

UNIVERSIDADE DO SAGRADO CORAÇÃO

JULIANA LUJAN BRUNETTO

**A INFLUÊNCIA DA
MICROGEOMETRIA DO IMPLANTE
NA OSSEOINTEGRAÇÃO. REVISÃO
DE LITERATURA.**

BAURU

2015

JULIANA LUJAN BRUNETTO

**A INFLUÊNCIA DA
MICROGEOMETRIA DO IMPLANTE
NA OSSEOINTEGRAÇÃO. REVISÃO
DE LITERATURA.**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Centro de Ciências da Saúde como parte dos requisitos para a obtenção do título de bacharel em Odontologia, sob a orientação da Profª. Drª. Pâmela Letícia dos Santos.

BAURU

2015

Brunetto, Juliana Lujan

B8957i

A influência da microgeometria do implante na osseointegração. Revisão de literatura / Juliana Lujan Brunetto. -- 2015.

46f. : il.

Orientadora: Profa. Dra. Pâmela Letícia dos Santos.

Coorientador: Prof. Dr. Aroldo Geraldo Magdalena.

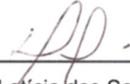
Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Universidade do Sagrado Coração – Bauru – SP.

1. Implante dentário. 2. Osseointegração. 3. Superfície. 4. Titânio. I. Santos, Pâmela Letícia dos. II. Magdalena, Aroldo Geraldo. III. Título.

ATA DE DEFESA DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Ata de Defesa do Trabalho de Conclusão de Curso em Odontologia de Juliana Lujan Brunetto.

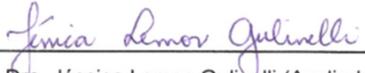
Ao dia nove de novembro de dois mil e quinze, reuniu-se a banca examinadora do trabalho apresentado como Trabalho de Conclusão de Curso em Odontologia de JULIANA LUJAN BRUNETTO, intitulado: **“A influência da microgeometria do implante na osseointegração. Revisão de literatura.”** Compuseram a banca examinadora os professores Dra. Pâmela Leticia dos Santos (orientadora), Dr. Joel Ferreira Santiago Júnior e Dra. Jéssica Lemos Gulinelli. Após a exposição oral, a candidata foi arguida pelos componentes da banca que se reuniram, e decidiram, aprovada, com a nota 8,0 a monografia. Para constar, fica redigida a presente Ata, que aprovada por todos os presentes, segue assinada pela Orientadora e pelos demais membros da banca.



Dra. Pâmela Leticia dos Santos (Orientadora)



Dr. Joel Ferreira Santiago Junior (Avaliador 1)



Dra. Jéssica Lemos Gulinelli (Avaliador 2)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho á vida, com o pensamento de poder me reinventar diariamente, enfrentar desafios e conseguir vencê-los. Nós, seres humanos, iremos procura-los hoje e sempre, para que possamos crescer e descobrir estes enigmas para a felicidade.

Ás longas noites de estudo, às centenas de pesquisadores que publicaram seus conhecimentos, ao respeito e perseverança exercidos durante sua realização.

Á Deus, por sempre me proteger e me guiar nas horas mais difíceis.

Á Pâmela Letícia dos Santos, minha orientadora, e seu marido Aroldo, por todo o trabalho realizado.

Á minha família pelo simples fato de existirem.

Á valorização da ciência que me fez crescer e expandir meus conhecimentos durante estes quatro anos.

Dedico ao mundo, á tudo o que sou e

á tudo o que pretendo ser!

AGRADECIMENTO

Como já dizia Fernando Pessoa: “Tenho em mim todos os sonhos do mundo”, e foi a partir deste sonho que hoje realizo mais um, entrego esta monografia com eterna gratidão àqueles que colaboraram.

Agradeço á minha família, Francisco, Roseliana e Mariana, por sempre me guiarem pelos caminhos corretos na vida. Obrigada por sempre incentivarem o conhecimento e a alcançar meus objetivos com dignidade e humildade.

Á minha orientadora e amiga, Pâmela Letícia dos Santos por sempre me incentivar, pelo tempo despendido, por transferir seus conhecimentos, atenção, boa vontade e amor pela profissão acima de tudo.

Ao meu coorientador Aroldo Geraldo Magdalena, por se dedicar, me instruir e ser tão gentil.

Obrigada meu Deus, por sempre colocar pessoas maravilhosas em minha vida, fazendo com que esta sempre tenha algo bom todos os dias, mesmo que nem todos os dias sejam completamente bons.

Á todos os professores da Universidade Sagrado Coração que sempre acreditaram na minha competência, o meu muito obrigado! Com vocês e por vocês, aprendi que os verdadeiros intelectos são aqueles que compartilham sua sabedoria.

Á banca examinadora, Prof^a Dra. Jessica Lemos Gulinelli, Prof^a Dr^a Mirella Lindoso Gomes Campos e ao Prof. Dr. Joel Ferreira Santiago Junior, pela disponibilidade e grandes contribuições.

Meu eterno agradecimento!

“A verdadeira motivação vem da realização pessoal, satisfação no trabalho e reconhecimento.”

Frederick Herzberg

RESUMO

As modificações nas superfícies dos implantes dentários são realizadas para melhorar suas propriedades físico-químicas, gerando nessa superfície maior rugosidade e aderência do coágulo sanguíneo e conseqüentemente uma diminuição no tempo da osseointegração. Assim, o objetivo desse trabalho foi realizar uma revisão literária sobre os variados tipos de superfícies de implantes e compará-los entre si. Para isto, foram selecionados 60 artigos entre os anos de 1987-2015, com critério de inclusão estar escritos na língua inglesa, portuguesa e espanhola. Foram abordadas as etapas fisiológicas da osseointegração, a geometria das roscas e a superfície dos implantes dentários. Na literatura observa-se que cada tratamento tem uma resposta biológica auxiliando individualmente cada caso clínico, sendo os tratamentos de subtração, como o condicionamento ácido, mais populares que os de tratamento por adição, como os recobertos com fosfato de cálcio $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, e de combinação destes. Dessa forma foi possível concluir que as modificações das superfícies dos implantes são importantes, especialmente para pacientes com alterações sistêmicas que afetem a resposta biológica da osseointegração, pois essas modificações aprimoram a qualidade da interface osso/implante e reduzem o tempo de reabilitação do paciente.

Palavras-chave: Implante dentário. Osseointegração. Superfície. Titânio.

ABSTRACT

The modifications to the surfaces of dental implants are performed to improve its physicochemical properties, this generating higher surface roughness and adhesion of the blood clot and therefore a decrease in the time of osseointegration. The objective of this study was to review the literature on the various types of implant surfaces and compare them with each other. For this, we selected 60 articles between the year 1987 to 2015, with inclusion criteria was being written in English, Portuguese and Spanish. Physiological stages of the osseointegration were addressed, the geometry of the screws and the surface of dental implants. In the literature it was observed that each treatment has a biological response individually assisting each clinical case, and the subtraction treatments such as acid etching, the more popular the treatment by adding, as coated with calcium phosphate $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ and combination thereof. Thus it was concluded that the modification of the surfaces of implants are important, especially for patients with systemic changes that affect the biological response of osseointegration, because these changes improve the quality of the bone / implant interface and reduces the time of rehabilitation.

Keywords: Dental implant. Osseointegration. Surface. Titanium.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Fluxograma da metodologia.....	17
Figura 2 - Fluxograma da osseointegração.....	18
Figura 3 - Na osteogênese á distância (seta verde) a neoformação de tecido ósseo inicia-se distante do implante e cresce em direção a este, enquanto que a osteogênese por contato (seta azul) inicia sua formação em contato com implante e cresce em direção ao tecido ósseo maturado.....	19
Figura 4 - Visualização do GAP (seta vermelha) na interface implante-intermediário.....	20
Figura 5 - Implantes com (A) e sem rosca (B), cilíndricos com câmara.....	21
Figura 6 - Geometria da rosca dos implantes. (A) rosca tipo trapezoidal, (B) rosca tipo arredondada, (C) rosca tipo triangular e (D) rosca tipo quadrada.....	21
Figura 7 - Passos da rosca do implante, (A) descontínuo e (B) contínuo.....	22
Figura 8 - Profundidade da rosca descontínua dos implantes (verde), diâmetro maior (amarelo) e diâmetro menor (vermelho).....	23
Figura 9 - Diâmetro dos implantes.....	24
Figura 10 - Tipos de superfície de implantes.....	26
Figura 11 - Superfície de TACP em aumento de (A) 50x, (B e C) 500x e (D) 1000x.....	28
Figura 12 - Superfície de titânio modificada por tratamento ácido em aumento de (A) 50x, (B e C) 500x e (D) 1000x.....	29
Figura 13 - Implantes SLActive em aumento de 30x (A) e 10000x (B).....	30
Figura 14 - Injeção de micropartículas envolvidas por feixe laser.....	31
Figura 15 - Superfície de titânio anodizado em aumento de (A) 50x, (B e C) 500x e (D) 1000x.....	32
Figura 16 - Imagem por MEV da superfície de implantes de HA.....	33
Figura 17 - Secções histológicas delineadas pela superfície de implantes de TiZr, Ti e Ti6Al4V.....	35
Figura 18 - Imagens feitas pelo microscópio eletrônico de varredura (MEV) são três tipos de superfície de titânio: usinado (SU), jateado com alumina e posterior ataque ácido (MICRO) e anodizados (NANO) em aumento de 10000x.....	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Macroestrutura dos implantes.....	22
Tabela 2 - Comparação de superfícies dos implantes.....	38

LISTA DE ABREVIATURAS

Al₂O₃: Trióxido de Alumínio

BC: Coágulo de sangue

C: Fase cúbica da Zircônia

Ca: Cálcio

CaO: Óxido de Cálcio

CaP: Fosfato de cálcio

CMI: Células Mesenquimais Indiferenciadas

FL: Feixe de LASER

HA: Hidroxiapatita

M: Fase monoclinica da Zircônia

MEC: Matriz extracelular

MEV: Microscópio eletrônico de varredura

MgO: Óxido de Magnésio

NaCl: Cloreto de sódio

NB: Novo tecido ósseo mineralizado

O: Osso recém-formado não mineralizado

O₂: Oxigênio

P: Fósforo

Peaks: Densidade de picos

PSZ: Zircônia estabilizada

S_a: Média aritmética de desvio de uma superfície

S_{dr}: Relação de área de superfície

SLA: S=sandblasted (jateada); L=largegrit (partículas grandes); A= acidetching (ataque ácido), superfície hidrofóbica com formação de uma camada passiva após tratamento

SLActive: Superfície hidrofílica de SLA que permanece quimicamente ativa após tratamento

SLAffinity: SLA com adição de óxido de titânio

T: Fase tetragonal da Zircônia

Ti: Titânio

Ti-6Al-4V: liga de Titânio com adições de 6% de Alumínio e 4% de Vanádio

TICP: Titânio Comercialmente Puro

TiG: Titânio modificado grau

TiO₂: Dióxido de Titânio

TiZr1317: Liga de Titânio com adições de 13% a 17% de Zircônio

TZP: Estrutura tetragonal policristalina da Zircônia

Y₂O₃: Trióxido de Ítrio

Zr: Zircônia

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	OBJETIVO	16
2.1	OBJETIVO GERAL.....	16
2.2	OBJETIVO ESPECÍFICO	16
3	MATERIAL E MÉTODO	17
4	REVISÃO DE LITERATURA	18
4.1	OSSEOINTEGRAÇÃO.....	18
4.2	DESENHO DO IMPLANTE.....	20
4.3	SUPERFÍCIE DO IMPLANTE.....	24
5	DISCUSSÃO	36
6	CONCLUSÃO	40
7	REFERÊNCIAS	41

1 INTRODUÇÃO

A melhor forma de restabelecer a estética e a função mastigatória, atualmente, é com a utilização de próteses implantossuportadas. (SENNA et al., 2014). Para o sucesso das próteses implantossuportadas é necessário que ocorra a osseointegração, isto é, formação de tecido ósseo ao redor do implante. (BRANEMARK et al., 1999). Esse fato está diretamente relacionado com a correta carga oclusal, material utilizado, desenho e superfície do implante, estabilidade primária e técnica cirúrgica. (LI, 2015).

O titânio (Ti) e suas ligas estão sendo utilizados na área da implantodontia dentário, pois apresentam alta biocompatibilidade, não demonstram reações alérgicas, mostra-se com uma elevada resistência á ionização, resistência à corrosão e baixa densidade. (POHLER, 2000). É constatado que os implantes que se constituem de Ti, em sua maior proporção, têm significativamente uma melhor qualidade e quantidade óssea ao seu redor. (LEE et al., 2015).

Entre os estudos já realizado com implantes de Ti comercialmente puro (TICP), Saini e colaboradores (2015) relataram uma classificação com quatro níveis de oxigenação, onde o primeiro grau corresponde a uma presença de 0,18% de oxigênio (O₂) e o quarto grau apresenta 0,4%. Os resultados de ensaios mecânicos demonstraram que a resistência mecânica do Ti modificado por tratamento corrosivo de grau 4, TiG4, é maior do que os demais que estão à disposição para o consumo. (ELIAS et al., 2015).

Falco (2010), afirmou que os implantes usinados apresentam uma característica de direcionar o crescimento dos osteoblastos devido as suas ranhuras esterilizadas. Davies (2003) relata que a evolução da remodelação com implantes usinados é devida a melhora da retenção do coágulo sanguíneo, ao aumento da migração e proliferação celular e ao aumento da área da superfície do implante. Portanto, o Ti é considerado o implante do século XXI devido ao seu histórico de sucesso que comprova sua biocompatibilidade e propriedades mecânicas. (SAINI et al., 2015).

Schliephake e colaboradores (2015) realizaram um estudo *in vitro*, este demonstrou que o uso de oligonucleotídeos se ancora ao fator de crescimento

vascular endotelial, sobre a superfície de Ti, pois, após uma semana em implantes TICP, 48% dos oligonucleotídeos estavam presentes. (LEE et al., 2015).

Atualmente diferentes métodos estão sendo utilizados para o tratamento de superfícies de implantes, como as técnicas de adição e subtração. Estas técnicas deixam as superfícies dos implantes com maior rugosidade, pois conferem alterações físico-químicas que ajudam na aderência do coágulo sanguíneo ao implante dentário. Além disso, aumentam o torque, possuem propriedades osteoindutoras e permitem a utilização de cargas imediatas em um curto prazo. (QUEIROZ, 2010).

Tendo em vista a influência positiva da microgeometria do implante dentário no processo de reparo ósseo, este trabalho apresenta uma revisão de literatura sobre as principais superfícies dos implantes dentários.

2 OBJETIVO

2.1 OBJETIVO GERAL

- Realizar uma revisão de literatura sobre a microgeometria dos implantes

2.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

- Comparar a microgeometria dos implantes com a resposta biológica de osseointegração de cada tipo de modificação de superfície
- Verificar a importância dos diferentes tratamentos realizados nos implantes usinados

3 MATERIAL E MÉTODO

Para a identificação dos estudos inclusos nesta revisão, foi realizada uma estratégia de busca detalhada para a base de dados Medline (Pubmed), Science Direct, Scielo, Periódicos CAPES e Bireme nos anos de 1987-2015, dando preferência para os artigos mais atuais e sendo restrito para os escritos na língua inglesa, portuguesa e espanhola. Os seguintes descritores foram utilizados em diferentes combinações: “Dental implant”, “Titanium commercially pure”, “Titanium”, “Surface properties”, “Osseointegration”, “Implant surfaces”, “Acid”, “Ti6Al4V”, “Hydroxyapatite”, “Zirconium” e “Anode”.

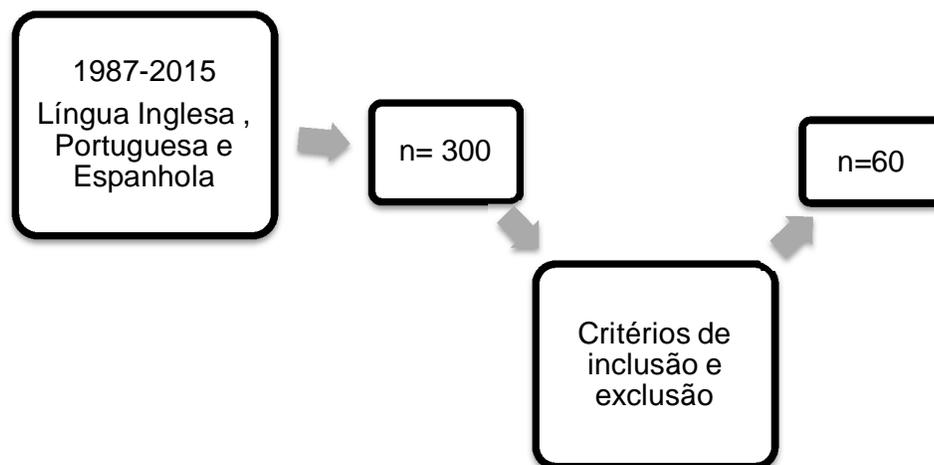


Figura 1 - Fluxograma da metodologia.

Fonte: Elaborado pela autora (2015).

Os critérios de inclusão foram estudos de pesquisas científicas em animais, humanos e revisão sistemática. Já os critérios de exclusão foram casos clínicos. Após uma análise, segundo o critério de inclusão foram selecionados 60 artigos. Os dados foram analisados, cruzados e debatidos para a realização da redação com os resultados concludentes. (Figura 1).

4 REVISÃO DE LITERATURA

4.1 OSSEOINTEGRAÇÃO

Para que a osseointegração ocorra, algumas etapas devem ser fisiologicamente seguidas (Figura 2).



Figura 2 - Fluxograma da osseointegração.

Fonte: Elaborado pela autora (2015).

Logo após a inserção do implante no alvéolo, inicia-se a formação do coágulo sanguíneo substituindo a matriz provisória, e é a partir deste que células potencialmente osteogênicas irão migrar e alcançar a superfície do implante e/ou tecido ósseo. A superfície do implante é condicionada por proteínas séricas, íons minerais, glicosaminoglicanas, lipídeos e citocinas até o 4^o dia, quando iniciará a formação do tecido de granulação. (DAVIES et al., 1998; DAVIES, 2003; VAVASSEUR, RAGHAVENDRA, 2005).

Ocorrerá a migração de células mesenquimais indiferenciadas (CMI) e enquanto não estiverem secretando matriz óssea, as CMI migraram e se diferenciarão em osteoblastos. Então será formada uma rede de fibrina permitindo a migração de CMI, macrófagos, leucócitos, polimorfonucleares e células linfóides para ocorrer a diferenciação das células osteoblásticas. (DAVIES et al., 1998).

Após estas etapas, uma rede de fibrina criada anteriormente irá se retrair para favorecer a diferenciação osteoblástica, acontecendo uma degradação (fibrinólise) das fibras de colágeno e, para guiar a angiogênese, a formação de tecido conjuntivo frouxo. (DAVIES et al., 1998).

A deposição de matriz extracelular (MEC) se inicia após 1 semana. A matriz orgânica sem colágeno constituída por osteopontina e sialoproteína óssea, realiza a síntese de cristais de fosfato de cálcio e fibras colágenas realizando a deposição de íons de cálcio e fósforo na matriz orgânica realizando a calcificação da matriz óssea livre de colágeno. A MEC irá mineralizar e se apresentar com uma espessura de aproximadamente 0,5 micrômetros, essa será chamada de linha de cimento. (DAVIES et al., 1998; BRUNSKI et al., 2000).

Juntamente com a mineralização iniciará a osteogênese por contato e à distância (Figura 3).

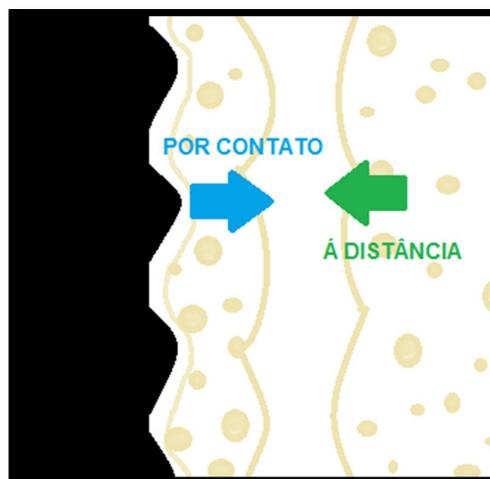


Figura 3 - Na osteogênese à distância (seta verde) a neoformação de tecido ósseo inicia-se distante do implante e cresce em direção a este, enquanto que a osteogênese por contato (seta azul) inicia sua formação em contato com implante e cresce em direção ao tecido ósseo maturado.

Fonte: Elaborado pela autora (2015).

As últimas fases da osseointegração ocorrerão na 6ª semana (maturação do tecido neoformado), 8ª e 12ª semanas (Remodelação óssea) que é responsável pela estabilidade do implante a longo prazo. (DAVIES et al., 1998; BERGLUNDH et al., 2003).

Vários artigos demonstram que após um ano de sua osseointegração, os implantes que estão em função sofrem uma reabsorção óssea ao seu redor de aproximadamente 1,3 mm de largura e profundidade, iniciando a partir da linha de junção do intermediário e do implante propriamente dito (Figura 04). Este GAP criado fisiologicamente chama-se saucerização e pode ser encontrado, com esta medida, sempre que for considerado um sucesso. (CONSOLARO et al., 2012; VERRI et al., 2012; COSTA et al., 2014; OGLE, 2015; ROMANOS et al., 2015).

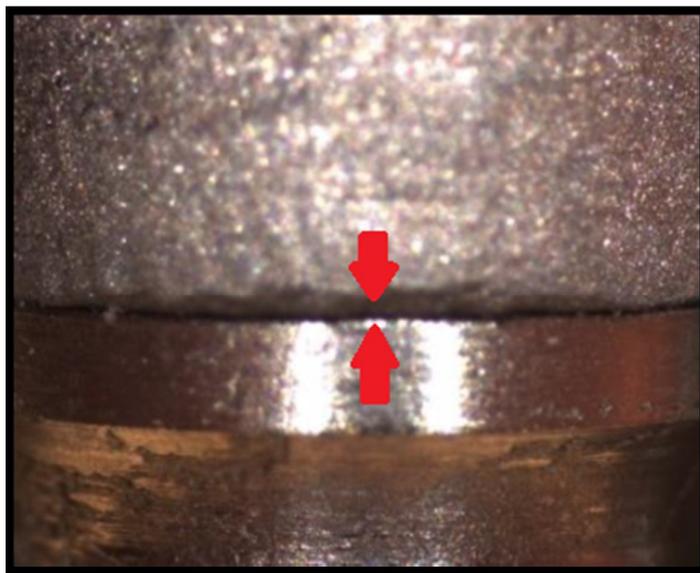


Figura 4 - Visualização do GAP (seta vermelha) na interface implante-intermediário.

Fonte: Da Silva (2014).

4.2 DESENHO DO IMPLANTE

Em relação ao seu desenho, os implantes são classificados em: rosqueados e não rosqueados (desuso) (Figura 5). Dentre os rosqueáveis, subdivide-se em cilíndricos, cônicos e cilíndrico-cônicos (VIANA, 2010). Sendo que o critério de escolha desses implantes rosqueáveis, depende de cada caso.



Figura 5 - Implantes com (A) e sem rosca (B), cilíndricos com câmara.

Fonte: Ogle (2015).

Os implantes de pressão, assim chamados por não possuírem rosca, estão em desuso, pois as roscas possibilitaram uma maior retenção do implante no tecido ósseo. Além desta classificação, as roscas possuem formatos próprios, podendo ser: trapezoidais, arredondadas, triangulares ou quadradas (Figura 6). (STEIGENGA et al., 2003). Como se pode observar na tabela 1, cada tipo de rosca tem sua indicação.

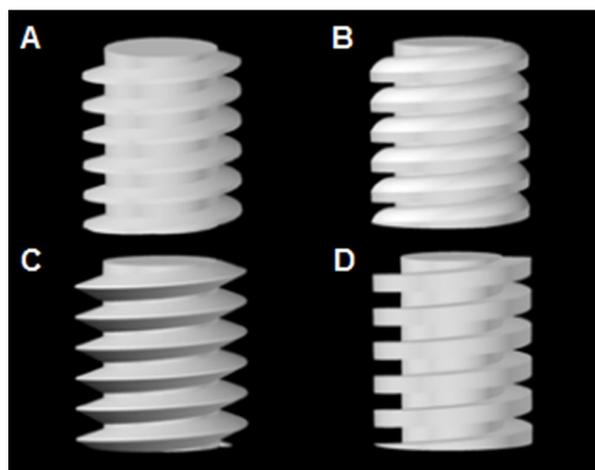


Figura 6 - Geometria da rosca dos implantes. (A) rosca tipo trapezoidal, (B) rosca tipo arredondada, (C) rosca tipo triangular e (D) rosca tipo quadrada.

Fonte: De Moraes et al. (2009).

Há três parâmetros que devem ser comparados em relação ao desenho da rosca: passo, formato e profundidade. Os passos da rosca são divididos em contínuos e descontínuos (Figura 7), ou seja, quando o intervalo das roscas de cada implante formar um desenho igual ou parecido a um trapézio, este passo é considerado descontínuo e se formar um triângulo, então é considerado contínuo. Dependendo do formato da rosca, a direção da carga oclusal será transferida para diferentes direções no tecido ósseo. Ao compararmos uma rosca triangular e trapezoidal sob uma força de cisalhamento, estas tem um resultado semelhante, porém 10 vezes menor que a rosca quadrada. A rosca quadrada possui uma área de superfície ótima para forças intrusivas e extrusivas tendo como efeito a redução de forças no osso. (MARTINEZ-GONZÁLEZ, 2002; DE MORAES et al., 2009).

Tabela 1- Macroestrutura dos implantes.

Formato da rosca	Facilidade de inserção	Travamento do implante	Distribuição das forças	Indicações
Triangulares	Ótima	Regular	Regular	Osso tipo I
Quadradas	Regular	Ótimo	Ótima	Osso tipo III e IV
Trapezoidais	Boa	Bom	Boa	Osso tipo II
Arredondadas	Regular	Ótimo	Boa	Osso tipo III e IV

Fonte: Steigenga et al. (2003).

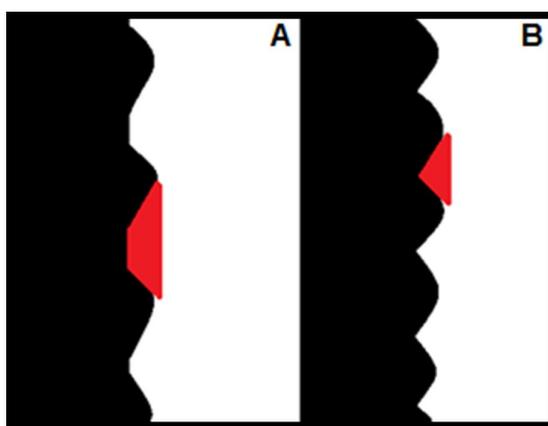


Figura 7 - Passos da rosca do implante, (A) descontínuo e (B) contínuo.

Fonte: Elaborado pela autora (2015).

A profundidade é a distância entre o maior e o menor diâmetro da rosca (Figura 8) que normalmente se apresentam uniformemente, mas podem variar dependendo da forma do implante. (DE MORAES et al., 2009).

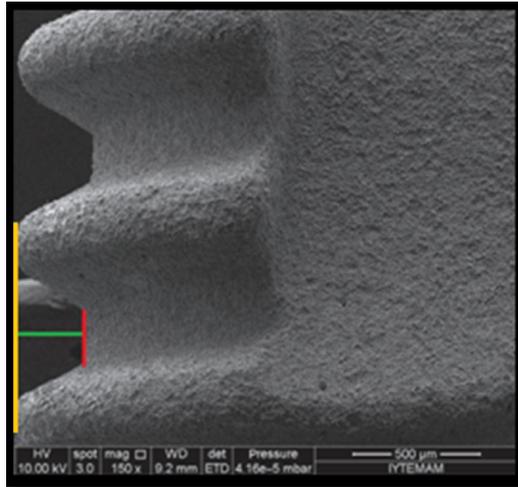


Figura 8 - Profundidade da rosca descontínua dos implantes (verde), diâmetro maior (amarelo) e diâmetro menor (vermelho).

Fonte: Dolanmaz et al. (2014).

Antes de estudarem as roscas dos implantes, pesquisadores decidiram estudar a dissipação de forças em relação ao diâmetro destes. E foi descoberto que quando maior o diâmetro, melhor é distribuída a força realizada e menor é o *stress* disseminado sobre o tecido ósseo, pois é distribuído em toda a área do implante. (OGLE, 2015; CARVALHO et al., 2009).

Na figura 9 mostra uma comparação da diferença entre os diâmetros dos implantes mais vendidos no mercado.

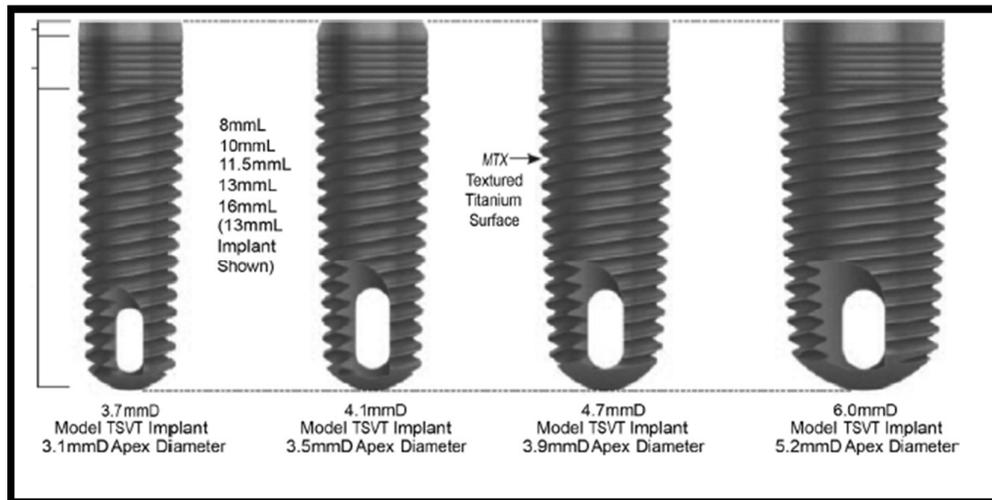


Figura 9 - Diâmetro dos implantes.

Fonte: Ogle (2015).

4.3 SUPERFÍCIE DO IMPLANTE

Foi demonstrado que as dos implantes influenciam na resposta molecular dos tecidos e podem ser separadas em propriedades de superfície e de corpo. A composição, a topografia e o tipo de correlação com os tecidos são relacionados a estas respostas moleculares, que podem ocorrer a curto ou a longo prazo. (ELIAS et al., 2015).

O titânio é uma material biomórfico, ele apresenta duas fases α e β . A fase α é estável até a temperatura de 882,5°C e acima desta temperatura a fase β torna-se estável. Os implantes de TICP são a escolha para a aplicação intraóssea devido à resistência ao ataque ácido, ao módulo de elasticidade compatível ao osso, espessura controlável além de, apresentar atividade catalítica para várias reações química. (DELIGIANI et al., 2001; DA PAIXÃO et al., 2013).

Em relação à composição do implante dentário, o Ti não é apresentado puro e sim na forma de ligas, principalmente com 6% de alumínio (Al), 4% de vanádio (V), 0,25% de ferro (Fe), 0,2% de oxigênio (O) e 90% de Ti, para formar a liga mais utilizada (α - β). Estas ligas são encontradas em três fases sendo eles: α , β e α - β , que são originados conforme a quantidade de Al e V, que são adicionados em Ti puro. (OGLE, 2015; SAINI et al., 2015). A desvantagem do Ti, notória é a questão

estética, pois sua cor acinzentada transpassa a mucosa queratinizada, quando não espessa. (SAINI et al., 2015).

Estudos demonstraram que dentre os aditivos, a alumina se destaca, devido à combinação de resistência à corrosão, biocompatibilidade, alta resistência ao desgaste, alta resistência mecânica à compressão e dureza. (RODRIGUES et al., 2012).

O Al e o Fe são estabilizadores da fase alfa (α) pois aumentam a resistência e diminuem o peso da liga, já o V age como estabilizador de fase beta (β), diminuindo a concentração de alumínio e evitando a corrosão. Como as transições de fases são dependentes da composição química das ligas, torna-se necessário controlar a sua composição para o domínio total de todas as propriedades, sejam elas físicas ou químicas. Para aumentar sua resistência, estas ligas podem ser submetidas a um tratamento térmico apropriado. (SAINI et al., 2015).

As ligas metálicas biocompatíveis a base de Ti possuem alta resistência à corrosão, pois ao entrar em contato com tecido vivo é formada em sua superfície uma película de dióxido de titânio (TiO_2) de aproximadamente 3 a 10 nm protegendo o metal e auxiliando na osseointegração. Porém a estabilidade dessa película depende da sua composição e espessura. É a partir dela que os implantes das ligas de Ti e TACP apresentam biocompatibilidade com a cavidade oral. (GULATI et al., 2015; OGLE, 2015).

Os implantes de Ti podem ser classificados de 1 a 4 dependendo do seu grau de pureza, resistência à corrosão, condutibilidade e força (resistência mecânica). O grau 1 é o mais puro da escala e que possui maior pureza e resistência à corrosão mas oferecem menor força se comparados ao grau 4 (possui maleabilidade moderada e maior resistência), que atualmente são a matéria-prima da maioria dos implantes. (OGLE, 2015).

A microgeometria do implante é um aspecto essencial a ser analisado, uma vez que tem influência comprovada na qualidade obtida da osseointegração, de acordo com o tipo de tratamento que o metal é submetido. As modificações na superfície do implante visam aprimorar a qualidade da interface osso/implante e do período não funcional do implante.

O ponto inicial de qualquer modificação de superfície é o implante usinado. Este deve apresentar propriedades mecânicas para dar suporte às modificações posteriores. Os usinados são implantes com menor custo e maior homogeneidade na usinagem, já os rugosos possuem uma maior área de superfície que se encontra tratada seja por condicionamento ácido, jateamento de dióxido de titânio ou alumínio, irradiação de LASER, entre outros. As superfícies rugosas favorecem a retenção do coágulo, aumentam a migração celular, aumentam a resistência do torque de remoção e permitem a instalação de carga protética em um menor tempo. (JOHANSSON, ALBREKTSSON, 1987).

Existem três tipos de tratamentos para modificar as superfícies dos implantes, estas são (Figura 10):

A. Tratamento de superfície de implante por adição: aplica-se uma camada tratada sobre a superfície do corpo do implante.

B. Tratamento de superfície de implantes por subtração: corpo do implante é exposto a materiais corrosivos que alteram a morfologia superficial, tais como abrasão por jateamento de partículas (TiO_2 - Dióxido de Titânio e Al_2O_3 - Trióxido de Alumínio) e por condicionamento ácido.

C. Combinações destes procedimentos.

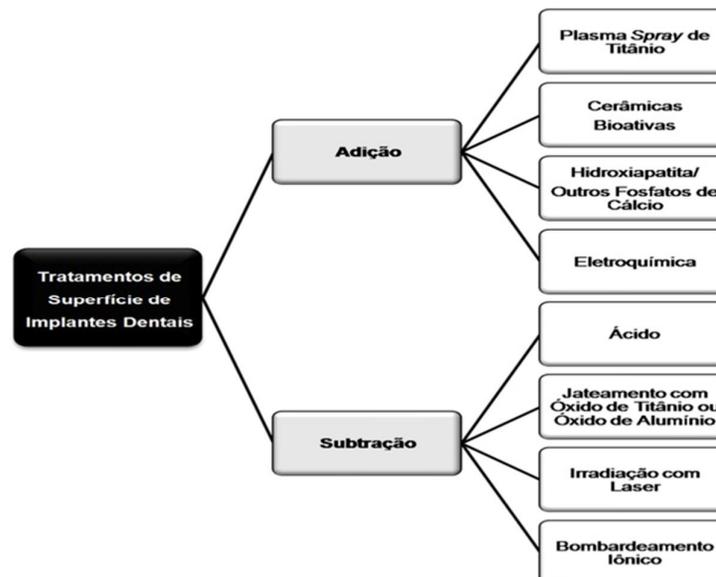


Figura 10 - Tipos de superfície de implantes.

Fonte: Campos et al., (2012).

Atualmente existe uma ampla gama de implantes, dos mais variados formatos e tratamentos, por isso apenas os implantes mais estudados e comercializados serão relatados nesta revisão:

- A. SUPERFÍCIE USINADA
- B. SUPERFÍCIE MODIFICADO POR TRATAMENTO ÁCIDO
- C. SUPERFÍCIE MODIFICADO POR FEIXE DE LASER
- D. SUPERFÍCIE ANODIZADA
- E. TICP REVESTIDO COM HIDROXIAPATITA - MÉTODO BIOMIMÉTICO
- F. SUPERFÍCIE REVESTIDA POR ZIRCÔNIA
- G. IMPLANTE DE TITÂNIO-ZIRCONIA (TiZr1317)

A. SUPERFÍCIE USINADA

As superfícies usinadas, também podem ser denominadas de maquinadas ou lisas. A obtenção desse tipo de superfície ocorre por meio da usinagem simples de um bloco metálico, todavia, a superfície não exibe completa lisura, sendo a última nomenclatura (liso) não adequado.

As ranhuras superficiais são de grande importância para o processo de adesão celular e produção da matriz proteica, sendo uma das principais características desse tipo de superfície a osteogênese à distância. (Misch et al., 2008).

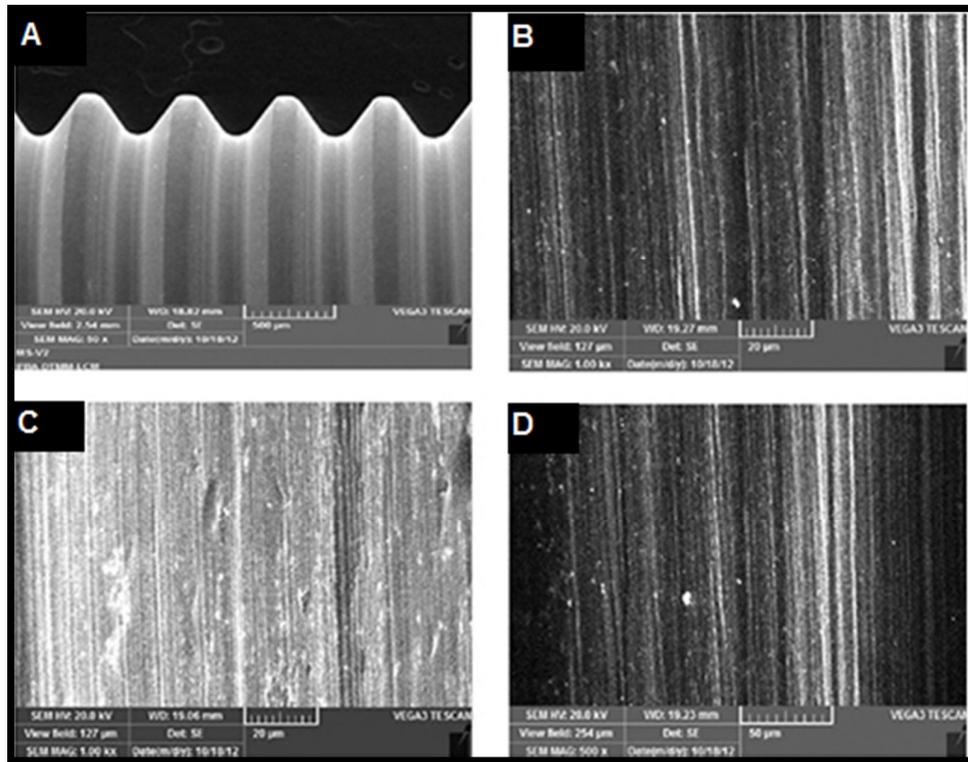


Figura 11 - Superfície de TICP em aumento de (A) 50x, (B e C) 500x e (D) 1000x.
Fonte: Da Paixão et al. (2013).

Na figura 11, pode-se observar um implante usinado com roscas arredondadas (A), sua superfície se apresenta com uma leve rugosidade (B, C e D). Com o intuito de melhorar a estabilização do implante e aumentar a área de contato superficial do implante com o hospedeiro modificações de superfícies foram propostas.

B. SUPERFÍCIE MODIFICADA POR TRATAMENTO ÁCIDO

O condicionamento ácido provoca corrosão nos implantes, provocando um aumento da rugosidade da superfície do implante (Figura 12). Quando o mesmo é tratado com diferentes concentrações de ácido e temperaturas, podem ser criados vários tamanhos de depressões que são facilmente padronizadas, por isso este método é muito utilizado em indústrias. A reação biológica dependerá do tratamento que o implante será submetido, sendo assim expostos a polissacarídeos, íons,

hidratos de carbono, proteínas, condroblastos, fibroblastos e osteoblastos, que reagem com a superfície. (VIEIRA, NAMEN, GALAN JUNIOR, 2013).

Nos implantes tratados com ácido hidrófluorídrico ou ácido nítrico, são criadas microcavidades em sua superfície aumentando a rugosidade e conseqüentemente sua resistência (isto quando comparado aos implantes usinados), proporcionando uma osseointegração mais rápida, pois há o aumento das células aderidas e níveis de expressão dos genes formadores ósseos, melhorando a biocompatibilidade deste com o organismo do receptor. (CANAVEZ, 2013).

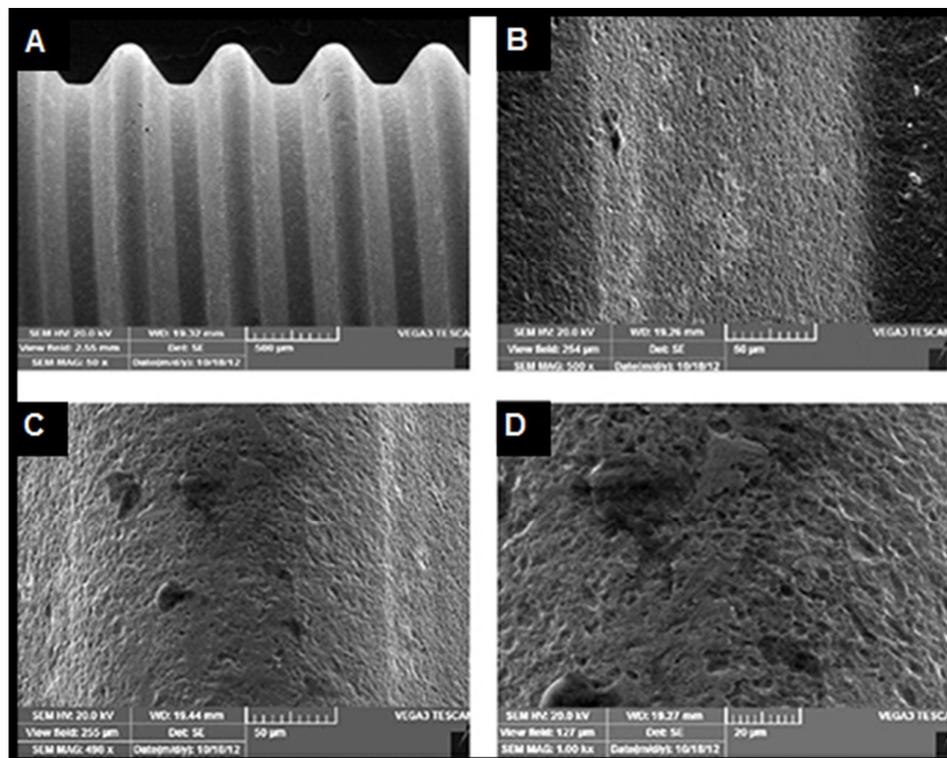


Figura 12 - Superfície de titânio modificada por tratamento ácido em aumento de (A) 50x, (B e C) 500x e (D) 1000x.

Fonte: Da Paixão et al. (2013).

Os implantes que foram submetidos à jateamento e posterior ataque ácido, em sua superfície usinada, são conhecidos como SLActive. Estes implantes apresentam um desvio médio de uma superfície (S_a) de $1,75 \mu\text{m}$ e, uma relação de área superficial (S_{dr}) de 143% e uma densidade de picos maior do que a dos implantes SLA. (BORGES et al., 2013).

Chambrone et al. (2014) verificaram que a superfície do implante SLActive, da marca Straumann AG, pode diminuir o tempo necessário para a osseointegração. Estes são feitos de titânio (grau 2) e produzidos igualmente, porém, o que difere é que são banhados em nitrogênio para evitar sua contaminação, deixando o implante com uma maior energia de superfície e uma superfície mais hidrofílica, o que facilita a reação dos osteoblastos fazendo sua resposta inicial seja mais rápida. São armazenados em tubos de vidro contendo uma solução de NaCl isotônico, selados.

Porém, quando os autores foram avaliar seus implantes, por meio de reabilitação do tipo protocolo com carga imediata, os resultados mostraram que não houve uma evidência clinicamente convincente de que ocorreu menor perda óssea e falha protética. (CHAMBRONE et al., 2014).

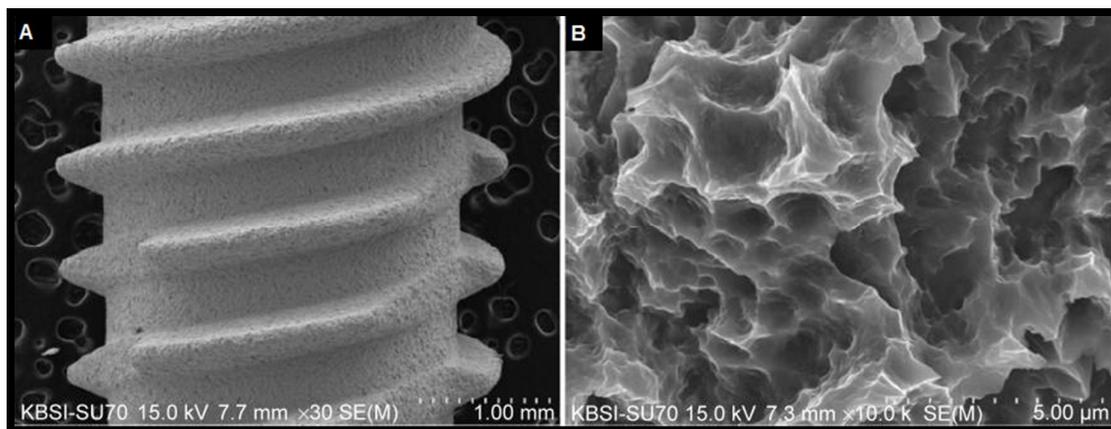


Figura 13 - Implantes SLActive em aumento de 30x (A) e 10000x (B).

Fonte: Lee et al. (2015).

C. SUPERFÍCIE MODIFICADA POR FEIXE DE LASER

O tratamento de superfícies por irradiação por feixes de LASER (FL) possuem vantagens incluindo a não contaminação, alto grau de pureza, aumento do torque de remoção e o favorecimento da osseointegração devido à rugosidade. (QUEIROZ, 2010).

O tratamento por FL proporciona um aumento da área da microestrutura de superfície, na dureza, na resistência à corrosão, formação de óxidos e nitritos resultando em um aumento da biocompatibilidade do titânio, tornando a osseointegração mais rápida. (QUEIROZ, 2010).

Diferentemente dos outros tipos de tratamento, este método produz uma superfície de implante mais pura e homogênea da área de tratamento com LASER Nd:YAG, aumentando a camada de óxido da superfície em relação aos usinados, em 157% de oxigênio na área e obtendo cavidades em torno de 25 μm . (BORGES et al., 2013).

Quando os tratamentos por feixe de LASER e de HA são combinados, ocorre aumento da espessura de óxidos promovida pela irradiação com LASER, aumentando a união com a HA (depositada pelo método biomimético), devido à alta afinidade entre os dióxidos de titânio e a HA. (QUEIROZ, 2010; SUCHANEK et al., 2015).

Além disso, existe a técnica de revestimento de LASER com inserção de pó que é um processo de tratamento de superfície realizado para revestimentos com fosfato de cálcio e vidro bioativo na liga Ti-6Al-4V. Micropartículas do material precursor são injetadas sobre um substrato envolvido pelo feixe de LASER (Figura 14). A radiação LASER de alta energia estacionária é dirigida à superfície do substrato aquecendo o local que o material precursor irá se depositar, realizando a fusão. A solidificação do substrato inicia-se quando o feixe LASER é retirado do local. (LUSQUIÑOS, 2014).

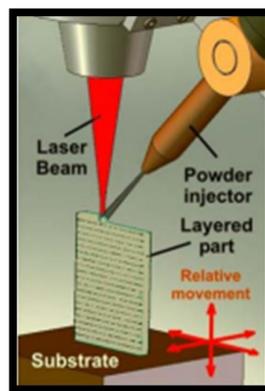


Figura 14 - Injeção de micropartículas envolvidas por feixe laser.
Fonte: Lusquiños et al. (2014).

D. SUPERFÍCIE ANODIZADA

Na anodização ou oxidação anódica o implante é colocado no ânodo de uma célula eletroquímica, ao gerar uma diferença de potencial, ocorrerá oxidação do implante, ocasionando a produção de uma camada fina, e isolante, de dióxido de titânio (TiO_2) na superfície do implante com alta dureza e resistência a corrosão. (SON et al., 2003; BORGES et al., 2013; COUTINHO et al., 2015).

Uma das técnicas para tratar a superfície de um implante TICP usinado é a anodização, que forma um filme de óxido poroso (Figura 15) podendo incorporar fósforo (P) ou cálcio (Ca) a camadas de óxido anódico. Assim, pesquisas têm relatado que a incorporação de Ca e P conduzem a um aumento da resposta celular quando comparado com os implantes jateados. (SON et al., 2003)

Ao utilizar um implante SLA para realizar a anodização cria-se um implante SLAffinity, ou seja, uma superfície com alta área de contato que pode favorecer a molhabilidade da superfície (devido ao SLA) com o TiO_2 em sua superfície. (BORGES et al., 2013).

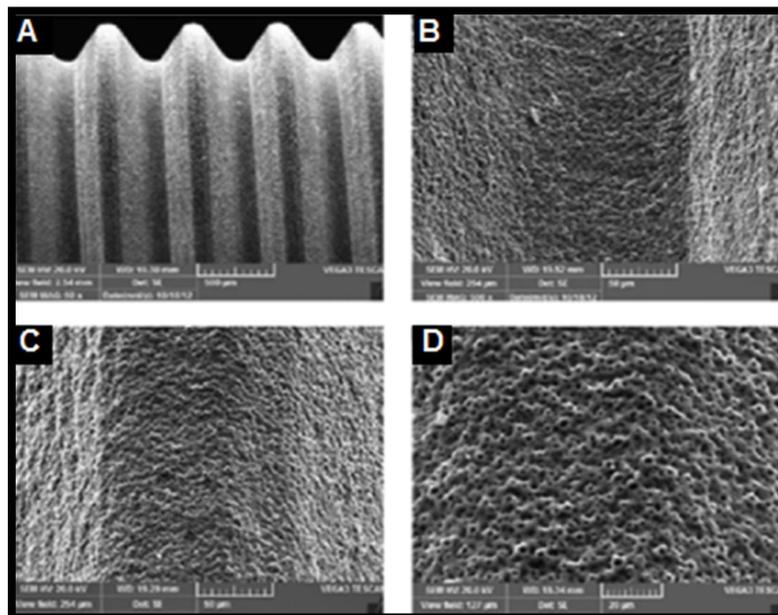


Figura 15 - Superfície de titânio anodizado em aumento de (A) 50x, (B e C) 500x e (D) 1000x.

Fonte: Da Paixão et al. (2013).

E. TICP REVESTIDO COM HIDROXIAPATITA – MÉTODO BIOMIMÉTICO

Superfícies com revestimento de hidroxiapatita (HA) como verificado na figura 16 são indicadas, pois apresenta uma similaridade com o tecido ósseo (fosfato de cálcio – CaP), ou seja, ao adicionar HA na superfície de um implante TICP, usinado, obtém-se diversas vantagens como melhor fixação, alta biocompatibilidade, boas propriedades mecânicas e menor tempo de deposição óssea (por ser osteocondutora). (OGLE, 2015). Isto ocorre, pois os íons de cálcio (Ca) e de fosfato (P) são liberados após a dissolução da camada depositada do revestimento de HA pelo tecido vivo, se incorporando a microcristais de HA propiciando uma maior osseointegração (QUEIROZ, 2010).

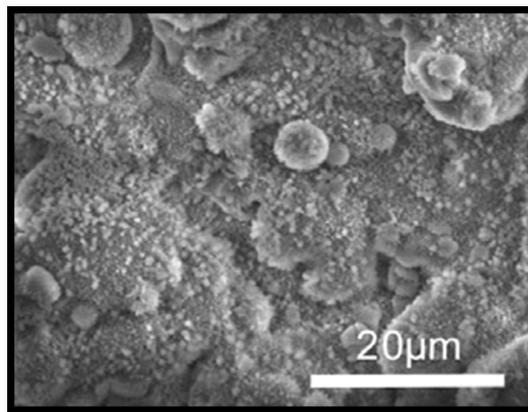


Figura 16 - Imagem por MEV da superfície de implantes de HA.

Fonte: Kato, Yamada e Sakurai (2015).

A aceleração da osteocondutividade auxilia na estabilidade inicial do implante e encurta o período inicial do tratamento. O Ti oferece suporte da carga por apresentar boa biocompatibilidade e alta resistência à fratura, mas não reage fisiologicamente com o tecido ósseo. Supõe-se que implantes de TICP revestimentos de HA aceleraram a aposição óssea, encurtando assim o período de espera para a restauração de implante dentário. Porém, estudos relatam que a sobrevivência desse implante é similar aos outros, mas a taxa de sucesso é significativamente menor do que a taxa de sobrevivência global. (QUEIROZ, 2010).

Zhou e colaboradores (2011) verificou a taxa de sobrevivência dos implantes por um período de 10 anos e o resultado obtido foi que a taxa de sobrevivência

resultou em 87,39% em comparação a taxa de sucesso de 63,84%. Os implantes que estão dentro desses 64%, aproximadamente, foram clinicamente bem sucedidos, pois osseointegraram em um curto período e sobreviveram, porém não se pode considerar esta porcentagem como uma vitória.

Antigamente eram fabricados implantes com grande espessura de HA na superfície, o que gerava um afrouxamento, diminuindo a taxa de sucesso em longo prazo. Porém hoje em dia a espessura do HA diminuiu para 1 mm reduzindo o risco de afrouxamento e aumentando a taxa de sucesso. É por esta e outras razões que o implante de TICP com superfície de HA de 1 mm é indicado para ossos tipo IV, locais recém-enxertados e de extrações recém-realizadas. (OGLE, 2015).

F. IMPLANTE DE ZIRCÔNIA

A Zircônia (Zr) é um composto "cerâmico" biocompatível e osteointegrável que possui três formas alotrópicas sendo elas: monoclinico (M), cúbico (C), e tetragonal (T). Em temperatura ambiente, a forma mais estável da Zircônia é a monoclinica. Para a formação da estrutura cúbica é necessário o aquecimento, deste material, até a temperatura em torno de 1170°C e acima de 2370°C a estrutura mais estável é a tetragonal. Em temperatura ambiente essas fases são instáveis e quebradiças. A estrutura cúbica da Zr pura pode ser estabilizada adicionando óxido de cálcio (CaO), óxido de magnésio (MgO) e trióxido de ítrio (Y_2O_3), tendo como resultado um material multifásico (zircônia estabilizada - PSZ). (OGLE, 2015; SAINI et al., 2015).

É uma estrutura tetragonal é policristalina (TZP) e só pode ser obtida quando o Y_2O_3 é adicionado em temperatura ambiente, pois ele estabiliza o TZP. O Y_2O_3 possui baixa porosidade, alta densidade, alta flexão e compressão. (SAINI et al., 2015).

Durante a fabricação dos implantes de Zr seu processamento e composição não são informados, por isso ainda há dificuldade na avaliação da sua superfície, não há como afirmarmos que diferentes marcas comerciais seguem o mesmo padrão de fabricação. O Zr possui propriedades físicas favoráveis, como resistência à flexão (900-1200 MPa), dureza (1200 Vickers), baixo limiar de tensão e boa resistência à corrosão. Porém se compararmos os implantes de Zr com os de TICP,

o segundo de grau 4 não sofrerá corrosão portanto não pode ser considerada uma vantagem do implante de Zr. (OGLE, 2015).

G. IMPLANTE DE TITÂNIO-ZIRCONIA (TiZr1317)

Esse novo material binário tem uma estrutura monofásica com uma resistência de até 42% a mais (BERNHARD et al, 2009), com 13% a 17% de zircônio (TiZr1317) ela possui maior elasticidade e resistência à fadiga que as superfícies de TICP usinados. (SAINI et al., 2015).

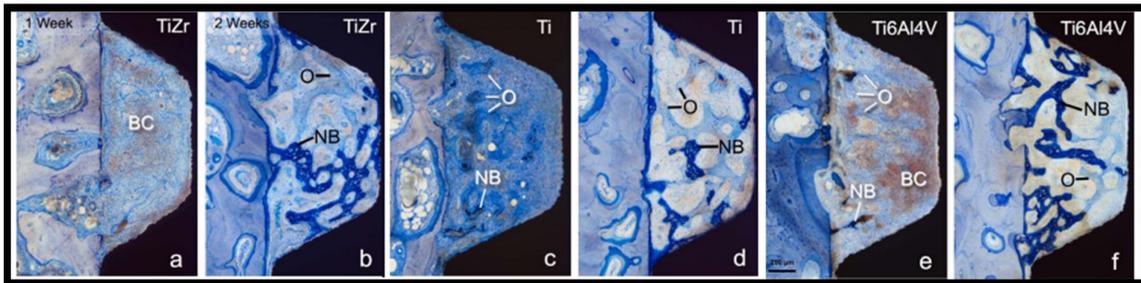


Figura 17 - Seções histológicas delineadas pela superfície de implantes de TiZr, Ti e Ti6Al4V.

Fonte: Saulacic et al. (2012).

Na figura 17 pode-se observar na primeira semana (A, C, E) coágulo de sangue (BC) e osso recém-formado não mineralizado (O), enquanto que na segunda semana (B, D e F) tecido ósseo mineralizado (NB) está presente com osteoides cobrindo as superfícies dos implantes, com menos BC, matriz óssea recentemente mineralizada, e aumento de contato ósseo.

Esses implantes têm como principais indicações para substituição de implantes metálicos como o TICP para melhorar a estética anterior, aumento da rugosidade das superfícies e os benefícios no cisalhamento interfacial. (OGLE, 2015).

5 DISCUSSÃO

Não é possível deduzir através de comparações científicas que determinada topografia possui melhores resultados que outra, na maioria das vezes o sucesso do caso será determinado pelo planejamento, tratamento, desenho protético e cooperação do paciente. Também não se pode comparar marcas comerciais de implantes, pois essas não possuem uma fórmula padronizada e seus fabricantes não disponibilizam claramente sua composição. (OGLE, 2015).

Todavia, pode-se afirmar que entre os fatores relacionados ao sucesso e sobrevida dos implantes dentários, destaca-se o design e sua superfície. No que se referem ao design, as roscas dos implantes são essenciais, especialmente em ossos com menor densidade, visto que as roscas tem a função de maximizar o contato e travamento inicial, dissipar forças, contribuindo assim com a osseointegração e consequente aumento da sobrevida desses implantes. (DE MORAES et al., 2009). Somado a esses fatores, os implantes rosqueados, diminuem a reabsorção óssea com uma diferença de 22% na área total, quando comparado ao implante não rosqueado. (QUIRYNEM, NAERT IGNACE, STEENBERGHE, 1992). Todavia, ainda não existe um desenho de rosca ideal para todos os tipos ósseos, mas há as mais indicadas para cada tipo de osso. (Figura 6).

Aliado ao design das roscas, outro fator que favorece a osseointegração é o tratamento da superfície do implante. A modificação da superfície do implante é importante, pois promove irregularidades das superfícies. Estas irregularidades facilitam a adesão do coágulo sanguíneo, favorecendo dessa forma a osseointegração e reduzindo o tempo de espera para a reabilitação protética do paciente. (OGLE, 2015).

Os métodos de tratamento por subtração são os mais utilizados comercialmente. Dentre estes se destacam as superfícies submetidas a ataque ácido (FERNANDES et al., 2007; BUGEA et al., 2008). No entanto, esse método não aumenta a rugosidade e não produz maior área de contato osso/implante do que a superfície tratada com LASER (RONG et al., 2009). Assim a maioria das empresas fabricantes de implantes utilizam a tecnologia de irradiação por feixe de LASER para a preparação de superfícies, pois este processo mantém um padrão de rugosidade

na superfície do implante, proporciona um aumento da dureza, do torque de remoção e da resistência à corrosão na superfície do implante. Além de gerar um elevado grau de pureza e produzir uma camada espessa de óxido (GAGGL et al., 2000; BEREZNAI et al., 2003).

Em relação aos métodos de adição, ressalta-se as superfícies dos implantes recobertas com fosfato de cálcio $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ no momento em que entram em contato com o tecido vivo, liberam íons de Ca^{2+} e $(\text{PO}_4)^{3-}$, esses interagem com microcristais de hidroxiapatita (HA), formando interação físico-química estável com os cristais da superfície do implante. (COOK et al., 1987).

Salou et al. (2015) realizaram uma pesquisa adicionando implantes de titânio (figura 18): usinado (SU), jateado com alumina e posterior ataque ácido de alumina jateado com ácido (MICRO) e anodizados nanoestruturados (NANO). A conclusão foi que a superfície NANO teve o mesmo resultado que a MICRO, quando comparado à ancoragem óssea, e uma integração óssea maior, mas não significativa, que as outras duas superfícies.

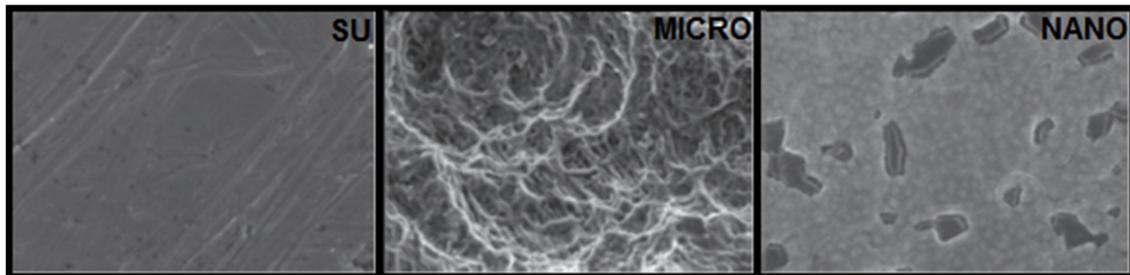


Figura 18 - Imagens feitas pelo microscópio eletrônico de varredura (MEV) são três tipos de superfície de titânio: usinado (SU), jateado com alumina e posterior ataque ácido (MICRO) e anodizados (NANO) em aumento de 10000x.

Fonte: Salou et al. (2015).

Tabela 2 - Comparação de superfícies dos implantes.

SUPERFÍCIES	VANTAGENS	DESVANTAGENS	REFERÊNCIAS
TICP usinado	Resistente a corrosão e camada de TiO ₂ de 3 a 10nm	Cor acinzentada	LI (2015); RODRIGUES et al. (2012); SAINI et al. (2015)
TICP + ÁCIDO	Fácil padronização e alta rugosidade	Cor acinzentada	BORGES (2013); CHAMBRONE et al. (2014); DOLANMAZ et al. (2015); SENNA et al. (2014)
TICP + LASER	Formação de óxidos e nitritos	Cor acinzentada e difícil padronização	VIEIRA et al. (2013); QUEIROZ (2010)
TICP + OXIDAÇÃO ANÓDICA	Maior molhamento de superfície e fina camada de TiO ₂	Cor acinzentada	KATO et al. (2015); DA PAIXÃO et al. (2013)
ZIRCÔNIO	Estética e resistência a corrosão	Menor resistência à fratura	SAINI et al. (2015); SAULACIC (2012)
Ti6Al4V	Resistência a corrosão maior que TICP e diminuição no stress	Cor acinzentada	ELIAS et al. (2015); SAULACIC (2012); SAINI et al. (2015)
TICP + HIDROXIAPATITA	Aumento notório de remoção e osteocondução rápida (Ca e P)	Menor taxa de sucesso e cor acinzentada	ZHOU et al. (2011); SUCHANEK et al. (2015)

Fonte: Elaborado pela autora (2015).

Na Tabela 2 pode-se observar que os implantes cerâmicos como a zircônia exercem uma biocompatibilidade semelhante ao TICP e, possuem a vantagem de ser esteticamente favoráveis (SAINI et al., 2015), mas ao compararmos sua durabilidade e osseointegração, os implantes de Ti são mais apropriados, pois apresentam uma camada de TiO₂ que intensificam a osseointegração. (LEE et al., 2015).

Os implantes SLA reduzem a concentração de moléculas de carbono, titânio e nitrogênio aumentando as de oxigênio, resultando em uma menor chance de ocorrer à corrosão. Já o SLAfinity tem todos os benefícios do SLA mais os da anodização, esta superfície tem a vantagem de possuir uma camada de TiO₂ (CANAVEZ, 2013), porém por se tratar de uma superfície nova, poucos trabalhos a longo prazo foram

publicados. No estudo de Soballe e colaboradores (1993) foram comparados os implantes SLActive, SLAffinity e HA, este último apresentou maior contato ósseo, mas esta técnica entrou em desuso por apresentar sinais de reabsorção óssea. Atualmente a espessura da superfície de HA diminuiu para 1 mm (OGLE, 2015), mas sua indicação continua específica.

Zhou et al. (2011) comprovaram histologicamente que em um período de 3 a 10 anos, os implantes de Ti que passaram por tratamento com HA tem uma sobrevivência semelhante aos outros implantes contudo as taxas de sucesso foram significativamente menores do que as taxas de sobrevivência global. Kato, Yamada e Sakurai (2015) relataram que os implantes revestidos por HA sobreviveram mais na área molar superior do que os implantes com superfície anodizada por conta da superfície NANO.

Características das superfícies dos implantes dentários são aspectos que devem ser levados em consideração, pois estes exercerão um contato primário com o coágulo seguido da osseointegração e a sustentação da prótese. (OGLE, 2015). Ao correlacionarmos a importância da rugosidade de superfície com a geometria das roscas foi verificado em ossos tipo I e II que o tratamento das superfícies se mostra favorável, porém não primordial. (OGLE, 2015). O importante é saber distinguir a necessidade de cada caso.

Devido ao aumento da expectativa de vida, idosos são uma grande parte dos usuários de próteses implantossuportadas, porém estes frequentemente apresentam problemas sistêmicos que dificultam ou interferem na osseointegração como a osteoporose, hipertensão, diabetes e também doença periodontal progressiva. (DE ALENCAR, DE ANDRADE, CATAO, 2011; RENON *et al.*, 1994). A resposta biológica do paciente estabelece a qualidade e a velocidade da osseointegração, a formação de uma interface osso-implante resistente a longo prazo é fortemente dependente das propriedades físico-químicas da superfície do implante. Em pacientes tabagistas e etilistas o mesmo se repete, assim faz-se necessário o uso de superfícies de implantes tratadas, para reduzir o tempo de reabilitação do paciente. (GENNARO et al., 2013; ZAREIDOOST et al., 2012).

6 CONCLUSÃO

Os resultados da revisão de literatura mostraram que para obter sucesso na osseointegração e redução do tempo de reabilitação do paciente, a modificação da superfície do implante é fundamental. Especialmente, quando o paciente apresentar alguma alteração seja esta sistêmica e/ou de dependência, que afete a resposta biológica.

7 REFERÊNCIAS

- BEREZNAI, M. et al. Surface modifications induced by ns and sub-ps excimer laser pulses on titanium implant material. **Biomaterials**, v. 24, n. 23, p. 4197-4203, 2003.
- BERGLUNDH, T. et al. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. **Clinical oral implants research**, v. 14, n. 3, p. 251-262, 2003.
- BERNHARD, N. et al. "The binary TiZr alloy—A newly developed Ti alloy for use in dental implants." *Forum Implantol.* Vol. 5. p. 30-39, 2009.
- BORGES, P. B. **Tratamento da superfície de implantes**.2013. Monografia (Especialização em Prótese Dentária) - Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Minas Gerais, 2013.
- BRANEMARK, G.; A ZARB, T. A.; BRANEMARK P. Protesis tejido-integradas: la oseointegracion en la odontologia clinica. 1999.
- BRUNSKI, J. B.; SLACK, J. M. "Orthodontic loading of implants: Biomechanical considerations." **Orthodontic Applications Of Osseointegrated Implants** , 2000.
- BUGEA, C. et al. Bone contact around osseointegrated implants: histologic analysis of a dual-acid-etched surface implant in a diabetic patient.**The International journal of periodontics & restorative dentistry**, v. 28, n. 2, p. 145-151, 2008.
- CAMPOS, P. S. S. et al. Aspectos biológico-celulares da osseointegração baseados nos implantes dentários. **ImplantNews**, v. 9, n. 3, p. 367-373, 2012.
- CANAVEZ, C. D. **Tipos de tratamentos de superfícies no implante dental**. 2013. Monografia (Especialização em Implantodontia) - FUNORTE/SOEBRÁS NÚCLEO, Paraná, 2013.
- CARVALHO, B. M. de et al. Tratamentos de superfície nos implantes dentários. **Rev. cir. traumatol. buco-maxilo-fac**, v. 9, n. 1, p. 123-130, 2009.
- CHAMBRONE, L., et al. "Review found little difference between sandblasted and acid-etched (SLA) dental implants and modified surface (SLActive) implants." 2014.
- CONSOLARO, A. et al. Mecanismo da saucerização nos implantes osseointegrados. **Rev. dental press periodontia implantol**, v. 4, n. 1, p. 37-54, 2010.

COOK, S. D. et al. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxyapatite-coated titanium for dental implant applications. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 2, n. 1, p. 15-22, 1987.

COOPER, L. F. A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 84, n. 5, p. 522-534, 2000.

COSTA, T. Z. et al. IMPLANTE CARGA IMEDIATA: Uma Revisão de Literatura. **Revista de Iniciação Científica da Universidade Vale do Rio Verde**, v. 4, n. 1, 2014.

COUTINHO, K. D. et al. Ensaio biomecânico de fadiga em implantes dentários nitretados a plasma em cátodo oco. **Revista Brasileira de Inovação Tecnológica em Saúde ISSN: 2236-1103**, v. 5, n. 2, 2015.

DA PAIXÃO, A. H. et al. Análise topográfica das superfícies de implantes de titânio comercialmente puros: estudo por meio de microscopia eletrônica de varredura. **Dent. press implantol**, v. 7, n. 2, p. 49-58, 2013.

DA SILVA, M. T. S. M. **Estudo in vitro do interface implante-pilar de estruturas para sobredentaduras, por microscopia ótica, com diferentes tipos de implantes**. 2014. Dissertação (Mestrado em Medicina Dentária) - Universidade Fernando Pessoa, Porto, 2014.

DAVIES, D. G. et al. The involvement of cell-to-cell signals in the development of a bacterial biofilm. **Science**, v. 280, n. 5361, p. 295-298, 1998.

DAVIES, J. E. Understanding peri-implant endosseous healing. **Journal of dental education**, v. 67, n. 8, p. 932-949, 2003.

DE ALENCAR, C. R. B.; DE ANDRADE, F. J. P.; CATAO, M. H. C. V. Cirurgia oral em pacientes idosos: considerações clínicas, cirúrgicas e avaliação de riscos. **RSBO (Online)**, Joinville, v. 8, n. 2, jun. 2011.

DE MORAES, S. L. D. et al. Geometria das roscas dos implantes: revisão de literatura. **Rev. cir. traumatol. buco-maxilo-fac**, v. 9, n. 2, p. 115-124, 2009.

DELIGIANI, D. D. et al. Effect of surface roughness of the titanium alloy Ti-6Al-4V on human bone marrow cell response and on protein adsorption. **Biomaterials**. v.22. p. 241-1251, 2001.

DOLANMAZ, D. et al. Monitoring bone morphogenetic protein-2 and-7, soluble receptor activator of nuclear factor- κ B ligand and osteoprotegerin levels in the peri-implant sulcular fluid during the osseointegration of hydrophilic-modified sandblasted acid-etched and sandblasted acid-etched surface dental implants. **Journal of periodontal research**, v. 50, n. 1, p. 62-73, 2015.

ELIAS, C. N. et al. Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. **Dental Materials**, v. 31, n. 2, p. e1-e13, 2015.

FALCO, L. A. Tipos de superfície dos implantes dentários. 2010. 45 f. Monografia (Especialização em Implantodontia) – Centro de Pós-Graduação Faisa-Ciodonto, Rio de Janeiro, 2010.

FERNANDES, E. L. et al. Primary stability of turned and acid-etched screw-type implants: a removal torque and histomorphometric study in rabbits. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 22, n. 6, p. 886, 2007.

GAGGL, A. et al. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces—a comparative study. **Biomaterials**, v. 21, n. 10, p. 1067-1073, 2000.

GENNARO, G. et al. Assessment of new bone formation around titanium surface treated implants in diabetic rats. **RGO**, v. 61, n. 2, p. 213-19, 2013.

GULATI K. et al. Titania Nanotubes for Local Drug Delivery from Implant Surfaces. **Electrochemically Engineered Nanoporous Materials Springer International Publishing**. p.307-355, 2015.

JOHANSSON, C.; ALBREKTSSON, T. Integration of screw implants in the rabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 2, n. 2, p. 69-75, 1986.

KATO, E.; YAMADA, M.; SAKURAI, K. Retrospective clinical outcome of nanopolymeric crystalline hydroxyapatite-coated and anodic oxidized titanium implants for 10 years. **Journal of prosthodontic research**, v. 59, n. 1, p. 62-70, 2015.

LEE, J. et al. Improved osseointegration of dental titanium implants by TiO₂ nanotube arrays with recombinant human bone morphogenetic protein-2: a pilot in vivo study. **International journal of nanomedicine**, v. 10, p. 1145, 2015.

LI, J. Y. et al. Effects of Calcium Phosphate Nanocrystals on Osseointegration of Titanium Implant in Irradiated Bone. **BioMed research international**, v. 2015, 2015.

LUSQUIÑOS, F. et al. Bioceramic 3D Implants Produced by Laser Assisted Additive Manufacturing. **Physics Procedia**, v. 56, p. 309-316, 2014.

MARTINEZ-GONZALEZ, J. M. et al. Dental implants design: state of art. **Avances en Periodoncia**, Madrid, v. 14, n. 3, oct. 2002 .

MISCH, C. E. et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. **Implant dentistry**, v.17, n.1, p.5-15, 2008.

OGLE, O. E. Implant Surface Material, Design, and Osseointegration. **Dental clinics of North America**, v. 59, n. 2, p. 505-520, 2015.

POHLER, O.E. Unalloyed titanium for implants in bone surgery. **Injury**, v.31, p.7-13, 2000.

QUEIROZ, T. P. Estudo de implantes de Tícp com superfícies modificadas por feixe de LASER com e sem deposição química de apatitas: análises topográfica, biomecânica e histométrica em coelhos. 2010.

QUIRYNEN, M.; NAERT IGNACE, V.; STEENBERGHE, D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Brånemark® system. **Clinical oral implants research**. v.3, n.3, p.104-111, 1992.

RENON, M. A. et al. Toro palatino e mandibular. **RGO (Porto Alegre)**, v. 42, n. 3, p. 176-8, 1994.

RODRIGUES, P. L. et al. Efeito da adição de alumina nas propriedades físicas e mecânicas do β-fosfato tricálcico (Effect of alumina addition on the physical and mechanical properties of-tricalcium phosphate). **Cerâmica**, v. 58, p. 368-373, 2012.

ROMANOS, G. E. et al. Peri-implant diseases: a review of treatment interventions. **Dental Clinics of North America**, v. 59, n. 1, p. 157-178, 2015.

RONG, M. et al. The early osseointegration of the laser-treated and acid-etched dental implants surface: an experimental study in rabbits. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 20, n. 8, p. 1721-1728, 2009.

SAINI, M. et al. Implant biomaterials: A comprehensive review. **World Journal of Clinical Cases: WJCC**, v. 3, n. 1, p. 52, 2015.

SALOU, L. et al. Enhanced osseointegration of titanium implants with nanostructured surfaces: An experimental study in rabbits. **Acta biomaterialia**, v. 11, p. 494-502, 2015.

SAULACIC, N. et al. Bone apposition to a titanium-zirconium alloy implant, as compared to two other titanium-containing implants. **Eur Cell Mater**, v. 23, n. 1, p. 273-286, 2012.

SCHLIEPHAKE, H. et al. Functionalization of titanium implants using a modular system for binding and release of VEGF enhances bone-implant contact in a rodent model. **Journal of clinical periodontology**, v. 42, n. 3, p. 302-310, 2015.

SENNA, P. et al. Caracterização da superfície do implante dental Titaoss. **ImplantNews**, v. 11, n. 1, p. 36-39, 2014.

SOBALLE, K. et al. Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. **Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume**, v. 75, n. 2, p. 270-278, 1993.

SON, W. et al. In vivo histological response to anodized and anodized/hydrothermally treated titanium implants. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v. 66, n. 2, p. 520-525, 2003.

STEIGENGA, J. T. et al. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. **Implant dentistry**, v. 12, n. 4, p. 306-317, 2003.

SUCHANEK, K. et al. Crystalline hydroxyapatite coatings synthesized under hydrothermal conditions on modified titanium substrates. **Materials Science and Engineering: C**, v. 51, p. 57-63, 2015.

VAVASSEUR, A.; RAGHAVENDRA, A. S. Guard cell metabolism and CO₂ sensing. **New Phytologist**, v. 165, n. 3, p. 665-682, 2005.

VERRI, F. R. et al. Visão contemporânea do uso de implantes de conexão interna tipo Cone Morse. **Rev. Odontol. Araçatuba**, v. 33, n. 1, p. 49-53, 2012.

VIANA, V. V. C. **Formas comerciais dos implantes dentários**. 2010. Monografia (Especialização em Implantodontia) – Ciodonto, Rio de Janeiro, 2010.

VIEIRA, R. M.; NAMEN, F. M.; GALAN JUNIOR, J. Caracterização das superfícies de implantes dentais comerciais em microscopia eletrônica de varredura: espectroscopia por energia dispersiva. **RGO. Revista Gaúcha de Odontologia (Online)**, v. 61, n. 1, p. 27-39, 2013.

ZAREIDOOST, A. et al. The relationship of surface roughness and cell response of chemical surface modification of titanium. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 23, n. 6, p. 1479-1488, 2012.

ZHOU, W. et al. Long-term survivability of hydroxyapatite-coated implants: a meta-analysis. **Oral Surgery**, v. 4, n. 1, p. 2-7, 2011.