

FACULDADE DE SETE LAGOAS – FACSETE
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM IMPLANTODONTIA

WINÍCIUS ALVES DE OLIVEIRA
GLENDY BARCELOS PEREIRA

INFLUÊNCIA DA TEXTURA SUPERFICIAL DOS IMPANTES NOS DIVERSOS
DEFECHOS CLÍNICOS E HISTOLÓGICOS.

IPATINGA – MG

2023

WINÍCIUS ALVES DE OLIVEIRA
GLENDY BARCELOS PEREIRA

INFLUÊNCIA DA TEXTURA SUPERFICIAL DOS IMPANTES NOS DIVERSOS
DEFECOS CLÍNICOS E HISTOLÓGICOS.

Monografia apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Implantodontia da Faculdade de Sete Lagoas – FACSETE, como requisito parcial para obtenção do título de Especialista em Implantodontia.

Orientadores: Professores Doutores Rilton Marlon de Moraes e André Ferrari.

IPATINGA – MG

2023

GLENDO BARCELOS PEREIRA

INFLUÊNCIA DA TEXTURA SUPERFICIAL DOS IMPANTES NOS DIVERSOS
DESFECHOS CLÍNICOS E HISTOLÓGICOS.

Trabalho de conclusão de curso de Pós Graduação
(especialização Lato sensu) da Faculdade Sete Lagoas -
FACSETE, como requisito parcial para obtenção do título de
Especialista em Implantodontia.

Área de concentração: implante.

Aprovada em 22/11/2023 pela banca constituída dos seguintes professores:

Prof. Ms. Rilton Marlon de Moraes - FACSETE

Prof. Ms. André Ferrari - FACSETE

Ipatinga - MG, 22 de novembro de 2023.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Mariano e Isabel, por todos os ensinamentos e esforços a mim dedicados. Obrigado pela paciência diante dos meus erros e por terem acreditado que eu conseguiria e que me tornaria um profissional comprometido a melhorar dia pós dia.

À minha única irmã, Cássia, que também compartilha da mesma profissão comigo e sabe o quanto é difícil se manter aprimorado na arte da odontologia, o meu respeito gratidão.

À minha esposa Bruna, que tem funções duplas divididas entre a advocacia e a vida em casa, cuidando da nossa filha Isabelli e do nosso lar, eu agradeço por ser minha incentivadora e apoiadora e por cuidar de tudo nos momentos que foi necessário me ausentar.

Divido com todos vocês essa realização profissional e sinto-me privilegiado em ter vocês por perto.

Winícius.

DEDICATÓRIA

Esta monografia é dedicada aos meus pais, Jaci Gomes e Dalva Barcelos, pilares da minha formação como ser humano. Agradeço à minha esposa que além de cuidar da manutenção do lar enquanto eu permanecia ocupado com este projeto, foi capaz de me incentivar todos os dias. Grato por ser minha maior incentivadora a realizar este sonho. À minha filha Glenda, ao meu amigo Winicius, que foi uma fonte inesgotável de apoio técnico durante todo processo. Obrigado por tudo.

Glendo Barcelos Pereira.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus que na sua infinita bondade e generosidade me deu saúde e sabedoria para chegar até aqui, sustentou-me em momentos difíceis, fechando e abrindo ciclos em minha vida de acordo com a sua vontade e não a minha. Obrigado senhor!!

Aos coordenadores do curso de implante, Drº Rilton, Drº André e Drº Carlos Henrique, pessoas maravilhosas e profissionais exemplares que junto a sua equipe (Doutores Whally, Rodrigo, Roldão, Samuel, Kleber, Ênio, Gean e Juliano) nos entregaram mais que o prometido em termos de valor, técnica e ciência!!

Ao meu amigo, Drº Glendo, que aceitou esse desafio juntamente comigo, sendo dupla de clínica. Obrigado pela sua amizade e parceria.

Aos meus colegas de turma, o meu muito obrigado. Aprendemos muito juntos, foi uma honra conhecer todos vocês!

Winícius.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, causa primordial de todas as coisas, que me deu sabedoria para chegar até aqui. Obrigado senhor! Agradeço aos nossos professores e coordenadores do curso, Drº Rilton, Drº André, Henrique, Whally, Rodrigo, Samuel, Kleber, Ênio, Gean e Juliano, pelas valiosas e incontáveis horas de dedicação ao projeto, sempre com uma presença cheia de otimismo.

Ao meu amigo e Drº Winícius, que sempre esteve do meu lado me apoiando durante todos esses anos. Muito obrigado pela sua amizade e companheirismo! Aos meus colegas de turma, foi uma honra passar esses anos com vocês, muito obrigado

Glendo Barcelos Pereira.

RESUMO

O aumento do uso do titânio como biomaterial está associado às suas propriedades, como o baixo módulo de elasticidade, biocompatibilidade, boa resistência à corrosão e excelente osseointegração, quando comparado com outros metais. A necessidade de se melhorar as condições osseointegradoras, principalmente em casos de ossos de pobres, tipo 3 e 4, onde os implantes apresentam um baixo índice de estabilidade primária, levou ao conceito de aumento da área de contato por meio da texturização da superfície. Assim busca-se uma superfície mais rugosa e, conseqüentemente, melhorando a interface metal/osso. O desenvolvimento de superfícies texturizadas aumenta a eficiência do processo de ligação implante/osso, influenciando na resposta inicial das células, na taxa e na qualidade da formação óssea. Existem diversos tipos de tratamento para tornar rugosa a superfície torneada dos implantes. Dentre os tratamentos, pode-se destacar o ataque ácido, o jateamento com partículas e a associação de ambos os métodos. Este trabalho teve por objetivo revisar a literatura sobre a influência da textura superficial dos implantes na adesão, proliferação e diferenciação celular.

Palavras chave: implantes dentários; osseointegração; tratamentos de superfície.

ABSTRACT

The increased use of titanium as a biomaterial is associated with its properties, such as low modulus of elasticity, biocompatibility, good corrosion resistance and excellent osseointegration, when compared to other metals. The need to improve osseointegration conditions, especially in cases of poor bones, types 3 and 4, where implants have a low primary stability index, led to the concept of increasing the contact area through surface texturing. This seeks a rougher surface and, consequently, improving the metal/bone interface. The development of textured surfaces increases the efficiency of the implant/bone bonding process, influencing the cells' initial response and the rate and quality of bone formation. There are several types of treatment to roughen the shaped surface of implants. Among the treatments, we can highlight acid etching, particle blasting and the combination of both methods. This work aimed to review the literature on the influence of implant surface texture on cell adhesion, proliferation and differentiation.

Keywords: dental implants; osseointegration; surface treatments.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	10
2 REVISÃO DA LITERATURA.	12
2.1 Osseointegração e rugosidade superficial do implante.....	12
2.1.1 Tipos de superfície e de tratamento.....	12
2.1.2 Influência da rugosidade superficial dos implantes na adesão, proliferação e diferenciação celular.....	20
3 DISCUSSÃO.....	29
4 CONCLUSÕES.....	32
REFERÊNCIAS.....	33

1 INTRODUÇÃO

A necessidade de se melhorar as condições osseointegradoras, principalmente, em casos de ossos de qualidade ruim, onde os implantes não apresentam bons resultados, levou ao conceito de aumento de área de contato por meio da texturização de superfície. Assim busca-se uma superfície de contato mais rugosa e, conseqüentemente, aumento da área de contato entre metal e osso. Existem diversos tipos de tratamento para tornar rugosa a superfície torneada dos implantes. Dentre os tratamentos, pode-se destacar o ataque ácido, o jateamento com partículas e a associação de ambos os métodos (Elias et al., 2005).

Tendo em vista a importância da topografia e das propriedades químicas das superfícies dos implantes, a indústria iniciou uma busca para a sua otimização. Por meio de diferentes métodos de tratamento de superfície é possível alterar as forças interfaciais, molhabilidade, rugosidade, energia e a capacidade de adsorver as moléculas, alterando assim a resposta tecidual (Elias et al., 2008a).

O tratamento de superfície tem como objetivos: reduzir o tempo de carregamento após a cirurgia, acelerar o crescimento e a maturação óssea para permitir o carregamento imediato, aumentar a estabilidade primária, garantir o sucesso dos implantes, quando instalados em regiões que apresentam um osso com menores qualidade e quantidade, obter o crescimento ósseo diretamente na superfície do implante, obter contato osso-implante sem a interposição de camadas proteicas amorfas, atrair células osteoblásticas, pré-osteoblásticas e mesenquimais, atrair proteínas de ligação específicas para células osteogênicas (fibronectina) e obter maior concentração possível de proteínas de ligação celular (Elias et al., 2008).

As mudanças na morfologia da superfície dos implantes foram essenciais para reduzir o tempo de espera para o carregamento dos implantes. Os atuais possuem superfícies com propriedades controladas. A morfologia, topografia, rugosidade, composição química, energia superficial, potencial químico, nível de encruamento, existência de impurezas, espessura da camada de óxido de titânio, tipo de óxido e presença de compostos metálicos são fatores que influenciam na concentração das células envolvidas na osseointegração. As novas superfícies melhoram os resultados das aplicações clínicas em casos com baixa qualidade e quantidade de osso. No entanto, a explicação da influência da superfície dos implantes na osseointegração permanece incompleta, e algumas perdas dos implantes são inexplicáveis. As

pesquisas atuais procuram ativar e melhorar esses processos osseointegradores mediante o tratamento da superfície do implante com componentes de matriz extracelular ou alguns de seus peptídeos para sinalizarem ou instruírem as células na adesão, espalhamento, diferenciação e neoformação óssea (Rosenthal, 2001).

A importância das características superficiais no sucesso de um implante metálico foi demonstrado por Baier et al. (1984). Esses autores observaram o quanto o processamento utilizado para a limpeza de uma superfície, juntamente com a sua energia livre, poderia influenciar na cicatrização e colonização de células do hospedeiro adjacente ao implante metálico.

De acordo com o relatado e, considerando-se que o aumento da rugosidade, as características físico-químicas e as propriedades do material influenciam a retenção mecânica inicial dos implantes, aumentando a área de contato com o leito ósseo receptor, favorecendo a osseointegração, este trabalho teve como propósito revisar a literatura sobre a influência da rugosidade superficial dos implantes na adesão, proliferação e diferenciação celular, assim como a observação clínica do comportamento dos implantes em sua instabilidade primária e secundária.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Osseointegração e rugosidade superficial do implante.

2.1.1 Tipos de superfície e de tratamento.

Diversas modificações de superfície têm sido propostas, conforme as diferentes necessidades clínicas. Segundo o mecanismo de formação da camada formada na superfície do material, esses métodos de modificação são classificados em mecânicos, químicos e físicos (Elias & Limas, 2001).

Lima et al. (1996), apresentando a influência dos processos de fabricação na morfologia da superfície de implantes de titânio osseointegrados e, analisando as técnicas de caracterização das superfícies externas desses implantes, relataram que a qualidade do acabamento superficial dos implantes adquirem especial relevância para a osteogênese na fase pós-operatória imediata (depósito e organização do coágulo sobre a superfície do implante. Com relação à rugosidade superficial dos implantes, esclareceram que depende do grau de acabamento obtido durante o processo de fabricação. Segundo esses autores, em função da velocidade de usinagem, tipo de ferramenta, estado termomecânico do material a ser usinado, tratamentos térmicos e mecânicos realizados após a usinagem, pode-se obter diferentes ordens de grandeza de rugosidade superficial dos implantes. Valores de rugosidade média de 100 μ m, sob o ponto de vista mecânico, facilitam a distribuição de tensões. A rugosidade entre 100 μ m e 10 nanômetro encontra-se na faixa do tamanho das células e grandes moléculas influenciam na interface biológica, bem como influenciam o campo eletromagnético local e podem alterar as forças de ligação de van der Waals. Rugosidade com escala atômica criam sítios de ligação química para diferentes moléculas. Assim, a adesão das células é influenciada pela rugosidade superficial com valores acima de nanômetro. Do ponto de vista fisiológico, a superfície rugosa em relação à superfície lisa oferece vantagem, uma vez que melhora a proliferação do osso. Conforme os autores, a estabilidade biomecânica se relaciona com a espessura do osso, desenho, micro morfologia superficial e qualidade do leito do implante

Wennenberg et al. (1998), comparando implantes com superfície usinada e jateada, constataram que a força necessária para remover implantes rosqueados,

colocados em coelhos é menor, quando os implantes possuem a superfície na condição como usinada. Verificaram que a fixação é maior, quando a superfície do implante possui rugosidade entre 0,9mm e 1,3mm, obtida com jateamento com partículas de TiO_2 ou Al_2O_3 , e, não existe diferença significativa entre as amostras jateadas com partículas TiO_2 e Al_2O_3 , de igual granulometria. Esse resultado pode ser atribuído ao fato de que o aumento da rugosidade da superfície melhora a fixação mecânica e facilita a distribuição de tensões com maior homogeneidade. No entanto, a presença de tensões residuais na superfície dos implantes pode prejudicar a resistência à degradação do material devido à corrosão.

Cooper et al. (1999) optaram por um estudo comparativo entre as superfícies implantares de titânio polidas, aspergidas com plasma de titânio (TPS) e as jateadas com o óxido de titânio. Cultura de células osteoblásticas fetais bovinas com marcadores imunológicos foram empregadas para a investigação da eventual formação de matriz óssea mineralizada nas diferentes superfícies. Os diferentes estágios da formação de matriz foram avaliados por meio da observação dos marcadores em microscópio de luz; já, a detecção de mineralização dentro da matriz foi possível graças ao corante de von Kossa. Constataram que as TPS apresentaram um padrão único de formação de matriz, quando comparadas às outras duas. Com o emprego de microscopia de varredura, notaram que cada superfície acumulou uma quantidade distinta de matéria orgânica e inorgânica na formação de matriz óssea. Essas evidências sugeriram que respostas celulares distintas ocorreram dependentes das propriedades físico-químicas inerentes ou produzidas pelo condicionamento das superfícies.

Silva et al. (1999) analisaram a influência da rugosidade na adesão e morfologia das células osteoblásticas em amostras de titânio. Foram estudadas quatro diferentes superfícies: amostras usinadas, amostras jateadas com alumina, amostras recobertas com titânio por aspersão térmica a plasma e amostras recobertas com hidroxiapatita por um processo eletrolítico. Foram utilizadas amostras de 10x10x 1mm para o estudo. Uma amostra de cada condição foi utilizada para análise da morfologia das superfícies e análise química semiquantitativa por energia dispersiva (EDS) em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os autores constataram que após o tratamento com ácido e passivação química, a morfologia da superfície tornou-se mais homogênea e não houve diferença significativa na rugosidade das amostras imersas no ácido durante 5 e 10 minutos. Após cinco minutos de teste não houve diferença na

morfologia das células aderidas nas amostras. Mas, após 120 horas, observaram maior número de células aderidas nas amostras jateadas com Al₂O₃, do que nas tratadas com ácido.

De acordo com Brunette (2001), a morfologia e a composição da superfície afetam tanto a forma quanto a função das células. Relatou que a forma da célula regula o crescimento, expressão genética, secreção de proteínas, diferenciação e mortalidade celular e que o tamanho da rugosidade influencia na formação de osteoblastos e osteoclastos. Segundo o autor, a diferenciação em osteoblastos depende da comunicação das caderinas e integrinas e a expressão celular depende da caderina e conexina, responsáveis pela formação de osso. Nas análises com fotoluminescência, é possível observar que a afinidade das células com a superfície de titânio varia com as regiões da célula; algumas regiões carregam maior quantidade de proteínas que outras. Além da influência da rugosidade, deve-se analisar a ligação entre as células e a força de adesão das células à superfície. A força de união das células com a superfície pode ser modificada com a presença de células diferentes, que é alta com a presença de fibronectina.

Elias & Lima (2001), revisando a literatura sobre a qualidade da superfície dos implantes de titânio, verificaram que não há um padrão definido sobre a morfologia dos implantes e o tratamento de sua superfície. Relacionaram a energia superficial dos implantes e a sua interação com as células à resistência de interface do implante no osso, sendo que os revestimentos dos implantes poderão influenciar na bioadesão. Para o titânio, o seu óxido é mais importante do que a liga e não há conclusões sobre o mecanismo de ligação entre as células e superfície do implante. Os benefícios dos sistemas de implantes (qualidade e pureza das superfícies deveriam ser confirmadas com avaliação e acompanhamentos clínicos).

Para Albrektsson & Wennerberg (2004), as características químicas das superfícies I dizem respeito à energia de superfície e carga. Uma alta energia de superfície apresenta melhor molhabilidade e uma maior afinidade por adsorção. Segundo os autores, isso determina se a superfície é hidrofílica ou hidrofóbica. Assim, implantes com alta energia de superfície devem, pelo menos em teoria, apresentar uma osseointegração mais forte do que implantes com baixa energia de superfície, devido à melhor adsorção das proteínas

Segundo Buser et al. (2004), a molhabilidade é dependente da energia da superfície. Uma alta energia de superfície proporciona melhor molhabilidade e,

consequentemente, melhor adsorção e deposição de moléculas inorgânicas como íons de Ca e P, e moléculas orgânicas como proteínas, lipoproteínas e peptídeos sobre a superfície de TiO₂, potencializando a osseointegração. Essas interações, segundo os autores ocorrem, provavelmente, por forças eletrostáticas entre grupos de aminoácidos com carga positiva e a superfície negativa de TiO₂, ou entre grupos de aminoácido com cargas negativas através de pontes de Ca" que foram adsorvidas previamente pela superfície negativa de TiO₂. Por meio de um processo de jateamento com grânulos de areia e ataque ácido (SLA - Straumann AG, Waldenburg, Suíça), e o enxaguamento da superfície em uma atmosfera de N₂ e continuo armazenamento em uma solução isotônica de NaCl, conseguiu-se chegar a uma superfície com alto grau de molhabilidade (SLActive-Straumann AG. Waldenburg, Suíça).

Conforme Teixeira (2004), o jateamento de partículas é uma técnica simples, de baixo custo, que consiste em aspergir partículas de um determinado material, geralmente, óxidos, sobre a superfície do implante, resultando em cavitações ou ranhuras irregulares de profundidade maior do que em outras técnicas por subtração, chamadas macrorretenções. As partículas são projetadas com elevada velocidade e pressão para o bocal de uma pistola por meio de ar comprimido. A energia do impacto das partículas causa deformação plástica na superfície do implante, aumentando a sua rugosidade superficial. Devido essa deformação, o jateamento acarreta na formação de uma região contendo tensões residuais compressivas. Assim sendo, será esperado um aumento da dureza superficial dos implantes, acarretando em um aumento das suas resistências à fadiga e à corrosão, o que ajuda a melhorar a vida útil do implante. Do ponto de vista mecânico, confere melhora no acabamento superficial do implante pela eliminação de pequenos defeitos gerados na usinagem, como trincas e saliências.

Conforme Elias et al. (2005), devido às características morfológicas e a menor resistência ao torque de remoção, os implantes sem tratamento de superfície ou implantes lisos ou usinados estão sendo retirados do mercado. Os implantes tratados com ácidos, jateados, jateados e ataque ácido, anodizados e com revestimento de hidroxiapatita ou óxido de titânio, são mais utilizados. Os autores relataram que a superfície do implante após tratamento com ácido apresenta morfologia superficial que oscila com as condições de tratamento. Salientaram que, por meio da imersão em solução ácida, é possível controlar a formação e tamanho das cavidades em

escala micrométrica e nanométrica e que com o tratamento de oxidação é possível aumentar a espessura da camada de óxido para valores da ordem de 1.000nm.

Groisman & Vidigal-Jr (2005) descreveram que os processos de tratamento de superfícies podem ser divididos em métodos de adição, quando acrescentam algo a superfície do implante, ou subtração, quando removem parte da camada superficial. Nos métodos chamados de adição, é aplicado à superfície do implante um recobrimento, que pode ser do mesmo material do corpo do implante ou não, enquanto que nos métodos de subtração, é removida uma camada da superfície do implante por um processo controlado. Os autores relataram que um dos primeiros métodos de tratamento de superfície foi adição de hidroxiapatita (HA) à superfície dos implantes. Buscava-se, por meio desse método, uma ligação química entre o implante recoberto com HA e o tecido ósseo. Outro método de adição bastante comum é o de aspersão térmica por plasma. Nesse método, a chama ionizada de um gás é aquecida a temperaturas muito altas, 10.000 e 30.000°C, e partículas aquecidas do material de recobrimento são lançadas em altas velocidades contra o corpo do implante; após o contato com o corpo do implante as partículas resfriam e solidificam-se, e a superfície adquire um aspecto de lava vulcânica solidificada. Outro método de adição, aplicado em implantes comercialmente disponíveis, utiliza-se de técnicas de metalurgia do pó, em que partículas esféricas de titânio são prensadas contra o corpo do implante. Uma abordagem alternativa para a modificação da microtopografia da superfície de implantes é a oxidação anódica ou anodização (TiUnite Nobel Biocare, Göteborg, Suécia). Nesse processo, o implante é colocado em uma célula eletroquímica, servindo como anodo. Quando um potencial elétrico é aplicado à amostra, ele gera reações de transferência de carga e íons resultando no fluxo contínuo destes íons na célula elétrica. Sob condições controladas, o campo elétrico guiará o processo de oxidação que ocorrerá no anodo (implante), que resultará no aumento da espessura da camada de óxido de titânio (TiO₂). O aumento da espessura dessa camada de TiO₂, além da adição de outros elementos químicos como o fosfato (P), potencializa o processo da osseointegração.

Segundo Groisman & Vidigal-Jr (2005), no caso dos métodos de subtração, para se obter uma superfície rugosa, são utilizadas técnicas de ataque ácido à superfície ou as superfícies são jateadas com óxidos ou areia. Muitas vezes, a indústria faz uma combinação desses métodos (jateamento ataque ácido) para obter um determinado grau de rugosidade. Segundo esses autores, os principais ácidos

utilizados no tratamento por ataque ácido são o ácido clorídrico (HCl) e o ácido sulfúrico (H₂SO₄) em determinadas concentrações. Os principais métodos de jateamento são por óxidos (TiO₂, Al₂O₃), fosfato de cálcio ou areia.

Para Christenson et al. (2007), não há dúvidas de que a topografia das superfícies influencie diretamente na formação óssea sobre o implante. Em uma escala micrométrica, os tratamentos de superfície proporcionam superfícies favoráveis à fixação definitiva do implante. Porém, atualmente, a indústria direciona as suas pesquisas para a escala nanométrica. Os autores acreditam que modificações na superfície na escala nanométrica afetem tanto a topografia quanto as propriedades químicas da superfície. A nanotopografia tem sido definida como uma superfície que apresenta topografia característica, com uma magnitude de 100nm ou menos. Essas modificações alteram as interações da superfície com íons, biomoléculas e células, influenciando na adesão e proliferação celular, diferenciação e adesão de células específicas que vão interferir no processo de osseointegração, potencializando seus efeitos. Com essa potencialização algumas situações da atividade clínica diária podem ser beneficiadas como: protocolos de carga imediata, instalação de implantes em alvéolos de extração, instalação de implantes e enxertos simultâneos, áreas estéticas onde a preservação do nível ósseo é fundamental, instalação de implantes em locais de baixa densidade óssea, situações onde são instalados implantes curtos e de largo diâmetro. Descreveram que alguns métodos de tratamento de superfície parecem atuar na escala nanométrica. Um dos métodos utiliza um jateamento com TiO₂, seguido por um tratamento com ácido fluorídrico (OsseoSpeed - Astra Tech AB, Molndal, Suécia). Outro método consiste em um depósito de nanopartículas de Ca (cálcio) e P (fosfato) sobre uma superfície previamente tratada com duplo-ataque ácido (Nanotite Biomet 31, Palm Beach Gardens, FL, EUA). Ambos os tratamentos têm demonstrado bons resultados; porém, os verdadeiros riscos e benefícios de tratamentos de superfície em escala nanométrica serão definidos por meio de estudos longitudinais de longo tempo de acompanhamento

Conforme Gahlert et al. (2007), o tratamento por ácido pode ser feito após a técnica de jateamento com partículas grandes de óxido de alumínio (250-500µm) e posteriormente, atacada por ácido sulfúrico/ácido hidrocloreídrico é a superfície SLA [S= sandblasted (jateada), L= large grit (partículas grandes), A= acid etching (ataque ácido)]. Esse tipo de superfície combina uma macro texturização feita com o jateamento de partículas com a micro texturização causada pelo ataque ácido

Segundo Maluf et al. (2007), o que diferencia a melhor ou mais rápida resposta do tecido ósseo em torno do implante é a forma de tratamento da sua superfície, visando aumentar a camada de óxido de titânio. Os autores demonstraram o aumento dessa camada na superfície dos implantes com tratamento a laser em relação aos apenas usinados. Após irradiação com o laser Nd:YAG (Neodímio: Ítrio, Alumínio e Granada), limpeza e esterilização com raios gama, os implantes foram levados ao microscópio eletrônico de varredura que mostrou um aumento quantitativo na ordem de 157% de oxigênio da área tratada em relação à superfície lisa. Concluíram que o tratamento de superfície com laser dos implantes é totalmente viável, aumentando a camada de óxido de titânio e proporcionando superfície mais resistente e homogênea.

Meirelles et al. (2007), objetivando analisar o aumento da formação óssea em implantes com nanorrugosidades, compararam a resposta do osso no implante de titânio cilíndrico liso colocado na tíbia de coelho em um regime estável e não estável. Alternativa primordial foi instituir o íntimo contato com ambos os implantes, mas significativamente mais com o implante não estável. O modelo de implante estável usado nesse estudo foi um modelo seguro para a avaliação de nanoestruturas in vivo, como a estabilidade do implante foi alcançada na ausência de microirregularidades.

Al-Nawas et al. (2008) analisaram quatro diferentes tipos de tratamento de superfície: usinados, oxidação anódica, jateamento/ataque ácido e SPT. Uma média de 50 a 70% de contato osso-implante foi encontrada para todos os tipos de implante. Os implantes com a superfície tratada com oxidação anódica apresentaram uma média de contato osso-implante 8% maior que os usinados. Os implantes tratados com SPT e jateamento/ataque ácido não apresentaram diferenças estatisticamente significantes.

Elias et al. (2008a), objetivando analisar a influência das modificações químicas, topográficas e cristalográficas na superfície dos implantes de titânio e avaliar a influência dessas modificações na resistência da interface osso/implante na osseointegração, desenvolveram superfícies de implantes com tratamento eletroquímico para a deposição de Ca, P e F, avaliando o seu desempenho in vivo e in vitro e determinando a morfologia, rugosidade e a molhabilidade das superfícies. Os discos e implantes foram submetidos ao tratamento da superfície para obter morfologias semelhantes aos implantes comerciais e divididos em grupos. O Grupo 1 foi usinado com superfície semelhante a do implante comercial Master Screw, no Grupo 2 o ataque foi realizado com ácido semelhante ao implante comercial Master

Porous; o Grupo 2 foi tratado por anodização semelhante aos implantes Master Vulcano Actives e o Grupo 4, tratado com flúor, esse último tratamento da superfície não é comercial. Os implantes foram inseridos em tíbia de coelhos. Os autores observaram significativa diferença nas características morfológicas e homogeneidade entre as amostras. As superfícies das amostras sem tratamento apresentaram marcas de usinagem, tomando a superfície anisotrópica. O crescimento de células nessas superfícies ocorreu ao longo das marcas, justificando a necessidade de maior tempo para o carregamento dos implantes. Com o tratamento com ácido a superfície tornou-se mais homogênea em relação à usinada e as marcas de ferramenta foram removidas. As características morfológicas facilitam a adsorção, adesão, espalhamento e diferenciação das células. O tempo para aplicação de cargas nos implantes com esta morfologia foi, significativamente, inferior ao do implante usinado. Os implantes com a superfície atacada com ácido são indicados para colocação em osso com menor densidade e induzem sensível redução no tempo de cicatrização. Os autores observaram que após o tratamento da superfície do implante com solução contendo fluoretos houve a presença de regiões claras. Em análise com aumento de até 5.000 vezes não foi possível identificar alterações na morfologia em relação à superfície tratada com ácido. Com o tratamento de anodização houve mudança significativa na morfologia da superfície dos implantes. O óxido de titânio cresceu na forma de pequenos vulcões com diferentes tamanhos e altura. Resultados histológicos mostraram que essa superfície era indutora, com a deposição de osso na superfície do implante simultaneamente com o crescimento do osso a partir das paredes do alvéolo.

De acordo com Elias et al. (2008b), no início dos anos de 1990, muitos estudos experimentais apontavam que implantes com rugosidades em torno de $1,5\mu\text{m}$ apresentavam uma melhor resposta do tecido ósseo, quando comparados a implantes usinados (superfície com rugosidades $< 1,0\mu\text{m}$) ou a implantes com superfície 'plasma spray' (superfície com rugosidades $2,0\mu\text{m}$). Os autores empregaram a seleção adequada do material na fabricação dos implantes odontológicos e observaram a qualidade do seu acabamento superficial, pela qual foi avaliada pela combinação de suas propriedades biológicas, físicas, químicas, mecânicas e microestruturais. A deficiência do acabamento do implante pode prejudicar o sucesso da cirurgia, principalmente, quando existe a formação da camada de óxido de titânio com espessura e composição incorreta. Todo o trabalho do cirurgião pode se perder se o

implante não apresenta uma morfologia superficial que permita a adesão e crescimento das células. A situação piora com a presença de cavacos de usinagem e a existência de tensões residuais heterogêneas na superfície. O efeito nocivo da existência de cavacos de usinagem na superfície ou nos furos dos implantes é referente à possibilidade destes defeitos soltarem-se no decorrer da inserção do implante, serem dissolvidos pelos líquidos corpóreos e entrarem na corrente sanguínea do paciente. O processo de usinagem e os tratamentos subsequentes estabelecem as características da superfície dos implantes, em especial a estrutura eletrônica, cristalinidade, composição química, propriedades mecânicas e químicas.

2.1.2 Influência da rugosidade superficial dos implantes na adesão, proliferação e diferenciação celular.

Carr et al. (2000) compararam, por meio de MO, o percentual de contato entre osso e implante entre implantes usinados e recobertos por TPS, instalados na maxila e mandíbula de babuínos, com um período de cicatrização de 189 dias, por meio de seis cortes transversais. A média de contato entre osso e implantes foi de 50,8% ($\pm 1,4$) e 60,8% ($\pm 1,6$) para a maxila e mandíbula respectivamente. Verificaram que não houve diferença estatisticamente significativa no percentual de contato entre osso e implante, após seis meses, na comparação de cortes horizontais de implantes usinados de TiCP, de implantes de liga de titânio usinado e implantes recobertos por TPS.

Cooper (2000) explicou que as atividades celulares particulares (adesão, mobilidade e proliferação), fundamentais ao processo de osteocondução ainda não são bem definidas. Segundo o autor, porém, o contínuo ósseo ao longo de superfícies de implante é tipicamente observada com implantes cobertos de hidroxiapatita e materiais regenerativos.

Cordioli et al. (2000) apresentaram uma comparação histomorfométrica e biomecânica da resposta do osso aos parafusos de titânio comercialmente puro, com quatro diferentes topografias de superfície colocadas na metáfise tíbia de 12 coelhos. Cada coelho teve quatro implantes colocados, dois em cada tíbia. As quatro topografias de superfície eram uma superfície usinada, uma superfície jateada com areia, uma superfície borrifada com plasma e uma superfície atacada por ácido (Osseotite®). Após um período de cicatrização de cinco semanas, os dados

histomorfométricos e de torque de remoção revelaram uma percentagem significativamente mais alta de contato osso-implante e torque de remoção para implantes atacados por ácido comparados aos implantes usinados, jateados e borrifados com plasma. Os resultados indicaram que as superfícies de titânio micro rugosas (62µm em média), obtidas com procedimentos de ataque por ácido, alcançaram um contato osso-implante 33% maior que as superfícies usinadas de titânio com uma rugosidade tipo suporte e forneceram entrelaçamento mecânico acentuado. Essa investigação não demonstrou qualquer diferença estatisticamente significativa na percentagem de contato osso-implante entre as superfícies borrifadas com plasma e jateadas ou entre superfícies jateadas e usinadas.

Park & Davies (2000) avaliaram a interação das células sanguíneas e plaquetas com a topografia de dois tipos de superfície: uma rugosa (processo de duplo ataque ácido - Osseotite - Biomet 3i, Palm Beach Gardens, FL, EUA) e outra usinada. Os resultados mostraram que a superfície rugosa apresentava uma maior interação com as células sanguíneas e plaquetas, quando comparada à superfície usinada, demonstrando a importância das rugosidades nas superfícies dos implantes.

Sawase et al. (2000), em estudo histomorfométrico, comparando superfícies de Plasma Spray e superfície jateada + Ataque Ácido (SLA) em mandíbulas de cães, analisaram os implantes transmucosos em três tempos de reparação: três meses após a osseointegração, três meses após a osseointegração mais três meses de carga e três meses de osseointegração mais 12 meses de carga. As superfícies SLA apresentaram maior porcentagem de contato ósseo que os implantes com TPS. Com base nesses resultados, os autores sugeriram que a superfície de SLA promove um melhor e mais rápido contato ósseo que as superfícies de TPS.

Amarante & Lima (2001) afirmaram que a rugosidade superficial do implante favorece a adesão de osteoblastos, a sua diferenciação e a produção de matriz extracelular, resultando em maior contato osso-implante, que é alcançado mais rapidamente, resultando em maiores forças necessárias para removê-los por torque. De acordo com os autores, essas características das superfícies rugosas poderão reduzir o tempo necessário para a colocação dos implantes em função.

Buser et al. (1991) demonstraram que, de um modo geral, os implantes com superfícies rugosas implantados nas tíbias dos animais apresentaram maiores taxas de contato osso-implante. Revelaram que o condicionamento ácido da superfície apresentou uma influência estimulante adicional quanto às taxas de aposição óssea.

Concluíram que as mais altas taxas de contato osso-implante foram obtidas nas superfícies com hidroxiapatita, não obstante essas superfícies terem apresentado sinais consistentes de reabsorção.

De acordo com Elias e Lima (2001), a proliferação e a replicação das células dependem da morfologia da superfície do implante. Os autores descreveram que a produção de matriz extracelular é sensível à rugosidade e a proliferação e o recobrimento da superfície ocorrem de modos diferentes, uma vez que as células conseguem identificar as asperezas superficiais. Segundo os autores, células cultivadas em superfícies ásperas aumentam a produção de osteocálcio e fosfatase alcalina, parâmetros indicadores da diferenciação e do aumento osteoblástico. A produção de fatores de crescimento do tipo TGF- β 1 aumenta em superfícies rugosas, conhecido como estimulador para a formação de colágeno e produção de prostaglandina. Esclareceram haver uma dependência entre o aumento da rugosidade e aumento na produção de PGE 1 e PGE 2 com a diferenciação osteogênica. A inibição da produção de prostaglandina depende da redução da proliferação e do aumento da expressão fenotípica, bem como da produção de PGF- β 1, sugerindo que a produção de prostaglandina envolvida no mecanismo da rugosidade superficial depende da estimulação da diferenciação osteogênica.

Klokkevold et al. (2001) compararam a resistência de torque para remoção de implantes de titânio em forma de parafuso, tendo uma superfície de duplo ataque de ácido (DAE) com implantes de superfície usinada e uma superfície de spray de plasma de titânio (TPS), que exibiam uma topografia de superfície mais complexa. Um implante DAE foi colocado em cada fêmur distal de 18 coelhos Nova Zelândia, adultos, junto com um dos outros tipos de implantes. Assim, cada coelho recebeu dois implantes DAE e um implante usinado ou um TPS. Todos os implantes mediam 3.25mm de diâmetro e 4.00mm de comprimento sem furos, ranhuras ou fendas para resistir à rotação. Dezoito coelhos foram usados para medições de torque reverso. Grupos de seis coelhos foram mortos nos períodos de um, dois e três meses de cicatrização. Os implantes foram removidos por rotação reversa de torque com um aparelho digital de medição de torque. Valores médios de torque para implantes usinados, DAE e TPS, em 1, 2 e 3 meses, foram 6.00 ± 0.64 Ncm, 9.07 ± 0.67 Ncm e 6.73 ± 0.95 Ncm; 21.86 ± 1.37 Ncm, 27.63 ± 3.41 Ncm e 27.40 ± 3.89 Ncm; 27.48 ± 1.61 Ncm, 44.28 ± 4.53 Ncm e 59.23 ± 3.88 Ncm, respectivamente. Precocemente, a estabilidade dos implantes DAE era comparável àquela dos implantes TPS, enquanto

aquela dos implantes usinados era de magnitude mais baixa. Os implantes TPS aumentaram a resistência à remoção de torque reverso pelo período de três meses. Os resultados encontrados demonstraram ancoragem óssea acentuada para implantes de duplo ataque de ácido quando comparados aos implantes usinados. Além disso, esses resultados indicaram que o ataque duplo de ácido de titânio aumenta a integração endóssea mais cedo, comparando à alcançada pelas superfícies TPS com topografia mais complexa.

Park, Gemmell e Davies (2001) avaliaram a interação de plaquetas com a topografia das superfícies, encontrando uma melhor interação das plaquetas com as superfícies rugosas, quando comparadas às superfícies usinadas. Segundo os autores, a interação das células sanguíneas e plaquetas com a superfície dos implantes irá determinar todo o processo de osseointegração.

London et al. (2002) avaliaram a percentagem de contato de osso entorno de uma superfície de implante (Osseotite®) de duplo ataque ácido (DE) contra implantes com superfícies usinadas, de hidroxiapatita (HA) e borrifada com plasma de titânio (TPS). Os implantes, um de cada tipo, foram colocados em tíbias de coelho do mesmo animal e avaliados de 1 a 8 semanas. Os resultados mostram que a superfície de implante DE alcançara níveis mais altos de percentagem de contato de osso do que as outras superfícies. Este nível acentuado de contato foi aparente por três semanas e visto em todos os intervalos de tempo; exceto em duas semanas, quando as usinadas excederam a média de duplo ataque. As outras três superfícies não mostraram significância, embora os escores numéricos para as superfícies TPS estivessem abaixo das expectativas e os escores das usinadas estivessem ligeiramente acima. Não houve correlação entre o grau de rugosidade e percentagem de contato de osso. Os autores afirmam que tornar arbitrariamente rugosa a superfície do implante pode não resultar numa grande mudança em condutividade de osso. A textura específica do processo de duplo ataque ácido produziu mais contato, possivelmente como o resultado de melhor retenção de coágulo de fibrina e aumento de fator de crescimento. Concluíram que não houve vantagem demonstrada neste modelo para uma superfície HA sobre titânio. O contato de osso à superfície rugosa de HA marcou escores similarmente àquele para a superfície TPS de rugosidade similar e bem abaixo daquela para a superfície de titânio duplo ataque ácido. A superfície de duplo ataque mostrou uma vantagem em percentagem de contato ósseo, particularmente na cicatrização mais rápida num modelo de tíbia de coelho.

Xavier (2002) cultivou osteoblastos sobre quatro grupos diferentes de discos de titânio puro, grau II, que reproduziam as etapas constituintes do tratamento da superfície externa dos implantes Colosso: usinada (U), usinada e banhada por ácido (UA), usinada, banhada por ácido e jateada (UAJ) e usinada, banhada por ácido, jateada e banhada por ácido novamente (UAJA). Após 24 horas, foi observada a maior adesão celular nos discos com o tratamento superficial UAJA. Na mesma superfície, após 21 dias de cultura, foi observada a maior proliferação celular. Ainda aos 21 dias, Xavier observou na mesma superfície que apresentara maior adesão e proliferação celular, menor porcentagem de nódulos de mineralização.

Buser et al. (2004) avaliaram dois tipos de tratamentos de superfície em relação à aposição óssea durante os estágios iniciais da osseointegração. As superfícies testadas eram tratadas por jateamento por areia + ataque ácido (SLA), porém uma delas era quimicamente ativada (SLActive). Os resultados demonstraram que o grupo com superfície ativada apresentava uma maior média de contato osso-implante no período de dois e quatro semanas de acompanhamento, porém no período de oito semanas, a média do contato osso-implante não apresentava diferenças estatisticamente significantes. Segundo os autores, esse resultado demonstra que a velocidade da formação óssea é influenciada pelo tipo do tratamento da superfície.

Vasconcelos et al. (2004), em estudo experimental, demonstraram que os implantes com superfície modificada podem levar a uma integração mais rápida e maior contato do osso com o implante, além de torque de remoção maior, quando comparados com implantes de superfície lisa.

Elias, Lima e Meirelles (2008c) compararam a resistência na interface osso/implante de implantes comerciais marca Conexão, usinados e atacados por ácido, em forma de parafuso com diferentes rugosidades, colocados em tíbias de coelhos por um período de 14 semanas. Foram removidos por torção, mostrando que o aumento da rugosidade eleva a resistência da interface implante/osso, existindo uma rugosidade ótima que induz maior osseointegração. Os resultados mostram que, em implantes usinados ($Ra = 0,32 \pm 0,03 \mu$), a força média de remoção foi de 62,08Ncm, rugosidade média ($Ra = 0,51 \pm 0,04 \mu$) torque de 76,45Ncm, sendo o melhor resultado, e nos implantes de rugosidade maior ($Ra = 0,92 \pm 0,11 \mu$ m), o resultado foi 66,56Ncm.

Meirelles et al. (2008) avaliaram três tipos de superfície de implantes por meio de diferentes metodologias (interferômetro, MEV, XPS) e as respostas do tecido ósseo a esses implantes (torque de remoção, avaliação histológica). As superfícies avaliadas

sofreram três tipos de tratamento de superfície: jateada por TiO_2 , jateada por TiO_2 + tratamento com ácido fluorídrico; e jateada por TiO_2 + modificada por partículas de HA nanométricas. Os resultados demonstraram que o tratamento químico das superfícies produziu uma nanotopografia sobre a microtextura das superfícies jateadas. Análises químicas demonstraram a presença de íons específicos sobre as superfícies modificadas, como íons flúor para os implantes submetidos ao tratamento com ácido fluorídrico e íons de Ca e P para a superfície submetida a partículas de HA. Os resultados dos testes de torque de remoção demonstraram maiores valores de torque para as superfícies modificadas, comparadas à superfície jateada por TiO_2 . Os autores concluíram que a nanotopografia associada à deposição de íons específicos sobre a superfície promove uma maior e mais rápida formação óssea, o que pode ser comprovada por meio de exames histológicos.

Coelho et al. (2009) descreveram que a adesão celular, caracterizada por um processo específico, dinâmico, mediado indiretamente por proteínas e que gera sinais bioquímicos, é bastante utilizada como forma de avaliar a interação entre materiais de implantes e as células ósseas. Segundo os autores, alterações nos materiais testados, como composição, alteração de pH e, principalmente, diferentes rugosidades superficiais são capazes de influenciar a adesão celular.

De acordo com Nagen Filho et al. (2009), as superfícies rugosas resultam em um aumento da resistência de osseointegração na interface implante-osso, devido ao aumento da área da superfície do implante. Discos de titânio puro foram jateados (TiOBlast) condicionados com ácido fluorídrico, processados sob atmosfera de nitrogênio e armazenados em NaCl isotônico (SLActive). As propriedades da superfície do implante tratadas contribuíram para regular a diferenciação dos osteoblastos, influenciando o nível do osso e a dos fatores de transcrição no mesênquima com células pré-osteoblásticas. Os autores descreveram que nas décadas de 80 e 90 havia contrastes de opiniões entre os implantes de superfícies lisas ou usinadas de superfícies tratadas. Consideraram que na atualidade não se discute mais se as superfícies tratadas apresentam a superioridade sobre a lisa, mas sim.

Rainde Naiara Rezende de Jesus et al. (2016) compararam histologicamente a osseointegração histomorfométrica de implantes duplos gravados com ácido vs implantes hidrofílico, para tanto utilizaram pares de implantes (Neodent, Curitiba, Brasil), com mesma macrogeometria, mas tecnologia de superfície diferente (i)

tratamento de superfície dupla gravada com ácido (SAE) com ácido clorídrico e sulfúrico seguido de tratamento por microondas e inserção em solução salina isotônica solução para aumentar a hidrofiliabilidade (SAE-HD) (teste, n = 12); (ii) SAE duplo (controle, n = 12) foram instalados bilateralmente na tíbia proximal de seis cães beagle. Histológico e histomorfométrico a avaliação foi realizada após 2 e 4 semanas in vivo, em cortes não descalcificados. Porcentagens de contato osso-implante (BIC) e densidade óssea (BD) foram estimados e testados para diferenças com o teste dos postos sinalizados de Wilcoxon para amostras pareadas ($P < 0,05$).

Em geral, a formação de novo osso ao longo e em contato com a superfície do implante pode ser observado independentemente do grupo experimental e do período de observação.

O contato osso-implante e a BD aumentaram com o tempo tanto no SAE-HD quanto no SAE implantes. Não foram observadas diferenças significativas entre as duas superfícies diferentes do implante para qualquer um dos parâmetros avaliados em qualquer momento.

Dentre as várias características dos implantes, a topografia da superfície é reconhecida como fator capaz de alterar a resposta das células dos tecidos adjacentes modificando a migração, inserção, proliferação e síntese de colágeno no local, determinando o tipo de tecido que será obtido na interface osso-implante e a sua integração.

Luiz Carlos do Carmo Filho et al. (2018) analisaram através de estudos randomizados a inserção torque (IT), estabilidade primária e secundária de implantes dentários com diferentes tratamentos de superfície durante o período de osseointegração.

Dezenove pacientes com edentulismo parcial bilateral na região posterior região mandibular foram alocados aleatoriamente em duas marcas de implantes grupos e receberam implantes com diferentes tratamentos de superfície em o local oposto do arco: Osseotita e Nanotita ou SLA e SLativo. Durante a colocação do implante, o TI máximo foi registrado usando um motor cirúrgico equipado com uma interface gráfica de usuário. O quociente de estabilidade do implante (ISQ) foi avaliado imediatamente após o IT, e foi medido semanalmente por meio de análise de frequência de ressonância durante 3 meses. Os dados foram analisados por uma ANOVA unidirecional, o Teste de Bonferroni, testes t pareado e coeficiente de correlação de Pearson.

Os valores de IT foram semelhantes ($p > 0,05$) para todos os tipos de implantes, variando de $43,82 \pm 6,50$ a $46,84 \pm 5,06$. Todos os tipos de implantes se comportaram de forma semelhante até o 28º dia ($p > 0,05$). Entre 35 e 56 dias, Osseotite e SLActive apresentou menores valores de ISQ ($p < 0,001$) em comparação com Nanotite e SLA implantes. Após 56 dias, apenas Osseotite manteve valores significativamente mais baixos valores de ISQ que os demais implantes ($p < 0,05$). Após 91 dias o ISQ os valores foram significativamente maiores do que a linha de base para todos os quatro implantes tipos ($p < 0,001$). Os valores de ISQ e IT foram significativamente correlacionados na linha de base e na avaliação final para Osseotita, Nanotita e

Implantes SLActive ($p < 0,001$). Após 91 dias, os valores do ISQ e IT foram apenas significativamente correlacionados para os implantes Osseotite ($p < 0,05$).

Kinga Körmöczi et al (2021) conduziram estudo randomizado onde os pacientes foram selecionados pelo Departamento de Cirurgia Oro-Maxilofacial e Estomatologia da Universidade Semmelweis e receberam aleatoriamente implantes de superfície SA (jateamento de alumina e ataque ácido), NH (nanorevestimento de apatita bioabsorvível) ou SLA (jateamento de grão grande e ataque ácido). As medidas de resultado foram: sucesso do implante, estabilidade do implante e parâmetros periodontais. A estabilidade do implante foi medida no momento da colocação do implante (estabilidade primária) e seis semanas após (entrega da prótese, estabilidade secundária). Osstell e Periotest foram aplicados para realizar todas as medidas. As estabilidades primária e secundária foram comparadas nos três grupos de estudo. Finalmente, a profundidade de sondagem periimplantar que apareceu após três meses de carga foi verificada em 6 pontos ao redor das próteses implanto-suportadas. Os testes de Shapiro-Wilk e Mann-Whitney foram utilizados para comparação entre os grupos de estudo. Com a limitação do presente estudo, todos os implantes apresentaram estabilidade melhorada seis semanas após a colocação do implante. Foi encontrada tendência de resultado superior para o grupo NH. Mais estudos com acompanhamento mais longo são necessários para confirmar esses resultados preliminares.

Amalia machado Bielemann et al (2021) um estudo randomizado, duplo-cego, boca dividida com acompanhamento de 1 ano, dezesseis participantes edêntulos receberam dois implantes de diâmetro estreito na região anterior da mandíbula com 2 tipos de superfícies: hidrofóbica (superfície Neoporos, NS) e hidrofílico (superfície Acqua, AS). Durante o período de osseointegração e após carga com

sobredentaduras sobre implantes mandibulares, os resultados monitorados foram (i) saúde peri-implantar: índice de cicatrização precoce (EHI), índice de placa visível (VPI), presença de cálculo (CP), inflamação peri-implantar (PI), profundidade de sondagem (PD) e sangramento à sondagem (BOP); (ii) quociente de estabilidade do implante (ISQ), (iii) perda óssea crestal (CBL) e alteração do nível ósseo (BLC); e (iv) sucesso do implante e taxas de sobrevivência. A PD nos implantes NS diminuiu 31,78% entre 15 e 30 dias, enquanto uma redução semelhante (-31,28%) ocorreu no 3º mês no grupo AS. O ISQ também diminuiu significativamente durante o 1º mês em ambos os grupos: -10,95% após 7 dias no grupo NS e -7,46% após 15 dias no grupo EA. Aos 12 meses não foram observadas diferenças estatisticamente significativas; entretanto, a superfície AS apresentou valores de CBL 50,6% menores e de BLC 41,3% menores. As taxas de sucesso e sobrevivência foram de 62,5% para implantes AS e 87,5% para implantes NS. Implantes de diâmetro estreito com superfícies hidrofílicas e hidrofóbicas carregados com sobredentaduras mandibulares não mostraram diferenças na cicatrização peri-implantar, estabilidade e remodelação óssea peri-implantar no primeiro ano de acompanhamento.

3. DISCUSSÃO

A literatura mostrou que a característica primordial do titânio é que este reage em contato com o ar, formando uma camada de óxido de titânio de forma imediata, fornecendo resistência à corrosão. Essa camada superficial de óxido é a base da biocompatibilidade, de modo que há uma relação direta entre a camada de óxido de titânio sobre a superfície dos implantes e o sucesso da osseointegração (Maluf et al., 2007).

Nas décadas de 80 e 90 havia contrastes de opiniões entre os implantes de superfícies lisas ou usinadas de superfícies tratadas. Atualmente, não se discute mais se as superfícies tratadas apresentam a superioridade sobre a lisa, mas sim qual é o melhor tratamento em que as texturas superficiais dos implantes devem ser submetidas. Dentre as várias características dos implantes, a topografia da superfície é reconhecida como fator capaz de alterar a resposta das células dos tecidos adjacentes, modificando a migração, inserção, proliferação e síntese de colágeno no local, determinando o tipo de tecido que será obtido na interface osso-implante e sua integração (Vasconcelos et al., 2004).

Do ponto de vista fisiológico, a superfície rugosa em relação à superfície lisa oferece vantagem, uma vez que melhora a proliferação do osso. Estudos com cultura de células ósseas mostraram que os osteoblastos tem predileção pelas superfícies rugosas, apresentando maior espalhamento de seus processos citoplasmáticos, aumento de número de mitoses e produção de componentes da matriz em superfícies usinadas de titânio (Wennerberg et al., 1998).

Uma maior adesão celular na superfície do implante reflete na promoção de uma maior eficiência no processo de osseointegração. Os efeitos da rugosidade superficial documentados *in vitro* e em testes com animais demonstraram que os implantes com superfícies tratadas possuem uma magnitude de vantagem que é significativa para o sucesso do implante (Elias; Lima; Santos, 2008b).

A superfície plasma de titânio (TPS), superfície jateada + Ataque Ácido (SLA) e hidroxiapatita (HA) apresentam contatos com o osso neoformado em tempo mais curto do que as superfícies lisas (Amarante & Lima, 2001).

Os implantes cobertos com hidroxiapatita têm uma união entre o núcleo de titânio e a camada de hidroxiapatita que promove uma melhora potencializada de adesão celular sobre os sistemas de implantes, porquanto a atividade funcional das

células em contato íntimo com o implante é determinada pelas propriedades da superfície. As células osteoblásticas aderem e espalham mais com maior rapidez em superfície de hidroxiapatita do que em titânio puro e induzem, durante o período de cicatrização, a formação de osso lamelar, porém não formam um vínculo positivo (Nagem Filho et al., 2009).

Implantes com superfície de TPS mostraram melhores resultados clínicos do que implantes usinados (Teixeira, 2004). Já, Carr, Gerard e Larsen (2000) não encontraram diferenças no percentual de contato osso-implante entre dispositivos com superfície TPS e usinada, contudo, em seu estudo, os implantes foram instalados em osso tipo I e esses foram submetidos à carga funcional por seis meses, fatores esses que propiciam uma osseointegração mais precoce e um maior contato osso-implante.

Quando os implantes tratados com TPS foram comparados a uma superfície tratada com ataque ácido mostraram valores semelhantes de contratorque após um mês de cicatrização (Klokkevold et al., 2001). Já, quando implantes tratados com TPS foram comparados com implantes tratados com SPH (Spray de plasma de hidroxiapatita) e ataque ácido, por meio de testes histométricos e biomecânicos, a superfície TPS obteve valores mais baixos que as outras duas (Cordioli et al., 2000).

De acordo com Buser et al. (2001), a superfície, criada pelo spray de plasma de hidroxiapatita (HA) obteve os maiores percentuais de contato osso-implante na maioria das análises histológicas em comparação com outras superfícies, tanto em animais quanto em humanos.

Esses dados divergem, entretanto, com os achados de London et al. (2002), que obtiveram resultados melhores para implantes tratados com ataque ácido. Todavia, relatos de falhas desse tipo de tratamento, como o descolamento da hidroxiapatita e exposição das roscas do implante no meio bucal, foram responsáveis pelo declínio do seu uso.

Um significativo aumento na retenção óssea foi observado nos implantes tratados com jateamento de partículas de dióxido de titânio (TiO_2), com excelentes resultados clínicos após cinco anos de carga (Davies, 1998). Contudo, Cordioli et al. (2000) não encontraram diferenças significantes nos valores de contratorque e de contato osso-implante entre implantes com superfícies jateada, maquinada e TPS, provavelmente, justificado pelo fato de o experimento ter sido realizado em osso tipo I e ter sido deixado por um longo período de cicatrização.

Como vantagem do uso do laser no tratamento de superfície, constatou-se que por meio do manuseio do feixe de luz, conseguem-se reproduzir os mesmos desenhos de tratamento de superfície em diferentes amostras, conseguindo-se um padrão e não efeitos aleatórios (Maluf et al., 2007).

O aumento do tamanho das partículas não aumenta a aderência inicial das células, comparado com as superfícies lisas (Park & Davies, 2000).

Dentre os tratamentos de superfície encontrados, é difícil recomendar um em particular. Parece não haver diferenças na proliferação e na diferenciação celular nas superfícies tratadas com jateamento ou ataque ácido descrito por Meirelles et al. (2008), já na comparação entre estes quatro tratamentos de superfície: Osseotite, Nanotite, SLA e SLActive, todos os tipos exibiram estabilidade primária e secundária aceitáveis, porém o intervalo mais importante para a osseointegração ocorreu aproximadamente aos 35 dias onde o implantes Osseotite e SLActive apresentaram menores valores de estabilidade em relação ao nanotite e SLA, fatores observados, em estudo randomizado, por Luiz Carlos do Carmo Filho et al (2018).

Recentemente dois estudos randomizados chamaram atenção para novos tratamentos de superfície; no primeiro, pacientes receberam aleatoriamente implantes de superfície SA (jateamento de alumina e ataque ácido), NH (nanorevestimento de apatita bioabsorvível) ou SLA (jateamento de grão grande e ataque ácido) foram observados que todos os implantes apresentaram estabilidade melhorada seis semanas após a colocação. Foi encontrada tendência de resultado superior para o grupo NH de acordo com Kinga Körmöczi et al (2021). No segundo estudo randomizado, duplo-cego, boca dividida com acompanhamento de 1 ano, dezesseis participantes edêntulos receberam dois implantes de diâmetro estreito na região anterior da mandíbula com 2 tipos de superfícies: hidrofóbica (superfície Neoporos, NS) e hidrofílico (superfície Acqua, AS) foram observados estabilidade primária semelhantes em ambos os tratamentos de superfície, porém quando há o carregamento e após 1 mês o grupo Acqua apresentou menor perda de estabilidade, menor perda crestal, menor alteração no nível ósseo, no entanto taxas de sobrevivência e sucesso foram maiores os implantes Neoporos afirma Amalia machado Bielemann et al (2021).

4. CONCLUSÕES

Com base na literatura revisada neste trabalho, pode-se afirmar que:

1. tanto a rugosidade quanto a composição química da superfície dos implantes aceleram a fixação biológica;
2. a proliferação e a replicação das células dependem da morfologia da superfície do implante;
3. implantes jateados e tratados com ácido têm a superfície com rugosidade homogênea e porosidades com tamanho que permite melhor adesão das células do que os implantes com a superfície sem tratamento.
4. Os tratamentos de superfície neoporos e acqua apresentam diferenças significativas, entre si, na taxa de sobrevivência e sucesso dos implantes.

REFERÊNCIAS

ALBREKTSSON T, WENNERBERG, A. **Oral implant surfaces: Part 1 Review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them.** In J. Prosthodont 2004; 17:536-46.

AL-NAWAS B, GROETZ KA, GOETZ H, DUSCHNER H, WAGNER W. **Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model.** Clin Oral Implants Res. 2008; 19:1-8.

AMARANTE ES, LIMA LA. **Otimização das superfícies dos implantes: plasma de titânio e jateamento com areia condicionado por ácido.** Estado atual. Pesqui Odontol Bras 2001 abr./jun.; 15 (2):166-173.

BAIER RE, MEYER AE, NATIELLA JR, NATIELLA RR, CARTER JM. **Surface properties determine bioadhesive outcomes: Methods and results.** J Biomed Mater Res 1984; 18:337-55.

BIELEMANN AM, SCHUSTER AJ, POSSEBON APR, SCHINESTOCK AR, CHAGAS-JÚNIOR OL, FAOT F. **Desempenho clínico de implantes de diâmetro estreito com superfícies hidrofóbicas e hidrofílicas com sobre dentaduras sobre implantes mandibulares: resultados de 1 ano de um ensaio clínico randomizado.** <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34551146/>

BRUNETTE DM. **Principles of cells behaviour on Ti surfaces.** In: Brunette et al. Titanium medicine. Springer-Verlag: 2001: 485-512.

BUSER D, BROGGINI N, WIELAND M, SCHENK R K, DENZER A J, COCHRAN DL et al. **Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface.** J Dent Res 2004; 83(7):529-33.

CARMO FILHO LC, MARCELLO-MACHADO RM, DE CASTILHOS ED, CURY AADB, FAOT F. **As superfícies dos implantes podem afetar a estabilidade do**

implante durante a osseointegração? Um ensaio clínico randomizado.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30379212/>

CARR AB, GERARD DA, LARSEN PE. **Histomorphometric analysis of implant anchorage for 3 types of dental implants following 6 months of healing in baboon jaws.** Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:785-91.

CHRISTENSON EM, ANSETH KS, VAN DEN BEUCKEN JJ, CHAN CK, ERCAN B, JASEN JA et al. **Nanobiomaterial applications in orthopedics.** J Orthop Res 2007; 25:11-22.

COELHO PG, GRANJEIRO JM, ROMANOS GE, SUZUKI M, SILVA NR, CARDAROPOLI G et al. **Basic research methods and current trends of dental implant surfaces.** J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009;88:579-96.

COOPER LF, MASUDA T, WHITSON SW, YLIHEIKKILA P, FELTON DA. **Formation of mineralizing osteoblast cultures on machined, titanium oxide grit-blasted and plasma- sprayed titanium surfaces.** Int J Oral Maxillofac Implants 1999, 14(1):37-47.

COOPER, LF. **A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants.** J Prosthet Dent 2000,84(5):522-34.

DE JESUS RNR, STAVROPOULOS A, OLIVEIRA MTF, SOARES PBF, MOURA CCG, ZANETTA-BARBOSA D. **Avaliação histomorfométrica de uma superfície de implante duplamente atacada com ácido versus uma superfície de implante hidrofílica quimicamente modificada com ataque ácido duplo. um estudo experimental em cães.** <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27006317/>

ELIAS CN, LIMA JHC. **Importância da qualidade da superfície dos implantes osseointegráveis na biofixação.** Rev Bras Implant 2001 jan./mar.; 7(1):21-5.

ELIAS CN, BUSQUIM T, LIMA JHC, MULLER CA. **Caracterização e torque de remoção de implantes dentários com superfície bioativa.** Rev Bras Odontol 2008a jul./dez; 65(2): 273-9.

ELIAS CN, LIMA JHC, SANTOS MV. **Modificações na superfície dos implantes dentários: da pesquisa básica à aplicação clínica.** Implant News 2008b set./out; 5(5):467-76.

ELIAS CN, LIMA JHC, SILVA FILHO RC, MULLER CA. **Interações de células com diferentes superfícies de implantes dentários.** Rev Bras Odontol 2005; 62(1/2): 119-24.

ELIAS CN, LIMA JHC, MEIRELLES LA. **Variação da osseointegração com a rugosidade dos implantes odontológicos.** 2008:1-5.

GAHLERT M, GUDEHUS T, EICHHORN S, STEINHAUSER E, KNIHA H, et al. **Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs.** Clin Oral Implants Res. 2007; 18:662-8.

GROISMAN M; VIDIGAL-JR GM. **Tipos de superfícies de implantes.** In: Sobrepe. (Org.). Periodontia e Implantodontia - Atuação clínica baseada em evidências científicas. Sobrepe; 2005. 14:1-14.

KLOKKEVOLD PR, JOHNSON P, DADGOSTARI S. CAPUTO A, DAVIES JE et al. **Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit.** Clin Oral Implants Res. Aug 2001; 12(4):350-57.

KÖRMÖCZI K, KOMLÓS G, PAPÓCSI P, HORVÁTH F, JOÓB-FANCSALY A. **A carga precoce de diferentes implantes com superfície modificada: um ensaio clínico randomizado.** <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33902551/>

LIMA JHC, BARBOZA EP, ELIAS CN, GOMES DT. **Tratamentos e caracterização da superfície dos implantes osseointegrados.** Rev. Bras. Implant 1996 jan./lev.; 2(1):21- 5.

LONDON RM, ROBERTS FA, BAKER DA, ROHRER MD, O'NEAL RB. **Histological comparison of a thermal dualetched implant surface to machined, TPS, and HA surfaces: bone contact in vivo in rabbits.** Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17:369-76.

MALUF PSZ, MAROTTI J, KOMATSU C, ARCANGELLI P. **Vantagens do tratamento de superfície a laser em implantes.** Implant News 2007; 4(6):643-5.

MEIRELLES L. et al. **Increased bone formation to unstable nano rough titanium implants.** Clin Oral Impl Res 2007; 18:326-32.

MEIRELLES L, CURRIE F, JACOBSSON M, ALBREKTSSON T, WENNERBERG A. **The effect of chemical and nanotopographical modifications on the early stages of osseointegration.** Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23(4):641-7.

NAGEM FILHO H, NAGEM HD, D'AZEVEDO MTF, FIUZA CT, CAMPI JUNIOR L. **Influxo do perfil dos implantes.** Innov Implant J Biomater Esthet 2009 jan./abr.;4(1):81-5.

PARK JY, DAVIES JE. **Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces.** Clin Oral Impl Res 2000;11:530-9.

PARK JY, GEMMELL CH, DAVIES JE. **Platelet interactions with titanium: modulation of platelet activity by surface topography.** Biomaterials 2001; 22(19):2671-82.

SILVA MHP, LIMA JHC, SOARES GDA, ELIAS CN, SCHECHTMAN H, BEST SM, GIBSON IR, DISILVIO L, DALBY M. **Avaliação morfológica de osteoblastos humanos cultivados sobre titânio puro e titânio recoberto com hidroxiapatita.** Rev Bras Implant 1999 out./dez.; 5(4):9.12.

SAWASE T, WENNERBERG A, HALLGREN C, ALBREKTSSON T et al. **Chemical and topographical surface analysis of five different implant abutments.** Clinical Oral Implants Research 2000;11(1):44-50.

VASCONCELOS L, PETRILLI G, FRANCISCHONE CE. **Avaliação clínica de implantes com diferentes superfícies, instalados em maxilas reconstruídas com enxerto ósseo.** Implantnews 2004, 1(1): 27-32.

WENNERBERG A, HALLGREN C, JOHANSSON C. **Histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two roughness.** Clin Oral Impl Res 1998; 9:11-9.

XAVIER SP. **Caracterização e avaliação da biocompatibilidade do titânio submetido a diferentes tratamentos de superfície.** Araçatuba, 2002, 104 p. Tese de (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.