



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

REPLICAR O DENTE, O FUTURO DA IMPLANTOLOGIA

Trabalho submetido por
Félicien Bouvet
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

setembro de 2019



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

REPLICAR O DENTE, O FUTURO DA IMPLANTOLOGIA

Trabalho submetido por
Félicien Bouvet
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Paulo Maurício

setembro de 2019

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Doutor Paulo Maurício, por ter aceite orientar este projeto, por toda a ajuda e disponibilidade que sempre demonstrou, facilitando assim a realização do trabalho.

A todos os professores, que são sempre o nosso maior exemplo, pelos seus ensinamentos e críticas que nos tornam melhores e mais fortes.

À Clínica Universitária Egas Moniz, às senhoras da farmácia, e a todos os funcionários, obrigado por tornarem os nossos dias mais preenchidos com o vosso carinho e simpatia.

À minha família, especialmente aos meus pais, por todos os esforços que fizeram, sem quem nada disto teria acontecido.

A todos os amigos que levo desta instituição, por toda amizade e cumplicidade.

Ao meu parceiro de box, Maksym Opanasiuk, por todos os dias que passámos juntos na clínica e por todas as memórias que levo comigo.

E finalmente a todas as pessoas que me ajudaram a integrar-me neste magnífico país que é Portugal.

RESUMO

O uso de implantes para reabilitar a falta de dentes tornou-se ao longo dos anos, uma opção de escolha para os pacientes. As taxas de sucesso são agora muito altas, o uso dessa opção terapêutica já não precisa ser comprovado.

Desde os tempos remotos, os homens desenvolveram e experimentaram novas técnicas e novos materiais para se aproximarem cada vez mais da imitação do dente natural.

Implantologia é hoje uma disciplina comumente usada para a restauração estética e funcional a longo prazo do desdentado parcial e/ou total. Para que o implante dure no tempo, ele deve encaixar-se perfeitamente no “alvéolo” dentário. É então que o princípio da osseointegração é descrito. É quando o titânio com uma superfície modificada para torná-lo poroso é usado. O problema com o titânio é que ele é muito pouco atraente. Para superar esse problema, a zircônio é então introduzida como material básico do implante, muito mais estético que o titânio.

O novo problema que aparece é então, a forma dos implantes tradicionais. Às vezes, um freio à osseointegração, às vezes uma anatomia inadequada que aumenta o risco de fratura do osso alveolar durante as cargas aplicadas ao implante. Imagina-se então um implante que teria a mesma forma que a raiz do dente que acabou de ser extraída. As novas tecnologias de imagem e reconstrução 3D tornaram possível o desenvolvimento de uma projeção 3D do futuro implante com a mesma forma do dente extraído.

Para entender melhor as formas de implante, vamos fazer uma revisão bibliográfica sobre a evolução do implante ao longo do tempo e da descrição de novos tipos de implantes.

Palavras-chaves: Implante, Osseointegração, Zirconio, CAD/CAM, Titânio.

ABSTRACT

The use of implants to rehabilitate missing teeth has become over the years an option of choice for patients. Success rates are now very high, the use of this therapeutic option no longer needs to be proven.

Since ancient times, men have developed and experimented with new techniques and materials to get closer to imitating the natural tooth.

Implantology is today a commonly used discipline for the long-term aesthetic and functional restoration of partial and / or total toothlessness. For the implant to last over time, it must fit perfectly into the dental “socket”. It is then that the principle of osseointegration is described. This is when titanium with a surface modified to make it porous is used. The problem with titanium is that it is very unattractive. To overcome this problem, zirconium is then introduced as a basic implant material, much more aesthetic than titanium.

The new problem that arises then is the shape of traditional implants. Sometimes an osseointegration brake, sometimes an inadequate anatomy that increases the risk of fracture of the alveolar bone during loads applied to the implant. One then imagines an implant that would have the same shape as the newly extracted tooth root. New 3D imaging and reconstruction technologies have made it possible to develop a 3D projection of the future implant with the same shape as the extracted tooth.

To better understand implant forms, let's review the evolution of the implant over time and the description of new implant types.

Keywords: Implant, Osseointegration, Zirconium, CAD / CAM, Titanium.

RESUME

L'utilisation d'implants pour pallier le manque de dents devient, au fil du temps, une solution de choix pour les patients. Les taux de succès sont désormais très importants, l'utilisation de cette option thérapeutique a fait ses preuves.

Depuis l'Antiquité, les hommes développent et expérimentent de nouvelles techniques, des nouveaux matériaux pour s'approcher chaque fois un peu plus de la reproduction de la dent naturelle.

L'implantologie est aujourd'hui une discipline communément utilisée pour la restauration esthétique et fonctionnelle à long terme des édentés partiels et/ou totaux. Pour que l'implant soit pérenne, il doit s'adapter parfaitement dans l'alvéole dentaire. C'est alors que le principe d'ostéo-intégration apparaît. Le titane, avec une superficie modifiée pour le rendre poreux, est employé. Cependant, ce matériau est peu esthétique. Pour remédier à ce problème, le zircon est alors introduit, beaucoup plus esthétique.

La nouvelle difficulté qui apparaît alors est la forme traditionnelle de l'implant. Elle peut être un frein à l'ostéo-intégration, et parfois cette anatomie inadéquate peut augmenter le risque de fracture de l'os alvéolaire en raison des charges appliquées sur l'implant. C'est alors qu'est imaginé un implant qui aurait la même forme que la racine de la dent qui vient d'être extraite. Les nouvelles technologies d'imagerie et de reconstruction 3D ont rendu possible le développement d'une projection tridimensionnelle du futur implant ayant la forme de la racine.

Pour mieux comprendre ces formes d'implants, nous allons faire une révision bibliographique portant sur l'évolution des implants au cours du temps et la description d'un nouveau type d'implants.

Mots clés : Implant, Ostéo-intégration, zircon, CAD/CAM, Titane

ÍNDICE GERAL

INTRODUÇÃO	15
DESENVOLVIMENTO	17
1. GENERALIDADES E DEFINIÇÕES	17
1.1. Implante	17
1.2. Osteointegração	18
1.2.1 Classificação de Albrektsson et Coll (1986).....	18
1.2.2 Classificação de Zarb et Coll (1991).....	19
1.3. Escala de qualidade para implantes dentários	20
2. IMPLANTES DE TITANIO	22
2.1. História	22
2.2. Biocompatibilidade	22
2.3. Morfologia Implantar	23
2.3.1. Colo do Implante	23
2.3.2. Corpo do Implante.....	24
2.3.3. Apex do Implante	24
2.3.4. Diâmetro do Implante.....	24
2.4. Características da Superfície dos implantes	25
2.4.1. Superfície Usinada	25
2.4.2. Tratamento por Adição	26
2.4.2.1. <i>Plasma-Spray</i>	26
2.4.2.2. <i>Oxidação anódica</i>	26
2.4.3. Tratamento através de subtração	27
2.4.3.1. <i>Subtração física</i>	27
2.4.3.2. <i>Subtração química</i>	27
2.5. Osteointegração	28
2.6. Indicações e Contra-indicações	30
2.6.1. Indicações.....	30
2.6.2. Contra-indicações.....	30
3. IMPLANTES CERÂMICOS	31
3.1. História	31
3.2. Morfologia	31
3.3. Estado de Superfície	32

3.4. Biocompatibilidade	33
3.5. Osteointegração.....	34
3.6. Indicações e Contra-indicações.....	38
3.6.1. Indicações.....	38
3.6.1.1. <i>Alergia ou sensibilização ao titânio</i>	38
3.6.1.2. <i>Biótipo periodontal fino</i>	39
3.6.1.3. <i>Recusa de metal em boca</i>	39
3.6.2. Contra-indicações.....	40
3.6.2.1. <i>Recuperação do eixo</i>	40
3.6.2.2. <i>Ossos insuficientes</i>	40
3.6.2.3. <i>Alergia</i>	40
3.7. Vantagens e Desvantagens	41
3.7.1. Vantagens.....	41
3.7.1.1. <i>Ausência de coroação</i>	41
3.7.1.2. <i>Estético</i>	41
3.7.1.3. <i>confeccionados em monobloco</i>	41
3.7.2. Desvantagens.....	42
3.7.2.1. <i>Diâmetro reduzido e risco de fratura</i>	42
3.7.2.2. <i>Fabricação monobloco</i>	43
4. SISTEMA DE IMPLANTE IMEDIATO COM RAIZ ANALOGA Á RAIZ NATURAL	43
4.1. Generalidades.....	43
4.2. A evolução e os procedimentos de fabrico de implantes dentários com raiz análoga	45
4.2.1. O início.....	45
4.2.2. Aparecimento da assistência informática.....	46
4.2.3. Técnicas mais recentes	46
4.3. Técnica atual	48
4.3.1. Sistema de imagens CBCT e CAD/CAM	48
4.3.2. Procedimento cirúrgico, extração minimamente invasiva	51
4.3.3. Colocação do RAI	52
4.3.4. Período de cicatrização e restauração definitiva	54
4.4. A implantologia em constante evolução.....	55
4.4.1. RAI de zircónio	55
CONCLUSÃO.....	57
BIBLIOGRAFIA	59

Índice de tabelas

Tabela 1 – Tabela representativa da escala da qualidade de implantes, (Misch, Carl E., et al.,2008).

Tabela 2 - Resultados de experimentação com animais na osseointegração de implantes zircônio e implantes de titânio (Hoffmann O, 2012).

Tabela 3 - Resultados de experimentos com animais na osseointegração de implantes em zircônia e titânio. (Aboushelib M, 2013).

Tabela 4 – Teste de desaparafusamento. (Gahlert 2014).

Tabela 5 – Densidade óssea. (Gahlert 2014).

Tabela 6 – Taxa de contato osseo-implante. (Gahlert 2014).

Índice de figuras

Figura 1. Esquema geral de um implante. (Goudot P, 2013).

Figura 2. As 3 partes do implante: o colo, o corpo e o apex. (adaptada de https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcSTCgaTHZfFbATLeosKdthxvfQdm4t7RQkFAHf2f_I7JoXyhzS_Ag).

Figura 3. Morfologias de superfície do implante dentário de titânio: (a) Subtração química, (b) Subtração física, (c) Oxidação anódica, (d) Plasma-Spray (Elias, C. N., 2011).

Figura 4. (a) Implante de monobloco de zircônio (b) Implante de titânio e seu pilar (Kohal, R., 2014).

Figura 5. Desajuste do implante de parafuso em comparação ao ajuste perfeito do implante analógico de raiz. (Adaptado de https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/f/f3/Illustration_showing_comparison_of_screw_type_implant_with_root_analogue_implant.jpg).

Figura 6. Diagrama de implantes analógicos radiculares desde o início de seu desenvolvimento até hoje. (Pour, R. S., et al., 2019).

Figura 7. Processo de obtenção do implante dentário replicado, até o planejamento ao produto final. (Pour, R. S., et al., 2019).

Figura 8. (a) Pino do trator fixado no canal radicular. (b) Extrusão de dente com trator de raiz. (Tavarez, R. R. D. J., et al., 2013).

Figura 9. (a) Prova analógica de zircônia (b) Colocação do RAI (c) Aumento do volume ósseo com o Bio-Oss (d) Ferida suturada com o pilar em zirconio do RAI (Pour, R. S., et al., 2017).

Figura 10. (a) Restauração definitiva do dente 21 com RAI 2 dias após a colocação da coroa de zirconio (b) Após 18 meses (c) Raio x panorâmico no dia da colocação do RAI (d) Raio x panorâmico 15 meses após da colocação do RAI. (Pour, R. S., et al., 2017).

Lista de siglas

3D : Tridimensional.

Al₂O₃ : Alumínio.

CAD : (Computer-Aided Design) Desenho assistido por computador.

CAM : (Computer-Aided Manufacturing) Fabricação assistida por computador.

CBCT : (Cone Beam Computed Tomography) Tomografia computadorizada de feixe cônico.

DICOM : (Digital Imaging and COMMunications in medicine) Imagens digitais e comunicações em medicina.

DVT : (Digital Volume Tomography) Tomografia digital por volume.

HfO₂ : Dióxido de háfnio.

PRP : Plasma Rico em Plaquetas.

RAI : (Root Analogue Implant) Implante análogo da raiz

STL : (Standard Triangle Language) Linguagem de padrão triângulo

TDI : Torque de Desaparafusamento necessário para a remoção de um Implante

TiO₂ : Dióxido de titânio

Y₂O₃ : Óxido de ítrio

ZrO₂ : Dióxido de zircônio

INTRODUÇÃO

Os dentes são de grande importância. Eles estão na base de certas funções vitais, participam na homeostase. Eles desempenham um papel preponderante na fonação, uma particularidade do homem em relação ao gênero animal. Eles contribuem para a estética do rosto. Suas formas variadas e complexas não são o resultado do acaso. A descrição de suas faces destaca uma harmonia de curvaturas e depressões que os constituem. Esses elementos anatômicos garantirão a proteção dos tecidos periodontais, permitirão o arranjo entre os arcos, promovendo o equilíbrio do aparelho estomatognático e a manutenção do estágio inferior da face. O dente, que seja, mono- ou pluri-cuspidae, mono- ou multi-enraizado, possui os seguintes elementos: uma coroa, a parte visível do dente (intra-oral) e uma raiz, geralmente intraóssea, localizada no periodonto. A raiz possui sua anatomia própria dependendo do dente, da sua posição e de seu desenvolvimento. Isso permite uma relação muito próxima com o periodonto e uma boa retenção do dente em sua totalidade. A forma geral das raízes é um cone com uma base que corresponde a parte cervical e um ápice que é o ápex do dente. No ápex aparece o forame apical através do qual penetra o pedículo vascular, o que leva sua vascularização e inervação ao dente. No entanto, as raízes têm uma grande variabilidade de formas. A construção da raiz começa quando o germe dentário é intraóssea e continua após a erupção do dente no arco. O comprimento da raiz é maior que o da coroa. Isto é entendido pela necessidade do dente ter uma boa ancoragem, sendo a porção radicular geralmente intraóssea. (Canceill, T., et al., 2019).

Com essa anatomia particular, é fácil imaginar que o homem teve o instinto inicial de pegar um dente expulso durante uma luta e reposicioná-lo na sua boca. Muitas descobertas arqueológicas atestam isso ao longo da história do homem. Durante o período medieval, os primeiros implantes parecem ter sido colocados em prática. Os homens mostraram interesse em substituir um dente perdido, uma pedra preta foi encontrada no alvéolo de um incisivo lateral com 1000 anos de idade, e dentes ou pedaços de osso de carne esculpida foram colocados. Naquela época, os transplantes ainda representavam uma grande parte da implantologia (Gauthier R, 1998).

Os implantes dentários evoluíram ao longo do tempo. Hoje em dia, eles são uma maneira ideal de substituir os dentes perdidos, pois, apresentam boas taxas de sucesso a longo prazo, até 90% ou mais. Após a extração de um dente, ocorre uma inevitável remodelação do alveolo, o que pode limitar a colocação de um implante. A reabsorção contínua pode chegar a 63% na horizontal e 11% a 22% no osso alveolar vertical dentro de seis meses. As alterações nas dimensões da cavidade alveolar estão relacionadas à reabsorção do osso de uma estrutura dento-dependente que é deixada após a extração com poucos ou nenhum vaso para seu suprimento sanguíneo. Foi relatado que o uso imediato de implantes pode controlar essas alterações na crista reduzindo a velocidade de reabsorção do alveolo. (Pour, R. S., et al., 2019).

DESENVOLVIMENTO

1. GENERALIDADES E DEFINIÇÕES

1.1. Implante

Os Implantes são raízes artificiais colocadas no osso para preencher espaços desdentados. O implante é aparafusado no osso após perfuração óssea sob irrigação. (Bert, 1987).

Uma prótese, unitária ou plural, é depois colocada sobre o implant para substituir o dente ou os dentes ausentes. (Davarpanah et al., 2012).

O complexo do implante é composto por 2 partes:

- Uma parte intra-óssea: o implante
- Uma parte extra-óssea: o pilar do implante e a prótese. (Goudot P, 2013).

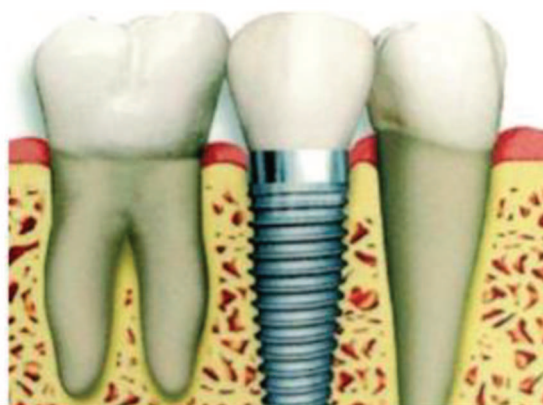


Figura 1. Esquema geral de um imlant. (Goudot P, 2013).

1.2. Osteointegração

Osteointegração é um conceito trazido pelo Sueco Per-Ingvar Branemark, apoiado por pesquisa fundamental e estudos clínicos agora com mais de 50 anos atrás. Seu primeiro estudo experimental em 1952 foi de colocar um implante de titânio na tíbia de um coelho in vivo, usando uma câmara ótica de titânio ligada ao implante, os fenômenos de circulação do sangue, revascularização e reparação óssea. Quando o estudo terminou, quando o professor Branemark quis recuperar sua câmara ótica, ele percebeu que estava soldada ao osso do coelho. Assim nasceu o conceito de integração de implantes (Riaud, 2014).

Branemark revolucionou a implantologia com a ideia que o contato direto entre o osso e o implante era fundamental. É a osteointegração. Estes estudos permitiram que o Branemark definisse a osteointegração como: "A conexão direta estrutural e funcional entre um osso vivo e remodelado e a superfície de um implante suportando uma carga e confiável ao longo do tempo" (Branemark et al., 1983).

1.2.1 Classificação de Albrektsson et Coll (1986)

- 1-Um implante isolado e independente deve estar imóvel quando clinicamente testado;
- 2-O raio-X não deve mostrar uma área clara de rádio transparência ao redor do implante;
- 3-A perda óssea vertical anual deve ser inferior a 0,2 mm após o primeiro ano de operação do implante;
- 4-Cada implante deve estar livre de sinais e sintomas persistentes e / ou reversíveis, como dor, infecção, neuropatia, parestesia do canal mandibular.
- 5-No contexto dos critérios mencionados, uma taxa de sucesso de 85% no final de um período de observação de 5 anos e de 80% no final de um período de 10 anos deve ser a taxa mínima.

1.2.2 Classificação de Zarb et Coll (1991)

As informações fornecidas por esta classificação permitem-nos analisar resultados mais próximos da realidade.

1- Mobilidade: o critério de imobilidade deve ser especificado. A elasticidade do osso, especialmente na maxila, em que o osso pode permitir um micro movimento do implante mantendo a osteointegração. O teste mais válido parece ser o da percussão com um objeto de metal. Se o som é "claro", não há mobilidade, enquanto que se o som é "suave", o tecido fibroso que envolve o implante e provoca mobilidade do implante é detetável clinicamente ou pode levar a perda a curto prazo sob cargas oclusais.

2- Radio transparência peri-implantar: diretamente relacionada com a mobilidade do implante, ela própria ligada à presença de tecido fibroso. Na sua definição de osteointegração, Branemark aceita o contacto direto osso-implante mais de 90% da superfície.

3- Perda óssea marginal: o limite aceitável parece ser cerca de 0,2 milímetros após o primeiro ano, a perda óssea após a cirurgia varia muito, dependendo do caso considerado.

4- Conforto do paciente: um implante não pode ser considerado um sucesso se a sua presença causar desconforto ao paciente.

5- A profundidade implante até o sulco gengival: este critério é muito controverso e não é aceitável para julgar o sucesso de um implante.

6- Estado gengival: a relação entre a inflamação gengival e o sucesso do implante não está claramente definida.

7- Danos aos dentes adjacentes são iatrogenias originais se os dois elementos estão no lugar e são consideradas falhas, se um dos elementos tiveram de ser arquivado.

8- Comprometimento do canal mandibular, seio maxilar, ou no chão do nariz: os implantes penetrantes na cavidade nasal ou seio maxilar tem uma menor taxa de sucesso.

9- Aspeto: O implante deve permitir a colocação de uma coroa em condições funcionais e estéticas satisfatórias.

10- Infecção persistente: qualquer implante que cause infecção aguda ou frequente não deve ser considerado um sucesso.

11- Duração de utilização: osteointegração tem baixos resultados na queda inicial e grande estabilidade ao longo do tempo.

1.3. Escala de qualidade para implantes dentários

Esta escala permite ao dentista avaliar um implante usando critérios listados, colocá-lo na categoria apropriada de saúde ou doença, e depois tratar o implante em conformidade. Três primário categorias foram estabelecidas pelo consenso: sucesso, sobrevivência e fracasso. A categoria de sucesso descreve condições ótimas, a categoria de sobrevivência descreve implantes ainda em funcionamento, mas não com condições ideais, e a falha de um implante representa um implante que deve ser ou já foi removido. Existe 4 tipos de implantes para descrever as condições clínicas de sucesso, sobrevivência ou falha (Tabela 1). (Misch, Carl E., et al.,2008).

Tabela 1 – Tabela representativa da escala da qualidade de implantes, (Misch, Carl E., et al.,2008).

Escala de Qualidade de Implante	Condições Clínicas
I. Sucesso (saúde ótima)	<ul style="list-style-type: none"> a) Sem dor durante a atividade b) 0 mobilidade c) ≤ 2 mm perda de osso radiográfico a partir da cirurgia inicial d) sem história de exsudados
II. Sobrevivência Satisfatória	<ul style="list-style-type: none"> a) Sem dor durante a atividade b) 0 mobilidade c) 2 – 4 mm perda de osso radiográfico d) sem história de exsudados
III. Sobrevivência Comprometida	<ul style="list-style-type: none"> a) Pode ter sensibilidade durante atividade b) Sem mobilidade c) > 4 mm perda de osso radiográfico (menos que $\frac{1}{2}$ da extensão do implante) d) Profundidade de sondagem >7 mm e) Pode ter história de exsudados
IV. Falha (falha clínica ou absoluta)	<ul style="list-style-type: none"> a) Dor durante a atividade b) Mobilidade c) Perda de osso radiográfico $> \frac{1}{2}$ da extensão do implante d) Exsudados não controlados e) Não estar presente em boca

2. IMPLANTES DE TITANIO

2.1. História

O titânio foi descoberto pelo reverendo William Gregor em 1791 enquanto caminhava pelas praias da costa da Cornualha. Depois de várias manipulações físico-químicas, ele produziu um óxido impuro que chamou de menachanite. Sem saber, o professor de química alemão Klaproth estudou o mesmo metal em 1795. Ele lhe deu o nome de titânio em referência à mitologia grega. Após a descoberta de Gregor, não foi antes de mais de um século e meio que ele percebeu que o titânio era um material inerte e, portanto, biocompatível com o tecido humano. Em 1940, a metalúrgica e química luxemburguesa Kroll desenvolveu um processo para a industrialização do titânio. Os primeiros implantes de titânio foram criados pelo professor Brennemark em 1965. Historicamente, muitas formas de implantes já existiram: cestos, lâminas, discos. Hoje em dia, em retrospectiva e nos vários estudos realizados, a forma preservada é a de um parafuso. (Brånemark, 2005).

2.2. Biocompatibilidade

A biocompatibilidade é definida como a capacidade de um material para realizar suas funções com relação a uma terapia médica, para induzir uma resposta adequada do hospedeiro em uma aplicação específica e para interagir com sistemas vivos sem ter qualquer risco de lesão, toxicidade ou rejeição por a sistema imunológico e efeitos locais ou sistêmicos indesejáveis ou inapropriados. A definição de biocompatibilidade alcançada em consenso na conferência de 2018 confirmou a definição acordada em 1985, como: "a capacidade de um material para realizar uma resposta adequada do hospedeiro uma aplicação específica". (Ghasemi-Mobarakeh, L. et al., 2019).

Para que um material implantável seja considerado como compatível, todos os seus componentes devem ser biologicamente aceitos pelo organismo. Os imperativos são: ausência de reação alérgica, inflamatória ou imunológica, de toxicidade, de

carcinogenicidade, não deterioração dos tecidos adjacentes e das proteínas plasmáticas e das enzimas. (Chauvel-Lebret DJ et al., 2002).

2.3. Morfologia Implantar

Na grande maioria dos casos, um implante é constituído em três partes: o colo, o corpo e o ápex.

No mercado, existe um grande numero de morfologia de implantes diferentes, isso demonstra a ausência de uma forma ideal (Steigenga JT et al., 2003).

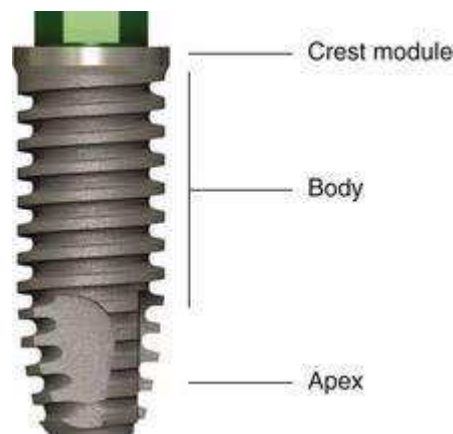


Figura 2. As 3 partes do implante: o colo, o corpo e o ápex,

(adaptada de https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcSTCgqTHZfFbATLeosKdthxvfQdm4t7RQkFAH2f17JoXyhzS_Ag)

2.3.1. Colo do Implante

O colo é a parte do implante que se conecta ao corpo. Esta parte do implante geralmente está em contato com tecidos moles (gengivas) e duros (o osso). O colo é a parte mais coronal de um implante e pode ser exposto ao ambiente da cavidade oral. A sua superfície não deve, portanto, facilitar a formação ou a adesão da placa bacteriana e deve ser facilmente higienizada. Atualmente, considera-se que uma condição de

superfície rugosa no colo seria tolerável e não interferiria na resposta do tecido duro ou mole. (Stavropoulos A et al., 2007; Zetterqvist L et al., 2006).

De acordo com estudos recentes, parece que a saúde dos tecidos peri-implantares será melhor na presença de uma clara descontinuidade entre o colo do implante e o pilar protético. (Chen, Z. et al., 2019).

2.3.2. Corpo do Implante

É a parte maior do implante, localizado entre o colo e o ápex, é mesmo o corpo que vá dar a estabilidade primaria graças as espiras. (Schwartz-Arad, D., et al., 2005).

2.3.3. Apex do Implante

É a parte terminal do implante, pode ser ativa ou passiva.

Apex ativa é afiado e permite uma progressão apical adicional se a perfuração for insuficiente.

Apex passiva é indicado quando o apex entra em contato com uma estrutura frágil. (Schwartz-Arad, D., et al., 2005).

2.3.4. Diametro do Implante

Os implantes com diâmetros $\leq 3,75$ mm foram classificados como “implantes de diâmetro estreito”, aqueles com diâmetros $> 3,75$ mm e menos de 4,5 mm foram classificados como “diâmetro convencional” e os implantes com diâmetros > 5 mm foram considerados “de diâmetro largo”. (Degidi M. et al., 2007).

Javed concluiu que o papel do diâmetro do implante na sobrevida a longo prazo dos implantes dentários colocados na maxila posterior é secundário. Isto é provavelmente devido ao fato de que outros fatores críticos, incluindo rugosidade da superfície do implante, torque de inserção do implante, obtenção de estabilidade primária suficiente no momento da colocação do implante, protocolo cirúrgico e manutenção da higiene bucal pré e pós-cirúrgica também contribuem para a sobrevivência a longo prazo dos implantes dentários colocados na maxila atrófica posterior. (Javed, F., & Romanos, G. E., 2015).

2.4. Características da Superfície dos implantes

Tem sido relatado que a morfologia do implante e as características da superfície influenciam a estabilidade primária e a sobrevivência a longo prazo dos implantes dentários.

Estudos mostraram que o aumento da superfície através das micro rugosidades aumenta o contato osso-implante logo após a colocação do implante. A rugosidade da superfície do implante tem sido diretamente associada ao aumento da resposta osteogênica e ao grau de estabilidade primária do implante. (Javed, F., & Romanos, G. E., 2015).

2.4.1. Superfície Usinada

O princípio é usar barras de titânio longas, usando máquinas com controles numéricos apropriados (torneamento, retificação, rosqueamento ...). A observação das superfícies usinadas com o microscópio eletrônico mostra a presença de ranhuras devido ao próprio polimento. Isso demonstra que um implante não pode ser totalmente liso. A literatura clínica mostrou que as taxas de sucesso de um implante de superfície usinado variam de acordo com o local do implante, a qualidade do osso, o comprimento do implante e se o paciente é fumador ou não (Bain CA et al., 2002).

2.4.2. Tratamento por Adição

Após a usinagem do implante, um tratamento de adição é feito colocando um revestimento na superfície externa ou induzido por eletroquímica.

2.4.2.1. Plasma-Spray

É uma técnica que consiste em jatear um pó de titânio, hidreto de titânio ou hidroxiapatite em um ciclone de ar quente, as partículas irão então colidir com a superfície do implante por meio de empilhamento para formar uma camada de 50 a 200 micrômetros de espessura (Yang DH et al, 2015).

O revestimento em pó de titânio fornece a rugosidade superficial usando um material bio inerte. Com o hidroxiapatite, o objetivo é tornar a superfície bioativa e rugosa. Obtém-se uma superfície áspera cuja rugosidade depende do tamanho dos grãos projetados. (Cao, L. et al., 2019).

2.4.2.2. Oxidação anódica

Técnica que consiste em oxidar fortemente a superfície do implante de titânio, a fim de obter uma camada espessa de óxido (TiO₂). Esta camada cresce irregularmente de um a dois microns e, assim, desenvolve uma rugosidade semelhante à cratera (Pavon J et al, 2011).

Para conseguir essa oxidação, é necessário imergir os implantes em um banho oxidante, submetendo-os a uma corrente onde eles desempenham o papel de ânodo. (Yang, B., et al., 2004).

2.4.3. Tratamento através de subtração

O tratamento através de subtração pode ser físico ou químico.

2.4.3.1. Subtração física

O princípio é de bombardear a superfície do implante com partículas muito duras que criam aspereza ao impactar a superfície. Parte das partículas permanecem incluídas (resíduos). As partículas utilizadas podem ser alumina, óxido de titânio ou fosfato tricálcico. A rugosidade obtida depende do tamanho das partículas utilizadas. O jateamento é um método simples e barato, mas delicado, difícil de industrializar. (Gehrke, S. A., et al., 2015).

2.4.3.2. Subtração química

Esta técnica consiste em criar asperezas na superfície do titânio. é o fenômeno da corrosão que é usado graças à ajuda de ácidos fortes que criam poros irregulares. Os produtos ácidos que podem ser utilizados são: cloreto de hidrogênio, ácido fluorídrico, ácido sulfúrico, ácido nítrico. Jateamento da superfície pode ser realizado antecipadamente. (Herrero-Climent, M., et al., 2013).

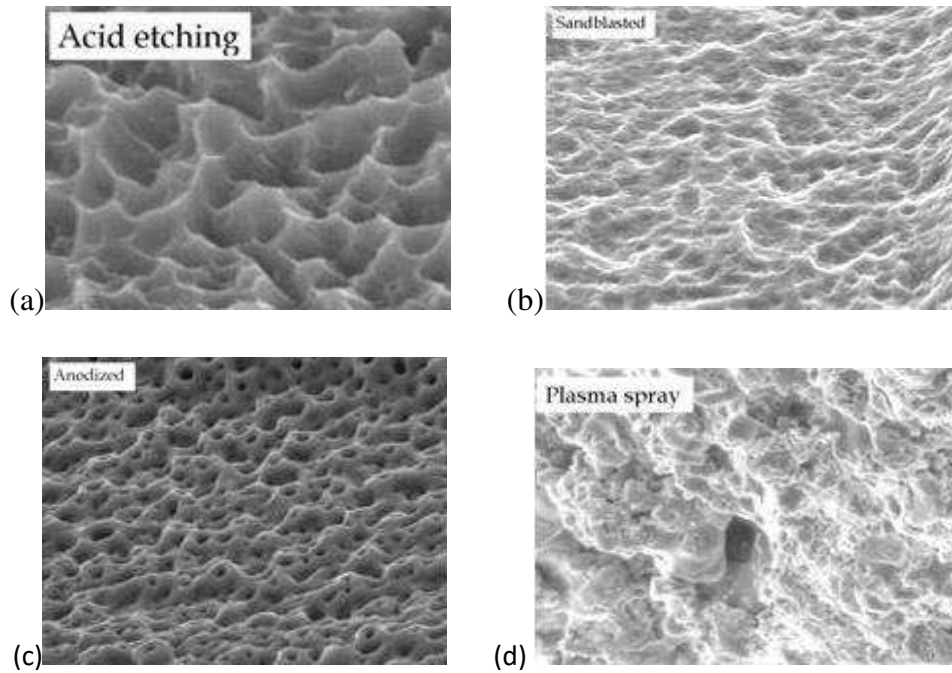


Figura 3. Morfologias de superfície do implante dentário de titânio: (a) Subtração química, (b) Subtração física, (c) Oxidação anódica, (d) Plasma-Spray (Elias, C. N., 2011).

2.5. Osteointegração

A necessidade de substituir o tecido ósseo perdido ou mesmo dentes com outros materiais é evidenciada desde os tempos pré-históricos. Achados arqueológicos mostram que corais, conchas, madeira, metais, como o ouro e a prata, entre outros, são alguns dos diversos materiais utilizados para a substituição principalmente dos dentes. (LeGeros, R. Z., 2002).

Inicialmente, a colocação de implantes de titânio era vista como um simples fenômeno de cicatrização de feridas que era considerado possível devido às supostas reações benignas do tecido ao material, possivelmente abrangendo até mesmo algum tipo de fixação química dos implantes. No entanto, com base em resultados de pesquisas posteriores, essas idéias iniciais sobre o titânio como um material único têm sido questionadas. Em primeiro lugar, foi demonstrado que outros metais, tais como ligas de titânio, tântalo e nióbio, bem como vários materiais cerâmicos, eram igualmente capazes

de osseointegração. Em segundo lugar, a noção de que o titânio é bioinertido sem quaisquer reacções adversas nos tecidos foi questionada. (Johansson, C. B., 1991).

Donath e seus colegas descreveram que o titânio estava longe de ser bioinertido, mas capaz de extrair respostas imunes quando colocado nos tecidos. Donath e seus colegas concluíram que a osseointegração era apenas uma reação de corpo estranho, onde os tecidos tinham como objetivo embutir o material de titânio no osso como um modo de proteção para tecidos próximos. Eles alegaram que qualquer material estranho colocado no osso será rejeitado, dissolvido, reabsorvido ou demarcado com uma camada densa de osso para proteger os tecidos próximos. O que é visto como materiais osseointegrados é o último corpo de defesa da demarcação, que se desenvolve na condição de que o implante permaneça relativamente imóvel (alguns movimentos iniciais na faixa de micron são tolerados). (Donath, K., et al., 1992).

Hoje em dia, a opinião de Donath foi verificada por muitos pesquisadores. Estudos recentes indicaram que o titânio resulta em respostas imunológicas elevadas. A osseointegração tem uma nova definição: “A osseointegração é uma reação de corpo estranho onde o osso interfacial é formado como uma reação de defesa para proteger o implante dos tecidos”. O fato de que os implantes orais atualmente são considerados como corpos estranhos não implica em nada. Críticas ao seu uso clínico. Em contraste, o titânio é um material muito bom para implantes corporais e resultou em uma longevidade clínica muito boa comprovada para implantes orais até cerca de 25 anos em estudos clínicos retrospectivos e, se apenas em casos clínicos, funcionou para, pelo menos, 50 anos in situ. (Albrektsson, T., & Wennerberg, A., 2019).

2.6. Indicações e Contra-indicações

2.6.1. Indicações

- Edentulismo unitário delimitado por dentes adjacentes sadios
- Agenesia dentária
- Falta de retenção de uma prótese removível
- Instabilidade de uma prótese removível
- Desconforto funcional com próteses removíveis
- Recusa psicológica de uma prótese removível
- Localização inadequada e número de pilares residuais
- Ausência de aberturas dentárias para fazer uma prótese fixa
- Pedido de terapia conservadora (recusa de mutilação de dentes saudáveis).

2.6.2. Contra-indicações

- Contra indicações absolutas:
 - doença cardíaca de alto risco
 - patologias sistêmicas não controladas
- Contra indicações relativas:
 - distúrbios psiquiátricos (esquizofrenia, paranóia, histeria ...)
 - dependência de álcool ou drogas
 - paciente em risco: paciente irradiado, bruxomana, periodontite não estabilizada, tabagismo excessivo ...)
 - volume e / ou qualidade óssea insuficientes, distância interoclusal insuficiente.

3. IMPLANTES CERÂMICOS

3.1. História

No início dos anos 80, a Sandhaus lançou o implante Sigma, um dos primeiros sistemas de implantes de zircônia. O implante Sigma é o culminar do trabalho iniciado nos anos sessenta pelos primeiros parafusos de cerâmica aluminosa. (Sandhaus, S., & Pasche, K., 2011).

Deixado de lado durante vários anos, os implantes cerâmicos tornaram-se relevantes novamente com o desenvolvimento de cerâmicas mais fortes, como a zircônia. A partir dos anos 2000, Straumann desenvolve os implantes Roxolid feitos de uma liga de titânio e zircônia. Estes implantes são compostos de 85% de titânio e 15% de zircônia. De acordo com um estudo realizado por Kobayashi e seus colaboradores, isso lhes confere uma resistência mecânica maior do que os implantes de titânio puro. Ikarashi demonstrou que os implantes de liga de titânio-zircônia têm melhor biocompatibilidade do que os implantes de titânio. Essas duas especificidades possibilitam a utilização de implantes de menor diâmetro e, assim, abranger mais opções terapêuticas. (Kobayashi, E., et al., 1995) (Ikarashi, Y., et al., 2005) (Michelle Grandin, H., et al., 2012).

Hoje em dia, a popularidade dos implantes dentários de zircônia está aumentando, uma dúzia de fabricantes oferecem implantes de zircônia principalmente para o mercado europeu. (Rodriguez, A. E., et al., 2018).

3.2. Morfologia

Os implantes de zircônio são implantes monocomponentes ou monoblocos, ou seja, não possuem conexão. Ao contrário dos implantes de titânio, que consistem de uma parte endóssea (o implante) e uma parte emergente na cavidade oral (o pilar), sendo as duas partes conectadas por um sistema de fixação, os implantes de zircônia são formados de

um bloco. Eles também são formados por uma parte endóssea, de um colo e de uma parte secundária que está em contato com a cavidade oral e que recebe a prótese. A parte endóssea é áspera, o colo e o pilar são lisos. (Kohal, R. J., et al., 2006).

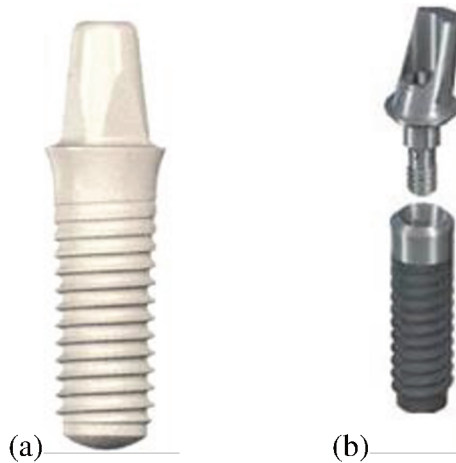


Figura 4. (a) Implant de monobloco de zirconio (b) Implant de titânio e seu pilar (Kohal, R., 2014).

3.3. Estado de Superfície

O estado de superfície tem uma grande importância para os implantes de zircônio. De fato, vários estudos foram conduzidos e concluíram que o estado de superfície do zircônio influencia a osseointegração do implante. Um primeiro estudo pré-clínico de *Gahlert et al. 2007*, sobre doze porcos, foi projetado para comparar as propriedades histológicas e biomecânicas entre implante de titânio e implante de zircônio com diferentes estados de superfície. Por isso, eles mediram o torque de desaparafusamento necessário para a remoção de um implante (TDI) às quatro, oito e doze semanas. Na oitava semana, parece que os implantes de zircônio com um estado de superfície áspera tinham um ancoragem melhor do que aqueles com uma superfície lisa. No entanto, em comparação com implantes de titânio com uma superfície micro-usinada, o TDI foi significativamente menor para implantes de zircônio. Os implantes de zircônio podem ser desaparafusados a 40 Ncm contra 135 Ncm para implantes de titânio. A pesquisa foi orientada para a obtenção de um estado de superfície similar às superfícies micro-irregulares dos implantes de titânio. (Gahlert, M., et al., 2007).

Um segundo estudo que foi conduzido igualmente por *Gahlert et al.2009*, sobre dezesseis porcos, com um estado de superfície dos implantes de zircônio obtidos por moldagem e injeção. O TDI depois oito e doze semanas foi melhorado em comparação com o primeiro estudo (70 Ncm), mas ainda inferior ao dos implantes de titânio. (*Gahlert, M., et al., 2009*).

Um terceiro estudo ainda realizado por os mesmos *Gahlert et al.2012*, desta vez sobre dezoito porcos, procuraram obter torques semelhantes entre os implantes de titânio e zircônio. Os implantes foram tratados com uma nova tecnologia industrial que combina a subtração física e química. Depois de quatro semanas, o TDI era idêntico para ambos os tipos de implantes. Os valores obtidos foram superiores a 100 Ncm, que é o melhor torque obtido com implantes de zircônio. Portanto, pode-se concluir que o estado de superfície dos implantes de zircônio influencia diretamente e significativamente suas capacidades de osseointegração. O novo tratamento de superfície por corrosão e jateamento (química e física) de zircônia resultou em uma topografia superficial micro-rugosa. (*Gahlert, M., et al., 2012*).

3.4. Biocompatibilidade

Degidi e sua equipa têm estudado a gengiva em redor das tampas de cicatrização dos implantes feitas de titânio ou zircônio. O resultado mostra que as reações inflamatórias são inferiores nos tecidos onde a mucosa esta agarada ao zircônio em relação aos tecidos peri-implantares dos dispositivos de titânio. (*Degidi, M., et al., 2012*).

Em 2008, *Wiltfang* fez um estudo sobre os germes presentes no espaço periodontal de 24 implantes de zircônio. Isso resultou numa concentração menor de patógenos periodontais nas bolsas de sondagem em redor dos implantes de zircônio, em comparação com os implantes de titânio. (*Wiltfang, J., 2008*).

Welander e seus colaboradores demonstraram, sobre um modelo animal, que a membrana basal da gengiva aderida exibiu menos leucócitos sobre os implantes de zircônio do que de titânio. (Welander, M., et al., 2008).

Portanto, a mais pequena aparição de fenômenos inflamatórios em redor das superfícies de implantes de zircônio é muito provavelmente devido ao baixo potencial de colonização bacteriana deste material. Esta excelente biocompatibilidade do zircônio com os tecidos moles permite uma aparência saudável e natural do tecido peri-implantar. Imediatamente, após a fase de cicatrização, um tecido mole peri-implantar de cor rosa natural pode ser observado clinicamente, envolvendo firmemente o implante e sem sinais de inflamação. (Suh, D. W., et al., 2019).

3.5. Osteointegração

Muitos estudos pré-clínicos de avaliação da qualidade da osteointegração, ou seja, altura de contato osso-implante, foram realizados para implantes de zircônio. Nestes diferentes estudos, uma medição do torque de desaparafusamento necessário para a remoção do implante (TDI) e análise histomorfológica foi realizada após quatro, oito e doze semanas de cicatrização (Kohal, R., 2014).

Em 2012, *Hoffmann* e seus colaboradores realizaram um estudo em coelhos. Mediram o contato osso-implante em seis e doze semanas com implantes de diferentes condições de superfície. (Hoffmann O, 2012).

Tabela 2 - Resultados de experimentação com animais na osseointegração de implantes zircônio e implantes de titânio (Hoffmann O, 2012)

Tipos de implantes	Contato osso-implante a 6 semanas	Contato osso-implante a 12 semanas
Implantes de zircônio sinterizado	33,00%	34,00%
Implantes de zircônio com superfície modificada a laser	40,00%	44,00%
Implantes de zircônio com jato de areia	40,00%	41,00%
Implantes de titânio gravados (modificação química)	34,00%	35,00%

Em 2013, *Aboushelib* e sua equipa realizaram um estudo em coelhos onde eles mediram o contato osso-implante às quatro e seis semanas. (Aboushelib M, 2013).

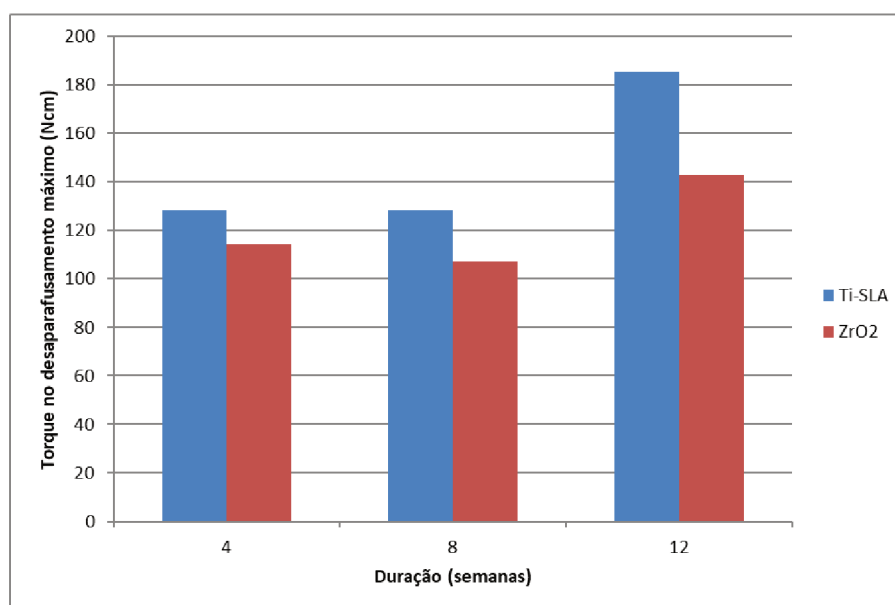
Tabela 3 - Resultados de experimentos com animais na osseointegração de implantes em zircônia e titânio. (Aboushelib M, 2013).

Tipos de implantes	Contato osso-implante a 4 semanas	Contato osso-implante a 12 semanas
Implantes de zircônio gravados por infiltração seletiva	65,00%	75,00%
Implantes em titânio	57,00%	68,00%

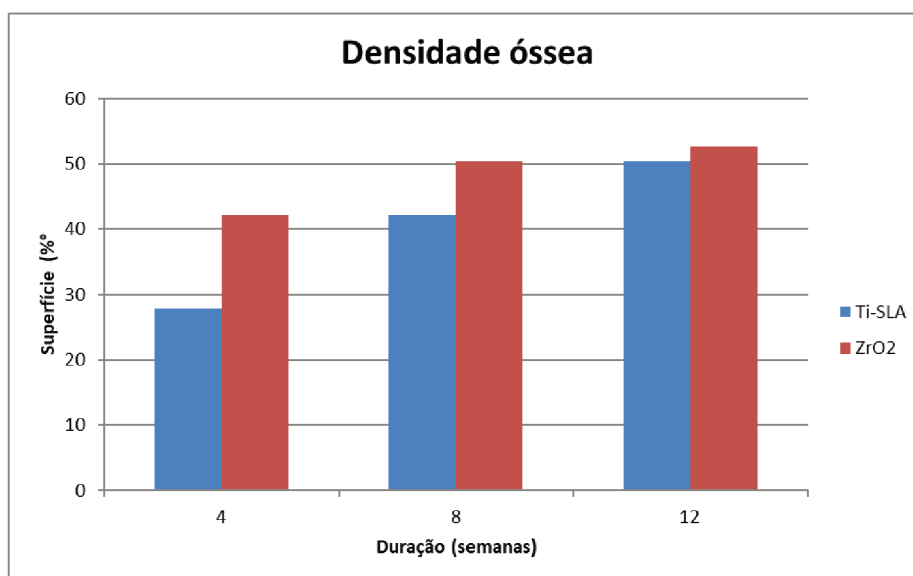
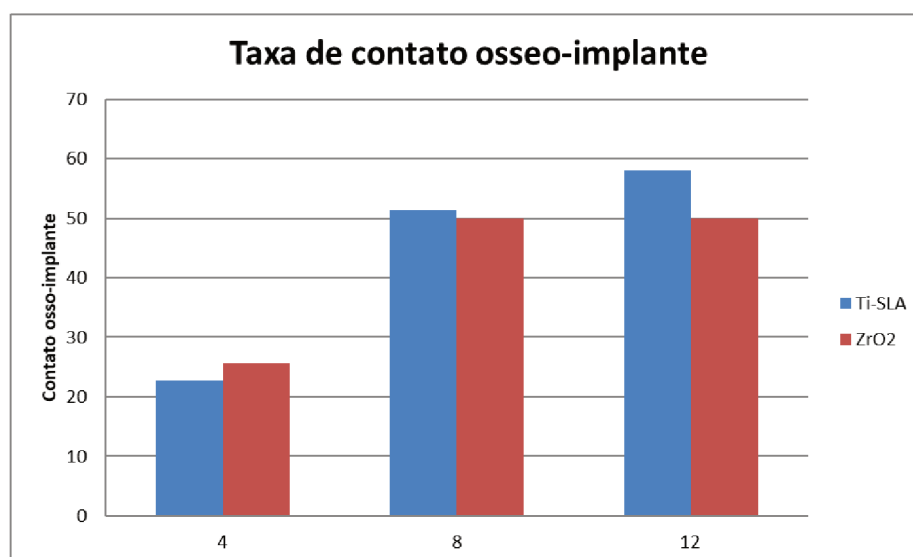
Em 2014, *Galhert* seus colaboradores realizaram um estudo em 18 mini-porcos. Implantaram nas regiões molares, pré-molares superiores um total de 144 implantes (72 em titânio e 72 em zircônio). Após um período de cicatrização de quatro, oito e doze

semanas, os valores de desaparafusamento foram semelhantes entre o grupo controle e o grupo com zircônio. (Gahlert 2014).

Tabela 4 – Teste de desaparafusamento. (Gahlert 2014).



Da mesma forma, não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos em relação à densidade óssea e taxa de contato osso-implante. (Gahlert 2014).

Tabela 5 – Densidade óssea. (Gahlert 2014).**Tabela 6** – Taxa de contato osseo-implante. (Gahlert 2014).

Fica claro na literatura recente que as qualidades de osteointegração dos implantes de zircônio com uma superfície rugosa são comparáveis com os implantes de titânio. As superfícies micro-rugosas resultaram na osseointegração dos implantes de zircônio com

95% de sucesso; estes resultados sendo considerados o padrão em titânio. (Roehling, S., et al., 2019).

3.6. Indicações e Contra-indicações

3.6.1. Indicações

3.6.1.1. Alergia ou sensibilização ao titânio

Existe uma série de elementos que mostram que o titânio pode desencadear reações alérgicas ou sensibilizantes no hospedeiro. A colocação de um implante de titânio leva uma aumento da concentração de titânio nos tecidos peri-implantares e nos gânglios linfáticos. Em 2008, o Dr. Egusa e sua equipa ilustraram um caso clínico de alergia ao titânio. Um paciente sobre quem foi colocado dois implantes de titânio para estabilizar uma prótese removível mandibular completa. Uma semana depois, aparecem erupções cutâneas ao nível da face e se espalham gradualmente por toda a cara. Apesar a análise urina e os exames de sangue no laboratório sejam normais e o paciente não apresente outros sintomas, o eczema persiste. Como resultado, uma reação alérgica é suspeita. Alguns exames e testes são realizados neste paciente e de acordo com os resultados, a equipa médica concluiu que o eczema foi induzido por uma alergia ao titânio. A remissão completa dos sintomas clínicos foi obtida após a remoção dos implantes de titânio. Este relatório clínico levanta a questão da possível alergia ao titânio em raras circunstâncias. (Egusa, H., et al., 2008).

Um estudo conduzido pelo professor *Sicilia* e sua equipa, fizeram uma série de testes para tentar demonstrar os efeitos alérgicos causados pela colocação de implantes de titânio. Para isso, eles examinaram 1.500 pacientes com indicação para tratamento com implantes ou cirurgia por patologias peri-implantares, durante um período de três anos. Este estudo foi realizado em duas séries de testes que levaram à conclusão que as alergias ao titânio têm uma prevalência de 0,6%. A alergia ao titânio é uma realidade

raramente diagnosticada. No entanto, sua prevalência permanece muito baixa. Como resultado, o titânio não é considerado alergênico. (Sicilia, A., et al., 2008).

3.6.1.2. Biótipo periodontal fino

Em áreas estéticas, quando as condições anatômicas iniciais não são favoráveis, a colocação de implantes de titânio em duas partes pode ser acompanhada por efeitos colaterais pouco estéticos. Vários autores descrevem um inconveniente estético que ocorre no caso do periodonto fino: o aparecimento de uma "sombra" cinzenta escura com repercussões muito negativas no resultado estético geral. Eles definiram uma espessura mínima de gengiva crítica de 1,5 mm. Abaixo desta espessura, um impacto visual do material subjacente é perceptível ao olho nu ao nível da mucosa. Além disso, essa "sombra" cinzenta não se limita necessariamente à porção transgengival do implante, mas pode estender-se apicalmente a parede óssea vestibular se for fina. Na presença de um biótipo gengival fino, o zircônio é o material que alcança os melhores resultados estéticos e que não denota muito o tom rosado da gengiva. Evita esta coloração cinzenta desagradável da gengiva. Mesmo se a margem gengival em ombro do implante esteja no nível subgengival, não há efeito negativo sobre o tecido mole. (Sailer, I., et al., 2007).

3.6.1.3. Recusa de metal em boca

O zircônio é o único material de implante que pode satisfazer o paciente que não deseja metal na boca.

3.6.2. Contra-indicações

3.6.2.1. Recuperação do eixo

Em alguns casos, o implante não pode ser colocado no eixo ideal e perfeito para receber a prótese e requer o uso de um pilar angulado. Esses pilares são usados para corrigir os eixos e, assim, facilitar a colocação da prótese.

Os implantes podem ser posicionados de forma inclinada para evitar um obstáculo anatômico (seio, buraco mentoniano) e permitir o uso de um implante de maior comprimento (máximo aproveitamento do volume ósseo disponível). Esta técnica não é possível com implantes de zircônio de peça única. (Malchiodi, L., et al., 2018).

3.6.2.2. Osso insuficiente

Os implantes de zircônio são implantes de uma peça. Deste modo, eles têm uma parte secundária que surge dentro da cavidade oral diretamente após a colocação do implante. Durante a fase de cicatrização e osseointegração, essa parte será submetido a tensões agindo como uma alavanca, transmitindo a pressão da língua e das bochechas para a parte endo-óssea do implante. Isso torna a osseointegração muito mais delicada. É por isso que a estabilidade primária. De facto, se o osso é insuficiente e a estabilidade primária não é satisfatória, o risco de não osteointegração dos implantes de zircônio monobloco é muito alto. Pode ser necessário prosseguir a uma intervenção do aumento do volume de osso. (Oliva, J., et al., 2007).

3.6.2.3. Alergia

Os implantes de zircônia são contraindicados em caso de alergia ou hipersensibilidade aos componentes químicos do material de dióxido de zircônio: dióxido de zircônio (ZrO_2), óxido de ítrio (Y_2O_3), dióxido de háfnio (HfO_2), alumínio (Al_2O_3). (Chaturvedi, T. P., 2013).

3.7. Vantagens e Desvantagens

3.7.1. Vantagens

3.7.1.1. Ausência de corrosão

Como o zircônio não é um metal, ele não sofre de nenhum fenômeno de corrosão, ao contrário do titânio que na presença de variações de pH oral pode, a longo prazo, sofrer de corrosão. (Nakagawa, M., et al., 1999).

3.7.1.2. Estético

Quando a linha do sorriso é alta, os tecidos moles têm uma importância crucial. A cor branca dos implantes de zircônio é sua principal vantagem. Na verdade, suas matizes são semelhantes as do dente em comparação com os implantes de titânio, o que lhes confere uma aparência mais natural. Pode acontecer, ao longo do prazo, que o suporte metálico de um implante de titânio se torne parcialmente ou completamente aparente na boca devido a uma recessão gengival. Esse mesmo fenômeno também pode ocorrer em implantes de zircônio, tornando o material visível, mas essa diferença de cor é provavelmente percebida como menos problemática. (Ekfeldt, A., et al., 2017).

3.7.1.3. confecionados em monobloco

O design monobloco dos implantes de zircônio tem várias vantagens:

- Ao contrário dos implantes de titânio em duas partes, os implantes de zircônio não possuem um espaço entre o pilar e o implante. Os micromovimentos transformam essa zona (microgap) em um verdadeiro nicho bacteriano com consequências diretas no posicionamento ósseo. (Baixe, S., et al., 2016).

- Com implantes de duas partes, o espaço biológico forma-se apicalmente em relação ao microgap. Se o implante for muito profundo, haverá reabsorção óssea, resultando em um aumento da altura do pilar. Com implantes monobloco de zircônia, o espaço biológico desenvolve-se apicalmente ao colo do implante e, portanto, próximo aos limites da coroa. (Baixe, S., et al., 2016).

- Ao contrário dos implantes de duas partes, os implantes monobloco não requerem intervenção adicional após a fase de cicatrização. Na verdade, não há parafuso de cirúrgico, parafuso de cicatrização, pilar de transferência para impressão e pilar para ser colocado no implante e, portanto, sem stresse. A fixação do tecido não é perturbada quando a cicatrização estiver completa e permanecer estável. (Baixe, S., et al., 2016).

3.7.2. Desvantagens

3.7.2.1. Diâmetro reduzido e risco de fratura

Em 2012, Gahlert e seus colegas realizaram um estudo sobre fraturas de implantes de zircônio. Sobre os 170 implantes de zircônio, treze destes foram fraturados durante um período de aproximadamente 36 meses. Destes treze implantes fraturados, doze eram de pequeno diâmetro (3,25mm). (Gahlert, M., et al., 2012).

Um outro estudo feito por Sailer e sua equipe em 2018, desta vez mais específico sobre a parte das conexões dos pilares, demonstrou que os pilares de zircônio de diâmetro estreito com conexão interna exibiram maior resistência à fratura do que pilares de zircônia com conexão externa. Os pilares de titânio com conexão interna eram significativamente mais fortes que os pilares de zircônia idênticos. (Sailer, I., et al. 2018).

A colocação de implantes de zircônio de pequeno diâmetro não é, portanto, recomendada no momento.

3.7.2.2. *Fabricação monobloco*

O design monobloco dos implantes de zircônio significa que eles são colocados diretamente na posição ideal para receber a futura prótese. Isso leva um aumento no tempo de operação (uso de indicador de posicionamento, verificação de eixos e ângulos regulares) e um uso dedicado para operadores experientes. (Van der Zel, J. M., 2010).

4. SISTEMA DE IMPLANTE IMEDIATO COM RAIZ ANALOGA Á RAIZ NATURAL

4.1. Generalidades

Os implantes endósseos do tipo “parafuso” têm sido a reabilitação preferível da perda dentária há décadas e demonstraram taxas de sobrevida e resultados clínicos de sucesso. (Doornewaard, R., et al., 2017).

Numerosos estudos experimentais demonstraram sucesso da osseointegração para implantes dentários imediatamente colocados e carregados no alvéolo pós extração. Foi sugerido que os procedimentos imediatos pudessem minimizar a reabsorção alveolar de ossos e tecidos moles, proporcionando assim melhores resultados cosméticos. (Ebenezer, V., et al., 2015).

No entanto, ainda existem alguns obstáculos para procedimentos de colocação imediata de implantes dentários do tipo parafuso. O principal déficit é um espaço entre o implante e a cavidade alveolar, devido à geometria incongruente desses dois. Muitas técnicas de enxerto ou barreira foram extensivamente estudadas para superar esse problema, mas nenhuma abordagem atende literalmente às necessidades clínicas. (Masaki, C., et al., 2015).

Enquanto procurava novas soluções para recuperar o alveolo novo com implantes imediatos do tipo “parafuso”, surgiu uma filosofia de fabrico personalizado de implantes semelhantes á raiz. A filosofia do implante dentário feito sob encomenda começou na década de 1960 como uma idéia de substituir o dente extraído por materiais dentários elegíveis, como compósitos ou polímeros. (Hodosh, M., et al., 1968).

Percebeu-se que, se o implante tivesse o mesmo desenho da raiz extraída e fosse congruente com a geometria do alveolo, nenhum espaço residual permaneceria. Assim, uma melhor recuperação e estética seria alcançada. (STRUB, J. R., et al., 1997).

Começando pelos materiais plásticos e pelas técnicas primitivas, a produção de implantes analógicos de raiz personalizada evoluiu até a tecnologia de moldagem rápida digital. As técnicas de moagem e fabricação aditiva já foram utilizadas com materiais de titânio e zircônio, a fim de fabricar implantes dentários analógicos de raiz personalizados. (Kontogiorgos, E. D., et al., 2017) (Anssari Moin, D., et al., 2017).

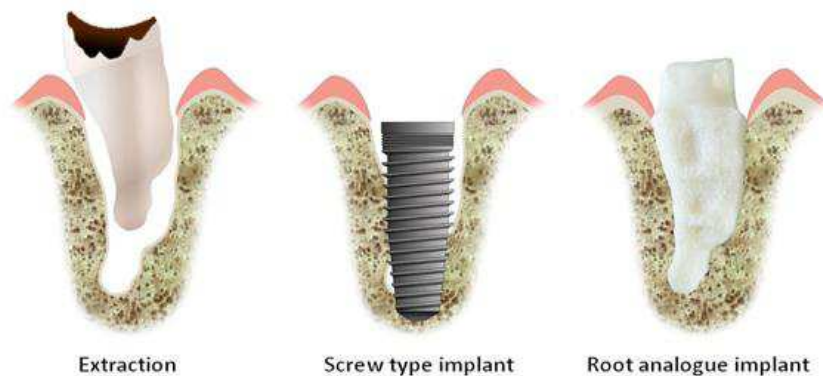


Figura 5. Desajuste do implante de parafuso em comparação ao ajuste perfeito do implante analógico de

(Adaptado de https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/f/f3/Illustration_showing_comparison_of_screw_type_implant_with_root_analogue_implant.jpg)

4.2. A evolução e os procedimentos de fabrico de implantes dentários com raiz análoga

4.2.1. O início

A primeira tentativa de implante personalizado em forma de raiz foi descrita por Hodosh et al. em 1968, chamado "Conceito de implante de polímero de réplica de dente".

De acordo com essa tentativa, um molde de gesso do dente extraído foi feito logo após a extração. Em seguida, o polimetacrilato processado a quente por autopolimerização foi usado sozinho ou com osso de bezerro (anorgânico) seco e congelado para criar um material de implante 'plástico' ou 'mistura plástico-óssea'. Depois do tratamento do polímero em um balão e depois o lavado com cloreto de zefirina, o implante plástico foi inserido no encaixe alveolar. Isso foi a única substituição imediata de dentes naturais perdidos na época. No entanto, como resultou em fibrointegração em vez de osseointegração, o implante dentário de polímero não foi utilizado por anos na prática clínica. (Hodosh, M., et al., 1968), (Pour, R. S., et al., 2017).

Em 1992, a idéia de implante em forma de raiz foi revivida usando material de titânio em vez de qualquer polímero por Lundgren e colegas. Isso resultou em 88% do contato osso-implante. Essa novidade foi inspirada no método de erosão por faísca de Andersson, combinado com a duplicação de fresadoras, desenvolvida para a fabricação de coroas de titânio. A fresadora possuía um sistema de ferramentas que continha uma matriz de pedra do dente extraído e uma unidade de fresagem integrada com uma agulha de detecção e uma servo-unidade hidráulica que transferia e copiava a superfície externa da matriz de pedra para uma peça de titânio. (Lundgren, D., et al., 1992).

4.2.2. Aparecimento da assistência informática

Após as tentativas elementares de criar um análogo da raiz, um sistema de implante anatômico feito por computador (ReImplant® System, Hagen, Alemanha) foi apresentado por Kohal e sua equipa. Foi medido o espaço entre o dente e a parede do alveolo. O dente extraído foi reposicionado no alveolo novamente para compensar a largura periodontal perdida e foram realizadas novas medidas. A largura do colo foi transferida para a unidade de computador e posteriormente os dados do dente digitalizado a laser. Finalmente, a unidade de fresagem com câmara a laser integrada e estação de controle de computador fabricou o implante análogo á raiz, a partir de um bloco de titânio pré-fabricadoutador. Após o polimento da parte cervical extraóssea e o jateamento da parte intraóssea com pó de alumínio, o implante foi limpo por ultrassons com soluções alcalinas e autoclavado e colocado no alveolo. Da mesma forma, o material de zircônio também foi estudado com o método de fresagem com controle numérico por computador por Kohal e seus colegas. (Kohal, R. J., et al., 1997).

4.2.3. Tecnicas mais recentes

Na última década, o crescimento das tecnologias digitais baseadas em computador orientou as abordagens contemporâneas até os implantes análogos de raiz personalizados, chamados RAI. Os procedimentos clínicos de colheita dos dados anatômicos são feitos antes da extração do dente. Em vez de copiar ou escanear com um laser o dente extraído, literalmente o desenho assistido por computador (CAD) nos dados radiográficos pré-operatórios foi incluído no procedimento, além dos métodos de fabrico assistidos por computador (CAM). (Moin, D. A., et al., 2018).

Um dos primeiros métodos combinados de RAI baseados em tomografia computadorizada de alta resolução CAD / CAM foi descrito e disponível comercialmente (REPLICATE™ Immediate Tooth Replacement System, Natural Dental Implants). De acordo com este sistema, dados DICOM (Digital imaging and communications in medicine) foram obtidos com base de uma tomografia computadorizada de feixe cônico de alta resolução o CBCT (Cone beam computed tomography) ou uma tomografia de volume digital DVT (Digital Volume Tomography).

Além disso, impressões elastoméricas digitais ou em dois estágios com registros de mordidas foram realizadas no pré-operatório. Isso permitirá criar um modelo de estudo vazado com gesso tipo IV. A tecnologia de digitalização óptica de alta resolução foi usada para digitalizar o modelo de estudo e o registro de mordida. Depois, os dados do modelo digitalizado e os dados DICOM da visualização tridimensional (3D) foram usados para compor um modelo 3D que constitui o design digital para o planejamento do RAI. Este modelo é constituído por uma parte de titânio endodósseo implantável, um pilar de zircônio que vai ser soldado à parte de titânio da raiz, uma parte semelhante a uma raiz para realizar um teste, uma coroa provisória, etc. Posteriormente, os dados CAD são transferidos para uma máquina de fabrico rápida de cinco eixos que irá fresar a raiz de titânio e, depois, as peças de zircônio. As partes do implante são então soldadas para formar um implante de peça única monobloco. Esta operação é realizada com um pó de vidro especial usado para unir o vidro ou a cerâmica a outros vidros, cerâmicas ou metais sem danificar termicamente os materiais a serem montados. A raiz de titânio é polido com jato de areia e gravada com ácido para melhorar a osseointegração. Finalmente, o implante é entregue estéril e é colocado diretamente no alveolo. (Moin, D. A., et al., 2018).

Também é implementado um método semelhante ao uso de um modelo de estudo mas desta vês em formato digital. Para isso, é realizada diretamente um scan intra-oral, graças ao mesmo sistema de digitalização óptica utilizado no modelo de gesso. Esse scan intraoral 3D recolhe os dados armazenados no formato STL (Standard Triangle Language) que é uma maneira apropriada de explorar dados 3D. Depois, todos esses dados são então mesclados graças a um programa informatico que permitirá ajustar virtualmente a posição do futuro implante a ser implantado. Este programa informático também permite visualizar a parte supra-gengival, portanto, o pilar ou a coroa que será usada, o que permite determinar vários dados importantes, como a forma ou a altura da coroa, que será então fresada pela máquina de fabrico rapido. (Schubert, O., et al., 2019).










Root Analogue Implants (RAI)										
Year	1969	1992	1997	2007	2008	2011	2016	2016	2016	
Name	The Dental Polymer Implant Concept	The Root Analogue Titanium Implants	The Re Implant® System	Bioimplant	The DLMS Implants	CAD/CAM fabricated Titanium RAI	The Replicate™ System	3D printed RAI	Root Analogue Zirconia Implant	
Version	No image available									
Material	Polymer	Titanium	Titanium	Zirconia	Titanium	Titanium	Titanium/Zirconia	Zirconia	Zirconia	
Fabrication	Post extraction	Post extraction	Post extraction	Post extraction	Prior to extraction	Prior to extraction	Prior to extraction	Prior to extraction	Post extraction	
Surface treatment	Corund-blasted	None	Air-abraded (Aluminum oxide) Acid-etched	Corund-blasted	Acid-etched	None	Air-abraded (Corundum) Acid-etched	None	Corund-blasted	
Number of parts	One-piece	Two-piece	Two-piece	One-piece	One-piece	One-piece	One-piece	One-piece	One-piece	
Clinical application	+	-	+	+	+	-	+	-	+	
Immediate loading	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
Insertion technique									Tapping into the socket	

Figura 6. Diagrama de implantes analógicos radiculares desde o início de seu desenvolvimento até hoje. (Pour, R. S., et al., 2019).

4.3. Técnica atual

4.3.1. Sistema de imagens CBCT e CAD/CAM

Os implantes análogos da raiz (RAIs) podem melhorar a facilidade clínica, o sucesso e os resultados estéticos em comparação com os implantes tradicionais de titânio. Numerosas tentativas de modelar implantes para imitar a anatomia da raiz nativa tiveram taxas variadas de sucesso. As principais teorias por trás da falha são traumas nas placas corticais no momento da colocação do implante e a incapacidade de obter estabilização inicial do implante, limitando a osseointegração. Para que os RAIs colocados imediatamente tenham sucesso clínico e comercial, a localização, tamanho e forma do corpo do implante, elementos de retenção e superfície de pilar restaurador deve ser personalizado de acordo com a anatomia, a estética, os requisitos protéticos e estéticos do paciente. Igualmente importante é o objetivo da implantação no momento

da extração. Com a de tecnologia odontológica atualmente disponível, incluindo tomografia computadorizada por feixe de luz (CBCT), software de design (CAD) e fabricação auxiliada por computador (CAM), o implante imediato agora pode ser uma realidade. (Lanis, A., et al., 2015).

A cone beam computed tomography (CBCT) também conhecida como tomografia volumétrica digital, foi desenvolvida no final dos anos 90. É uma máquina girando em torno da cabeça realiza, em uma única varredura rotativa de 200 graus, um feixe de irradiação cônica para construir uma panorâmica dentária de uma resolução semelhante à do scanner, permitindo uma reconstrução 3D digital. Reúne até 600 imagens separadas e um conjunto de dados volumétricos de interesse usados pelo software de digitalização e modelagem. (Horner, K., et al., 2012).

CAD / CAM (computer-aided design and computer-aided manufacturing) permite melhorar o projeto e a criação das restaurações dentárias. Todos os sistemas CAD / CAM contêm:

Um scanner óptico que captura a condição intraoral ou extraoral

Um software que pode transformar as imagens capturadas em um modelo digital para produzir e projetar a prótese

Uma tecnologia que transforma os dados em um produto.

É feita uma impressão óptica do dente a restaurar e dos dentes circundantes. Essas imagens são transformadas em modelo digital com a ajuda de um software próprio ao sistema, no qual a RAI é criada virtualmente. O software envia esses dados para uma fresadora onde a RAI é fresada. (Beuer, F., et al., 2008).

Os dados radiográficos 3D disponíveis no formato DICOM e o scan intraoral disponível no formato STL foram importados para o software de cirurgia guiada. Nem os dados radiográficos nem os intraorais foram processados antes da importação. O médico dentista realizou todas as segmentações e procedimentos correspondentes. O primeiro passo foi segmentar os dados da CBCT para criar um modelo 3D virtual mostrando

apenas tecido duro (dentes e osso). Para o procedimento de sobreposição, apenas os dentes sem artefatos de imagem óbvios devido a artefatos de metal foram selecionados e cortados para criar um modelo 3D virtual "limpo". Posteriormente, os arquivos STL obtidos com o scan intraoral foram correspondidos ao modelo 3D virtual derivado do CBCT, selecionando pelo menos três áreas de superfície correspondentes. Esses pontos de referência esféricos foram colocados apenas na parte coronária dos dentes e, se possível, espalhar-se o máximo possível nas regiões anterior e posterior para garantir a compatibilidade não linear. Após a correspondência das superfícies 3D da CBCT e do scan intraoral por meio de um algoritmo de ponto mais próximo iterativo, um scan intraoral do arco oposto foi importado e trazido para a mesma posição geométrica correta usando a função "alinhamento de cópia". Após o término do procedimento de comparação, um "paciente digital" é criado exibindo dentes, gengivas e osso subjacente e um planejamento protético e cirúrgico foi feito. Primeiro, os dentes artificiais foram selecionados. Estes foram alterados em forma e posição até que um resultado protético satisfatório fosse realizado. Posteriormente, os implantes foram colocados na posição ideal proteticamente, seguida pela verificação da colocação correta no osso disponível. Foi reconhecida uma distância de segurança de 2,0 mm em relação ao nervo alveolar inferior se o caso for adequado. Após finalizar o procedimento de planejamento, o RAI é fabricado a partir de uma fresadora ou impressora 3D. (Derksen, W., et al., 2019).

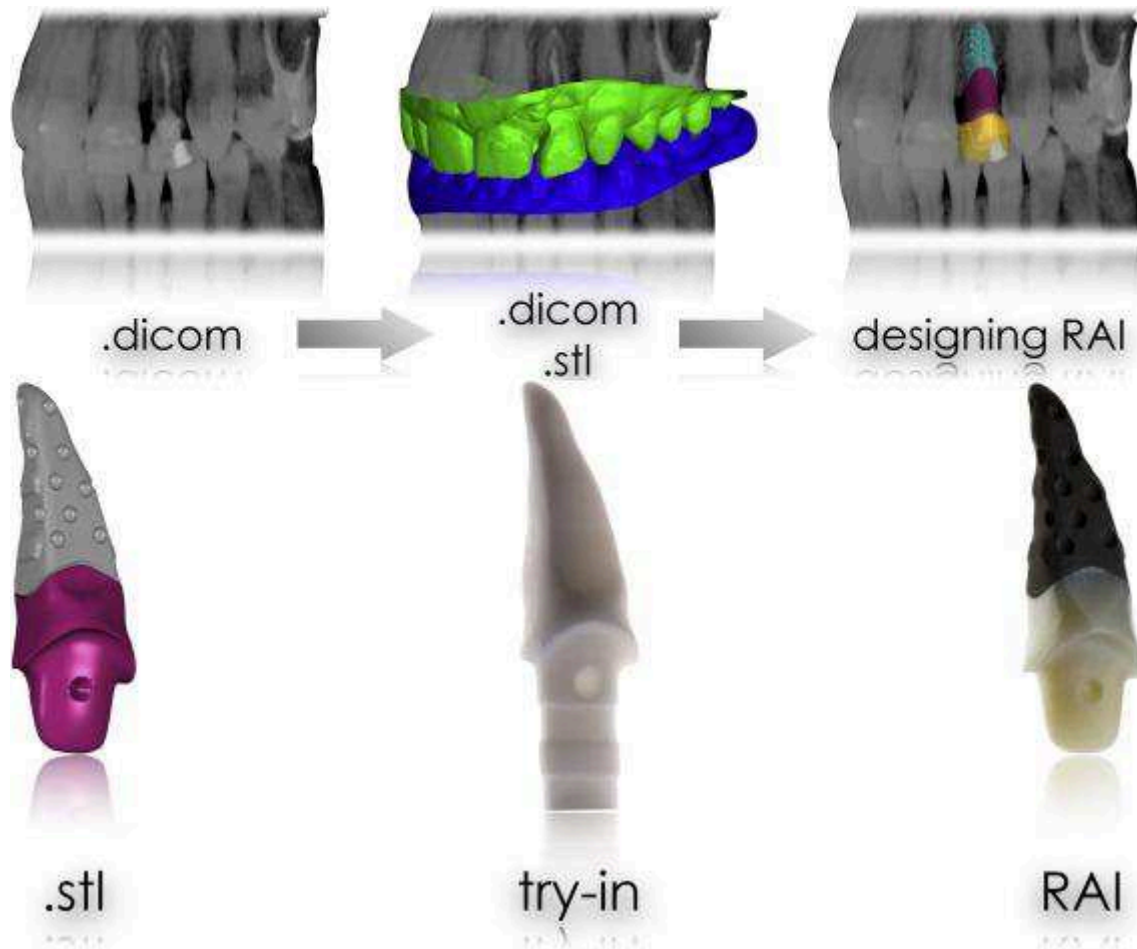


Figura 7. Processo de obtenção do implante dentário replicado, até o planejamento ao produto final.
(Pour, R. S., et al., 2019).

4.3.2. Procedimento cirúrgico, extração minimamente invasiva

O uso de um RAI pode ser uma alternativa para melhorar os resultados com colocação imediata de implante, pois os implantes replicados individuais do paciente têm o mesmo design que a raiz natural, o que pode reduzir as dificuldades encontradas com os implantes convencionais. O sistema ReImplant®, no entanto, foi o primeiro a ter um projeto de raiz modificado. Esta modificação foi importante para mostrar que alterações no volume na raiz de um implante podem resultar em melhor osseointegração com um melhor ajuste do implante na cavidade alveolar. Isso é ainda mais importante no caso de colocação imediata de implantes, pois não é necessária nenhuma preparação do alveolo. A espessura da parede do alveolo é, portanto, o que estava presente ao redor do dente

original antes da extração. É necessária uma extração cuidadosa e minimamente invasiva para preservar o osso e, no caso de espessura inferior a 2 mm, a superfície do implante deve ser reduzida para fornecer espaço para um enxerto ósseo. (Pour, R. S., et al., 2019).

Para preservar a anatomia do alvéolo, na literatura atual, recomenda-se fortemente uma extração minimamente invasiva. A técnica de extração dentária atraumática foi iniciada por sindesmotomia e, posteriormente, o canal radicular foi preparado para fixação do pino do extrator, selecionado de acordo com o diâmetro do canal radicular. Uma chave digital foi usada para posicionar o pino extrator dentro da raiz. Posteriormente, a ponta cônica do cabo de aço estava assentada no pino extrator. O cabo foi esticado até encaixar num dos ganchos do extrator. A tração é realizada de acordo com a direção do longo eixo do dente. Com isso, obtém-se a ruptura do ligamento periodontal e uma extração da raiz com máxima preservação do osso alveolar e tecidos moles circundantes. (Tavarez, R. R. D. J., et al., 2013).

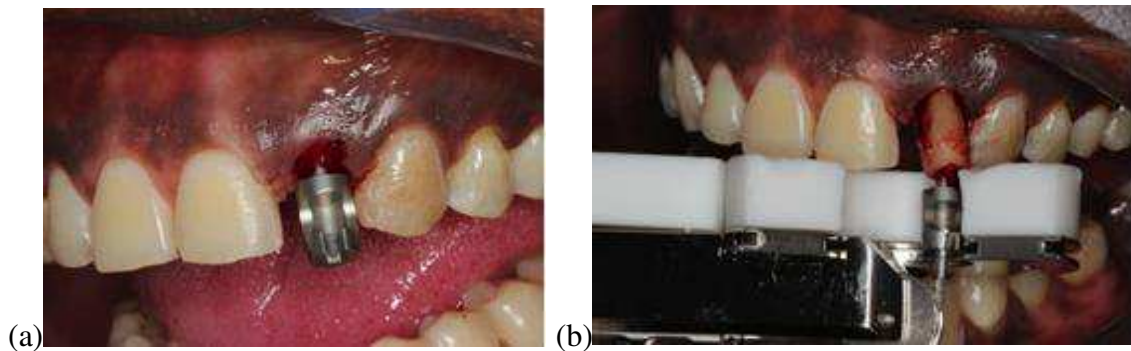


Figura 8. (a) Pino do extrator fixado no canal radicular. (b) Extrusão de dente com extrator de raiz.

(Tavarez, R. R. D. J., et al., 2013).

4.3.3. Colocação do RAI

O processo CAD / CAM pode resultar em superestimação ou subestimação do implante análogo á raiz, e isso precisa ser levado em consideração ao planejar este método de cirurgia de implante. Dependendo da quantidade de subdimensionamento, o implante

análogo da raiz pode exibir um encaixe frouxo, resultando em falta de estabilidade primária e subsequente falha do implante. A inserção de um implante análogo de raiz de grande tamanho no respectivo alvéolo de extração pode levar a fratura óssea e paredes ósseas sob pressão, induzindo a reabsorção óssea. Portanto, é crucial avaliar primeiro o ajuste do implante análogo no alvéolo usando um implante de raiz simulado, como o sistema Replicate, que inclui uma tentativa de implante análogo de raiz. Nos cinco pacientes do estudo, o implante análogo os try-ins foram bem incorporados em suas respectivas posições e pareciam mostrar um alto grau de congruência. A estabilidade primária é de uma importância fundamental para a osseointegração bem-sucedida do RAI. Essa estabilidade depende principalmente da adaptação do RAI à forma do alvéolo. (Moin, D. A., et al., 2018).

Antes de começar o procedimento cirúrgico de extração / implantação, uma amostra de sangue é recolhida para fabricar um plasma rico em plaquetas (PRP). O PRP é misturado com Bio-Oss para, posteriormente, ter um ligeiro aumento do volume ósseo. A raiz do dente restante é extraída. Como descrito anteriormente, é feita uma extração atraumática, para evitar ferir ou esticar a cavidade alveolar, nenhuma alavanca manual é usada. Após o curetagem completa do alveolo, a posição do implante e a precisão do ajuste são verificadas com um análogo de zircônio do implante fornecido pelo fabricante do RAI como parte do protocolo de tratamento. Pequenas perfurações são criadas no tecido do alveolo ao nível palatino para estimular o sangramento. O implante é então inserido no alveolo, e o aumento do volume ósseo é obtido com Bio-Oss para estabilizar a arquitetura do tecido. O resto da ferida é suturada com um número de pontos simples adequado. Após a finalização acto cirúrgico de colocação do implante, é feita uma radiografia para controlar o bom posicionamento do RAI. O paciente recebe as instruções sobre higiene oral rigorosa e comportamento pós-operatório. No fim da consulta, o paciente é marcado para consultas de controlo 24 horas, 2 semanas e 4 semanas após a colocação. (Pour, R. S., et al., 2017).

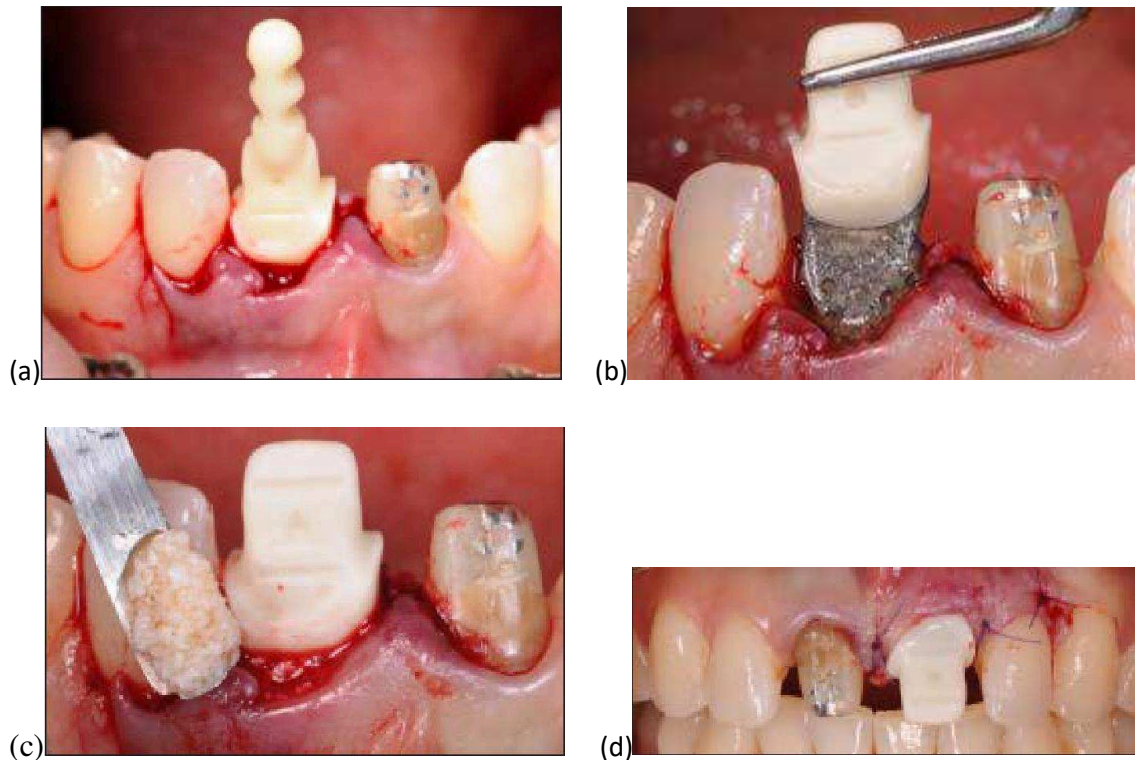


Figura 9. (a) Prova analogica de zircônia (b) Colocação do RAI (c) Aumento do volume ósseo com o Bio-Oss (d) Ferida suturada com o pilar em zirconio do RAI (Pour, R. S., et al., 2017).

4.3.4. Período de cicatrização e restauração definitiva

Daa fase provisória, até há osseointegração completa aos 6 meses, é colocada uma coroa provisoria. Na literatura, é também mencionado a utilização de um “escudo” para proteger o RAI de qualquer esforço nos primeiros meses. O paciente recebe instruções para evitar as forças de mastigação na coroa provisória, durante o processo de cicatrização. Um alongamento adicional da coroa pode ser realizado 6 meses após a colocação do implante para obter uma melhor relação largura / altura. Após o período de cicatrização, são feitas impressões, de forma convencional ou através de um scan intraoral. A restauração definitiva pode ser feita de cerâmica ou de zirconio. A visão intraoral pós-operatória aos 6 meses após a colocação do implante e a visão aos 16 meses após a inserção do implante mostram uma estética e uma estabilidade satisfatória dos tecidos circundantes. A comparação da radiografia inicial realizada imediatamente

após a colocação do implante e da radiografia realizada 15 meses após a inserção do implante mostra uma estabilidade do osso. (Pour, R. S., et al., 2017).

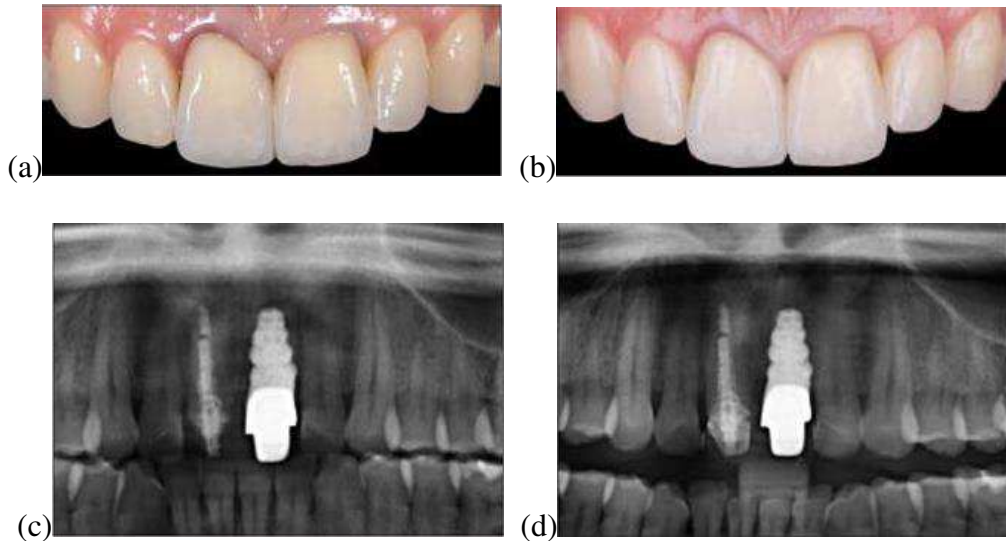


Figura 10. (a) Restauração definitiva do dente 21 com RAI 2 dias após a colocação da coroa de zirconio (b) Após 18 meses (c) Raio x panorâmico no dia da colocação do RAI (d) Raio x panorâmico 15 meses após da colocação do RAI. (Pour, R. S., et al., 2017).

4.4. A implantologia em constante evolução

4.4.1. RAI de zirconio

Existe uma crescente preocupação em implantologia sobre estética, biocompatibilidade e comportamento corrosivo dos materiais. Os implantes de zircônio análogos estão a tornar-se uma boa opção, pois favorecem a estética mesmo na presença de uma parede alveolar fina ou biótipo gengival fino, são resistentes à corrosão, hipoalergênicos e bioinertados. Além disso, estudos realizados com o método dos elementos finitos demonstraram que os implantes de zircônio produzem valores de maior resistência no osso trabecular e, portanto, protegem o osso cortical. Por outro lado, os implantes de zircônio têm uma superfície mais lisa que os implantes de titânio, e os tratamentos de superfície ainda são limitados para os implantes de zircônio, principalmente devido à resistência química das superfícies de zircônio. Isso pode limitar seu potencial de

osseointegração quando comparado ao titânio. Embora a diferença na osseointegração e no contato osso-implante tenha sido relatada como não significativa, os estudos estão focados em novas modificações da superfície para melhorar a osseointegração dos implantes de zircônio e suas consequências no comportamento mecânico dos materiais antes do uso. (Pour, R. S., et al., 2019).

CONCLUSÃO

Hoje, os tratamentos com implantes representam uma alternativa fiável para a substituição de dentes ausentes, quer sejam unitários, parciais ou completos. Todo médico dentista deve conhecer os conceitos básicos da implantologia para poder propor esta solução ao paciente e treinar-se para poder executá-la. As empresas oferecem constantemente novos produtos que podem mudar os métodos dos profissionais, mas é importante manter uma mente crítica. Devemos desconfiar dos "efeitos da moda" e das questões comerciais que existem quando da introdução de novos produtos no mercado.

As condições da superfície estão a evoluir e estão no centro da pesquisa clínica, para que o implante possa ser posto em carga o mais rapidamente possível. Mas a implantologia, como a medicina dentária em geral, mesmo que seja uma ciência previsível, não é uma ciência exata. No entanto, taxas de sobrevivência próximas de 100% parecem ser amplamente aceitáveis.

Independentemente de o implante ser de titânio, zircônia, imediato ou não, décadas de evolução permitiram ampliar a escolha de oportunidades de reabilitação com implantes. Apesar de todas essas inovações nesta área, é difícil negar a fiabilidade dos implantes. Branemark que apresenta uma integração óssea em mais de 95% dos casos, independentemente de indicações, e taxas de sobrevida a 10 anos maiores que 90%.

A diversidade de situações clínicas dificulta o uso de um único tipo de implante, com a morfologia ideal. Na realidade, o profissional deve adaptar a morfologia correta à situação certa, no momento certo, para obter a melhor taxa de sucesso.

No entanto, o uso de implantes imediatos com uma raiz com a mesma forma do dente extraído parece ser uma maneira promissora de reduzir a perda óssea ao longo do tempo

e manter a estabilidade biomecânica do implante e dos tecidos moles proporcionando estética e proteção contra agressões mecânicas e bacterianas.

Antes da seleção, é necessário um conhecimento aprofundado do sistema, a fim de realizar a reabilitação protética a curto, médio e longo prazo, mantendo-se a par das últimas inovações técnicas em este ambiente em evolução perpétua que é a implantologia.

BIBLIOGRAFIA

Aboushelib, M. N., Salem, N. A., Taleb, A. L. A., & El Moniem, N. M. A. (2013). Influence of surface nano-roughness on osseointegration of zirconia implants in rabbit femur heads using selective infiltration etching technique. *Journal of Oral Implantology*, 39(5), 583-590.

Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*, 1(1), 11-25.

Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2019). On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clinical implant dentistry and related research*, 21, 4-7.

Anssari Moin, D., Hassan, B., & Wismeijer, D. (2017). A novel approach for custom three-dimensional printing of a zirconia root analogue implant by digital light processing. *Clinical oral implants research*, 28(6), 668-670.

Bain, C. A., Weng, D., Meltzer, A., Kohles, S. S., & Stach, R. M. (2002). A meta-analysis evaluating the risk for implant failure in patients who smoke.

Baixé, S., Tenenbaum, H., & Etienne, O. (2016). Pénétration microbienne dans la connectique pilier-implant: revue de littérature. *Revue de Stomatologie, de Chirurgie Maxillo-faciale et de Chirurgie Orale*, 117(1), 20-25.

Bert, M. (1987). *Les implants dentaires: bases fondamentales, techniques chirurgicales, applications cliniques*. Éditions CdP.

Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505.

Branemark, P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *J prosthet Dent*, 50, 399-410.

Brånemark, P. I., & Chien, S. (Eds.). (2005). *The osseointegration book: from calvarium to calcaneus*. Quintessence Publishing Company.

Canceill, T., Destruhaut, F., Joniot, S., Ostrowski, D., Pomar, P. “Anatomie dentaire”, 2019; Disponível no: <https://fr.calameo.com/read/00306110523b6a26552dd> (31/08/2019).

Cao, L., Ullah, I., Li, N., Niu, S., Sun, R., Xia, D., ... & Zhang, X. (2019). Plasma spray of biofunctional (Mg, Sr)-substituted hydroxyapatite coatings for titanium alloy implants. *Journal of Materials Science & Technology*, 35(5), 719-726.

Chaturvedi, T. P. (2013). Allergy related to dental implant and its clinical significance. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*, 5, 57.

Chauvel-Lebret DJ, Auroy P. (2002). *Evaluation de la genotoxicité des biomatériaux finis par la technique des comètes. Actualités en biomatériaux*. 405-412.

Chen, Z., Lin, C. Y., Li, J., Wang, H. L., & Yu, H. (2019). Influence of abutment height on peri-implant marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*.

Davarpanah, M., Szmukler-Moncler, S., & Rajzbaum, P. (2012). *Manuel d'implantologie clinique: concepts, intégration des protocoles et esquisses de nouveaux paradigmes.*

Degidi, M., Piattelli, A., Iezzi, G., & Carinci, F. (2007). Wide-diameter implants: analysis of clinical outcome of 304 fixtures. *Journal of Periodontology*, 78(1), 52-58.

Degidi, M., Artese, L., Piattelli, A., Scarano, A., Shibli, J. A., Piccirilli, M., ... & Iezzi, G. (2012). Histological and immunohistochemical evaluation of the peri-implant soft tissues around machined and acid-etched titanium healing abutments: a prospective randomised study. *Clinical oral investigations*, 16(3), 857-866.

Derksen, W., Wismeijer, D., Flügge, T., Hassan, B., & Tahmaseb, A. (2019). The accuracy of computer guided implant surgery with tooth supported, digitally designed drill guides based on CBCT and intraoral scanning. A prospective cohort study. *Clinical oral implants research*.

Donath, K., Laaß, M., & Günzl, H. J. (1992). The histopathology of different foreign-body reactions in oral soft tissue and bone tissue. *Virchows Archiv A*, 420(2), 131-137.

Doornewaard, R., Christiaens, V., De Bruyn, H., Jacobsson, M., Cosyn, J., Vervaeke, S., & Jacquet, W. (2017). Long-term effect of surface roughness and patients' factors on crestal bone loss at dental implants. A systematic review and meta-analysis. *Clinical implant dentistry and related research*, 19(2), 372-399.

Ebenezer, V., Balakrishnan, K., Asir, R. V. D., & Sragunar, B. (2015). Immediate placement of endosseous implants into the extraction sockets. *Journal of pharmacy & bioallied sciences*, 7(Suppl 1), S234.

Egusa, H., Ko, N., Shimazu, T., & Yatani, H. (2008). Suspected association of an allergic reaction with titanium dental implants: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 100(5), 344-347.

Ekfeldt, A., Fürst, B., & Carlsson, G. E. (2017). Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a 10-to 11-year follow-up study. *Clinical oral implants research*, 28(10), 1303-1308.

Elias, C. N. (2011). Factors affecting the success of dental implants. *Implant dentistry: a rapidly evolving practice. Rijeka: InTech*, 319-64.

Gahlert, M., Gudehus, T., Eichhorn, S., Steinhauser, E., Kniha, H., & Erhardt, W. (2007). Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clinical oral implants research*, 18(5), 662-668.

Gahlert, M., Röhling, S., Wieland, M., Sprecher, C. M., Kniha, H., & Milz, S. (2009). Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs. *Clinical Oral Implants Research*, 20(11), 1247-1253..

Gahlert, M., Roehling, S., Sprecher, C. M., Kniha, H., Milz, S., & Bormann, K. (2012). In vivo performance of zirconia and titanium implants: a histomorphometric study in mini pig maxillae. *Clinical oral implants research*, 23(3), 281-286.

Gauthier, R. “Histoire de l’implantologie”, 1998; Disponível no: <http://gauthier42.fr/sited-gauthier/Histoire%20de%20l'implantologie.php> (31/08/2019).

Gehrke, S. A., Taschieri, S., Del Fabbro, M., & Coelho, P. G. (2015). Positive biomechanical effects of titanium oxide for sandblasting implant surface as an alternative to aluminium oxide. *Journal of Oral Implantology*, 41(5), 515-522.

Ghasemi-Mobarakeh, L., Kolahreez, D., Ramakrishna, S., & Williams, D. (2019). Key Terminology in Biomaterials and Biocompatibility. *Current Opinion in Biomedical Engineering*.

Ghuneim, W. A. (2010). In situ tooth replica custom implant: rationale, material, and technique. *Journal of Oral Implantology*, 36(6), 435-450.

Goudot, P., & Lacoste, J. P. (2013). *guide pratique d'implantologie*. Elsevier Health Sciences.

Grandin, H. M., Berner, S., & Dard, M. (2012). A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. *Materials*, 5(8), 1348-1360.

Herrero-Climent, M., Lázaro, P., Rios, J. V., Lluch, S., Marqués, M., Guillem-Martí, J., & Gil, F. J. (2013). Influence of acid-etching after grit-blasted on osseointegration of titanium dental implants: in vitro and in vivo studies. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 24(8), 2047-2055.

Hodosh, M., Povar, M., & Shklar, G. (1968). The anatomic anorganic bone—polymethacrylate endosteal dental implant. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 25(6), 883-888.

Hoffmann, O., Angelov, N., Zafiroopoulos, G. G., & Andreana, S. (2012). Osseointegration of zirconia implants with different surface characteristics: an evaluation in rabbits. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(2).

Horner, K., Jacobs, R., & Schulze, R. (2012). Dental CBCT equipment and performance issues. *Radiation protection dosimetry*, 153(2), 212-218.

https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcSTCgaTHZfFbATLeosKdthxvfQdm4t7RQkFAHf2f_17JoXyhzS_Ag.

https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/f/f3/Illustration_showing_comparison_of_screw_type_implant_with_root_analogue_implant.jpg.

Ikarashi, Y., Toyoda, K., Kobayashi, E., Doi, H., Yoneyama, T., Hamanaka, H., & Tsuchiya, T. (2005). Improved biocompatibility of titanium–zirconium (Ti–Zr) alloy: tissue reaction and sensitization to Ti–Zr alloy compared with pure Ti and Zr in rat implantation study. *Materials transactions*, 46(10), 2260-2267.

Javed, F., & Romanos, G. E. (2015). Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review. *Clinical oral investigations*, 19(1), 1-10.

Johansson, C. B. (1991). On Tissue Reactions to Metal Implants [PhD thesis]. *Department of Biomaterials/Handicap Research, University of Göteborg, Sweden*.

Kobayashi, E., Matsumoto, S., Doi, H., Yoneyama, T., & Hamanaka, H. (1995). Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *Journal of biomedical materials research*, 29(8), 943-950.

Kohal, R. J., Hürzeler, M. B., Mota, L. F., Klaus, G., Caffesse, R. G., & Strub, J. R. (1997). Custom-made root analogue titanium implants placed into extraction sockets. An experimental study in monkeys. *Clinical oral implants research*, 8(5), 386-392.

Kohal, R. J., Klaus, G., & Strub, J. R. (2006). Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clinical oral implants research*, 17(5), 565-571.

Kohal, R. (2014). *Implants en céramique : connaissances actuelles, exemples cliniques*. Titane 11(Hors série): 4-28.

Kontogiorgos, E. D., Gharpure, P., Iheanacho, E. O., Gonzales, C. J., & Opperman, L. A. (2017). Preclinical Evaluation of a Crown-Splinted Custom Root-Shaped Implant. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(5).

Lanis, A., & del Canto, O. Á. (2015). The combination of digital surface scanners and cone beam computed tomography technology for guided implant surgery using 3Shape implant studio software: a case history report. *International Journal of Prosthodontics*, 28(2).

LeGeros, R. Z. (2002). Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 395, 81-98.

Lundgren, D., Rylander, H., Andersson, M., Johansson, C., & Albrektsson, T. (1992). Healing-in of root analogue titanium implants placed in extraction sockets. An experimental study in the beagle dog. *Clinical oral implants research*, 3(3), 136-144.

Malchiodi, L., Moro, T., Cattina, D. P., Cucchi, A., Ghensi, P., & Nocini, P. F. (2018). Implant rehabilitation of the edentulous jaws: Does tilting of posterior implants at an angle greater than 45° affect bone resorption and implant success?: A retrospective study. *Clinical implant dentistry and related research*, 20(5), 867-874.

Mangano, F. G., Shibli, J. A., Sammons, R. L., Iaculli, F., Piattelli, A., & Mangano, C. (2014). Short (8-mm) locking-taper implants supporting single crowns in posterior region: a prospective clinical study with 1-to 10-years of follow-up. *Clinical Oral Implants Research*, 25(8), 933-940.

Masaki, C., Nakamoto, T., Mukaibo, T., Kondo, Y., & Hosokawa, R. (2015). Strategies for alveolar ridge reconstruction and preservation for implant therapy. *Journal of prosthodontic research*, 59(4), 220-228.

Misch, C. E., Perel, M. L., Wang, H. L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P., ... & Schwartz-Arad, D. (2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant dentistry*, 17(1), 5-15.

Moin, D. A., Hassan, B., & Wismeijer, D. (2018). Immediate Nonsubmerged Custom Root Analog Implants: A Prospective Pilot Clinical Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(2).

Oliva, J., Oliva, X., & Oliva, J. D. (2007). One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(3).

Pavón, J., Galvis, O., Echeverría, F., Castaño, J. G., Echeverry, M., Robledo, S., ... & Anglada, M. (2013). Anodic oxidation of titanium for implants and prosthesis: processing, characterization and potential improvement of osteointegration. In *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011 May 16-21, 2011, Habana, Cuba* (pp. 176-179). Springer, Berlin, Heidelberg.

Pour, R. S., Randelzhofer, P., Edelhoff, D., Prandtner, O., Rafael, C. F., & Liebermann, A. (2017). Innovative single-tooth replacement with an individual root-analog hybrid implant in the esthetic zone: case report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(3).

Pour, R. S., Rafael, C. F., Engler, M. L. P. D., Edelhoff, D., Klaus, G., Prandtner, O., ... & Liebermann, A. (2019). Historical development of root analogue implants: a review of published papers. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*.

Riaud X. (2014). *Per-Ingvar Branemark et l'ostéointégration. Indépendantaire*. 115 : 58-59.

Rodriguez, A. E., Monzavi, M., Yokoyama, C. L., & Nowzari, H. (2018). Zirconia dental implants: A clinical and radiographic evaluation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(6), 538-544.

Roehling, S., Schlegel, K. A., Woelfler, H., & Gahlert, M. (2019). Zirconia compared to titanium dental implants in preclinical studies—A systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research*, 30(5), 365-395.

Sailer, I., Zembic, A., Jung, R. E., Hämmerle, C. H. F., & Mattioli, A. (2007). Single-Tooth Implant Reconstructions: Esthetics Factors Influencing the Decision Between Titanium and Zirconia Abutments in Anterior Regions. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 2(3).

Sailer, I., Asgeirsson, A. G., Thoma, D. S., Fehmer, V., Aspelund, T., Özcan, M., & Pjetursson, B. E. (2018). Fracture strength of zirconia implant abutments on narrow diameter implants with internal and external implant abutment connections: A study on the titanium resin base concept. *Clinical oral implants research*, 29(4), 411-423.

Sandhaus, S., & Pasche, K. (2011). Utilisation de la zircon en implantologie: l. implant Sigma d. apres Sandahaus. *Romanian Journal of Stomatology*, 57(1), 5-6.

Schubert, O., Beuer, F., Schweiger, J., & Güth, J. (2019). Digital Tissue Preservation Concept: A Workflow for Guided Immediate Implant Placement and Restoration. *Journal of Prosthodontics*.

Schwartz-Arad, D., Herzberg, R., & Levin, L. (2005). Evaluation of long-term implant success. *Journal of periodontology*, 76(10), 1623-1628.

Sicilia, A., Cuesta, S., Coma, G., Arregui, I., Guisasola, C., Ruiz, E., & Maestro, A. (2008). Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500 consecutive patients. *Clinical oral implants research*, 19(8), 823-835.

Stavropoulos, A., Karring, T., & Kostopoulos, L. (2007). Fully vs. partially rough implants in maxillary sinus floor augmentation: a randomized-controlled clinical trial. *Clinical oral implants research*, 18(1), 95-102.

Steigenga, J. T., Al-Shammari, K. F., Nociti, F. H., Misch, C. E., & Wang, H. L. (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant dentistry*, 12(4), 306-317.

STRUB, J. R., KOHAL, R. J., KLAUS, G., & FERRARESSO, F. (1997). The Re Implant® System for Immediate Implant Placement. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 9(4), 187-196.

Suh, D. W., Kim, Y. K., & Yi, Y. J. (2019). A review of biocompatibility of zirconia and bioactivity as a zirconia implant: In vivo experiment. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 57(1), 88-94.

Tavarez, R. R. D. J., Dos Reis, W. L. M., Rocha, A. T., Firoozmand, L. M., Bandéca, M. C., Tonetto, M. R., & Malheiros, A. S. (2013). Atraumatic extraction and immediate implant installation: The importance of maintaining the contour gingival tissues. *Journal of international oral health: JIOH*, 5(6), 113.

van der Zel, J. M. (2010). *U.S. Patent No. 7,762,814*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

Welander, M., Abrahamsson, I., & Berglundh, T. (2008). The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clinical oral implants research*, 19(7), 635-641.

Wiltfang, J. (2008). Metallfreie Versorgung. *Wunsch oder Wirklichkeit*.

Yang, B., Uchida, M., Kim, H. M., Zhang, X., & Kokubo, T. (2004). Preparation of bioactive titanium metal via anodic oxidation treatment. *Biomaterials*, 25(6), 1003-1010.

Yang, D. H., Lee, D. W., Kwon, Y. D., Kim, H. J., Chun, H. J., Jang, J. W., & Khang, G. (2015). Surface modification of titanium with hydroxyapatite–heparin–BMP-2 enhances the efficacy of bone formation and osseointegration in vitro and in vivo. *Journal of tissue engineering and regenerative medicine*, 9(9), 1067-1077.

Zarb, G. A., & Albrektsson, T. (1991). Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 11(1), 88-91.

Zetterqvist, L., Feldman, S. (2006). *A prospective, randomized-controlled study of hybrid and non- hybrid DAE implants for the incidence of periimplantitis: a three-year interim evaluation*. Academy of Osseointegration, Annual Meeting (Seattle, WA) Poster presentation.