é sempre seguido de um ataque ácido, feito por ácido clorídrico e ácido fluorídrico (HCL/H₂SO₄) para remoção de partículas residuais, pois esta técnica incorpora contaminantes de superfície ao substrato o que é uma desvantagem. Devido a este substrato, as bactérias tendem a acumular-se nas superfícies ásperas, o que não acontece numa superfície lisa (Schünemann et al., 2019; Silva et al., 2016).

Os implantes fabricados com o sistema SLA evitam a contaminação após o processo de fabricação, com efetiva retenção do estado hidroxilado e super hidrofílico, durante o seu armazenamento. Assim, a peça implantar pode ser introduzida diretamente no osso pois não sofre de qualquer tipo de contaminação e está preparada a ser implantada (Rupp et al., 2017).

Existe ainda a concepção de armazenamento em líquido, por meio de titânio jateado e com posterior condicionamento ácido, estudo esses que referem a manutenção das propriedades hidrofílicas até 28 dias após o condicionamento, se armazenado em metanol (Rupp et al., 2017).

Vários autores referem ainda que com o tipo de superfície implantar, SLA active, o paciente melhora o seu potencial de cicatrização, promovendo uma osseointegração mais célere (Rupp et al., 2017).

Os implantes modificados por jato de areia e ataque ácido apresentam altos níveis de rugosidade na superfície do implante. Estes implantes apresentam características microtopográficas (Civantos et al., 2017).

Os implantes da marca Strauman [Straumann Holding AG, Suíça] apresentam uma superfície SLAactive, que possui propriedades hidrofílicas e é quimicamente activo. Durante o condicionamento, a superfície é alterada quimicamente. O resultado deste processo é o aumento da energia de superfície e uma melhor molhabilidade devido às propriedades super hidrofílicas. O mesmo acontece com o implante Inicell, da marca Thommen [Thommen Medical AG, Suíça], que é tratado com jato de areia e ácido térmico. Este implante tem uma superfície hidrofílica que acelera a absorção das proteínas na superfície do implante (Makowiecki et al., 2019).

Ambos os implantes foram desenvolvidos para encurtar significativamente o tempo necessário para obter uma boa estabilidade secundária e reduzir o tempo de cicatrização de 3 a 4 semanas (Makowiecki et al., 2019).

Uma superfície SLAactive difere da superfície SLA pelas suas propriedades hidrofílicas. Em ambas as superfícies, a preparação é feita com jato de areia de óxido de alumínio, de 25–50 μm e ataque ácido de ácido clorídrico (HCL) com ácido sulfúrico (H_2SO_4). Após o condicionamento ácido, os implantes são colocados numa atmosfera de gás nobre e soro fisiológico para proteger a superfície de Ti da contaminação por carbono provenientes da atmosfera. O objectivo destas modificações químicas é manter o carácter hidrofílico e a alta energia de superfície do Ti até ao momento em que é colocado no meio oral (Makowiecki et al., 2019).

Após 4 a 12 semanas, superfícies de implantes tratadas com jato de partículas de areia e com ataque ácido (SLA) não apresentaram qualquer resposta inflamatória nem irritantes

para os tecidos circundantes, sendo assim, considerados biocompatíveis (Hoornaert et al., 2019).

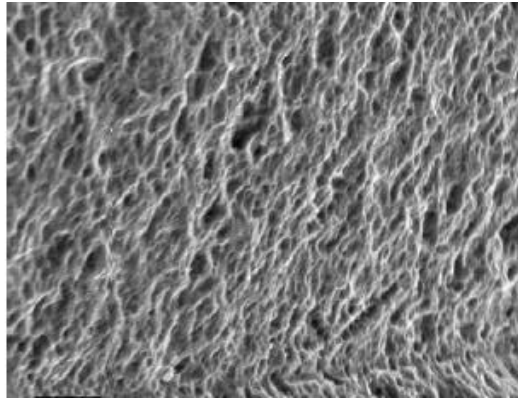


Figura 6.- Superfície de implante tratada pelo método de jato de areia e ataque ácido (SLA), adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Elias et al., 2008)).

4.8.- Jateamento de Óxido de Titânio

Tratamentos de superfície com jato de óxido de titânio (TiO₂) são aplicados na superfície dos implantes devido aos resultados promissores que apresenta (Marcel F Kunrath, Hubler, Shinkai, & Teixeira, 2018).

Este tratamento apresenta uma adesão e proliferação das células, biocompatibilidade e melhora as propriedades físicas e químicas da superfície do implante, como uma melhor estabilidade, melhor molhabilidade e resistência à corrosão (Marcel F Kunrath et al., 2018). Esta técnica também apresenta uma grande vantagem por permitir a inclusão de fármacos e fatores de crescimento (Rønold et al., 2002).

Este jateamento com TiO₂ pode ser feito com jato de grão mais grosso ou mais fino, o que dá uma textura nanométrica à superfície (Rønold et al., 2002). O jato direcionado para a superfície do implante tem como objectivo dar rugosidade à superfície do mesmo, na qual esta característica depende do tamanho do grão do jato e estas partículas não devem ficar aderidas na superfície, apenas causam irregularidades (Silva et al., 2016).

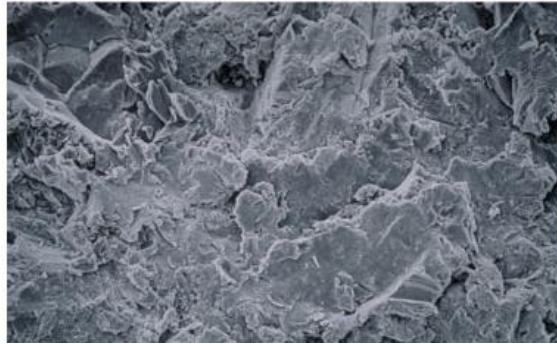


Figura 7.- Superfície de implante tratada pelo método de jato de óxido de titânio, adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Rønold et al., 2002)).

4.9.- Jateamento de Óxido de Alumina

Superfícies tratadas a partir de jateamento com partículas de óxido de alumina, no diâmetro entre 50 a 110 μm , têm mostrado uma alternativa para aumentar a área de superfície para uma melhor fixação dos osteoblastos, acelerando assim o processo de osseointegração (Schünemann et al., 2019).

Em algumas superfícies de implantes aparecem elementos como o alumínio, que é no caso das superfícies tratadas com jato de areia com óxido de alumina. Durante este processo, algumas partículas de alumina permanecem ligadas à superfície de Ti (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Essas partículas de alumina, têm influência na energia de superfície, no entanto elas não estão distribuídas de modo díspar pela superfície do implante. Também afetam a absorção de proteínas (Nicolas-Silvente et al., 2020).

O tratamento com óxido de alumina apresenta desvantagens perante o tratamento de jato com óxido de titânio uma vez que o óxido de alumina pode contaminar a superfície da peça o que é um acontecimento prejudicial para o processo de osseointegração (Norina, 2020).

4.10.- Ataque Ácido

A técnica de tratamento para superfície de ataque ácido não serve apenas para limpar a superfície da peça, mas também para alterar a superfície do implante (Choi et al., 2020).

Por norma os ácidos usados nesta técnica é o ácido fluorídrico, ácido nítrico e ácido sulfúrico ou uma combinação entre eles. O sucesso desta técnica vai depender do tipo do ácido, ou da combinação, utilizada e da concentração do mesmo (Choi et al., 2020).

Superfícies de implantes tratadas com esta técnica favorecem substancialmente a adesão celular e formação óssea o que melhora a osseointegração. Assim como a homogeneidade que esta técnica oferece em toda a superfície do implante (Choi et al., 2020).

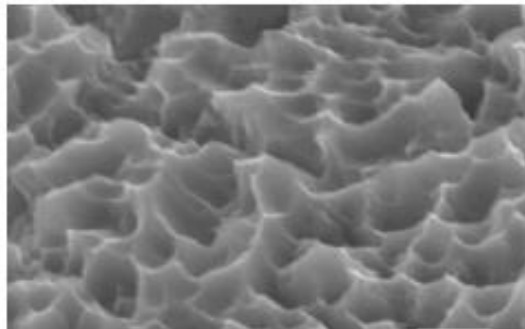


Figura 8.- Superfície de implante tratada pelo método de ataque ácido, adquirida pelo microscópio eletrônico de varredura (Adaptado de (Elias, 2010)).

4.11.- Duplo Ataque Ácido

A técnica de duplo ataque ácido, que é semelhante ao ataque ácido, é capaz de tratar uma superfície de implante por via química ou ácida. Um avanço na capacidade de osseointegração é alcançado com esta técnica de duplo ataque ácido, porque cria na superfície do implante uma superfície micro rugosa (Buser et al., 2012).

A superfície tratada é criada pela selecção de ácidos e do procedimento em si (Buser et al., 2012).

O duplo ataque ácido inclui um banho com dois tipos de ácidos. No primeiro banho ácido, a temperaturas altas, as soluções ácidas vão remover a camada superficial. O

segundo banho o ataque ácido vai estabilizar a camada superficial de óxido e criar micro estruturas (Buser et al., 2012).

Os implantes com este tratamento de duplo ataque ácido apresentam uma micro textura mais complexa. A vantagem deste tratamento é evitar a contaminação da superfície da peça com partículas, pois é um método bastante seguro, eficaz e com capacidade de promover excelentes características de molhabilidade e energia de superfície, o que faz com que o processo de osseointegração seja mais curto (Buser et al., 2012; Choi et al., 2020).

4.12.- Oxidação Eletrolítica Plasmática (PEO)

Outro método é a oxidação eletrolítica plasmática (PEO), uma técnica usada para melhorar a bioatividade, osseointegração e resistir à corrosão (Dini et al., 2020).

PEO é um método eletroquímico na qual as peças são inseridas numa solução eletrolítica com descargas de micro plasma na superfície do metal (Dini et al., 2020).

O revestimento PEO permite a formação de novos micro poros, incorporação de elementos químicos como o cálcio e o fósforo e a criação de dióxido de Ti nas diferentes estruturas cristalinas. O revestimento biomimético ósseo obtido por PEO é um tratamento de superfície bem estabelecido (Dini et al., 2020).

PEO melhora as características da superfície, aumenta a adsorção de proteínas, reduz a adesão bacteriana inicial e apresenta menor citotoxicidade (Dini et al., 2020).

5. Superfícies de Implantes Bioativas

Na década de 1970, Hench descreveu o que seria um material bioativo (Cao & Hench, 1996; Göransson et al., 2007; Hench, Splinter, Allen, & Greenlee, 1971).

O conceito de bioatividade é então definido como o material com capacidade de provocar uma resposta biológica específica na interface do material, que resulta na formação de uma ligação entre os tecidos e o material (Cao & Hench, 1996; Hench et al., 1971). Ser um material bioativo é ser um intermédio entre reabsorvível e bioinerte e apresentar uma excelente compatibilidade bioquímica (Cao & Hench, 1996).

Então implantes com superfícies bioativas são aqueles que possuem a capacidade de criar um ambiente compatível com a osseointegração (Cao & Hench, 1996; López-Valverde et al., 2020). Possuem a capacidade de alcançar uma osseointegração mais rápida e com melhor qualidade, visto que o implante participa no processo de remodelação e assim reduz o tempo de cicatrização (López-Valverde et al., 2020; Norina, 2020)

Têm como objectivo solucionar problemas em pacientes com má qualidade óssea e também reduzir o tempo de espera para colocar em carga protética (López-Valverde et al., 2020).

Existem diferentes materiais bioativos, como é o caso dos Biovidro que são cerâmicas de vidro bioativa, designada por Ceravital®. Cerâmica de fosfato de cálcio como é o caso da HA sintética também é um material bioativo. Para estes materiais, há que ter em conta que são diferentes e por esse mesmo motivo o mecanismo de ligação, a dependência do tempo de ligação e a força de ligação são diferentes (Cao & Hench, 1996; Göransson et al., 2007).

Nos dias de hoje, uma superfície bioactiva já se refere a uma possibilidade de melhorar e acelerar o processo da cicatrização óssea após a colocação do implante (Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019). Ou seja quando existe uma resposta biológica específica que ocorre entre a interface do material e do tecido vivo, que resulta numa ligação (Göransson et al., 2007).

No estudo realizado em 2020 por López-Valverde et al., em que questionaram se as superfícies de implantes bioativas tinham maior capacidade de osseointegração em

comparação com as superfícies de implantes convencionais. Foram avaliados pacientes em que eram tratados com implantes dentários de Ti com superfícies bioativas e outros eram com superfícies de implantes convencionais de Ti, como as SLA (López-Valverde et al., 2020).

Concluíram que os efeitos das modificações bioativas nem sempre eram benéficos para a osseointegração. Apesar de essas superfícies possuírem bio moléculas usadas para o revestimento parecem influenciar a formação de peri-implantite precoce (López-Valverde et al., 2020).

Hoje em dia os implantes com superfícies bioativas são:

- Implantes com superfície modificada por jato de areia e condicionamento ácido (SLA);
- Implantes com superfície modificada por jateamento, condicionamento ácido e neutralização;
- Implantes com superfície modificada por laser;
- Implantes com superfície modificada por condicionamento ácido e jateamento com óxido de titânio;
- Implantes com alterações de superfície por revestimento com HA (Norina, 2020).

6. Tipos de Superfícies nos Diferentes Implantes Existentes no Mercado

Existem diferentes marcas de implantes no mercado que usam diversos métodos para limpar os oligoelementos (elementos químicos inorgânicos) depositados na superfície do implante (Nicolas-Silvente et al., 2020).

O método utilizado em muitos estudos é o *Sputter Cleaning* que remove as camadas superficiais através de um jato de iões. O objectivo é a remoção de camadas indesejadas sem danificar o implante (Mihara, Havelund, & Gilmore, 2017; Nicolas-Silvente et al., 2020).

O grupo de implantes Astra Tech® possui um tratamento de superfície através de jato de areia de dióxido de titânio a alta pressão, seguindo-se de um tratamento nano estrutura de fluoreto (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Os implantes Avinent®, com superfície Biomimetic® é tratado com jato de areia a alta pressão, seguida da adição de cálcio e fósforo (Nicolas-Silvente et al., 2020).

O sistema de implantes Zimmer Biomet®, do sistema de implantes Biomet 3i® a sua superfície é tratada pela técnica de duplo ataque ácido (Nicolas-Silvente et al., 2020).

O sistema de implantes Galimplant®, com superfície Nanoblast® é caracterizada com jato de areia abrasivo a alta pressão seguido por uma técnica de ataque ácido triplo (Nicolas-Silvente et al., 2020).

O grupo Klockner® do grupo Veja® tem a sua superfície tratada com a técnica de duas fases, iniciando com um ataque ácido de partículas de alumina seguindo-se de um tratamento termoquímico, que é uma imersão alcalina mais o tratamento térmico (Nicolas-Silvente et al., 2020).

O sistema de implante Microdent® tem um tratamento de superfície que é feito através da aplicação de ataque físico com partículas abrasivas de alumina a alta pressão. O implante é jateado em toda a peça, em todo o comprimento (Nicolas-Silvente et al., 2020).

O sistema Mozograu-Ticare® do grupo inHex, é tratado com ataque físico com partículas reabsorvíveis, jato de areia, em alta pressão seguido de um duplo condicionamento ácido (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Implantes da Nobel Biocare®, com superfície TiUnite é tratada com uma espessa e moderada camada rugosa de óxido de titânio com um alto grau de cristalinidade (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Os implantes da marca comercial Straumann® apresentam um tratamento de superfície com SLA, com jato de areia de maior granulação, que vai originar uma macro textura na rugosidade da superfície. Seguindo-se de um ataque ácido (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Para além da técnica de tratamento de superfície, neste estudo de 2020 realizado por Nicolas-Silvente e colegas, também avaliaram a rugosidade média aritmética (Ra) de cada marca comercial acima mencionadas (Tabela 5).

Sendo que a Straumann®, Avinent®, Klockner® apresentam uma rugosidade classificada como alta rugosidade (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Com rugosidade média são as marcas: Microdent®, Astratech®, Mozograu®, Nobel Biocare® e Galimplant® (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Por fim, com baixa rugosidade é a marca comercial Biomet 3i® (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Tabela 5.- Diferentes marcas comerciais de implantes com respectivo tratamento de superfície e classificação de rugosidade (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Marca Comercial	Tipo de Tratamento de Superfície	Rugosidade
Astra Tech®	Jato de areia de dióxido de Ti + tratamento com fluoretos	Média rugosidade
Avinent®	Jato de areia + adição de cálcio e fósforo	Alta rugosidade
Biomet i3®	Duplo ataque ácido	Baixa rugosidade
Galimplant®	Jato de areia + triplo ataque ácido	Média rugosidade
Klockner®	Técnica de 2 fases: ataque ácido de alumina + tratamento termoquímico	Alta rugosidade
Microdent®	Jato de partículas de albumina a alta pressão	Média rugosidade
Mozograu®	Jato de areia a alta pressão + duplo ataque ácido	Média rugosidade
Nobel Biocare®	Camada espessa e rugosa de óxido de Ti	Média rugosidade
Straumann®	SLA: jato de areia + ataque ácido	Alta rugosidade

Com o conhecimento das alterações de superfície dos diferentes implantes existentes no mercado e o tipo de rugosidade é também muito importante estudar a composição química da superfície dos mesmos. Estas três características ajudam no processo de cicatrização e osseointegração (Nicolas-Silvente et al., 2020).

7. Vantagens e Desvantagens dos Tratamentos

Existem vários factores que favorecem o sucesso da osseointegração do implante, como o tratamento da superfície, a pureza química, espessura e a composição da camada de óxido, limpeza da superfície e também a existência de compostos metálicos e não metálicos na própria superfície do implante (Dhaliwal et al., 2020). A topografia e as alterações químicas da superfície do implante apresentam uma grande influência no processo de osseointegração (Dhaliwal et al., 2020).

O processo de cicatrização de uma superfície tratada é diferente do processo de uma superfície não tratada. Na superfície tratada a cicatrização vai ocorrer por meio de um processo de mineralização gradual, do osso antigo, até à superfície do implante (Elias, 2010).

Num implante sem qualquer tipo de tratamento de superfície, o tempo de cicatrização é maior do que para superfícies tratadas. A fim de reduzir o tempo de mineralização na osseointegração são realizados tratamentos de superfície com o objectivo de aumentar a adesão celular e melhorar os mecanismos de cicatrização (Elias, 2010).

Estes factores afectam a sinalização das proteínas e a migração ou diferenciação celular (Dhaliwal et al., 2020).

O contacto osso-implante, interlocking mecânico e a distribuição de tensões é reconhecidamente melhor em superfícies com certo grau de rugosidade em comparação a superfícies lisas, pois favorecem a colonização de células osteoblásticas (Dhaliwal et al., 2020).

Embora esses tratamentos de superfície possam alterar as propriedades das superfícies dos implantes e, em raras ocasiões, também podem levar a propriedades indesejáveis e, portanto, à contaminação das superfícies dos implantes (Dhaliwal et al., 2020).

A formação óssea insuficiente ao redor e a aposição à superfície do implante é a causa mais comum de falha do implante (Chrcanovic et al., 2016; Gupta et al., 2020).

Por outro lado, existe um crescente interesse e pesquisas sobre as novas superfícies para permitirem uma melhor e rápida osseointegração. No entanto as interações com os tecidos moles, dessas superfícies, ainda não são muito investigadas (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Quando uma superfície de implante é tratada por qualquer um dos métodos acima descritos, podem existir vestígios dos materiais usado, como metais, iões metálicos, oxidações. Estes elementos podem alterar as propriedades da superfície, mesmo quando estão presentes em pequenas quantidades, podendo mesmo afetar a resposta do organismo no processo de osseointegração. Isto pode levar à formação de tecidos indesejáveis entre a interface osso-implante (Nicolas-Silvente et al., 2020).

Embora os efeitos causados por estes metais de baixa concentração não sejam estudados tão a fundo, há um amplo consenso de que o controlo da superfície do implante e a eliminação de compostos químicos indesejáveis devem ser feitos para melhorar a qualidade do implante e não existir contaminações (Nicolas-Silvente et al., 2020).

8. Adesão de Placa Bacteriana, Um Problema

A placa bacteriana é referida como principal risco para a peri-implantite porque vai existir um acúmulo de biofilme e da placa bacteriana que desencadeia em infecções graves (Fenelon et al., 2020; Rupp et al., 2017).

Estas infecções proporcionam inflamações e conseqüentemente uma contaminação bacteriana direta nas superfícies de implantes existindo uma perda de osso ao que se chama ‘perda óssea’ por conseqüência de uma resposta imunológica. Assim, graves e extensas perdas ósseas levam à perda do próprio implante. Para tal não acontecer é preciso que estes tenham faces e funções anti-adesivas ou antibacterianas para não existir acumulação de biofilme ao redor das superfícies (Rupp et al., 2017).

Contudo, também foi demonstrado que superfícies rugosas aumentam a retenção de placa bacteriana (Dhaliwal et al., 2020).

Embora muitos métodos de descontaminação de implantes que desenvolveram peri-implantite tenham sido estudados, nenhum deles conseguiu produzir resultados previsíveis. A descontaminação da superfície do implante continua desafiadora e, portanto, o desenvolvimento de novos métodos e mais eficazes são necessários (Dhaliwal et al., 2020).

Atualmente, a maioria das pesquisas está direcionada para superfícies antibacterianas e antiadesivas que contem a capacidade de reduzir a adesão de bactérias nas superfícies (López-Valverde et al., 2020).

9. Contaminação dos Implantes

A contaminação dos implantes é mais comum do que o esperado. Até mesmo antes de serem colocados em boca estes são contaminados na própria comercialização (Dhaliwal et al., 2020). Existe assim uma possibilidade de que as contaminações também dependem de outras questões além dos efeitos biológicos (Dhaliwal et al., 2020).

Uma outra maneira de contaminação é a corrosão galvânica, processo electroquímico que ocorre quando os electrões fluem livremente entre dois materiais diferentes com potenciais eléctricos diferentes (Dhaliwal et al., 2020).

As principais circunstâncias que podem influenciar a fase inicial de cicatrização do implante e a taxa de sobrevivência do mesmo são: os factores cirúrgicos, o tempo da cirurgia para colocação do implante, o local de implantação, o tipo de osteotomia do implante, o design do implante e a estabilidade (Dhaliwal et al., 2020).

Mesmo no meio oral infeções e contaminações acontecem e causam uma falha nos implantes. Por norma, estas infeções são associadas a factores patogénicos periodontais gram-negativos: *porphyromonasgingivalis*, *prevotellanigrescense* e *aggregatibacter actinomycetemcomitans* (López-Valverde et al., 2020).

Todos estes factores influenciam fortemente na probabilidade de exposição a contaminantes e podem fazer com que os implantes falhem na sua função reabilitadora (Dhaliwal et al., 2020).

Para perceber a falha dos implantes é preciso perceber os factores etiológicos que levam a essas mesmas falhas, sendo que existem dois tipos principais de contaminantes: os inorgânicos e os orgânicos, que incluem os contaminantes bacterianos (Dhaliwal et al., 2020).

Mesmo após a colocação do implante de Ti, este a longo prazo tem tendência a libertar pequenas quantidades de produtos corrosivos o que leva a uma contaminação do implante dentário (Dhaliwal et al., 2020).

A corrosão devido a fluidos corporais pode levar à contaminação do implante e causar mudanças na estrutura do material e libertar subprodutos inflamatórios indesejados e pode mesmo comprometer a estabilidade mecânica da peça (Dhaliwal et al., 2020).

10. O Futuro

No decorrer dos dias de hoje existem cada vez mais técnicas para aprimorar e aperfeiçoar a colocação dos implantes para ocorrerem menos falhas.

A cerâmica tem sido um material introduzido na fabricação de implantes dentários, apresenta vantagens devido ao baixo valor de casos com hipersensibilidade a este material. É um material biocompatível, aparência estética e é semelhante à estrutura radicular e tem baixa afinidade com a placa bacteriana (Norina, 2020). Está a ser introduzido no mercado e até agora aparenta ter bons resultados na reabilitação (Knaus et al., 2019; Norina, 2020).

Outro material ainda a ser estudados na vertente dos implantes constituídos por polímeros é o políeter-eter-cetona (PEEC). Apresenta-se como um material alternativo para este tipo de reabilitações dentárias (Norina, 2020; Skirbutis, Dzingutė, Masiliūnaitė, Šulcaitė, & Žilinskas, 2018).

PEEC, é um polímero termoplástico semicristalino de alto peso molecular e é descrito como um polímero de alto desempenho com excelentes propriedades mecânicas e físicas e apresenta melhorar as características da osseointegração (Bathala, Majeti, Rachuri, Singh, & Gedela, 2019).

Clinicamente o PEEC apresenta características semelhantes ao do osso natural, o que é uma das grandes vantagens comparativamente aos implantes de titânio. Além disso, também apresenta uma boa resistência ao desgaste e à fadiga e tem um baixo coeficiente de atrito (Bathala et al., 2019; Norina, 2020; Skirbutis et al., 2018).

Também permite uma melhor fase de cicatrização pós-operatória, não causa qualquer efeito tóxico ou inflamatório clinicamente significativo (Knaus et al., 2019; Norina, 2020; Skirbutis et al., 2018).

Outra característica vantajosa no PEEC é a sua radioluscência, estes não causam qualquer artefacto na imagem da tomografia computadorizada ou na ressonância magnética (Knaus et al., 2019).

Estes implantes de polímero PEEC são considerados uma alternativa viável aos implantes de titânio, contudo mais estudos experimentais e investigações têm de ser realizadas (Skirbutis et al., 2018).

Uma outra perspectiva de futuro a ser estudada é a bio impressão em 3D. Esta impressão permitirá realizar o confeccionamento digital imediato, após uma extração, e a possibilidade de colocar um biomaterial ou fármaco na superfície do implante (Marcel Ferreira Kunrath, 2020).

Assim, as perspectivas futuras para implantes fabricados em 3D revelam inúmeras vantagens e capacidades promissoras com base nos desenvolvimentos tecnológicos, induzindo, por exemplo, tratamentos clínicos imediatos e personalizados, possibilidade de escolha do biomaterial de base, revestimentos bioativos, entre outras possibilidades que já estão a ser testadas (Marcel Ferreira Kunrath, 2020).

III. CONCLUSÃO

Os implantes são cada vez mais utilizados nos dias de hoje para as reabilitações de espaços edêntulos. Para melhores resultados, reabilitações mais duradouras e sem falhas por parte dos implantes várias vertentes têm de ser respeitadas, como a reação que o osso faz quando recebe o corpo estranho, designado de implante e texturas de superfícies.

As superfícies de implantes apresentam efetivamente uma melhoria visível tanto a nível da abordagem das propriedades biológicas como no próprio sucesso da terapia com os implantes. Contudo, o processo de osseointegração não vai só depender do tratamento da superfície do implante, mas também da qualidade e quantidade óssea em que é colocado.

As superfícies rugosas dos implantes de titânio é um dos fatores que ajuda a determinar uma boa estabilidade da formação óssea. A base do interesse em reduzir os efeitos adversos, para que estas superfícies sejam ainda mais biocompatíveis, osteocondutores e menos suscetíveis a infeções bacterianas.

As características da superfície dos implantes apresentam um papel crucial na preservação do equilíbrio do tecido celular, para proporcionar a osseointegração e ainda impedir a perda óssea.

Contudo, ainda não existe um consenso sobre qual a melhor superfície, seja macro, micro ou nano texturizada, pois cada uma delas apresenta características de desempenho diferentes. A macro topografia apresenta melhores resultados a nível da fixação primária e da estabilidade primária. Por sua vez, a micro topografia ajuda na diferenciação dos osteoblastos, bem como a nano topografia com resultados sugestivos de uma melhor cicatrização.

Por sua vez, os tratamentos de superfície já são mais conclusivos acerca das suas características benéficas. Os tratamentos com maior taxa de sobrevivência são os tratamentos com jato de areia, pois criam rugosidades na superfície dos implantes e permite assim uma melhor adesão por parte das células e ajuda na formação de novo osso. No caso do tratamento com jato de areia seguido com ataque ácido (SLA), este apresenta uma taxa de sobrevivência de quase 100%.

Outros tratamentos, por criarem rugosidades na superfície dos implantes são vantajosos para o processo de osseointegração, o que no entanto pode ser prejudicial a longo prazo, pois a placa bacteriana tem maior aderência em superfície rugosas em vez de lisas. Além disto, estes tratamentos também podem contaminar a superfície e o leito do implante com óxidos.

Esta contaminação trata-se de um problema categórico, a combater no que toca a tratamentos de superfícies, assim como diminuir a oxidação e também diminuir o tempo de cicatrização. Para estes reveses, as superfícies bioativas, que têm a capacidade de alcançar a osseointegração mais rapidamente, com melhor qualidade e sem causar danos por parte da oxidação dos materiais.

Também superfícies anti-bacterianas estão a ser produzidas para reduzir a contaminação e adesão de placa.

Os diferentes tratamentos de superfície dos implantes dentários serão sempre um tema em evolução contínua, pois novas tecnologias vão existir e a necessidade de reduzir os riscos associados a cada técnica serão a prioridade.

IV. BIBLIOGRAFIA

- Albrektsson, T, Brånemark, P., Hansson, H., & Lindstrom, J. *Osseointegrated titanium implants.* , (1981).
- Albrektsson, T, Chrcanovic, B., Jacobsson, M., & Wennerberg, A. (2017). Osseointegration of Implants – A Biological and Clinical Overview. *SciMed Central - JSM Dental Surgery*, 2(2(3): 1022), 1–6.
- Albrektsson, Tomas, & Albrektsson, B. (1987). Osseointegration of bone implants A review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthop From University Glasgow*, (1978), 567–577.
- Albrektsson, Tomas, & Wennerberg, A. (2019). On osseointegration in relation to implant surfaces. *Wiley Periodicals, Inc - Online Library*, (November 2018), 1–4. <https://doi.org/10.1111/cid.12742>
- Alves-Rezende, M. C. R., Dekon, S., Grandini, C., Bertoz, A., & Alves-Claro, A. P. (2011). TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DE IMPLANTES DENTÁRIOS : SBF Surface treatment of dental implants : SBF. *Revista Odontológica DE ARAÇATUBA*, 32(2), 38–43.
- Babbush, C. A., Kent, J. N., & Misiek, D. J. (1986). Titanium Plasma-sprayed (TPS) Screw Implants for the Reconstruction of the Edentulous Mandible. *J Oral Maxillofac Surg*, (44:274), 274–282.
- Bathala, L., Majeti, V., Rachuri, N., Singh, N., & Gedela, S. (2019). The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry – A Review. *Journal of Medicine and Life*, 12(1), 5–9. <https://doi.org/10.25122/jml-2019-0003>
- Brånemark, P.-I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindström, J., & Ohlsson, Å. (1969). Intra-Osseous Anchorage of Dental Prosthesis : I . Experimental Studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 3, 5556(3), 81–100. <https://doi.org/10.3109/02844316909036699>
- Buser, D., Janner, S. F. M., Wittneben, J., Brägger, U., Ramseier, C. A., & Salvi, G. E. (2012). 10-Year Survival and Success Rates of 511 Titanium Implants with a

- Sandblasted and Acid-Etched Surface : A Retrospective Study in 303 Partially.
Wiley Periodicals, Inc - Online Library, *(*) , 1–13. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2012.00456.x>
- Cao, W., & Hench, L. L. (1996). Bioactive Materials. *Ceramics International*, 8842(22), 493–507.
- Chang, P., Lang, N. P., & Giannobile, W. V. (2009). Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clinical Oral Implants Research*, 21, 1–12. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01826.x>
- Choi, J., Kim, S., Jo, S. Bin, Kang, H. K., Jung, S., Kim, S. W., ... Yeo, I. (2020). A laminin-211-derived bioactive peptide promotes the osseointegration of a sandblasted , large-grit , acid-etched titanium implant. *Wiley Periodicals, Inc - Online Library*, 3, 1214–1222. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.36895>
- Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2014). Reasons for failures of oral implants. *Journal of Oral Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1111/joor.12157>
- Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2016). Turned versus anodised dental implants : a meta-analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2–13. <https://doi.org/10.1111/joor.12415>
- Civantos, A., Martínez-Capos, E., Ramos, V., Elvira, C., Gallardo, A., & Abarrategi, A. (2017). Titanium Coatings and Surface Modifications : Toward Clinically Useful Bioactive Implants. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, (3), 1245–1261. <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.6b00604>
- Dhaliwal, J., David, S., Zulhilmi, N., Dhaliwal, S., Knights, J., & Junior, R. (2020). Contamination of titanium dental implants : a narrative review. *SN Applied Sciences*, (2:1011), 1–10. <https://doi.org/10.1007/s42452-020-2810-4>
- Dini, C., Nagay, B. E., Cordeiro, J. M., Cruz, N., Rangel, E. C., Ricomini-Filho, A., ... Barão, V. A. R. (2020). UV-photofunctionalization of a biomimetic coating for dental implants application. *Materials Science & Engineering C*, 110, 110657. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.110657>

- Donath, K., LaaB, M., & Gunz, H.-J. (1992). The histopathology of different foreign-body reactions in oral soft tissue and bone tissue. In *Virchows Archiv A - Pathological Anatomy and Histopathology*.
- Duan, K., & Wang, R. (2006). Surface modifications of bone implants through wet chemistry. *Journal of Materials Chemistry*, *16*, 2309–2321. <https://doi.org/10.1039/b517634d>
- Elias, C. (2010). Titanium dental implant surfaces. *Revista Matéria*, *15*(2), 138–142.
- Elias, C., Oshida, Y., Lima, J., Lima, C., & Muller, C. (2008). Relationship between surface properties (roughness , wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *JOURNAL OF THE MECHANICAL BEHAVIOR OF BIOMEDICAL MATERIALS I*, *1*, 234–242. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2007.12.002>
- Faverani, L. P., Ramalho-Ferreira, G., Gaetti-Jardim, E. C., Okamoto, R., Shinohara, E. H., Assunção, W. G., & Junior, I. (2011). EVOLUÇÃO E SUCESSO Osseointegrated implants : evolution and success. *Bauru*, *30*(1), 47–58.
- Fenelon, T., M.Bakr, M., J.Wash, L., & George, R. (2020). Effects of Lasers and Their Delivery Characteristics on Machined and Micro-Roughened Titanium Dental Implant Surfaces. *Bioengineering*, *7*(93), 1–13.
- Galli, S., Jimbo, R., Andersson, M., Bryington, M., & Albrektsson, T. (2013). *Surface Characterization and Clinical - Review of Two Commercially Available Implants*. *22*(5), 507–518. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e318294308f>
- Gao, Y., Liu, Y., Zhou, L., Guo, Z., Rong, M., Liu, X., ... Ding, X. (2013). The Effects of Different Wavelength UV Photofunctionalization on Micro-Arc Oxidized Titanium. *PLOS ONE*, *8*(7), 1–10. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0068086>
- Gray, J. J. (2004). The interaction of proteins with solid surfaces. *Current Opinion in Structural Biology*, (14), 110–115. <https://doi.org/10.1016/j.sbi.2003.12.001>
- Guéhenec, L. Le, Soueidan, A., Layrolle, P., & Amouriq, Y. (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*,

3(23), 844–854. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.06.025>

Gupta, S., Noubissi, S., & Kunrath, M. F. (2020). Nano modified zirconia dental implants : Advances and the frontiers for rapid osseointegration. *Medical Devices & Sensors*, 00(e10076), 1–8. <https://doi.org/10.1002/mds3.10076>

Göransson, A., Arvidsson, A., Currie, F., Franke-Stenport, V., Kjellin, P., Mustafa, K., ... Wennerberg, A. (2007). An in vitro comparison of possibly bioactive titanium implant surfaces. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 1037–1047. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.31911>

Hamam, G. G., & El-waseef, D. A. E. A. (2018). Effect of Cigarette Smoking on Human Gingival Mucosa-Histological and Morphometric Study. *Journal of Cytology & Histology*, 9(4), 1–12. <https://doi.org/10.4172/2157-7099.1000517>

Hench, L. L., & Ethridge, E. C. (1982). *Biomaterials: An interface Approach*. Adademic Press, New York.

Hench, L. L., Splinter, R. J., Allen, W. C., & Greenlee, T. K. (1971). Bonding Mechanisms at the Interface of Ceramic Prosthetic Materials. *J. Biomed. Mater. Res. Symposium*, 2(2), 117–141.

Hoornaert, A., Vidal, L., Bernier, R., Morlock, J.-F., Louarn, G., & Layrolle, P. (2019). Biocompatibility and osseointegration of nanostructured titanium dental implants in minipigs. *Clinical Oral Implants Research*, 31(31), 526–535. <https://doi.org/10.1111/clr.13589>

Knaus, J., Schaffarczyk, D., & Cölfen, H. (2019). On the Future Design of Bio-Inspired Polyetheretherketone Dental Implants. *Macromolecular Bioscience*, 1900239, 1–13. <https://doi.org/10.1002/mabi.201900239>

Kunrath, Marcel F, Hubler, R., Shinkai, R. S. A., & Teixeira, E. R. (2018). Application of TiO₂ Nanotubes as a Drug Delivery System for Biomedical Implants : A Critical Overview. *Materials Science Inc. Nanomaterials & Polymers*, 3, 11180–11189. <https://doi.org/10.1002/slct.201801459>

Kunrath, Marcel Ferreira. (2020). Customized dental implants: Manufacturing

- processes, topography, osseointegration and future perspectives of 3D fabricated implants. *Journal Pre-Poof*, e00107. <https://doi.org/10.1016/j.bprint.2020.e00107>
- Leinenbach, C., & Eifler, D. (2009). Influence of oxidation treatment on fatigue and fatigue-induced damage of commercially pure titanium. *Acta Biomaterialia*, 5(7), 2810–2819. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2009.03.029>
- Liu, X., Chu, P. K., & Ding, C. (2005). Surface modification of titanium , titanium alloys , and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering*, 47(2004), 49–121. <https://doi.org/10.1016/j.mser.2004.11.001>
- López-Valverde, N., Flores-Faile, J., Ramírez, J., Macedo de Sousa, B., Herrero-Hernández, S., & López-Valverde, A. (2020). Bioactive Surfaces vs . Conventional Surfaces in Titanium Dental Implants : A Comparative Systematic Review. *Journal of Clinical Medicine*, 9(2047), 1–26.
- Makowiecki, A., Hadzik, J., Artur, B., Gedrange, T., & Dominiak, M. (2019). An evaluation of superhydrophilic surfaces of dental implants - a systematic review and meta-analysis. *BCM Oral Health*, 19(79), 1–13.
- Matos, G. (2020). Surface Roughness of Dental Implant and Osseointegration. In *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*. <https://doi.org/10.1007/s12663-020-01437-5>
- Menini, M., Bagnasco, F., Calimodio, I., Tullio, N. Di, Delucchi, F., Baldi, D., & Pera, F. (2020). Influence of Implant Thread Morphology on Primary Stability : A Prospective Clinical Study. *BioMed Research International*, 2020(1), 1–8.
- Mihara, I., Havelund, R., & Gilmore, I. S. (2017). Embedding-Free Method for Preparation of Cross-Sections of Organic Materials for Micro Chemical Analysis Using Gas Cluster Ion Beam Sputtering. *American Chemical Society*, 89, 4781–4785. <https://doi.org/10.1021/acs.analchem.7b00511>
- Naganuma, T. (2017). The relationship between cell adhesion force activation on nano/micro-topographical surfaces and temporal dependence of cell morphology. *Royal Society of Chemistry*, 9, 13171–13186. <https://doi.org/10.1039/c7nr04785a>

- Nicholson, J. W. (2020). Titanium Alloys for Dental Implants : A Review. *Prosthesis - MDPI*, 2, 100–116.
- Nicolas-Silvente, A. I., Velasco-Ortega, E., Ortiz-Garcia, I., Monsalve-guil, L., Gil, J., & Jimenez-Guerra, A. (2020). Influence of the Titanium Implant Surface Treatment on the Surface Roughness and Chemical Composition. *MDPI -Journal Materials*, 13(314), 1–13.
- Norina, F. (2020). OSSEOINTEGRATION OF DENTAL IMPLANTS : A REVIEW. *Romain Journal of Medical and Dental Education*, 9(4), 1–12.
- Pellegrini, G., Francetti, L., Barbaro, B., & Fabbro, M. (2018). Novel surfaces and osseointegration in implant dentistry. *J Invest Clin Dent - Wiley Online Library*, 1–9. <https://doi.org/10.1111/jicd.12349>
- Rønold, H. J., Lyngstadaas, S. P., & Ellingsen, J. E. (2002). A study on the effect of dual blasting with TiO₂ on titanium implant surfaces on functional attachment in bone. *Wiley Periodicals, Inc - Online Library*, 526–530.
- Rupp, F., Liang, L., Geis-Gerstorf, J., Scheideler, L., & Hütting, F. (2017). Surface characteristics of dental implants : A review. *Dental Materials*, 34(1), 40–57. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.007>
- Schünemann, F. H., Galárraga-vinueza, M. E., Magini, R., Fredel, M., Silva, F., Souza, J., ... Henriques, B. (2019). Materials Science & Engineering C Zirconia surface modifications for implant dentistry. *Materials Science & Engineering C*, 98, 1294–1305. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.01.062>
- Silva, F. L. e, Rodrigues, F., Pamato, S., & Pereira, J. R. (2016). Tratamento de superfície em implantes dentários : uma revisão de literatura. *RFO, Passo Fundo*, 21(1), 136–142.
- Skirbutis, G., Dzingutė, A., Masiliūnaitė, V., Šulcaitė, G., & Žilinskas, J. (2018). SCIENTIFIC PEEK polymer ' s properties and its use in prosthodontics . A review. *Stoatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 20(2), 54–58.
- Tayebi, L., & Moharamzadeh, K. (2017). *Biomaterials for Oral and Dental Tissue*

Engineering.

Wennerberg, A., & Albrektsson, T. (2009). Effects of titanium surface topography on bone integration : a systematic review. *John Wiley & Sons A/S*, 20(4), 172–184.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01775.x>

Wheelis, E. S., Figueroa-Montaña, A., Quevedo-Lopez, M., & Rodrigues, D. (2018). Effects of titanium oxide surface properties on bone-forming and soft tissue-forming cells. *Clin Implant Dent Res.*, (June), 1–10.
<https://doi.org/10.1111/cid.12656>