

Catarina De Fátima Torres Sampaio

Importância da rugosidade da superfície implantar

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2015

Catarina De Fátima Torres Sampaio

Catarina De Fátima Torres Sampaio

Importância da rugosidade da superfície implantar

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2015

Catarina De Fátima Torres Sampaio

Importância da rugosidade da superfície implantar

Atesto a originalidade do trabalho

(Catarina de Fátima Torres Sampaio)

Dissertação apresentada à Universidade Fernando
Pessoa como parte dos requisitos para obtenção do
grau de Mestre em Medicina Dentária, sob
orientação do Doutor José Paulo de Macedo.

RESUMO

Desde 1965 em que se colocaram as primeiras próteses osteointegradas sob os princípios de Brånemark, a implantologia sofreu uma constante e notória evolução e consiste, hoje, na primeira linha de tratamento em reabilitação oral.

Os mecanismos que induzem a adesão óssea ou a união entre o implante e o osso, ainda não são perfeitamente conhecidos. As conclusões que se obtiveram das pesquisas, demonstraram que a taxa de osteointegração dos implantes e o índice de sucesso relacionam-se com a composição química e com a rugosidade da superfície.

Os implantes com rugosidades superficiais possuem maior estabilidade primária e modificam os mecanismos de interação das células com a superfície, quando comparados com os de superfície lisa.

Quanto à composição química das superfícies dos implantes, as enriquecidas com cálcio e hidroxiapatite, favorecem e promovem o processo de cicatrização e de deposição óssea.

Os estudos comparativos entre as superfícies modificadas por métodos de tratamento físicos e/ou químicos, quando comparados com as superfícies maquinadas, demonstram a superioridade das superfícies rugosas em muitos aspectos biomecânicos, sendo hoje um consenso entre a comunidade científica, a superioridade das superfícies modificadas.

Independentemente das evidências científicas apontarem para maiores taxas de sucesso associadas às superfícies tratadas, ainda há um longo caminho a percorrer para colmatar todas as falhas existentes na atualidade.

O objetivo deste trabalho foi a realização de uma revisão bibliográfica, através da pesquisa de artigos da Pubmed, B-On, Science Direct, Scielo de forma a aprofundar conhecimentos das vantagens e desvantagens da rugosidade presente na superfície implantar, assim como alertar os médicos dentistas para a importância de ter com a rugosidade em excesso e tentar perceber qual a rugosidade dita ideal.

Catarina De Fátima Torres Sampaio

Não se limitou o tempo de pesquisa mas deu-se relevância a referências científicas dos últimos 20 anos, publicados em língua portuguesa e inglesa.

Palavras Chave:

Rugosidade, implantes, superfície implantar, osteointegração, propriedades de superfície, fracassos prematuros.

ABSTRACT

Since 1965, when the first osseointegrated prosthesis under the principle of Brånemark implantology has suffered a constant and notorious evolution and nowadays is the first option in treatments of oral rehabilitation.

Implants with surface roughness have more stability and modify the mechanism between the cells and the surface, when compared with a plain surface.

Talking about the chemical composition of the surface of the implants, the ones that have calcium and hydroxyapatite enhance the process of scarring and bone deposition.

Comparatives studies show that modified surface with physical and/or chemical treatments are better than machined surface.

Regardless of the scientific evidence showing that there is a more success rate on treated surfaces, there is still plenty to achieve.

The purpose of this essay was to do a research based on Pubmed, B-On, Science Direct articles in order to expand the advantages and disadvantages of roughness surfaces, thus, to alert medical dentists of the importance of having an exaggerated roughness.

This search was specified for the scientific references of the last 20 years that were published in Portuguese or English.

KeyWords:

Roughness, implants, implant surface, osseointegration, components of the surface, early failures.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais...

Por me terem tornado na pessoa que sou hoje!

Por serem a prova viva de que vale a pena lutar.

Por lhes nutrir tão desmesurável admiração.

AGRADECIMENTOS

Antes de qualquer outro agradecimento, o primeiro, como não poderia deixar de ser, será ao Doutor José Paulo Macedo pela paciência, ajuda e partilha de conhecimentos, sempre tão valiosa. E pelo esforço de me orientar na tese numa corrida contra o tempo!

À Mestre Maria João Ferreira por todo o apoio, ajuda, paciência nesta fase tão importante e por nunca me ter deixado desistir.

Aos meus pais, que são a minha maior fonte de inspiração para lutar por aquilo que queremos!

Ao meu namorado, que sempre me fez sentir acarinhada mesmo quando o nervosismo e a irritação imperava.

Aos meus grandes amigos, que são a família que eu escolhi. Entre eles, a Catarina Cardoso, amiga de tantos anos. O Dario Scarpin que é o irmão que nunca tive. Obrigada por terem sempre estado ao meu lado, sem nunca duvidarem do meu valor!

Aos amigos que a faculdade me trouxe e que vão, certamente, permanecer para toda a vida, como o António Faria, o Francisco Faria, o João Pereira e como não poderia deixar de ser, a minha binómia, Teresa Alpedrinha Costa, por toda a paciência, carinho e amizade que sempre teve para comigo.

A todos os professores que passaram pela minha vida académica e enriqueceram o meu trajeto.

“Algo só é impossível até que alguém duvide e prove o contrário.”

– Albert Einstein

ÍNDICE GERAL

I.	INTRODUÇÃO	1
II.	DESENVOLVIMENTO	3
1.	Materiais e Métodos	3
2.	Osteointegração	4
3.	Influência da superfície implantar na Osteointegração	6
i.	Objectivos da modificação de superfície	7
•	Aumento da superfície de contato osso/implante	7
•	Estabilidade Primária Melhorada	7
•	Maior Atração e Adesão Celular	7
•	Energia de superfície	8
4.	Osso	9
i.	Constituintes do osso	9
ii.	Remodelação óssea	10
5.	Estabilidade Primária	12
6.	Estabilidade Secundária	13
7.	Implantes de uma fase cirúrgica	14
8.	Implantes de duas fases cirúrgicas	14
9.	Carga imediata	15
10.	Características dos materiais utilizados na confecção dos implantes	16
i.	Biomateriais	16
ii.	Biocompatibilidade	16
iii.	Biofuncionalidade	17
11.	Classificação das superfícies implantares	17
i.	Classificação quanto à rugosidade de superfície	18
ii.	Classificação quanto à textura obtida	18
iii.	Classificação quanto à orientação das irregularidades da superfície	18
12.	Tipo de Textura das Superfícies Implantares	18

• Superfície macrotextrizada	19
• Superfície microtexturizada	19
• Superfície nanotextrizada	19
13. Métodos de Tratamento de Superfície Implantar	19
<i>i. Métodos de adição</i>	<i>21</i>
a) Spray de plasma e titânio (SPT)	21
b) Spray de plasma de hidroxiapatite (SPH)	22
c) Superfície Biomimética	23
d) Incorporação de drogas	24
○ Tetraciclinas	24
○ Gentamicina	25
○ Sinvastatina	25
e) Recobrimento com Sol-gel ou Pectização	25
<i>ii. Métodos de subtração</i>	<i>26</i>
a) Superfícies Maquinadas	26
b) Jato de partículas	27
c) Condicionamento ácido	28
d) Duplo Condicionamento Ácido	28
e) Jato de areia + Condicionamento ácido (SLA)	29
f) Superfícies Tratadas por Laser	29
14. Outros métodos de tratamento de superfície.....	30
a) Oxidação anódica (anodização)	30
b) Ação combinada entre a radiação ultra-violeta com o tratamento químico da superfície em titânio	31
15. Comportamento celular derivado ao tratamento de superfície aplicado	31
16. Rugosidade Ideal	32
17. Complicações inerentes ao excesso de rugosidade	32

18. O futuro por onde passará?	33
19. Estudos comparativos entre diferentes tipos de superfície	33
III. CONCLUSÃO	35
IV. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	37

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1- Representação esquemática do osso cortical e do osso trabecular (adaptado de Boron W. F., 2003)	10
Figura 2- Esquema simplificado da remodelação óssea (adaptado de http://www.coestemcell.keio.ac.jp/member/img/member_img/zu_matsuo2.jpg)	11
Figura 3- Mecanismo simplificado de osteoclastogénese (adaptado de http://www.medscape.com/content/2000/00/40/89/408911/art-wh0308.aubi.fig2.gif)	12
Figura 4- Estabelecimento da estabilidade total de um implante em função da diferença entre a estabilidade primária e secundária (adaptado de Bernardes, R. S.; Claudino, M.; Santori, M. A. I., 2012)	14
Figura 5- Fotografias adquiridas pelo SEM (microscopia electrónica de varredura) de superfície tratada com SPT (adaptado de Le Guéhenec, L. et alii, 2007)	22
Figura 6- Fotografias adquiridas pelo SEM (microscopia electrónica de varredura) de superfície tratada com SPH (adaptado de Le Guéhenec, L. et alii, 2007)	23
Figura 7- Fotografias adquiridas pelo SEM (microscopia electrónica de varredura) de superfície biomiméticas (adaptado de Le Guéhenec, L. et alii, 2007)	24
Figura 8- Fotografias adquiridas pelo SEM (microscopia electrónica de varredura) de superfícies tratadas com jato de areia (adaptado de Le Guéhenec, L. et alii, 2007)	27
Figura 9- Fotografias adquiridas pelo SEM (microscopia electrónica de varredura) de superfície tratada com SLA (adaptado de Le Guéhenec, L. et alii, 2007)	29

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1- Fatores que poderão influenciar a longo prazo o prognóstico da osteointegração de implantes dentários (Adaptado de Buser, D. et alii, 1999) 6

Tabela 2- Tipos de métodos de adição a subtração (adaptada de Radhika, B. 2012) 20

LISTA DE ABREVIATURAS

G – Gramas

HA – Hidroxiapatite

HCL – Ácido Clorídrico

HF – Ácido Fluorídrico

HNO₃ – Ácido Nítrico

H₂SO₄ – Ácido Sulfúrico

M-CSF - Factor de estimulação das colónias de macrófagos

OPG – Osteoprotetegerina

PTH – Hormona Paratiroidea

RANKL - Ligando do receptor de ativação do factor nuclear kB

SLA - Jato de areia + Condicionamento ácido

SPH – Spray Plasma de Hidroxiapatite

SPT – Spray de Plasma e Titânio

TiO₂- Óxido de Titânio

µm – Micrómetros

I. INTRODUÇÃO

A implantologia oral é uma área da Medicina Dentária que se encontra em constante evolução e que tem vindo a desencadear grandes avanços na reabilitação oral de pacientes edêntulos parciais e totais.

Tem como principal objetivo a substituição de dentes ausentes, devolvendo a estética pretendida ao paciente, permitindo a manutenção do osso alveolar e preservando a função do sistema estomatognático (Misch, 2007).

No entanto, a reabilitação oral com implantes só é bem sucedida quando o processo de osteointegração é atingido com sucesso, sendo este definido hoje em dia, como uma condição clínica de ausência de mobilidade sob forças de 1 a 500g aplicadas em direção vertical e horizontal (Misch, 2007).

O desenvolvimento dos implantes osteointegrados é apresentado assim, como uma alternativa segura e previsível na reabilitação oral de pacientes edêntulos totais e parciais (Bernardes, S. et alii, 2012 ; Amarante, E. e Lima, L. 2001).

A enorme diversidade de implantes disponíveis no mercado, assim como a diferente disposição óssea de cada paciente, torna cada vez mais necessária a correta seleção do implante para que se obtenha uma maior estabilidade primária, fator indispensável no processo de osteointegração (Martinez, G. et alii, 2006).

O sucesso da reabilitação oral com prótese sobre implantes, depende, principalmente do contacto direto entre o implante e o osso circundante encontrando-se diretamente influenciado pela rugosidade da superfície implantar (Wennerberg, A.; Albrektsson, T., 2009).

A superfície implantar é classificada quanto ao material de que é composta (metal, cerâmica ou combinação) e quanto à superfície propriamente dita (lisa/polida ou rugosa). A literatura tem demonstrado que, implantes com superfície rugosa,

apresentam maior área de contato osso-implante e conseqüentemente maiores características biomecânicas (Carvalho, B. et alii, 2009).

O titânio tem vindo a destacar-se como material de eleição com interesse ortopédico desde 1950, devido às suas características de biocompatibilidade, resistência à corrosão, alto módulo de elasticidade, facilidade de obtenção e custo aceitável.

Atualmente, o titânio e as suas ligas são amplamente utilizados, embora ainda existam dúvidas quanto às características ideais das superfícies dos implantes para se obtenha uma biofixação adequada.

Diversos fabricantes produzem implantes com equivalência de tamanho, de forma e composição, porém a superfície de contato varia significativamente, em função das diferentes técnicas de acabamento e tratamento superficial (Silva, J.C.; Furukita, S. K., Oliveira, T. V., 2000).

A escolha deste tema está intimamente relacionada com o gosto da autora pela Cirurgia Oral, mais especificamente pela área da Implantologia, como também pelo interesse em adquirir um maior conhecimento sobre implantes dentários, formas de tratamento de superfície e futuro dos mesmos, com o intuito de entender e relacionar as suas características gerais e a forma como influenciam a prática clínica em Medicina Dentária.

O principal objetivo da elaboração da revisão bibliográfica é demonstrar aos alunos de Medicina Dentária e Médicos Dentistas, a importância da colocação de implantes com superfícies tratadas e os cuidados a ter no uso dos mesmos, realçando também o importante papel do Médico Dentista, na melhoria da qualidade de vida de pacientes desdentados.

II. DESENVOLVIMENTO

1. Materiais e Métodos

Foi realizada uma pesquisa bibliográfica com referencias entre o período de Janeiro a Setembro de 2015. Para tal, foram utilizados os motores de busca Pubmed, B-On e Scielo e Science Direct, com as seguintes palavras-chave: “roughness”, “implants”, “implant surface”, “osseointegration” e “surface proper”, sendo realizada a mesma pesquisa com as referidas palavras-chave, em língua portuguesa. Foram empregues determinados limites, funcionando como critérios de inclusão: acesso ao artigo integral, disponíveis em português, espanhol e inglês. Foram obtidos 621 artigos baseados na evidência científica, que foram, posteriormente, selecionados primariamente pelo título, seguindo-se a leitura minuciosa dos abstracts, e, por fim, do artigo na sua totalidade, obtendo-se um total de 86 artigos. Não se limitou o tempo de pesquisa mas deu-se relevância a referências científicas dos últimos 20 anos, como complemento a uma melhor compreensão do tema a ser desenvolvido.

Foi realizada uma pesquisa adicional em livros relacionados com o tema.

2. Osteointegração

Quando nos referimos à Implantologia é fundamental falar em osteointegração, que ocorre quando o osso está em aposição direta com o implante. (Brånemark et al., 1969, Albrektsson e Wennerberg cit in Novaes Junior et al., 2010).

A osteointegração foi descrita em 1977, como a obtenção do contato microscópico direto da interface osso-implante sem a interposição de tecido fibroso sobre uma porção significativa do corpo do implante (Brånemark et alii., 1977 ; Misch, 2007).

Entende-se, também, por osteointegração a conexão firme, direta e duradoura entre o osso vivo com capacidade de remodelação e a superfície do implante submetida a carga sem interposição de tecido fibroso entre ambas as superfícies. (Martinez, 2001; Pullen e Debenham, 2011).

Este contato direto, osso-implante, levou ao desenvolvimento de vários sistemas de implantes osteointegrados, cada um com diferentes características, o que permite a sua classificação relativamente aos vários constituintes (Martinez, 2001; Pullen e Debenham, 2011).

É similarmente, definida por S. Anil et alii, 2011, como sendo uma conexão estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície implantar que irá receber carga, sendo considerada, um pré-requisito para o sucesso do implante a longo prazo.

Imediatamente após a colocação do implante, uma série de eventos ocorrem entre o hospedeiro e a superfície implantar. Esta sequência de eventos incluem, uma inicial interação entre o sangue e a superfície do implante, onde as proteínas e os ligandos são absorvidos e lançados a partir deste, tal como a partir do processo inflamatório, que é seguido da formação inicial de osso à volta do implante.

Para Brånemark, o processo de osseointegração estabelece-se em quatro estágios, sendo eles:

1º Estágio: o osso perfurado não se torna perfeitamente congruente com o implante. A

rosca do implante tem como objetivo a sua imobilização no osso, imediatamente após a sua colocação e durante o período inicial de cicatrização. O hematoma presente na cavidade da rosca do parafuso e a camada de osso danificado vão ter origem no trauma mecânico e térmico que ocorre durante a cirurgia.

2º Estágio: durante a cicatrização sem carga, o hematoma é gradualmente transformado em novo osso e a região do osso danificado cicatriza por um processo de revascularização, desmineralização e remineralização.

3º e 4º Estágios: iniciam-se quando a cicatrização se encontra finalizada. O novo osso está em contato direto com o implante, sem nenhuma camada intermediária de tecido fibroso e este vai regenerar-se em resposta à carga mastigatória aplicada (Brånemark, P. I., et alii, 1985).

Recentemente foi proposto um conceito que compreende uma cascata biológica para a cicatrização do osso trabecular peri-implantar. Sucintamente esta cascata engloba três fases distintas entre si:

- A osteocondução (a fase de maior importância), onde ocorre o recrutamento e migração de células osteogênicas a partir do coágulo residual de sangue para a superfície do implante. Aquando desta, ocorre também a ativação das plaquetas, resultando na migração de células osteogênicas assim como na estabilização do coágulo de fibrina, promovendo um crescimento de células formadoras de osso até à superfície implantar. Estas células vão formar novo osso pela secreção de uma matriz proteica.
- Formação de novo osso (2ª fase) que resulta na mineralização da matriz que se pode comparar ao crescimento do cimento dos tecidos ósseos.

A osteocondução e a formação de novo osso, fornecem assim, uma superfície implantar apropriada para uma adequada união óssea.

- Remodelação óssea (3ª e última fase) ocorre devido à repetição de ciclos de remodelação, terminando num osso, que circunda o implante, com alto grau de organização e propriedades mecânicas.

A qualidade e quantidade da resposta óssea, está diretamente relacionada com as propriedades da superfície implantar, o que significa que a área desta, encontra-se em contato direto com o osso, sendo influenciada pela natureza da superfície implantar. Assim sendo, propriedades físicas e químicas, composição iônica, hidrofília e rugosidade da superfície, são parâmetros que desempenham um papel importante na interação implante-tecido (Junker, R. et alii, 2009 ; Lemons, J., 2004).

Uma correta osteointegração, irá permitir a ancoragem e manutenção a longo prazo dos implantes dentários com condições favoráveis à reabilitação do paciente, promovendo o conforto, a estética e funcionalidade (Brånemark, P. I., et alii , 1986).

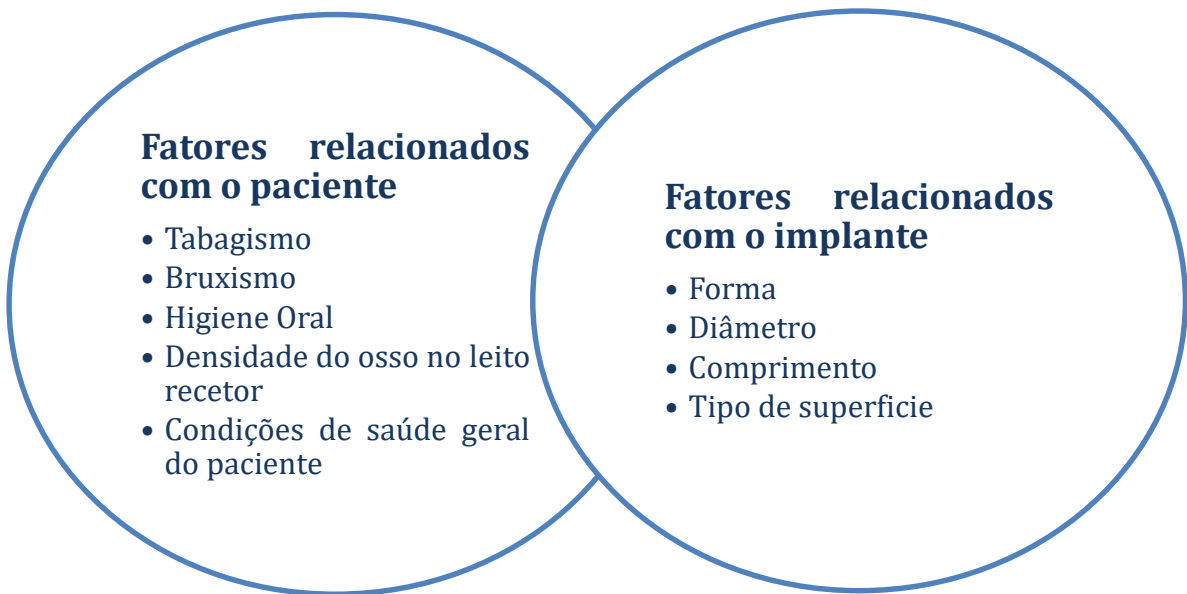


Tabela1- Fatores que poderão influenciar a longo prazo o prognóstico da osteointegração de implantes dentários
(Adaptado de Buser, D. et alii, 1999)

3. Influência da superfície implantar na Osteointegração

A superfície do implante dentário é a zona de contacto entre o implante e o tecido ósseo e o sucesso ou fracasso dessa ligação encontra-se diretamente influenciado pelo processo de Osteointegração (Abrahamsson, I.; Berglundh, T., 2009).

i. Objectivos da modificação da superfície

A modificação de superfície através dos vários métodos de tratamento, sejam eles físicos e/ou químicos, tem como objetivo melhorar as propriedades de Osseointegração (Brandão, M. et alii, 2010).

Parâmetros necessários para modificação de superfície:

- **Aumento da superfície de contato osso/implante**

A superfície do implante dentário encontra-se em comunicação direta com o tecido ósseo, logo é importante que se obtenha uma maior área possível de contato.

Implantes curtos, usados na reabilitação de áreas com altura óssea deficiente (por exemplo região posterior da mandíbula) irão necessitar de uma maior área de superfície resultante do processo de modificação, compensando deste modo o comprimento reduzido do implante.

Implantes do mesmo diâmetro e comprimento podem apresentar medidas de área de contato osso/implante diferentes, com superioridade para implantes com superfícies rugosas comparativamente às superfícies maquinadas (Abrahamsson, I., Berglundh, T., 2009).

- **Estabilidade Primária Melhorada**

A superfície rugosa proporciona um atrito entre a superfície implantar e o tecido ósseo, que resulta numa maior retenção inicial, e conseqüentemente uma maior estabilidade primária, conseguida logo após ao ato cirúrgico da colocação do implante (Brandão, M. et alii, 2010).

- **Maior Atração e Adesão Celular**

A superfície do implante dentário em contato direto com o coágulo e células do sangue, apresenta uma adesão de proteínas sanguíneas, como o fibrinogénio, à superfície de óxido de titânio, formando assim, uma rede de fibrina com melhor aderência e maior retenção às superfícies implantares, que possuem uma topografia com maior rugosidade (Abrahassom, I., Berglundh, T., 2004 ; Abrahamsson, I., Berglundh, T., 2009 ; Cho, S.

A., Park, K.T., 2003). Estudos que comparam diferentes superfícies, demonstram uma maior interação entre as plaquetas provenientes do coágulo sanguíneo com implantes de superfície rugosa, relativamente a implantes com superfícies maquinadas (Abrahamsson, I., Berglundh, T., 2009 ; Cho, S. A., Park, K.T., 2003).

Após a formação da rede de fibrina, as células osteogênicas e os osteoblastos, são atraídos para a região interagindo com a camada de TiO_2 previamente modificada pelas células e proteínas do sangue, formando uma matriz óssea mineralizada (Brandão, M. et alii, 2010).

A adesão celular depende dos locais de ancoragem na superfície implantar, onde o tamanho da rugosidade deve ser controlado durante todo o processo de tratamento de superfície, visto que, se estas forem muito menores que o tamanho das células, não haverá locais de fixação adequados. Rugosidades de grandes dimensões em comparação com o tamanho das células, resulta em paredes lisas onde estas, também não terão locais ideais para a biofixação, onde bactérias de tamanho superiores a estas células poderão fixar-se na superfície dos implantes, causando assim, infecções tecidulares (Brandão, M. et alii, 2010 ; Carvalho, B. et alii, 2009).

- **Energia de superfície**

A superfície apresenta características químicas referentes à energia de superfície e respetiva carga. Um aumento do nível de energia livre, estabelece uma superfície que apresenta maior grau de molhabilidade e maior afinidade por adsorção de átomos e moléculas estranhas. Isto, deve-se ao fato de, quanto maior a energia por unidade de superfície, maior serão as reações entre a superfície do implante com o tecido ósseo, podendo assim ocorrer modificações na composição do revestimento original (Carvalho, B. et alii, 2009).

A molhabilidade está diretamente relacionada com a energia de superfície, influenciando assim, o grau de contato entre a superfície do implante e o meio fisiológico (Carvalho, B. et alii, 2009).

4. Osso

i. Constituintes do osso

O osso é um tecido amplamente especializado que, apesar de se aparentar num estado imobilizado e petrificado, possui funções fisiológicas fundamentais. Cada osso é considerado por si só como um órgão, pelo fato de ser constituído por diversos tecidos, que atuam em conjunto, sendo eles: tecido ósseo, cartilagem, tecido conjuntivo denso, epitélio, tecido hematopoiético, tecido adiposo e tecido nervoso (An Y. H.; Draughn, R.A., 2000 ; Tortora, G.J.; Grabowsky, S.R., 2001).

O osso apresenta 4 tipos de células distintos, sendo elas: células osteogénicas, osteoblastos, osteócitos e osteoclastos (Tortora, G.J.; Grabowsky, S.R., 2001).

As células osteogénicas diferenciam-se em osteoblastos; os osteoblastos participam na formação do osso e estão localizados na superfície deste, sintetizando o colagénio e outros componentes orgânicos necessários para construir o tecido ósseo; os osteócitos diferenciam-se a partir dos osteoblastos e são as células mais abundantes no osso responsáveis pela manutenção do metabolismo diário do osso; por fim, os osteoclastos são células de grandes dimensões que possuem enzimas lisossomais que intervêm na destruição da matriz óssea, num processo denominado de reabsorção óssea (Tortora, G.J.; Grabowsky, S.R., 2001).

O osso cortical e o osso trabecular são os principais constituintes do osso.

A unidade fundamental do osso cortical é o sistema Haversiano, que é uma estrutura em forma de tubo que consiste num canal Haversiano, rodeado por lamelas em forma de anel, umas sobre as outras, paralelas ao longo do osso sem espaços entre si, formando assim trabéculas paralelas. (Boron, W.F.; Boulpaep, E.L., 2003).

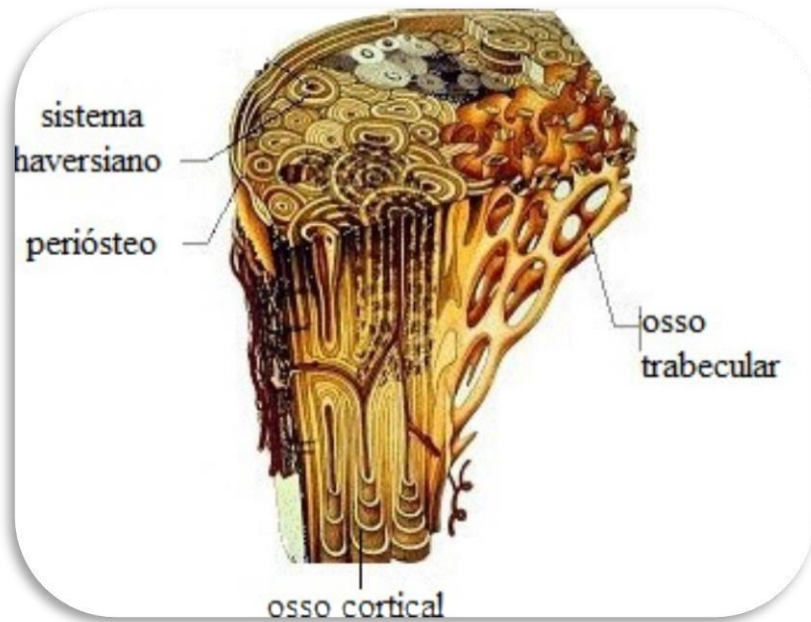


Figura 1- Representação esquemática do osso cortical e do osso trabecular (adaptado de Boron W. F., 2003)

O osso trabecular também denominado de esponjoso, ao contrário do osso cortical, possui uma aparência tal como o nome indica, esponjosa. A unidade constituinte deste, é a trabécula que consiste num entrelaçado irregular de finas colunas de osso, revestido por osteoblastos e osteoclastos, que fazem com que este osso esteja continuamente a ser renovado, a um ritmo superior ao osso cortical. A principal diferença entre ambos é a sua porosidade (Tortora, G.J.; Grabowsky, S.R., 2001 ; Boron, W.F.; Boulpaep, E.L., 2003).

ii. Remodelação óssea

A remodelação é uma função normal do osso, que assegura o equilíbrio do metabolismo do cálcio e do fósforo e reparação de possíveis danos existentes (Canhão H.; Fonseca, J.E.; Queiroz, M.V., 2005).

O processo de remodelação óssea, é baseado na ação conjunta de células que reabsorvem localmente osso velho (os osteoclastos) e células que formam novo osso (os osteoblastos).

Este, tem início após existir uma sinalização entre a matriz óssea e os osteoclastos,

geralmente iniciada por microtraumatismos ósseos. Os osteoblastos aderem à matriz do tecido ósseo, formando uma interface osso/osteoclasto. O osteoclasto cria, deste modo, um microambiente isolado, acidificado, para onde liberta enzimas proteolíticas, que induzem a destruição da matriz orgânica e inorgânica do osso. Após o término deste processo de reabsorção, os osteoblastos surgem na mesma superfície, formando novo osso, através do preenchimento das lacunas de reabsorção, produzidas pelos osteoclastos com nova matriz óssea inicialmente não mineralizada, designada por osteóide. Alguns dos osteoblastos são encapsulados na matriz orgânica extracelular e diferenciam-se em osteócitos. Os restantes, continuam a sintetizar osso e a revestir a superfície óssea recentemente formada (Canhão H.; Fonseca, J.E.; Queiroz, M. V., 2005; Ruimerman R., 2005).

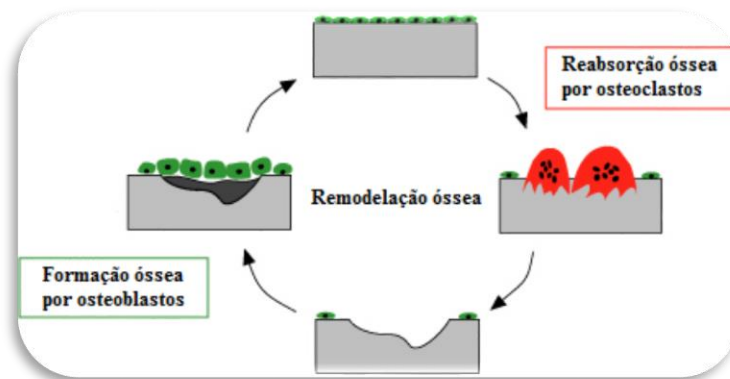


Figura 2- Esquema simplificado da remodelação óssea (adaptado de http://www.coe-stemcell.keio.ac.jp/member/img/member_img/zu_matsuo2.jpg)

Hormonas sistémicas e fatores locais regulam a remodelação óssea, e afetam tanto a atividade dos osteoblastos como a dos osteoclastos. O conceito atual desta atividade assenta nos princípios de ativação e diferenciação dos precursores osteoclásticos, iniciando-se assim o processo de reabsorção óssea. A diferenciação do osteoclasto, denominada de osteoclastogénese, é modelada pelo factor de estimulação das colónias de macrófagos (M-CSF) e pelo RANKL (ligando do receptor de ativação do factor nuclear kB, RANK) produzido pelos osteoblastos. O RANKL liga-se ao RANK presente na membrana do osteoclasto, estimulando a diferenciação do precursor do osteoclasto em osteoclasto maduro. Em contrapartida, a osteoprotetegerina (OPG), produzida de igual modo pelo osteoblasto, irá bloquear a formação dos osteoclastos, ligando-se ao RANKL, com o qual tem grande afinidade, impedindo que este se ligue

ao RANK inibindo a osteoclastogênese (Boron, W.F.; Boulpaep, E.L., 2003 ; Hill, P.A., 1998; Canhão H.; Fonseca, J.E.; Queiroz, M. V., 2005).

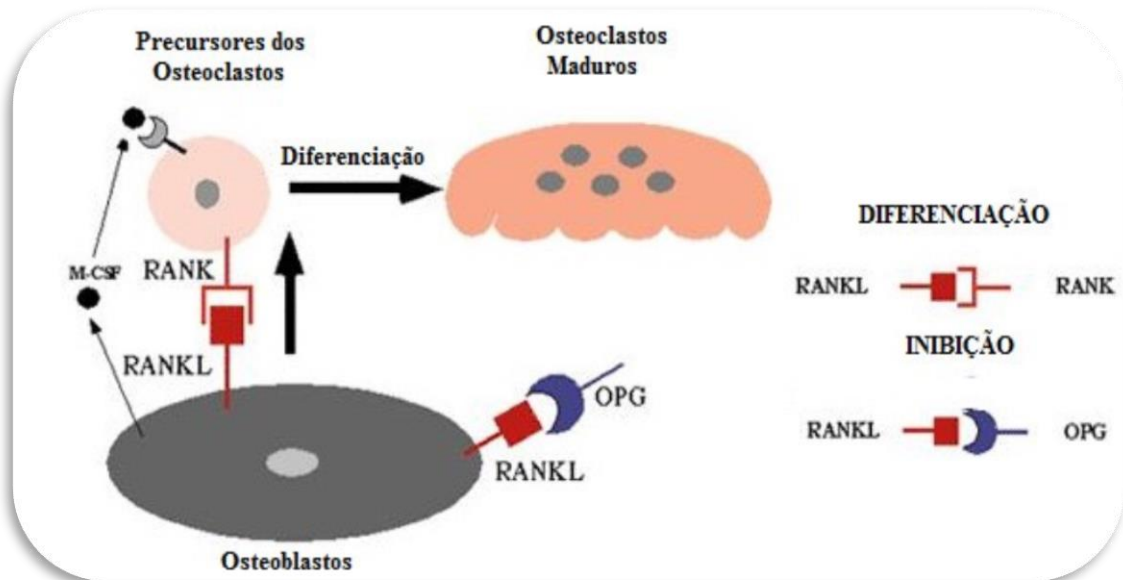


Figura 3- Mecanismo simplificado de osteoclastogênese (adaptado de

<http://www.medscape.com/content/2000/00/40/89/408911/art-wh0308.aubi.fig2.gif>)

A quantidade de osso que é reabsorvida dependerá do balanço entre a produção de RANKL e de OPG (Canhão H.; Fonseca, J.E.; Queiroz, M.V., 2005).

A hormona paratiroideia (PTH) e a vitamina D, também participam neste processo, uma vez que modelam o comportamento dos osteoblastos (Boron, W.F.; Boulpaep, E.L., 2003).

5. Estabilidade Primária

O aumento significativo da utilização de implantes osteointegrados na reabilitação oral deve-se aos altos índices de sucesso que apresentam (Turkylmaz et alii, 2008 ; Aksoy et alii, 2009 ; Browsers et alii, 2009; Rozé et alii, 2009; Song et alii, 2009). No entanto, para a obtenção de um prognóstico favorável, é necessário satisfazer alguns requisitos, tais como, adequado planejamento cirúrgico, conhecimento do leito ósseo e correta seleção do implante, conseguindo assim evitar a sua micromovimentação no ato

cirúrgico, sendo definida por Carvalho et alii, 2008, como estabilidade primária.

A estabilidade primária é fundamental para que ocorra a cicatrização e formação óssea, tal como, para a manutenção de tecidos duros e moles periimplantares, sendo deste modo, uma condição determinante para que ocorra osteointegração (Morton et alii, 2004; Chong et alii, 2009; Hermann et alii, 2001; Glauser et alii, 2004; Salmória et alii, 2008; Carvalho et alii, 2008; Browsers et alii, 2009; Kahraman et alii 2009; Degidi et alii, 2010). Esta encontra-se dependente de fatores como, a quantidade e densidade de óssea existente no local de colocação do implante, geometria do implante e a técnica cirúrgica impregnada (Meredith, 2008; Tabassum, A. et alii, 2010).

6. Estabilidade Secundária

A estabilidade considerada como secundária ou tardia é uma condição clínica de ausência de mobilidade sob forças entre 1 a 500g, quando aplicadas em direção vertical ou horizontal (Mish, 2007).

Para que se consiga alcançar esta estabilidade, é necessário que se verifiquem diversos fatores biológicos e mecânicos, onde se inclui também a estabilidade primária.

Os implantes que apresentem alta estabilidade primária, conseguem obter maior sucesso na osteointegração ou estabilidade secundária (Carvalho et alii, 2008; Browsers et alii, 2009; Chong et alii, 2009; Kahraman et alii 2009; Rosa et alii, 2008).

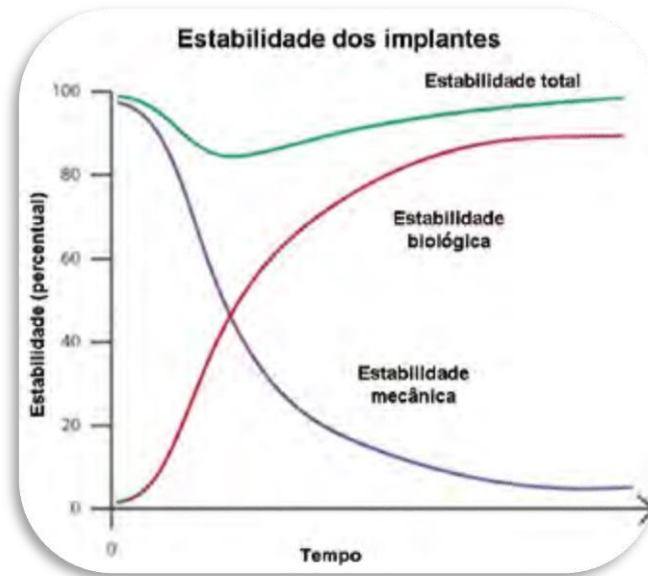


Figura 4- Estabelecimento da estabilidade total de um implante em função da diferença entre a estabilidade primária e secundária (adaptado de Bernardes, R. S.; Claudino, M.; Santori, M. A. I., 2012)

7. Implantes de uma fase cirúrgica

Nas cirurgias de uma só fase cirúrgica, o médico dentista deve colocar a extensão permucosa no momento da inserção do implante ou selecionar um projeto do corpo do implante com um colar cervical de altura suficiente para que seja supragengival (Misch, C.E., Implantes Dentais Contemporâneos, pp. 31-32).

Do ponto de vista clínico, a abordagem numa única fase cirúrgica apresenta vantagens em relação ao processo de duas fases, uma vez que não é necessário a repetição do procedimento de abertura com exposição do implante (implica menos uma cirurgia), quando comparado com um processo em duas fases. Deste modo, o paciente é sujeito a um menor “tempo de cadeira”, menor dor, reduzido período de cicatrização e uma redução do custo do tratamento (Buser, D. et alii, 1999)

8. Implantes de duas fases cirúrgicas

Diversos protocolos cirúrgicos, recomendam um período de cicatrização de 3 a 6 meses para que ocorra a osteointegração entre o implante e o osso (Brånemark et alii., 1977).

Numa primeira fase, o implante é instalado no seu leito cirúrgico e é subsequentemente coberto pelo retalho mucoso. O motivo para o afundamento do dispositivo implantado é eliminar a comunicação com a cavidade oral, impedindo o desenvolvimento de uma infecção nas regiões peri-implantares, otimizar as condições de cicatrização e incorporação nos tecidos (Brånemark et alii., 1977).

Segundo estes protocolos, a cirurgia de implantes passa a ser realizada em duas fases cirúrgicas. Neste procedimento, no momento da inserção do corpo do implante, um parafuso de cobertura é colocado aquando da primeira cirurgia dentro do topo do implante para prevenir que o osso, tecido mole ou os detritos penetrem na área da conexão do pilar durante a cicatrização.

Após um período de cicatrização, onde há o desenvolvimento da interface de suporte ósseo, realiza-se um segundo procedimento onde se poderá expor o implante ou conectar uma porção transepitelial.

Neste tipo de cirurgias, é utilizado um componente do implante chamado pilar de cicatrização, a fim de permitir uma cicatrização inicial do tecido mole (Misch, C.E., Implantes Dentais Contemporâneos, pp. 31-32).

O protocolo original de Brånemark usa uma abordagem de 2 fases cirúrgicas. Uma das razões para a existência desse conceito foi a instalação do implante ao nível ou abaixo da região da crista óssea, diminuindo o risco de movimentação inicial durante a cicatrização (Misch, C.E., Implantes Dentais Contemporâneos, p. 69).

9. Carga imediata

A colocação de implantes dentários sujeitos a carga imediata tem sido afirmada como um método fiável na reabilitação oral de pacientes parcial ou totalmente desdentados (Chiapasco M., et alii, 1997 ; Chiapasco, M., 2004).

A opção de tratamento usando prótese de carga imediata tem sido desenvolvida para minimizar as disfunções mastigatórias do paciente durante o tempo do processo de cicatrização (Elias, C. et alii, 2008).

Estas mudanças no protocolo devem-se ao melhor conhecimento dos cuidados cirúrgicos, entendendo a biomecânica dos implantes, as modificações da forma e os desenvolvimentos dos tratamentos de superfície para se obter uma melhor resposta biológica a partir do titânio (Elias, C. et alii, 2008).

Estudos clínicos demonstram taxas de sucesso semelhantes deste método em relação ao método da colocação de implantes pelo processo de duas fases cirúrgicas (Elias, C. et alii, 2008).

Este procedimento pretende aumentar o conforto do paciente com a diminuição do tempo de tratamento, eliminar a necessidade de uma segunda cirurgia (descobrimento do implante), preservar a altura do osso e contornos originais dos tecidos moles contribuindo assim para um melhor resultado estético (Holst, S. et alii, 2004).

Como principal desvantagem, este método potencia um forte risco de infecção com possível fracasso cirúrgico (Mazaro, J.V.Q. et alii, 2011).

10. Características dos materiais utilizados na confecção dos implantes

i. Biomateriais

Os biomateriais são definidos como “uma substância ou combinação de substâncias que não sejam drogas ou fármacos, de origem natural ou sintética, que podem ser usadas por qualquer período de tempo, como parte ou como um todo de sistemas, que tratam, aumentam ou substituem quaisquer tecidos, órgãos ou funções do corpo humano”.

Os biomateriais quando aplicados a implantes ortopédicos podem ser, cerâmicos, poliméricos ou metálicos, de acordo com as necessidades protéticas e condições de aplicação, devendo ser biocompatíveis e biofuncionais (ASM HANDBOOK. Materials Characterization, 1992).

ii. Biocompatibilidade

Esta característica encontra-se presente quando um material, utilizado como substituto de tecidos ou órgãos, não causa reações indesejáveis ao paciente, podendo ser mantido

por um longo período de tempo em função.

O material dito biocompatível, não causa danos no local onde é implantado, nem em tecidos vizinhos, assim como não deve provocar reações imunológicas locais ou causar danos nos tecidos, órgãos ou sistemas distantes do local implantado, que possam ser prejudiciais ao paciente.

Os tecidos comportam-se de forma distinta quando em contato com diferentes materiais, promovendo respostas diferenciadas, algumas desejáveis, outras menos desejáveis, motivo pelo qual, a seleção do material deva ser fortemente criteriosa (Boschi, A., 1996).

iii. Biofuncionalidade

É definida pela capacidade de um dispositivo funcionar com resposta apropriada do hospedeiro numa determinada aplicação específica. Esta definição relaciona a biofuncionalidade com um conjunto de propriedades que garantem a um determinado dispositivo possuir a capacidade de realizar uma função semelhante à do material que está a substituir.

Na confecção de implantes, diversos materiais têm sido empregados, sendo a necessidade específica de desempenho de uma função, o fator determinante para a escolha do material adequado. Materiais rígidos adequam-se à substituição de estruturas de suporte, como por exemplo tecido ósseo e dentes, materiais flexíveis, substituem tecidos moles tais como, válvulas, músculos, veias e pele (Boschi, A., 1996).

11. Classificação das Superfícies Implantares

Após a descoberta da osteointegração, várias empresas passaram a fabricar implantes semelhantes ao modelo original que havia sido desenvolvido por Brånemark. Desde então, iniciou-se a confecção de produtos com equivalência de tamanho, formato e composição. Porém, o acabamento da superfície pode variar significativamente de acordo com a técnica de tratamento de superfície utilizada (Silva, J.C., 2003).

A superfície dos implantes tem sido classificada de acordo com a rugosidade, textura e orientação das irregularidades:

i. Classificação quanto à rugosidade de superfície:

- Minimamente rugosa (0,5-1 μm)
- Moderadamente rugosa (1-2 μm)
- Rugosa (2-3 μm)

ii. Classificação quanto à textura obtida:

- Textura Côncava (maioritariamente por tratamentos aditivos)
- Textura Convexa (maioritariamente por tratamentos subtrativos)

iii. Classificação quanto à orientação das irregularidades da superfície:

- Superfícies isotrópicas: têm a mesma topografia independentemente da medição da direção
- Superfície anisotrópica: direccionalidade clara mas diferindo consideravelmente na rugosidade (Gupta, A.; Dhanraj, M.; Sivagami, G., 2010).

12. Tipo de Textura das Superfícies Implantares

As propriedades de textura da superfície, apresentam um papel fundamental relativo às interações biológicas entre a superfície do implante e o osso (Anil, S. et alii.; 2011).

A superfície do implante divide-se dependendo da dimensão em, macro, micro e nanotexturizada (Anil, S. et alii., 2011 ; Junker, R. et alii, 2009).

- **Superfície macrotexturizada**

Compreende valores de milímetros a micrómetros, sendo uma escala que relaciona, a geometria do implante com o parafuso rosqueado e o tratamento da superfície macroporosa. Assim sendo, a fixação primária do implante e a estabilidade mecânica a longo prazo podem apresentar melhorias através da referida superfície (Anil, S. et alii., 2011 ; Junker, R. et alii, 2009).

- **Superfície microtexturizada**

Encontra-se definida entre 1 a 10 μm e o alcance desta, maximiza a interligação entre o osso mineralizado e a superfície do implante. A topografia da mesma resulta num acréscimo de osso na superfície do implante. Por conseguinte, é de salientar que as superfícies microtexturizadas são geralmente interpretadas como biocompatíveis com capacidades limitadas no que concerne aos tecidos circundantes (Anil, S. et alii., 2011 ; Junker, R. et alii, 2009).

- **Superfície nanotexturizada**

Desempenha uma importante função na absorção de proteínas, na adesão de células osteoblásticas e consequentemente, no processo de osteointegração. A nanotopografia modula o comportamento das células, influenciando o processo de migração, proliferação e diferenciação celular. Esta superfície aumenta o processo da osteointegração, acelerando a cicatrização após a colocação do implante (Anil, S. et alii., 2011 ; Junker, R. et alii, 2009).

13. Métodos de Tratamento de Superfície Implantar

Diversos métodos têm sido utilizados para promover alterações na superfície dos implantes, otimizando o processo de osteointegração especialmente em casos de baixa densidade óssea.

Assim, diferentes processos são utilizados para obtenção de rugosidade superficial, os quais, podem ser divididos em métodos de adição e subtração (Bernardes, S. et alli, 2012).

As modificações superficiais nos implantes são, por norma, estudadas in vivo, utilizando diferentes animais.

Os métodos de avaliação mais usados são: análise histológica e histomorfométrica, que avaliam a quantidade e qualidade de tecido ósseo formado ao redor do implante e testes biomecânicos para medir a força necessária para a remoção do implante (Buser, D. et alii, 2003).

Os métodos de adição são aplicados a fim de produzir poros nos implantes através de um acréscimo de materiais na superfície destes. Nos métodos de subtração, o corpo do implante é exposto a materiais corrosivos que vão alterar a morfologia superficial, removendo deste modo, o material da superfície (Pattanaik, B.; Pawar, S.; Pattanaik, S., 2012).

<u>Métodos de adição</u>	<u>Métodos de subtração</u>
Spray de plasma e titânio	Superfícies Maquinadas
Spray de plasma de hidroxiapatite	Jato de partículas
Superfície biomimética	Condicionamento ácido
Incorporação de fármacos	Duplo Condicionamento Ácido
Recobrimento com Sol-gel ou Pectização	Jato de areia + Condicionamento ácido (SLA)
	Superfícies Tratadas por Laser

Tabela 2- Tipos de métodos de adição a subtração (adaptada de Radhika, B. 2012)

i. Métodos de adição

a) Spray de plasma e titânio (SPT)

Esta técnica é realizada através de aspersão térmica de gases ionizados, na qual o pó de revestimento é projetado em direção à superfície a ser recoberta. Após a fusão, as partículas atomizadas do revestimento, ao entrarem em contato com a superfície a ser revestida, achatam-se e aderem ao substrato, em sequência, umas sobre as outras, originando assim uma camada de estrutura típica, constituída de pequenas partículas achatadas, paralelas ao substrato, com estrutura tipicamente lamelar, contendo inclusões de óxidos e porosidades (Novaes Junior, A. et alii, 2004).

O revestimento daqui resultante tem uma média de 7 micrómetros de rugosidade, o que leva a um aumento da superfície do implante e conseqüente aumento da resistência à ruptura na interface osso/implante.

No entanto, o nível de rugosidade pode também influenciar negativamente nos valores de contaminação bacteriana (Anil, S. et alii., 2011 ; Junker, R. et alii, 2009).

Este método apresenta como principais vantagens: otimização das características superficiais através do aumento da área de contato com uma morfologia que facilita a formação de tecido ósseo; formação de uma camada de óxido de titânio favorecendo o processo de osteointegração de forma a ser mais rápido e eficaz; possibilidade de fornecer aos implantes uma superfície porosa, para que o osso possa penetrar mais facilmente (Anil, S. et alii., 2011) (Junker, R. et alii, 2009) (Novaes Junior, A. et alii, 2004).

Implantes com SPT são frequentemente recomendados para zonas com baixa densidade óssea (Anil, S. et alii., 2011 ; Junker, R. et alii, 2009).

Como desvantagens, segundo Pattanaik, B.; Sudhir, P.; Pattanaik, S., (2012), este método apresenta fraca interconectividade dos poros e tamanho reduzido dos mesmos, eventual peri-implantite devido à presença de titânio nos tecidos e aumento da mobilidade e recessões dentárias.

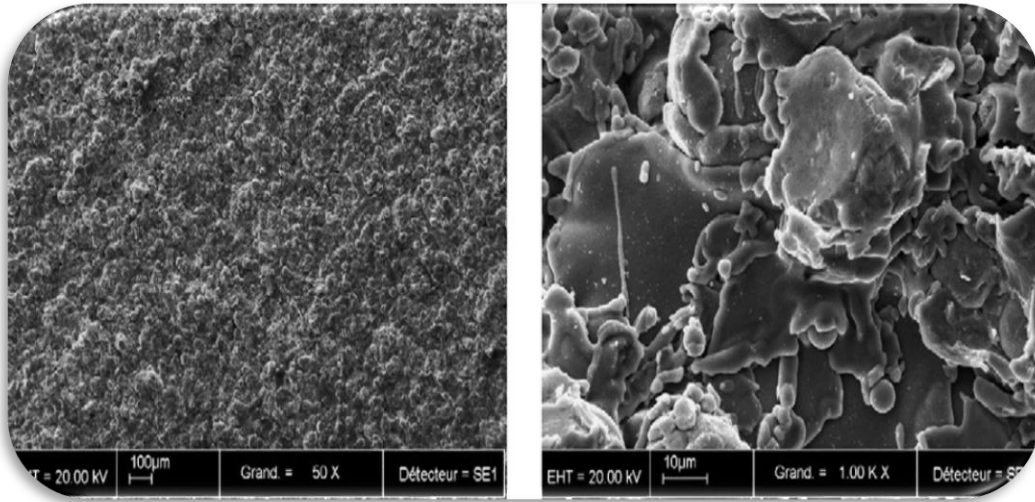


Figura 5- Fotografias adquiridas pelo SEM (microscopia electrónica de varredura) de superfície tratada com SPT (adaptado de Le Guéhenec, L. et alii, 2007)

b) Spray de plasma de hidroxiapatite (SPH)

Este método pode ser utilizado nos 4 tipos de osso (I,II,III,IV), em zonas de extrações recentes e onde foram realizados enxertos.

Inúmeras vantagens encontram-se associadas a este método, sendo elas, o aumento da resistência do implante face à corrosão, aumento da ligação implante/osso e aumento da osteocondução do implante, havendo maior deposição de osso à volta do mesmo.

Na maioria das análises histológicas efetuadas, em comparação com outras superfícies, o SPH obteve os melhores resultados em relação ao contato osso/implante (Carvalho, B. et alii, 2009).

A presença de predisposição para a retenção de placa, a dissolução/fratura da camada de HA e a delaminação do revestimento, poderão culminar no fracasso do implante (Gupta, A.; Dhanraj, M.; Sivagami, G., 2010).

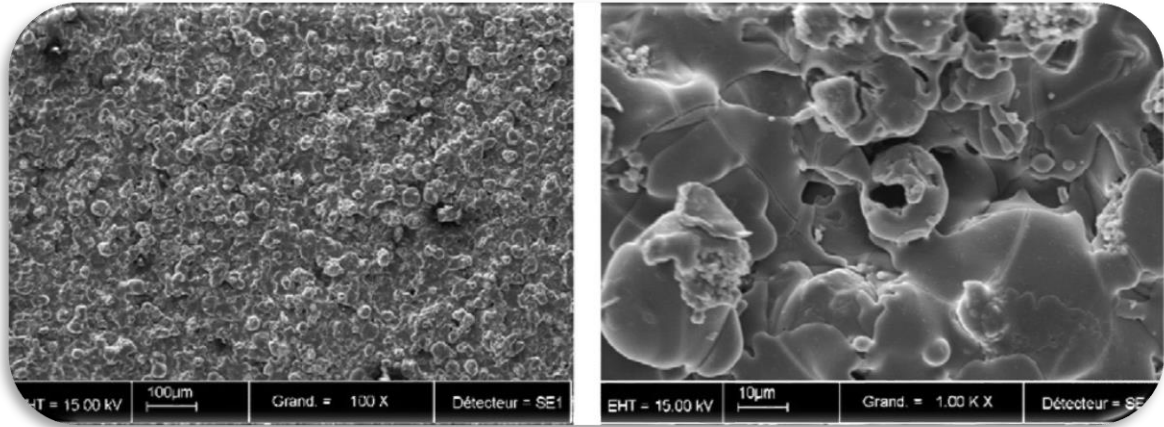


Figura 6- Fotografias adquiridas pelo SEM (microscopia electrónica de varredura) de superfície tratada com SPH (adaptado de Le Guéhenec, L. et alii, 2007)

c) Superfície Biomimética

A obtenção de superfícies biomiméticas consiste num processo de deposição de camadas de fosfato de cálcio sob condições fisiológicas de temperatura (37°) e ph (7,4), pelo processo biomimético. Estas moléculas integradas à estrutura do material, vão sendo libertadas à medida que as camadas se degradam, atuando como um sistema de libertação lenta de agentes osteogénicos para o local onde está posicionado o implante. Desta forma, estas moléculas formam uma matriz com propriedades osteoindutoras e osteocondutoras (Carvalho, B. et alii, 2009).

Esta técnica apresenta como principais benefícios, a inclusão de fármacos e fatores de crescimento, o recobrimento com fosfato de cálcio, onde poderão ser usados implantes com geometria complexa (Junker, R. et alii, 2009 ; Pattanaik, B.; Pawar, S.; Pattanaik, S., 2012).

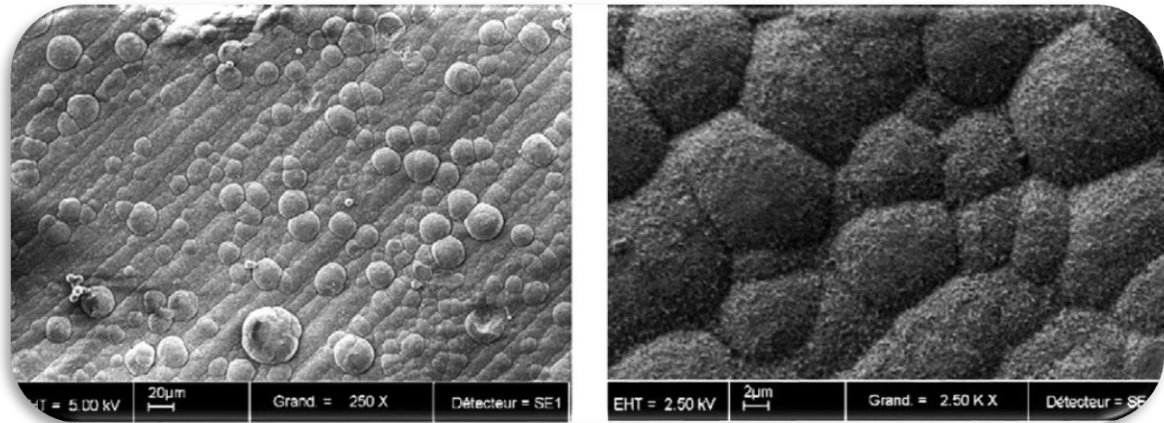


Figura 7- Fotografias adquiridas pelo SEM (microscopia electrónica de varredura) de superfície biomiméticas (adaptado de Le Guéhennec, L. et alii, 2007)

d) Incorporação de drogas

Diversas tentativas têm sido realizadas com o intuito de melhorar e acelerar a osteointegração através da modificação das propriedades de superfície, introduzindo fatores bioativos (drogas osteogénicas) .

O uso de antibióticos no recobrimento da superfície tem sido pesquisado na prevenção de infecções cirúrgicas associadas aos implantes (Gupta, A.; Dhanraj, M.; Sivagami, G., 2010).

- **Tetraciclina**

Funcionam como um agente antimicrobiano capaz de aniquilar microrganismos presentes na superfície contaminada do implante, assim como na remoção da smear layer e das endotoxinas da superfície. Estas inibem também, a atividade do colagénio, aumentam a proliferação celular e a cicatrização do osso.

Por fim, melhoram a retenção do coágulo à superfície implantar durante a fase inicial do processo de cicatrização, promovendo assim a re-osteointegração (Gupta, A.; Dhanraj, M.; Sivagami, G., 2010).

- **Gentamicina**

Este fármaco juntamente com uma camada HA, pode recobrir a superfície implantar, agindo como um agente profilático local, juntamente com os antibióticos sistêmicos numa cirurgia de colocação de implantes (Gupta, A.; Dhanraj, M.; Sivagami, G., 2010).

- **Sinvastatina**

É normalmente prescrita para a redução da síntese do colesterol pelo fígado, através da redução da concentração do mesmo e conseqüente diminuição do risco de ataque cardíaco.

Anil et alii, 2011, afirmam que, a aplicação tópica de sinvastatina no osso alveolar aumenta a formação deste e em simultâneo suprime a atividade osteoclástica na cicatrização óssea. Este fármaco encontra-se associado também ao aumento da densidade ossea mineral.

e) Recobrimento com Sol-gel ou Pectização

O recobrimento Sol-gel pode ser visto como uma sequência de processos inter-relacionados, que envolvem a síntese de uma rede inorgânica, obtida pela mistura de alcoóxidos e água na presença de um solvente e de um catalisador, seguida por hidrólise, gelatinização, remoção de resíduos orgânicos e água dos poros do gel sólido por tratamento a baixas temperaturas. Finalmente, a densificação do gel seco por tratamento térmico, pode levar à formação de materiais porosos ou densos (Andrade, A.; Domingues, R., 2006).

É um método simples e pouco dispendioso, onde se depositam finas camadas de composição química homogênea sobre substratos com largas dimensões e design

complexos. É utilizado quando se pretende a inclusão de materiais bioativos e no aperfeiçoamento da homogeneidade da camada.

O revestimento metálico dos implantes juntamente com a bioatividade dos materiais, como por exemplo a HA, pode acelerar a formação do osso durante o período inicial da osteointegração, possibilitando futuramente uma melhor fixação do implante.

As desvantagens encontradas neste processo são, a baixa produtividade e a toxicidade das substâncias envolvidas, no caso de se utilizar o método para larga escala (Rigo, E. et alii, 1999).

ii) **Métodos de subtração**

a) Superfícies Maquinadas

A primeira geração de implantes dentários, denominam-se de maquinados, e possuem uma superfície relativamente lisa/polida. Após serem tratados, estes implantes são submetidos a processos de limpeza, descontaminação e esterilização. Assim, os defeitos criados nestas superfícies fornecem resistência mecânica através da ligação com o osso.

A desvantagem desta morfologia em relação aos implantes não tratados deve-se ao fato das células osteoblásticas serem rugofilicas, ou seja, crescem ao longo das estrias existentes na superfície dos implantes. Esta característica, segundo Brånemark, requer um maior tempo de espera (3 a 6 meses), entre a cirurgia e a colocação de carga nos implantes.

Implantes colocados numa área de boa qualidade óssea utilizando a técnica de duas fases, segundo a literatura, apresenta resultados clínicos significativos a longo prazo (Anil, S. et alii, 2011).

b) Jato de partículas

As superfícies tratadas com recurso ao jato de partículas apresentam melhores resultados em relação aos implantes maquinados, demonstrando melhor integração óssea (Wennerberg, A.; Albrektsson, T., 2009).

Esta técnica é usualmente realizada com o recurso a partículas de titânio e alumina, onde a superfície rugosa obtida no final, irá variar de acordo com as partículas previamente selecionadas (Anil, S. et alii, 2011 ; Parekh, R.; Shetty O.; Tabassum, R., 2012).

Apresenta como principais benefícios, o aumento significativo da fixação biomecânica, presença de fosfato de cálcio que irá permitir a criação de uma superfície limpa e conservação das propriedades químicas e possibilidade da existência de variação da granulometria e biocompatibilidade (Le Guéhenec, L. et alii, 2007; Parekh, R.; Shetty O.; Tabassum, R., 2012 ; Wennerberg, A.; Albrektsson, T., 2009).

O jato de partículas pode apresentar resíduos na superfície (contaminação) o que torna um inconveniente na utilização deste método (Le Guéhenec, L. et alii, 2007).

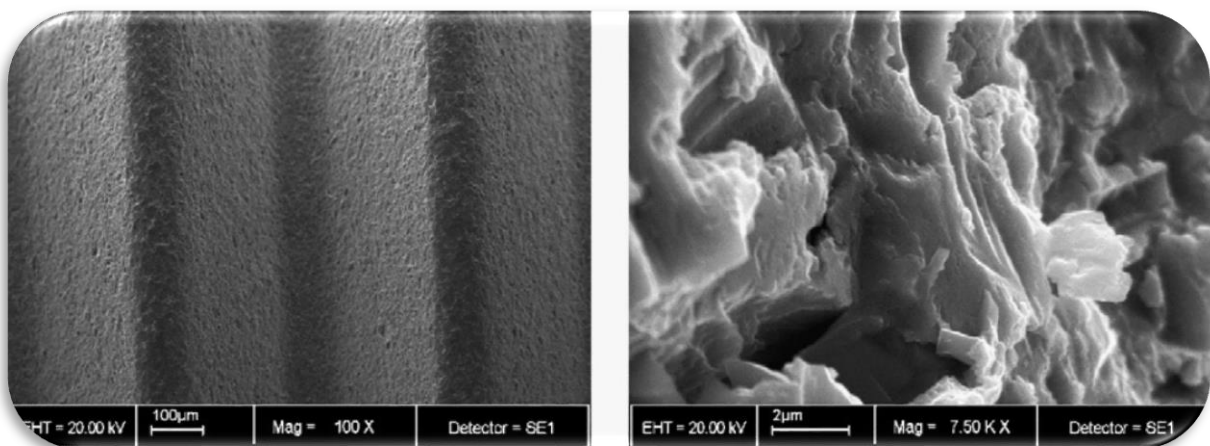


Figura 8- Fotografias adquiridas pelo SEM (microscopia electrónica de varredura) de superfícies tratadas com jato de areia (adaptado de Le Guéhenec, L. et alii, 2007)

c) Condicionamento ácido

O condicionamento ácido recorrendo a ácidos fortes, apresenta-se como sendo um outro método utilizado na criação de rugosidade na superfície de implantes em titânio. A extensão do material removido depende principalmente da concentração do ácido, da temperatura e do tempo de tratamento. São exemplos de ácidos usados como agentes químicos para o condicionamento do titânio, o HCL, H₂SO₄, HF e o HNO₃.

A superfície livre de contaminantes, o aumento da bioadesão, uma área alargada de superfície e melhor retenção de células osteogénicas, constituem os principais argumentos abonatórios ao uso desta técnica.

Apesar do hidrogénio estar presente em todos os ácidos, a ação deste, provoca alteração nas propriedades químicas e mecânicas (Anil, S. et alii, 2011 ; Le Guéhennec, L. et alii, 2007).

d) Duplo Condicionamento Ácido

Nesta técnica, procede-se à imersão dos implantes numa mistura de ácido clorídrico concentrado e ácido sulfúrico aquecido a mais de 100°C havendo a criação de uma microtextura, aumentando assim o processo osteocondutor pelo acréscimo da fixação de fibrina e células osteogénicas (Anil, S. et alii, 2011).

O duplo condicionamento ácido apresenta como principais vantagens, uma superior adesão e expressão de genes extracelulares, formação de osso diretamente sobre a superfície do implante, auxílio na colonização de osteoblastos e criação de uma “guia condutora” através de uma malha de fibrina (Anil, S. et alii, 2011).

O hidrogénio tal como no condicionamento ácido, surge como principal inconveniente ao uso destas duas técnicas de subtração (Anil, S. et alii, 2011).

e) Jato de areia + Condicionamento ácido (SLA)

Consiste na combinação da técnica de jato de areia com a posterior gravação a ácido hidrocloreídrico e ácido sulfúrico.

A primeira técnica é utilizada para a criação de uma textura mais porosa, onde de seguida o condicionamento ácido tornará a superfície limpa e livre de contaminantes.

Este método possibilita uma melhor integração óssea, uma diminuição da incidência de infeções ou inflamações pós-inserção do implante. Estudos in vitro revelam, não haver grande diferença na adesão celular, em comparação com o jato de partículas (Carvalho, B. et alii, 2009 ; Anil, S. et alii, 2011).

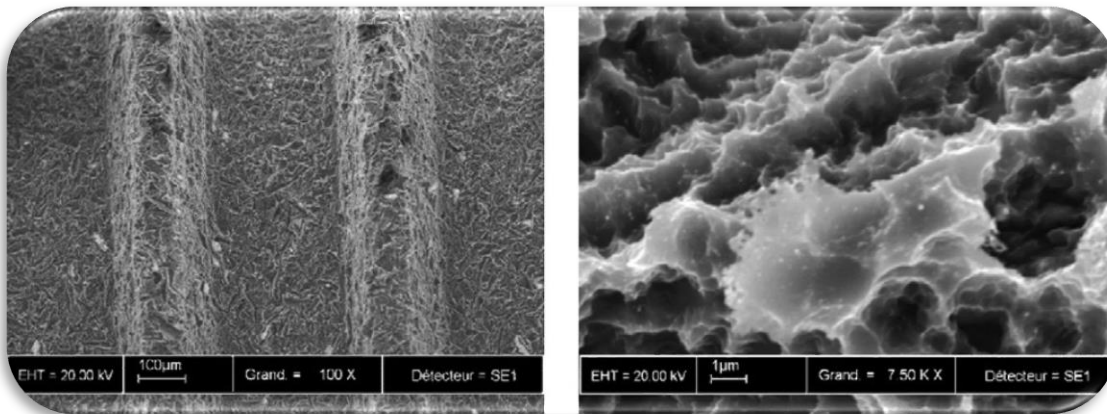


Figura 9- Fotografias adquiridas pelo SEM (microscopia electrónica de varredura) de superfície tratada com SLA (adaptado de Le Guéhennec, L. et alii, 2007)

f) Superfícies Tratadas por Laser

O laser, consiste num método de fácil reprodução, obtendo superfícies isotrópicas com regularidade de texturas e estruturas (Serap, Ç.; Huseyin, O., 2012).

A incidência do feixe do laser é feita de forma direta sobre a superfície do implante com altas intensidades, transformando a camada da superfície e formando pequenos poros (Carvalho, B. et alii, 2009; Anil, S. et alii, 2011).

Este aumenta significativamente a resistência à corrosão e à dureza, mantendo um alto grau de pureza. A adesividade celular e a direção do crescimento ósseo não são afetados

por esta técnica. Na utilização do laser, ocorre a descontaminação bacteriana provocando a irradiação de endotoxinas (Carvalho, B. et alii, 2009; Anil, S. et alii, 2011).

Existe de igual forma uma diminuição da incidência de peri-implantite (Carvalho, B. et alii, 2009; Anil, S. et alii, 2011).

O laser pode comprometer significativamente a integridade do implante por incorreta utilização, sendo uma desvantagem na utilização deste (Carvalho, B. et alii, 2009; Anil, S. et alii, 2011).

14. Outros métodos de tratamento de superfície

a) Oxidação anódica (anodização)

Este mecanismo facilita o aumento da formação de osso ao redor do implante. As superfícies anodizadas demonstram um aumento do oxigênio e aumento da captura do cálcio e fósforo proveniente dos electrólitos usados.

A proliferação, a atividade da fosfatase alcalina e a deposição do cálcio são significativamente maiores nestas superfícies, quando comparadas com as superfícies maquinadas (Sharma, A., et alii, 2015).

Duncan, W. et alii (2008), concluíram que a oxidação anódica de superfícies rugosas do implante de titânio, facilita uma precoce osteointegração.

Estudos recentes demonstram que a incorporação de electrólitos como o cálcio, o fósforo, sódio e cloro, são capazes de aumentar as características da superfície e propriedades antibacterianas do implante (Sharma, A., et alii, 2015).

As características da camada de óxido formada, dependem das condições do processamento e dos eletrólitos usados (Sharma, A., et alii, 2015).

A oxidação anódica demonstrou ser uma técnica de simples aplicação, baixo custo onde, através da qual, é possível a obtenção de variadas formas topográficas. A

morfologia das superfícies tratadas nesta solução eletrolítica, depende da combinação entre densidade da corrente, concentração da solução, temperatura e o tipo de rugosidade inicial da superfície do implante (Sharma, A., et alii, 2015).

b) Ação combinada entre a radiação ultra-violeta com o tratamento químico da superfície em titânio

O principal objetivo desta combinação é o aumento da capacidade de ocorrer o processo de osteointegração, induzindo a mineralização e o aumento do recrutamento/ativação dos osteoblastos. Estes irão aderir mais facilmente às superfícies, formando novo osso num curto espaço de tempo, com um selamento estável em torno do implante, impedindo, assim, futuras infecções.

Este processo consiste no tratamento num banho de peróxido de hidrogénio combinado com luz ultra-violeta, potenciando assim a ação do peróxido.

A combinação da ação da luz ultra-violeta com o peróxido de hidrogénio constitui uma importante inovação no tratamento de superfície dos implantes em titânio. Este processo é de igual modo utilizado em diversas atividades, como a esterilização, tratamento de águas e branqueamento dentário (Spriano, S. et alii, 2015).

15. Comportamento celular derivado ao tratamento de superfície aplicado

Do ponto de vista biológico, o comportamento das células é diferente de célula para célula.

Os fibroblastos acumulam-se preferencialmente em superfícies lisas. Os macrófagos e os osteoblastos aderem facilmente às superfícies rugosas (superfícies revestidas por plasma de spray e titânio, por exemplo).

A rugosidade existente nas superfícies dos implantes deve ser controlada, pois as células necessitam de pontos de ancoragem na superfície destes, para que possam iniciar a proliferação e constituir a biofixação dos implantes. Assim, se as rugosidades forem muito menores não existirão locais de biofixação adequados. Em contrapartida, se a

superfície apresentar grandes picos ou vales e se estes possuírem superfícies lisas, as células não irão também encontrar locais de biofixação apropriados (Brunette, D. M.,1998).

Simon, M. & Cols, 2005, constaram que a união celular, a morfologia e a proliferação são diretamente influenciadas pelo tratamento de superfície, com significativo aumento da atividade das células osteoblásticas em superfícies com revestimentos porosos. Baseado de igual modo nos seus estudos, estes autores afirmam que as superfícies revestidas e porosas de titânio apresentam significativamente melhores características de biocompatibilidade em comparação com outras superfícies, além de aumentar a resistência à corrosão.

Giavaresi G. & Cols. em 2003, compararam seis tipos de superfícies de implantes onde afirmam que o processo de osteointegração pode ser acelerado através do aumento da rugosidade superficial.

Chang, Y. S., et alii, (1998) demonstraram que, implantes com superfície porosa obtida através de revestimento por spray de plasma possuem grande importância na fixação ideal entre osso viável e o implante.

16. Rugosidade Ideal

O valor ideal de rugosidade superficial para a otimização da aposição óssea na interface osso e implante permanece controverso na literatura atual (Bernardes, R.S.; Claudino, M.; Santori, M.A.I., 2012).

Alguns autores, descrevem valores de rugosidade superficial em torno de 1 a 2 μm como ideais para o processo de osteointegração, afirmando que valores acima de 2 μm podem ser prejudiciais à deposição óssea na interface osso-implante (Bernardes, R.S.; Claudino, M.; Santori, M.A.I., (2012).

17. Complicações inerentes ao excesso de rugosidade

A peri-implantite é uma doença da cavidade oral causada pela presença de uma infecção pela existência de biofilme, num indivíduo susceptível. O desenho do implante e as

características da sua superfície, podem contribuir como fatores de progressão da doença (Astrand, P. et alii, 2004 ; Quirynen, M. et alii, 2007).

Estudos realizados por Astrand, P. et alii, 2004 e por Quirynen, M. et alii, 2007, concluem que, implantes com excesso de rugosidade (implantes com superfícies tratadas com Spray de Plasma e Titânio e os de Spray de Plasma e Hidroxiapatite) possuem uma alta incidência desta patologia.

Quirynen, M., Bollen, C.M.L., (1995), afirmaram que, a presença de rugosidade nas superfícies dos implantes, origina complicações futuras. A colonização das superfícies duras intra-orais, começa com a presença de irregularidades nos implantes. Com o decorrer do tempo as áreas com placa bacteriana, que se desenvolveram nestas irregularidades, acabarão por se estender às áreas circundantes.

As superfícies rugosas acumulam e retêm mais placa bacteriana, tornando essa situação menos evidente nos casos de pacientes com ótima higiene oral.

Depois de vários dias de formação de placa bacteriana, estas superfícies irão possuir uma placa mais madura que se caracterizará por um aumento da proporção de bactérias.

18. O futuro por onde passará?

Algumas estratégias foram consideradas para promover melhorias a curto e longo prazo relativamente à osteointegração de implantes em titânio (Le Guéhenec, L. et alii, 2007).

Estas tendências para o futuro dizem respeito às modificações da rugosidade na superfície, mais especificamente relacionadas com as nanotecnologias, promovendo a adsorção de proteínas e adesão celular, aumentando os revestimentos de fosfato de cálcio para reforçar a osteocondução e a incorporação de drogas biológicas a fim de acelerar a cicatrização óssea em áreas com peri-implantites (Le Guéhenec, L. et alii, 2007).

19. Estudos comparativos entre diferentes tipos de superfície

- Klokkevold et alii (2001) compararam implantes com superfície modificada por ataque ácido e implantes maquinados, e concluíram que implantes com duplo

ataque ácido requerem uma maior força média de torque de remoção.

Os valores encontrados foram de 20,50 Ncm para os implantes modificados por duplo ataque ácido, e 4,95 Ncm para implantes maquinados (Misch, C.E., *Implantes Dentais Contemporâneos*, pp. 599-620).

- Foram utilizados implantes com ataque ácido e implantes maquinados instalados em mandíbulas de cães em áreas com qualidade óssea reduzida, durante um período de 4 meses. Concluíram que os valores do contato osso/implante eram significativamente maiores nas regiões dos implantes tratados com duplo ataque ácido, em comparação às regiões com implantes maquinados, obtendo-se um valor de contato osso/implante de 62,5% e 39,5% respectivamente (Weng et alii, 2003).
- Estudos presentes na literatura, efetuaram a comparação através do torque de remoção de três tipos de superfície de implantes, sendo elas, implantes com condicionamento ácido, implantes com spray de plasma e titânio e implantes maquinados. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas, entre grupos de implantes com superfícies modificadas comparados com implantes maquinados. No entanto, não se denotou diferença estatística entre implantes com condicionamento ácido e implantes com spray de plasma e titânio.
Os valores encontrados para o torque de remoção realizados em maxilas de porcos num período de cicatrização de 12 semanas foram de 1,43 Ncm relativamente aos implantes com condicionamento ácido e de 1,54 Ncm relativamente aos implantes com spray de plasma e titânio, e apenas 0,26 Ncm para implantes maquinados (Buser, D. et alii, 1999 ; Buser, D. et alii, 2004).
- Um outro estudo utilizou implantes com duplo condicionamento ácido e implantes maquinados, onde ficou comprovado, novamente, a superioridade do torque de remoção dos implantes modificados (Cho, S.A., Park, K.T., 2003).

III. CONCLUSÃO

- A deposição de tecido ósseo sobre as superfícies dos implantes osteointegrados, ocorre independentemente destas serem lisas ou rugosas.
- Existe uma variedade de tratamentos de superfície disponíveis para implantes osteointegrados. Estes variam na sua técnica de obtenção, rugosidade e características superficiais físicas e químicas.
- O tempo de cicatrização da cirurgia de implantes dentários sem tratamentos de superfície é superior aos implantes tratados.
- A literatura demonstra que implantes com superfícies rugosas apresentam uma maior área de contacto osso/implante e melhores características biomecânicas.
- A migração, a adesão e proliferação celular na superfície do implante são importantes pré-requisitos para o sucesso da cirurgia.
- Os estudos comparativos entre as superfícies modificadas por métodos de tratamento físicos e/ou químicos, quando comparados com as superfícies maquinadas, demonstram a superioridade das superfícies rugosas em muitos aspectos biomecânicos, sendo hoje um consenso entre a comunidade científica, a superioridade das superfícies modificadas.
- O aumento da rugosidade superficial tem sido associado a diversas vantagens, tais como: aumento na área de contato entre osso e implante, aumento na adesão celular na superfície do implante e aumento na interação bioquímica entre o implante e o tecido ósseo.
- Considerando a controvérsia na literatura referente ao valor de rugosidade ideal para o processo de osteointegração, é discutível a caracterização de implantes utilizando unicamente o fator rugosidade como parâmetro.

- Ficou comprovado que médicos dentistas preferem usar implantes com tratamento de superfície pelo fato de acelerarem os mecanismos da osteointegração e com geometrias que promovam uma boa estabilidade primária, boa distribuição de carga e a manutenção da osteointegração.
- No decorrer do desenvolvimento da minha revisão bibliográfica, concluí que os implantes com superfícies rugosas apresentam resultados mais vantajosos em relação às superfícies lisas, apesar de poderem comprometer a sua durabilidade a longo prazo.
- Apesar de existirem evidências clínicas relativas à superioridade de sucesso das superfícies tratadas, existe ainda um longo percurso a ser percorrido a fim de se desenvolverem novas técnicas de tratamento de superfície com maior eficácia.

IV. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abrahamsson, I., Berglundh, T. (2009). Effects of different implant surfaces and designs on marginal bone-level alterations: a review. *Clin. Oral Impl. Res.* v.20 (Suppl. 4), pp. 207–215

Aksoy, U, Eratalay K., Tözüm T.F. (2009). The possible association among bone density values, resonance frequency measurements, tactile sense, and histomorphometric evaluations of dental implant osteotomy sites: a preliminary study. *Implant Dent.* Aug., 18(4). pp. 316-326.

Amarante, E. S. ; Lima, L. A. (2001). Otimização das superfícies dos implantes: plasma de titânio e jateamento com areia condicionado por ácido- estado atual. *Pesqui Odontol Bras.*v.12, n.2, Abr/Jun, pp. 166-173

Andrade, A.; Domingues, R. Z. (2006). Cerâmicas bioativas – Estado da Arte. *Quim. Nova.* v. 29, n.1, pp. 100-104

Anil, S. et alii. (2011). Dental Implant Surface Enhancement and Osseointegration. [Em linha]. Disponível em <www.intechopen.com>. [Consultado em 07/07/2015]

An Y.H.; Draughn, R. A. (2000). Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface. *CRC Press LLC.* Boca Raton

ASM HANDBOOK. Materials Characterization, Nineth Edition 10: 297-320, e 323-426; 1992

Astrand, P. et alii, 2004. A three year follow-up report of a comparative study of ITI Dental Implants and Branemark system implants in the threatment of the partially edentulous maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res.* v.18 (supply- 3), pp. 50-62

Brånemark, P. I., et alii., (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. L. Experimental studies. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* v.3, pp. 81-100

Brånemark, P. I., et alii, (1977). Osseointegrated implants n the treatment of edentulous jaw: experience from 10-years period. *J. Plast. Reconstr. Surg.* v.2, supp. 16, pp. 1-132

- Brånemark, P. I., et alii (1985). *The Journal Prosthetic Dentistry*. September; v. 70, n. 3
- Brånemark, P. I., et alii (1986). Tissue-Integrated Protheses. *Quintessence Publishing co.* pp. 99 – 116
- Brånemark, P. I., et alii., (1999). A new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible.preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Impl Dent Rel Res*.1(1), pp. 2-16
- Bernardes, R.S.; Claudino, M.; Santori, M.A.I., (2012). Relevância clinica do tratamento de superfície de implantes dentários. *Jornal ILAPEO*. v.06, n.02, abr/mai/jun
- Brandão, M. et alii, (2010). Superfície dos implantes osseointegrados X resposta biológica. *Revista Implantnews*. v.7(1), pp. 95-101
- Boron W.F.; Boulpaep E.L., (2003). *Medical Physiology*. Saunders
- Boschi, A. (1996). O Que é Necessário Para Que um Material Possa Ser Considerado um Biomaterial? In: *Seminário Regional de Biomaterais*. Santa Catarina UDESC. pp. 4-16
- Brouwers J.E.I.G. et alii, (2009). Reliability and validity of the instrumental assessment of implant stability in dry human mandibles. *J Oral Rehab*. Apr; 36(4), pp. 279–283
- Buser, D. et alii, (1999). Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A biomechanical study in the maxilla of miniature pigs . *J. Biomed Mater Res*. v.45, pp. 75–83
- Buser, D. et alii, (1999). Clinical experience with one-Stage, non-submerged dental implants. *Adv Den Rest*. v.13, pp. 153-161
- Buser, D. et alii, (2003). Periodontia e Implantodontia– Desmistificando a Ciência. *Artes Médicas*. São Paulo. pp. 445- 450
- Buser, D. et alii, (2004). Enhanced Bone Apposition to a Chemically Modified SLA Titanium Surface. *J Dent Res* v.83 (7), pp. 529-533

Brunette, D. M., (1998). The Effects of Implant Surface Topography on the Behavior of Cells. *J Biomed Mater Res.* v. 3; pp.124-131

Canhão, H.; Fonseca, J.E.; Queiroz, M.V. (2005). Epidemiologia da osteoporose. Mecanismos de Remodelação óssea e factores protectores do osso. *Acta Reum Port.* pp. 225-240

Carvalho M.A. et alii, (2008). Estudo clínico da relação do torque de inserção dos implantes e sua osseointegração. *Rev Bras Cir Cabeça Pescoço.* Oct/Nov/Dec; 37(4), pp. 202-205

Carvalho, B. et alii, (2009). Tratamentos de superfície nos implantes dentários. *Rev.Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-fac.* v.9, n. 1, jan/mar, pp, 123-130

Çelen, S., Ozden, H. (2012). Laser-induced novel patterns: As smart strain actuators for new-age dental implant surfaces. *Applied Surface Science.* v. 263, pp. 579-585

Chang, Y. S., et alii, (1998). Influence of Various Structure Treatments on Histological Fixation of Titanium Implants *The Journal of Arthroplasty.* Oct. v. 13(7); pp. 816-825

Chiapasco M., et alii (1997). Implant- retained mandibular overdentures with immediate loading: a retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implants Res.* v.8, pp. 48-57

Chiapasco, M. (2004). Early and immediate restoration and loading of implants in completely edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.19, pp. 76-91

Cho, S. A.; Park, K.T. (2003). The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching. *Biomaterials.* v.24, pp. 3611-3617

Chong L. et alii, (2009). Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *J Oral Implant.* Jun; 35(3), pp. 130-135

Degidi M., Giuseppe D., Adriano P. (2010). Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Mai/Jun; v.25(3), pp. 558-561

Duncan, W. et alii, (2008). Anodization increases early integration of Osstem implants in sheep femurs. *Ann R Australas Coll Dent Surg.* v. 19, pp. 152-156

Elias, C. et alii, (2008). Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* pp. 234-242

Giavaresi G. & COLS, (2003). Histomorphometric and Microhardness Assessments of Sheep Cortical Bone Surrounding Titanium Implants With Different Surface Treatments. *J Biomed Mater Res.* oct; v.67 (1); pp. 112-20

Glauser R. et alii, (2004). Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Impl Res.* Aug;15(4), pp. 428-434

Gupta, A., Dhanraj, M., Sivagami, G. (2010). Status of surface treatment in endosseous implant: A literary overview. *Indian J Des Res,* v.21 (3), pp. 433-438

Hermann J.S. et alii, (2001). Biologic width around one and two piece titanium implants. A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *Clin Oral Impl Res.* Dec;12(6), pp. 559-571

Hill, P.A., (1998). Bone remodelling. *British Journal of Orthodontics.* Vol. 25, pp. 101-107

Holst, S. et alii, (2004). Clinical application of surgical fixation screws in implant prosthodontics. Part II: indexing implant position. *J Prosthet Dent.* pp. 496-499

http://www.coe-stemcell.keio.ac.jp/member/img/member_img/zu_matsuo2.jpg

<http://www.medscape.com/content/2000/00/40/89/408911/art-wh0308.aubi.fig2.gif>

Junker, R. et alii (2009). Effects of implant surface coatings and composition on bone integration; a systematic review. *Clin. Oral Impl. Res.* v.20 (suppl.4), pp. 185-206

Kahraman S. Et alii, (2009). Clinical study on the insertion torque and wireless resonance frequency analysis in the assessment of torque capacity and stability of self-tapping dental implants. *J Oral Rehabil.* Oct;36(10), pp. 755-761

Klokkevold, P. R.; Johnson, P. (2001). Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit. *lin. Oral Impl. Res.* v.12, pp. 350–357

Le Guéhennec, L. et alii (2007). Surface treatment of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials.* v.23, pp. 844-854

Lemons, J. (2004). Biomaterials, Biomechanics, Tissue, Healing, and Immediate-Function Dental Implants. *Journal of Oral Implantology.* v. XXX, n.5, pp. 318-324

Martinez, A. (2001). Periodontologia Clínica e Implantologia Oral. Edições Avances. 2ª Edição. Madrid. Cap 43-47

Mazaro, J. V. Q. et alii, (2011). Technique for indexing an immediate loading implant position for a provisional restoration. *Journal of Oral Implantology.* v. XXXVII. N. Two. Pp. 267- 271

Meredith, N. (1998). Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodontic.* Sept/Oct; v.11(5), pp. 491–501

Misch CE. Prótese Sobre Implantes. 2ª ed. São Paulo, SP: Editora Santos; 2007. p. 626

Misch, C.E (2009). Técnicas e Diagnóstico por Imagem. In: Misch, C. E. (3ª Ed.) *Implantes Dentais Contemporâneos.* (3ª Ed.). Rio de Janeiro. Elsevier, pp. 35-65

Misch, C.E (2009). Teorema do Tratamento da Tensão para a Implantodontia. In: Misch, C. E. (3ª Ed.) *Implantes Dentais Contemporâneos.* (3ª Ed.). Rio de Janeiro. Elsevier, p. 69

Misch, C.E (2009). Superfícies dos Implantes Dentais: uma Revisão. In: Misch, C. E. (3ª Ed.) *Implantes Dentais Contemporâneos*. (3ª Ed.). Rio de Janeiro. Elsevier, pp. 599-620

Misch, C.E (2009). Densidade Óssea: Efeito sobre a Abordagem Cirúrgica e a Cicatrização. In: Misch, C. E. (3ª Ed.) *Implantes Dentais Contemporâneos*. (3ª Ed.). Rio de Janeiro. Elsevier, pp. 647-661

Misch, C.E (2009). Forma Radicular – Terminologia dos Componentes Genéricos. In: Misch, C. E. (3ª Ed.) *Implantes Dentais Contemporâneos*. (3ª Ed.). Rio de Janeiro. Elsevier, pp. 31-32

Morton D.; Jaffin R.; Weber H.P. (2004). Immediate restoration and loading of dental implants: Clinical considerations and protocols *Int J Oral Maxillofac Implant.* (suppl);19(7). pp.103–108

Novaes Junior, A. et alii (2004). Influence of Implant Microstructure on the Osseointegration of Immediate Implants Placed into Periodontally Infected Sites in Dogs. *Clin Oral Implants Res.* v.15; pp. 34-43

Novaes Junior, A. et alii. (2010). Influence of Implant Surfaces on Osseointegration. *Brazilian Dental Journal*, 21(6), pp. 471-481

Parekh, R.; Shetty O.; Tabassum, R. (2012). Surface Modifications for Endosseous Dental Implants. *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*, v. 3 (3), pp. 116-121

Parekh, R.; Shetty O.; Tabassum, R. (2012). Surface Modifications for Endosseous Dental Implants, *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*. v. 3 (3), pp. 116-121

Pattanaik, B.; Pawar, S.; Pattanaik, S. (2012). Biocompatible Impant Surface Treatments. *Indian J Dent Res*, v. 23, pp. 398-406

Pullen A. e Debenham, C. (2011). Short Implants: Reality and Predictability. Peer-Reviewed Publication

Quirynen, M. Et alii, (2007). Impact of supportive periodontal therapy and implant surface roughness on implant outcome in patients with history of periodontitis. *J Clin Periodontol.* v. 34, pp. 805- 815

Quirynen, M.; Bollen, C.M.L. (1995). The influence of surface roughness and surface free energy on supra and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. *Journal of Clinical Periodontology.* v. 22, pp. 1–14

Rigo, E. et alii, (1999). Impantes metálicos recobertos com hidroxiapatita. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica.* v.15, n.1-2, jan/ago, pp. 21-29

Rosa, R. C. et alii, (2008). Análise biomecânica de variáveis relacionadas à resistência ao arrancamento dos parafusos do sistema de fixação vertebral. *Rev Bras Ortop.* Jul; 43(7), pp. 293-299

Rozé, J. et alii, (2009). Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Impl Res.* Oct;20(10), pp. 1140–1145

Ruimerman R. (2005). Modeling and remodeling in bone tissue. Eindhoven : Technische Universiteit Eindhoven

Salmória K. K. et alii, (2008). Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* Jun; v.133; n.6; pp.790.e15-790.e22

Sharma, A. et alii, (2015). Spark anodization of titanium-zirconium alloy: surface characterization and bioactivity assessment. *Master-Med.* v. 26:221, pp. 2-11

Silva, J.C.; Furukita, S. K.; Oliveira, T. V. (2000). Análise Comparativa de Superfície de Cinco Implantes de Ósseo-Integração. *Anais do 13º Congresso Internacional de Odontologia de Ponta Grossa.* Setembro; p.27

Silva, J.C. (2003). Estudos comparativos de superfícies de implantes. 2º. Congresso Internacional da ABO. Forz do Iguaçu, Outubro

Simon, M. & Cols, (2005). Corrosion Resistance an Biocompatibility of a New Porous Surface for Titanium Implants. *European Journal or Oral Sciences*. Dec. v.113, issue 6, pp. 537-545

Song Y.D.; Jun S.H.; Kwon J., (2009). Correlation between bone quality evaluated by cone- beam computerized tomography and implant primary stability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Jan/Feb; v.24(1), pp. 59–64

Spriano, S. et alii (2015). The combined action of UV irradiation and chemical treatment on the titanium surface of dental implants. *Applied Surface Science*. v. 349, pp. 599-608

Tabassum, A. et alii, (2010). Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clin. Oral Impl. Res.* v .21, pp. 213–220

Tortora, G. J.; Grabowsky, S.R. (2001). Introduction to Human Body. 5th edition. *John Willey & Sons*

Turkyilmaz I.; Mcglumphy E. A. (2008). Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health*. Nov; v.8, pp. 1-8

Vandeweghe, S. et alii (2010). The influence of implant design on bone remodeling around surface-modified. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. v.14, n.5, pp. 655-662

Weng et alii (2003). Osseotite® vs. machined surface in poor bone quality. A study in dogs. *Clin. Oral Impl. Res.* v.14, pp. 703–708

Wennerberg, A.; Albrektsson, T. Implant Surfaces Beyond Micron Roughness. Experimental And Clinical Knowledge Surface Topography And Surface Chemistry. *International Dentistry SA*, v.8, n.6

Wennerber, A.; Albrektsson, T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin. Oral. Impl. Res.* v.20 (Suppl. 4), pp. 172-184

Wennerberg, A. , Albrektsson, T. (2010). On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* v. 25, n.1, pp. 63-74

Zarb, G.A., Schmitt, A., (1991). Osseointegration and edentulous predicament. The 10-year Toronto study. *Br. Dent. J.*v.170, pp. 439-444