

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

O ZIRCÓNIO COMO ALTERNATIVA AO TITÂNIO NA IMPLANTOLOGIA – REVISÃO NARRATIVA

Trabalho submetido por

Aude Marie Pascale Mouliade

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Novembro de 2023

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

O ZIRCÓNIO COMO ALTERNATIVA AO TITÂNIO NA IMPLANTOLOGIA – REVISÃO NARRATIVA

Trabalho submetido por

Aude Marie Pascale Mouliade

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

Prof. Doutor Carlos Monteiro

Novembro de 2023

«A mente que se abre a uma nova ideia nunca mais volta ao seu tamanho original.»

- Albert Einstein

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Doutor Carlos Monteiro, que desde o início deste projeto se mostrou inteiramente disponível para me auxiliar. Obrigado pela paciência e ajuda.

Ao Instituto Universitário Egas Moniz pelo seu acolhimento caloroso e pela formação excepcional que me permitiu adquirir as competências necessárias para me tornar uma dentista.

À mes parents, pour leur amour inconditionnel, leur soutien financier et moral, et leur croyance constante en mes capacités. Votre aide et vos encouragements ont été les piliers de ma réussite.

À ma sœur, Aurélie, pour ton soutien sans faille, tes mots d'encouragement, et les moments de détente précieux que nous avons partagés pour me permettre de m'évader du monde académique.

Ao João, teu apoio incansável foi essencial durante a elaboração desta tese. Agradeço de coração por estares ao meu lado até o final deste trabalho.

A mes amis, ceux qui ont traversé avec moi ces cinq années d'études et ceux que j'ai rencontrés en cours de route. Votre amitié et vos encouragements ont fait de cette expérience une aventure inoubliable.

E por fim, obrigado a Portugal pelo caloroso acolhimento e por me ter ajudado a crescer. Este magnífico país terá sempre um lugar especial no meu coração.

RESUMO

A implantologia é hoje uma prática comprovada sendo uma parte integrante dos planos de tratamento usados diariamente pelos médicos dentistas. O objetivo é restaurar a função com imperativos estéticos, especialmente no setor anterior, e assegurar a sustentabilidade dos tratamentos. Assim, os implantes devem ser feitos de materiais capazes de se integrar com o osso e que reproduzam da melhor o dente natural. A osteointegração, é alcançada graças à ótima biocompatibilidade tanto estrutural como funcional, assegurando a sua estabilidade no longo prazo.

Em implantologia, o titânio é o material de referência mais utilizado. No entanto, surgiram alguns problemas, tais como o aparecimento de peri-implantite e reações de hipersensibilidade raras, bem como requisitos estéticos, que levaram à procura de alternativas. Isto fomentou a procura de biomateriais que pudessem ser mais adequados em diferentes cenários. Consequentemente, o zircónio surgiu como uma alternativa promissora aos sistemas convencionais de implantes à base de titânio. Devido às suas propriedades biológicas, mecânicas, estéticas e óticas, o zircónio tornou-se uma opção viável na reabilitação oral.

O objetivo deste trabalho é fazer uma revisão narrativa apresentando as características do Titânio e do Zircónio, as suas indicações, mas também os seus limites.

Palavras-chave: Implante dentário, Biocompatibilidade, Titânio, Implante Zircónio.

ABSTRACT

Implantology is now a proven practice and an integral part of the treatment plans used by dentists on a daily basis. The aim is to restore function with aesthetic imperatives, especially in the anterior sector, and to ensure the sustainability of treatments. Implants must therefore be made of materials that can integrate with the bone and best reproduce the natural tooth. Osseointegration is achieved thanks to optimum structural and functional biocompatibility, ensuring long-term stability.

In implantology, titanium is the most widely used reference material. However, some problems have arisen, such as the appearance of peri-implantitis and rare hypersensitivity reactions, as well as aesthetic requirements, which have led to the search for alternatives. This fuelled the search for biomaterials that could be more suitable in different scenarios. Consequently, zirconium has emerged as a promising alternative to conventional titanium-based implant systems. Due to its biological, mechanical, aesthetic and optical properties, zirconium has become a viable option in oral rehabilitation.

The aim of this paper is to carry out a narrative review presenting the characteristics of titanium and zirconium, their indications, but also their limits.

Keywords: Dental implant, Biocompatibility, Titanium, Zirconium implant.

RÉSUMÉ

L'implantologie est aujourd'hui une pratique éprouvée et fait partie intégrante des plans de traitement utilisés quotidiennement par les dentistes. L'objectif est de restaurer la fonction avec des impératifs esthétiques, notamment dans le secteur antérieur, et d'assurer la pérennité des traitements. Les implants doivent donc être constitués de matériaux capables de s'intégrer à l'os et de reproduire au mieux la dent naturelle. L'ostéointégration est obtenue grâce à une biocompatibilité structurelle et fonctionnelle optimale, garantissant une stabilité à long terme.

En implantologie, le titane est le matériau de référence le plus utilisé. Cependant, certains problèmes sont apparus, tels que l'apparition de péri-implantites et de rares réactions d'hypersensibilité, ainsi que des exigences esthétiques, qui ont conduit à la recherche d'alternatives. Cela a alimenté la recherche de biomatériaux qui pourraient être plus appropriés dans différents scénarios. C'est ainsi que le zirconium est apparu comme une alternative prometteuse aux systèmes d'implants conventionnels à base de titane. Grâce à ses propriétés biologiques, mécaniques, esthétiques et optiques, le zirconium est devenu une option viable pour la réhabilitation orale.

L'objectif de cet article est de réaliser une revue narrative présentant les caractéristiques du titane et du zirconium, leurs indications, mais aussi leurs limites.

Mots-clés : Implant dentaire, Biocompatibilité, Titane, Implant en zircone.

ÍNDICE

1	INTRODUÇÃO.....	15
2	DESENVOLVIMENTO.....	19
2.1	Introdução aos Implantes.....	19
2.1.1	Estrutura do Implante	19
2.1.2	Sistemas Protéticos de Uma ou Duas Peças	21
2.1.3	Montagem Protético nos Implantes	22
2.1.4	O CAD/CAM.....	23
2.2	Titânio e Zircónio: História, Descrição e Propriedades Mecânicas	23
2.2.1	O Titânio.....	23
2.2.1.1	Descoberta e História do Titânio	23
2.2.1.2	Descrição e Propriedades do Titânio	24
2.2.2	O Zircónio.....	26
2.2.2.1	A Chegada do Zircónio.....	26
2.2.2.2	Estrutura Cristalina	26
2.2.2.3	O Y-TZP	27
2.2.2.4	Propriedades Mecânicas do Y-TZP	27
2.2.2.5	O ATZ.....	29
2.2.3	Stress e Forças Aplicadas aos Implantes	29
2.3	O Implante de Zircónio.....	30
2.3.1	Fabricação de Implantes de Zircónio.....	30
2.3.2	Comparação do Desempenho Clínico entre Implantes de Zircónio de uma Peça e de Duas Peças.....	31
2.4	Definição e Importância da Biocompatibilidade	32
2.4.1	A Corrosão e o seu Impacto na Biocompatibilidade	32
2.5	Importância do Conceito de Estabilidade Primária e Secundária.....	34
2.5.1	Fatores-chave para a Estabilidade Primária dos Implantes Dentários....	34

2.5.2	Osteointegração: Definição e Processo	35
2.5.3	Adesão dos tecidos moles.....	38
2.5.4	Tratamentos da Superfície do Implante:.....	40
2.5.5	Adesão bacteriana.....	47
2.6	Complicações peri-implantares	48
2.6.1	Alergias relacionadas com o titânio.....	51
2.7	Comparação do Desempenho Clínico e Estético dos Implantes de Titânio e de Zircónio.	52
2.7.1	Indicadores de Osteointegração.....	53
2.7.2	Indicadores de Saúde Peri-Implantar.....	53
2.7.3	Indicadores estéticos.....	55
2.7.4	Taxas de Sobrevivência dos Implantes: Ti vs Zr.....	55
2.8	Escolhas Protéticas e Aplicações Clínicas.....	56
3	CONCLUSÃO.....	59
4	BIBLIOGRAFIA	61

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. União do pilar ao implante. Adaptado de Souza et al. (2015).	20
Figura 2. Fatores que influenciam a estabilidade primária do implante. Adaptado de Heimes et al. (2023).	35
Figura 3. Linha cronológica para a osteointegração de implantes dentários no que diz respeito às alterações ao longo do tempo. Adaptado de Wang et al. (2016).	37
Figura 4. Diferenças entre a ligação dos tecidos moles aos dentes naturais e aos implantes dentários. Adaptado de Wang et al. (2016).	40
Figura 5. Diagrama resumido dos tratamentos de superfície dos implantes. Adaptado de Inchingolo et al. (2023).	42
Figura 6. Modificação da superfície dos implantes de Zircónio. Retirada de Chopra et al. (2022).	46
Figura 7. Diferença no contacto ósseo do implante em condições de boa saúde peri-implantar (B) e durante a peri-implantite (A). Adaptado de Inchingolo et al. (2023).	48

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Composição do titânio e as suas ligas usadas em implantologia. Adaptado de W.Nicholson (2020).	25
---	----

LISTA DE SIGLAS

Al₂O₃ – Óxido de alumínio

ATZ - Alumina toughened zirconia / zircónio tetragonal estabilizado com alumina

BMP - Proteína morfogenética óssea

BIC - Bone to implant contact / Contacto osso – implante

BOP - Bleeding on probing / Hemorragia à sondagem

CAD-CAM - Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing

CaO - Óxido de cálcio

CaP - Fosfato de cálcio

CeO₂ – Dióxido de cério

CO₂ - Dióxido de carbono

cpTi - comercialmente puro titânio

EA – anodização eletroquímica

Fn - Fusobacterium nucleatum

HA- Hidroxiapatita

HF - Ácido hidrofluorídrico

HIP - Hot Isostatic Post compaction

IL-1 - Interleucina-1

IL-1 β - Interleucina-1 beta

IL-6 - Interleucina-6

MMPs - Metaloproteinases da matriz

MBL - Marginal Bone Loss / Perda óssea marginal

MgO – Óxido de magnésio

MPa - mega pascal

MPa(m^{1/2}) - Tenacidade à fratura, expressa em megapascals multiplicados pela raiz quadrada de metros

MRI - ressonância magnética

MSCs - Células estaminais mesenquimais

OPG - Proteína ligadora de osteoprotegerina

PAMPs - Pathogen-Associated Molecular Pattern / Padrões moleculares associados a patógenos

PD - probing depth / profundidade de sondagem

PEEK - Polietereftercetona

PES - Pink esthetic score

PRRs - Receptores específicos das células imunitárias

RANKL - Ligand do receptor do ativador do fator nuclear kappa-B

SLA - Sandblasted. Large-grit, acid-etched / Jato de areia, grão grande, gravado com ácido

Ti -titânio

TNF- α - Fator de necrose tumoral alfa

UV - Ultravioleta

VEGF - Fator de crescimento endotelial vascular

Y₂O₃ - Trióxido de ítrio

Y-TZP - Yttrium-stabilized tetragonal zirconia / Zircónio tetragonal estabilizado com ítrio

Zr - Zircónio

ZrO₂ - Dióxido de zircónio

1 INTRODUÇÃO

A ausência de um dente pode ter uma série de efeitos negativos no bem-estar dos pacientes. Estes efeitos podem ser funcionais, causando dificuldades na mastigação e fonação, danos estéticos, devido a alterações no sorriso, e uma perda de autoconfiança que leva a um desconforto psicossocial crescente. Como isto tem um grande impacto na vida social das pessoas, os implantes podem ser uma solução essencial para melhorar a sua saúde e bem-estar social (Buser et al., 2012).

Atualmente, a implantologia é frequentemente apresentada como uma das principais opções de tratamento para a substituição de um ou mais dentes em falta em pacientes parcial ou totalmente desdentados (Thu et al., 2023).

Este procedimento tem uma base sólida e assenta no conceito de osteointegração, que envolve a estabilidade do implante com o tecido ósseo circundante. Esta união garante não só a integridade estrutural do implante, mas também a sua capacidade de funcionar corretamente dentro da estrutura óssea (Mavrogenis et al., 2009)

Graças à sua biocompatibilidade a osteointegração e resistência mecânica, os implantes dentários de titânio tornaram-se o padrão da implantologia (Sivaraman et al., 2018).

No entanto, verificámos que o titânio pode colocar uma série de problemas. Em primeiro lugar, do ponto de vista estético, a tonalidade cinzenta deste material pode causar manchas na mucosa peri-implantar, particularmente em pacientes com fenótipos gengivais finos (Kohal et al., 2008; Wang et al., 2016). Por outro lado, ao longo do tempo, foi observado um aumento nas alergias relacionadas com o titânio (Cionca et al., 2017; Poli et al., 2021)

É por isso que, desde o final dos anos 60, os médicos têm vindo a considerar os implantes cerâmicos como uma alternativa, especialmente devido à sua cor branca, que se semelhante à cor de um dente. Inicialmente concebidos pelo Dr. Sandhaus, os implantes cerâmicos eram principalmente feitos de óxido de alumínio, também conhecido como alumina (Al_2O_3) (Abraham, 2014). Tinham a capacidade de se integrar diretamente com o tecido ósseo circundante (Roehling et al., 2019; Zetterqvist et al., 1995).

No entanto, estes implantes de alumina revelaram-se frágeis, mostrando dificuldades em manter a cerâmica intacta sem a quebrar ou fraturar. Esta deficiência, agravada pelas propriedades biomecânicas menos que ótimas dos implantes de alumina, especialmente quando expostos a forças extra-axiais, conduziu a resultados clínicos decepcionantes (Hanawa, 2020; Haubenreich et al., 2005). Como resultado, os implantes de alumina foram retirados do mercado no início da década de 1990 (Cionca et al., 2017).

Nas últimas duas décadas, surgiu uma nova variante de implantes cerâmicos, concebida a partir de óxido de zircónio (ZrO_2). O zircónio destaca-se pela sua notável capacidade de suportar o stress oral devido às suas propriedades biomecânicas superiores às de outros tipos de cerâmica e também oferece vantagens biológicas sobre o titânio ou outros metais (Assal, 2013). Estas incluem uma redução significativa na formação de biofilme bacteriano, uma diminuição do número de células inflamatórias no tecido mole em redor dos implantes, bem como uma melhor microcirculação nestes tecidos peri-implantares (Kajiwarra et al., 2015; Roehling et al., 2017). Além disso, a sua cor branca esta mais próxima dos dentes tornando-os superiores aos implantes de titânio em locais esteticamente críticos, como a região anterior do maxilar (Thu et al., 2023).

Ademais, a qualidade e a textura da superfície do implante são cruciais para uma integração óssea bem-sucedida (Albrektsson & Wennerberg, 2019). Foi demonstrado que superfícies ligeiramente rugosas promovem e aceleram esta integração (Buser et al., 1991, 1999). Com isto em mente, embora a microestrutura da superfície desempenhe um papel fundamental na osteointegração bem-sucedida, a criação desta rugosidade ideal para implantes de zircónio, garantindo ao mesmo tempo a sua resistência, é um grande desafio técnico (Hoque et al., 2022).

No entanto, para obter resultados ótimos, a conceção do implante deve fazer mais do que apenas assegurar uma integração óssea bem-sucedida. Deve também assegurar uma fusão adequada com os tecidos moles circundantes. De facto, a integração destes tecidos moles é de importância vital. O tecido gengival que envolve os implantes atua como uma barreira semelhante à dos tecidos moles a volta dos dentes naturais. Como tal, a sua integração correta é tão crucial como a do osso (Cochran et al., 1997).

O objetivo deste trabalho será apresentar o estado atual do conhecimento sobre as características do titânio e do zircônio, avaliar o zircônio como uma alternativa viável ao titânio em implantologia, tendo em conta as suas propriedades biomecânicas e biocompatíveis, e explorar os desafios técnicos associados à sua utilização, as suas respetivas indicações, bem como as suas limitações intrínsecas de forma a melhor adaptar a sua funcionalidade a cada paciente.

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 Introdução aos Implantes

2.1.1 Estrutura do Implante

Os “implantes” são geralmente constituídos por 2 partes: uma parte intra-óssea (o implante) e uma parte supra-óssea (a reabilitação):

A parte intra-óssea, comumente designada por implante, fixa o complexo implante-prótese no osso. Este implante está dividido em 3 secções: o ápice, o corpo e o colo. Cada uma destas partes tem as suas características e funções específicas.

- O ápice: secção apical do implante, por vezes com cavidades ou perfurações para promover a estabilidade ou a osteointegração (Heimes et al., 2023).

- O corpo: secção mais volumosa do implante, é essencial, pois confere ao implante a sua silhueta característica. No que respeita à sua forma, é possível uma variedade de formas macroscópicas (Heimes et al., 2023). Entre estas formas, os desenhos cilíndricos, cónicos e híbridos, combinados com a sua rosca, são essenciais para garantir uma estabilidade primária ótima (Heimes et al., 2023). Quanto às dimensões, o implante apresenta uma gama variada. O diâmetro padrão é de cerca de 4 mm. No entanto, existem versões com um diâmetro reduzido, oscilando entre 3 mm e 4 mm e para algumas necessidades específicas, estão também disponíveis implantes de grande diâmetro, que variam entre 5 mm e 7 mm. Em termos de comprimento, embora a maioria dos implantes se situa entre 7 e 13 mm, não é raro encontrar tamanhos mais excecionais (Al-Johany et al., 2017).

- O colo: secção mais coronal do implante. Situado na parte superior do implante, o colo desempenha um papel crucial, pois é onde se efetua a ligação entre o pilar e o próprio implante. Esta zona de ligação, frequentemente designada por "conector do implante", assegura uma transição estável entre estes dois elementos. A

superfície externa do colo distingue-se frequentemente pelo seu desenho ou por uma textura de superfície específica (Inchingolo et al., 2023).

A parte supra-óssea inclui o pilar e a opção protética.

O pilar, também conhecido como elemento de ligação, é uma peça protética transgengival que pode atuar como suporte para a prótese dentária, quer seja uma coroa, uma ponte ou uma prótese removível (figura 1) (Souza et al., 2015). Os pilares são normalmente feitos de titânio ou zircônio para coroas estéticas anteriores, mas também estão disponíveis variantes em PEEK como provisório. A tecnologia moderna permite mesmo a criação de pilares personalizados utilizando CAD/CAM (Drogou, 2017). Quanto à sua fixação, são geralmente aparafusados ao implante, com diferentes materiais de parafuso disponíveis (Vinhas et al., 2020).

A coroa ou "prótese" é a parte visível, ligada ao pilar, que é feita à medida para simular o aspeto e a função de um dente natural (figura 1) (Souza et al., 2015).

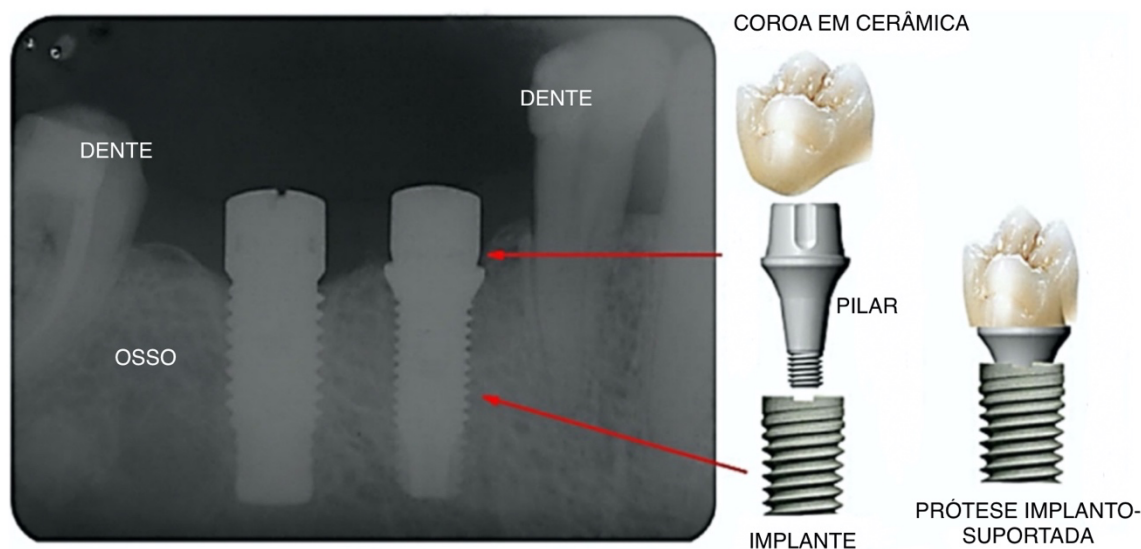


Figura 1. União do pilar ao implante. Adaptado de Souza et al. (2015).

Além disso, dependendo do seu design, o implante pode ser ao nível do osso, “bone level”, ou ao nível do tecido, “tissue level”, emergindo na cavidade oral (Chen et al., 2019).

"Bone level": O colo é justa-ósseo, com um micro-gap e uma ligação crestal. Ele tem uma superfície rugosa com microespiras. Esta concepção, reta ou com conicidade inversa, favorece a preservação da crista óssea, otimiza a distribuição das tensões e limita os danos ósseos. Este implante pode ser inserido numa ou duas intervenções cirúrgicas (Hermann et al., 2001).

"Tissue Level": O colo é justa-gengival, transmucoso, imediatamente exposto ao ambiente oral logo após a sua implantação e apresenta um micro-gap com uma ligação afastada do osso. Com o seu colo liso e polido como um espelho, quer seja reto ou alargado, favorece a integração gengival. Este tipo de implante foi concebido para ser colocado numa única intervenção cirúrgica, permitindo a cicatrização simultânea do osso e da mucosa. Esta abordagem elimina a necessidade de uma segunda cirurgia, o que representa uma vantagem psicológica e uma economia de tempo para o paciente. Além disso, permite a função mastigatória direta sem a necessidade de uma prótese removível, embora exista um risco potencial de carga precoce. No entanto, este implante tem uma fraca tolerância microbiana e pode colocar desafios estéticos (Hermann et al., 2001).

2.1.2 Sistemas Protéticos de Uma ou Duas Peças

Existem duas configurações principais de desenho de implantes, os implantes de uma peça, ou os implantes de duas peças.

Os implantes de uma só peça, ou monoblocos, foram concebidos para integrar o pilar transmucoso como parte integrante do implante, oferecendo vantagens como a ausência de microfendas entre o implante e o pilar, menor acumulação de microrganismos, menor tempo cirúrgico e uma técnica de restauração simples. Foram concebidos para função imediata, bem como para colocação imediata após extração dentária, e podem ser colocados cirurgicamente com ou sem retalho. O protocolo de função imediata tem vantagens sobre o protocolo de tratamento tardio, incluindo menos cirurgia, tempo de tratamento mais curto e menos trauma para o paciente (Limírio et al., 2020).

Os implantes de duas peças são inseridos no osso após o levantamento de um retalho de tecido mole, que é depois reposicionado para cobrir o implante durante o período de cicatrização. Após o período de cicatrização, é levantado um novo retalho e é fixado um pilar transmucoso ao implante para permitir a colocação da prótese. Os implantes de duas fases foram originalmente concebidos para uma cicatrização submersa, que está associada a uma menor reabsorção óssea; isto acontece porque existe um risco mínimo de infeção, uma melhor adaptação aos tecidos moles e uma remodelação marginal do osso (Limírio et al., 2020).

2.1.3 Montagem Protético nos Implantes

A prótese implanto-suportada pode ser suportada por pilares que podem ser aparafusados (o que exige que sejam retos e simétricos pois são inseridos por rotação) ou transaparafusados (o que permite desenhos angulados ou assimétricos). Uma vez colocados estes pilares, o procedimento é semelhante ao da colocação de uma prótese convencional: o componente protético, quer seja único ou múltiplo, é então cimentada ao(s) pilar(es) (Lee et al., 2010).

No que diz respeito a prótese aparafusada, a coroa é fixada ao implante por meio de um parafuso que passa por um orifício central da coroa. Este método tem diferentes configurações: a coroa e o pilar podem ser uma só peça e aparafusados diretamente ao colo do implante, ou a coroa pode ser aparafusada a um pilar intermédio, que por sua vez é aparafusado ao implante (Chee & Jivraj, 2006; Drogou, 2017; Lee et al., 2010).

No caso de uma protese cimentada suportada por implantes, um pilar é primeiro aparafusado ao implante e a protese é depois cimentada a este pilar. Esta técnica oferece a opção de pilares normalizados ou pilares personalizados, concebidos através de CAD/CAM (Computer Aided Design and Manufacturing), que se adaptam perfeitamente à anatomia gengival para uma melhor integração (Chee & Jivraj, 2006; Drogou, 2017; Lee et al., 2010).

Além disso, no que diz respeito aos materiais utilizados, é recomendada uma interface totalmente em titânio entre o pilar e o implante. Devido à sua maior dureza, o zircónio pode causar um desgaste acelerado do titânio, levando a micromovimentos indesejados

do implante. Esta interação de desgaste entre o zircônio e o titânio é normalmente conhecida como “desgaste por fricção”. É de salientar que este tipo de desgaste também pode afetar os parafusos utilizados nos pilares aparafusados (Nakano et al., 2021; Nam et al., 2018).

2.1.4 O CAD/CAM

O CAD/CAM (Computer Aided Design and Manufacturing), é um processo digital que combina a concepção assistida por computador e o fabrico assistido por computador. Começa com a criação de um modelo digital do trabalho, geralmente obtido a partir de uma impressão ótica ou da digitalização de um modelo de gesso (Drogou, 2017).

O profissional utiliza um software para desenhar o pilar, especificando as dimensões desejadas, a forma, a posição da margem, a cor e a anatomia. Um computador envia então instruções a uma máquina que esculpe a prótese a partir de um bloco de material como o titânio e as suas ligas, o zircônio, o cromo-cobalto, ouro, PEEK ou resinas (Drogou, 2017).

Os pilares CAD/CAM são componentes especialmente concebidos para cada paciente, adaptando-se à sua anatomia e não o contrário. Oferecem uma série de vantagens, incluindo uma adaptação precisa ao paciente e uma remoção fácil do cimento. Estes pilares são concebidos para se adaptarem perfeitamente à coroa dentária definitiva em termos de diâmetro, altura e largura (Drogou, 2017).

2.2 Titânio e Zircônio: História, Descrição e Propriedades Mecânicas

2.2.1 O Titânio

2.2.1.1 Descoberta e História do Titânio

Em 1791, o geólogo britânico William Gregor descobriu um elemento desconhecido numa areia magnética em Inglaterra. Inicialmente deu-lhe o nome de "metais de Menachan", em homenagem ao local da sua descoberta (Jorge et al., 2013).

Mais tarde, em 1795, o elemento foi novamente identificado pelo cientista alemão Martin Heinrich Klaproth a partir de um minério diferente, o rutilo. Este deu-lhe o nome de

"titânio", inspirado nos Titãs da lenda grega. Apesar desta descoberta no século XVIII, o fabrico industrial de titânio puro não foi viável até ao século XX, dada a complexidade da sua extração (Jorge et al., 2013).

Em 1952, ao observar a microcirculação sanguínea nas tíbias de coelhos, Brånemark verificou, por acaso, que o titânio e o osso se integravam perfeitamente, e que os implantes de titânio eram difíceis de remover (Mishra & Chowdhary, 2020).

Foi só em 1965, na sequência da investigação de Brånemark, que o titânio começou a ser utilizado eficazmente em implantes dentários (Mishra & Chowdhary, 2020).

Em 1982, Brånemark apresentou em Toronto a sua investigação sobre implantes de titânio, revelando uma impressionante taxa de sucesso de quase 97%. Esta descoberta revolucionou o mundo da medicina com a introdução de implantes de titânio osteointegrados para próteses dentárias e médicas (Jorge et al., 2013).

Atualmente, o titânio e as suas ligas são considerados o material de eleição para a produção de implantes dentários (Halim et al., 2022).

2.2.1.2 Descrição e Propriedades do Titânio

O titânio é um elemento químico de símbolo Ti, com número atómico 22. É um metal de transição prateado, brilhante, forte e altamente resistente à corrosão (Prasad et al., 2015). Com uma baixa densidade, boa ductilidade e um ponto de fusão moderadamente elevado, é utilizado em vários domínios devido às suas diferentes propriedades (Hanawa, 2020).

A principal liga utilizada na conceção de implantes é o titânio comercialmente puro, ou cpTi. Disponível em quatro graus, numerados de 1 a 4, a sua classificação baseia-se na pureza do metal e no teor de oxigénio durante a sua transformação. Cada um destes graus varia em termos de resistência à corrosão, ductilidade e força (W. Nicholson, 2020).

	cpTi Grade 1	cpTi Grade 2	cpTi grade 3	cpTi grade 4	Ti6Al4V grade 5
Titânio	≈ 99%	≈ 99%	≈ 99%	≈ 99%	90%
Oxigénio	0,18%	0,25%	0,35%	0,4%	0,2% max
Ferro	0,2%	0,2%	0,2%	0,3%	0,25%
Nitrogénio	0,03%	0,03%	0,05%	0,05%	-
Hidrogénio	0,15%	0,15%	0,15%	0,15%	-
Carbono	0,1%	0,1%	0,1%	0,1%	-
Resistência á tração (MPa)	240	340	450	550	900

Tabela 1. Composição do titânio e as suas ligas usadas em implantologia. Adaptado de W.Nicholson (2020).

Foi observado que quanto menor a quantidade de impurezas, maior a resistência à tração e o limite de elasticidade do titânio. No entanto, este facto é acompanhado por uma redução da sua ductilidade (ou capacidade de alongamento) (Hanawa, 2020). Os diferentes graus de cpTi são escolhidos de acordo com as necessidades específicas de cada aplicação, tendo em conta as propriedades mecânicas exigidas (Hanawa, 2020). Entre estes graus, o cpTi de grau 4, caracterizado pelo maior teor de oxigénio (cerca de 0,4%) e por uma excelente resistência mecânica, é o preferido para o fabrico de implantes dentários (W. Nicholson, 2020).

Os componentes alumínio e vanádio adicionados e substituídos às moléculas de titânio reforçam a estrutura cristalina e tornam-na mais resistente ao movimento entre os cristais, conferindo aos implantes de titânio de grau 5 propriedades mecânicas superiores às dos implantes de titânio de grau 4, devido à sua elevada resistência e baixo módulo de elasticidade (Nakagawa et al., 1999). Embora utilizada principalmente em ortopedia, esta liga também é utilizada em medicina dentária, onde a sua biocompatibilidade foi validada.

A investigação indica uma osteointegração bem-sucedida desta liga, especialmente após tratamento para intensificar a camada de óxido na superfície (W. Nicholson, 2020).

Além disso, graças à sua radiopacidade, o titânio e as suas ligas permitem a verificação do posicionamento dos implantes através de raios X e continuam a ser uma solução económica em comparação com as ligas de metais preciosos, tornando-os o material de eleição para aplicações intra-ósseas (Saini et al., 2015).

No entanto, uma das desvantagens do titânio é a sua aparência estética acinzentada, um problema que se torna ainda mais pronunciado quando os tecidos moles se retraem, permitindo que a cor escura apareça através da mucosa fina (Saini et al., 2015).

2.2.2 O Zircónio

2.2.2.1 A Chegada do Zircónio

O zircónio, também conhecida como óxido de zircónio (ZrO_2), foi identificado como mineral em 1892, o que a torna um material mais recente do que o titânio (Hanawa, 2020). Este material é conhecido pela sua capacidade de resistir a temperaturas muito elevadas. Inicialmente, o zircónio foi utilizado no fabrico de coroas e elementos de ancoragem, mas as suas propriedades biomecânicas superiores às de outras cerâmicas, como a alumina, favoreceram a sua utilização em implantologia dentária (Chopra et al., 2022).

2.2.2.2 Estrutura Cristalina

O zircónio pode existir em três formas alotrópicas naturais. À temperatura ambiente, é estável na sua forma monoclinica até $1170^{\circ}C$. Acima desta temperatura, transforma-se numa fase tetragonal até $2370^{\circ}C$, depois numa fase cúbica até fundir a $2680^{\circ}C$ (Saini et al., 2015).

Quando arrefece, cristaliza na ordem inversa das transformações, com um aumento de volume de cerca de 4% à medida que passa da fase tetragonal para a fase monoclinica, um fenómeno conhecido como transformação martensítica (Tsubakino, 2005). Esta transformação coloca desafios no fabrico de cerâmica, uma vez que pode causar tensões

e fissuras. Para evitar este fenómeno, são adicionados óxidos estabilizadores, como o óxido de cálcio (CaO), o óxido de magnésio (MgO), o óxido de ítrio (Y₂O₃) ou o óxido de cério (CeO₂) (Duan et al., 2023).

Existem duas categorias principais de zircónio no mercado: a primeira é denominada Y-TZP (Yttria stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals) e a segunda é conhecida como ATZ (Alumina Toughened Zirconia).

2.2.2.3 O Y-TZP

Em 1977, a adição de óxido de ítrio estabilizou a estrutura cristalina tetragonal do zircónio à temperatura ambiente, dando origem aos policristais de zircónio tetragonal estabilizado com ítrio (Y-TZP) (Guess et al., 2012).

A forma mais comum de zircónio disponível é estabilizada com 3% de Y₂O₃ (Denry & Kelly, 2008). Este zircónio tem uma densidade mais elevada, grãos mais finos, melhor resistência à flexão, condições de sinterização ideais e semelhança com os dentes naturais. Para além disso, o Y-TZP é biocompatível, tem uma baixa afinidade pela placa bacteriana e integra-se bem nos tecidos moles sendo recomendado para utilização em coroas, inlays, pontes e outras restaurações dentárias (Chopra et al., 2022; Hanawa, 2020).

2.2.2.4 Propriedades Mecânicas do Y-TZP

As cerâmicas como o Y-TZP têm propriedades distintas dos metais. Os ensaios de tração são geralmente inaplicáveis a estes materiais frágeis, sendo apenas utilizados ensaios de compressão ou de flexão. Caracteriza-se por uma elevada resistência à flexão, entre 900-1200 MPa (Guess et al., 2012). Assim, embora a resistência à flexão do Y-TZP seja impressionante, é ainda inferior à do titânio (Hanawa, 2020).

A resistência à fratura do Y-TZP é estimada entre 6 e 8 MPa(m^{1/2}). Embora este valor seja superior ao da alumina, é significativamente inferior ao do cpTi, que tem uma impressionante resistência à fratura de 66 MPa(m^{1/2}) (Hanawa, 2020). As modificações na superfície do zircónio também podem aumentar a sua resistência (Hanawa, 2020).

De facto, o Y-TZP caracteriza-se por um reforço por transformação: os tratamentos de superfície, como o jato de areia, podem causar uma transformação da fase tetragonal numa fase monoclinica à superfície. Esta conversão leva a um aumento de volume que comprime as fissuras, melhorando a resistência à fratura (Hanawa, 2020).

Embora a modificação da superfície deste material possa aumentar a sua resistência, a tenacidade à fratura dos implantes de zircónio de peça única diminui quando sujeitos a preparação e carga cíclicas - estas últimas simulando as forças mastigatórias repetidas que o implante sofreria numa situação real, como a mastigação. No entanto, apesar desta redução, os valores de resistência permanecem clinicamente aceitáveis (Hanawa, 2020).

O módulo de elasticidade do zircónio é mais elevado do que o do titânio. No entanto, um módulo de elasticidade elevado complica a fixação do parafuso, uma vez que a eficácia desta fixação depende da deformação elástica do parafuso e do material ao qual está ligado. No contexto dos elementos de ancoragem, doados pelo implante, esta fixação pode por vezes soltar-se. Assim, o Y-TZP apresenta complicações durante a fixação do parafuso, porque a força axial induzida pela deformação elástica é predominante (Hanawa, 2020).

Num estudo em conformidade com a norma ISO, Nakano et al. (2021) compararam pilares de implantes de zircónio (Y-TZP) e titânio sob tensões cíclicas simuladas para representar a força exercida por um incisivo ou canino maxilar. O teste foi efetuado com uma força de 300N num ângulo de 30°, para simular as forças oclusais máximas na região anterior da boca, durante um milhão de ciclos, ou seja, aproximadamente 3 anos de utilização.

Os resultados mostraram que os parafusos de titânio utilizados para os pilares de zircónio tinham uma maior perda de aperto do que os utilizados para os pilares de titânio. Além disso, os pilares de zircónio também tinham um espaço inicial maior no colo do implante do que os pilares de titânio, que variava de forma diferente entre os dois materiais durante o ciclo de tensão. As superfícies dos pilares de zircónio mostraram marcas de desgaste nas ligações, enquanto os pilares de titânio não mostraram alterações. Foram encontrados vestígios de titânio dos parafusos nos pilares de zircónio, sugerindo uma possível deformação do titânio sob a pressão do zircónio. Os autores concluem que os pilares de

zircónio podem ter desvantagens clínicas em comparação com os pilares de titânio (Nakano et al., 2021).

Além disso, as cerâmicas Y-TZP sofrem de envelhecimento, ou seja, degradação ao longo do tempo a baixas temperaturas, particularmente quando o zircónio é exposto a fluidos. Isto leva à transformação gradual da fase tetragonal numa fase monoclinica, o que, por sua vez, reduz as propriedades mecânicas da cerâmica (Kohal et al., 2010).

O zircónio continua a ser um excelente isolante térmico; em contacto com os dentes, ajuda a evitar sensações desconfortáveis de calor ou frio devido à condutividade térmica (Chopra et al., 2022). A sua radio-opacidade é semelhante à dos metais, o que facilita a monitorização e o diagnóstico, e, tal como o cpTi e todos os compostos de titânio, não é magnético (Hoque et al., 2022). Os pacientes com implantes de zircónio e Ti podem ser examinados com segurança porque não interferem com as técnicas de diagnóstico padrão, como a ressonância magnética (Chopra et al., 2022).

2.2.2.5 O ATZ

O zircónio endurecido com alumina, vulgarmente designada por ATZ, é uma variante da cerâmica de dióxido de zircónio, reforçada pela adição de 20% em peso de alumina. Esta combinação de materiais confere ao ATZ propriedades mecânicas excepcionais, nomeadamente no que se refere à resistência à propagação de fissuras, essencial em diversas aplicações. Este material apresenta valores de tenacidade superiores aos do zircónio estabilizado com ítrio (Kohal et al., 2010).

As potenciais aplicações da cerâmica ATZ, com base nas suas propriedades materiais, podem incluir implantes totalmente em cerâmica, tanto na arcada dentária anterior como na posterior. Os testes de carga em laboratório sugerem que os implantes de cerâmica ATZ são capazes de suportar forças de mastigação durante até 20 anos (Kohal et al., 2010).

2.2.3 Stress e Forças Aplicadas aos Implantes

A capacidade de mordida de um doente e a forma como esta força interage com os implantes e próteses dentárias é essencial para garantir a longevidade e o bom funcionamento dos tratamentos dentários. A força de mordida posterior humana é cerca de três vezes superior à anterior (Flanagan). Alguns estudos mostram que os pacientes dentários podem geralmente produzir uma força de mordida máxima entre 50 e 900 N. No entanto, alguns pacientes atípicos são capazes de gerar >900N (Flanagan, 2017).

Os pacientes dentados desenvolvem stress ósseo, o que leva à aposição para aumentar a densidade óssea à volta dos dentes naturais. Sob cargas baixas, a aposição óssea à volta dos implantes dentários também pode ocorrer. Os pacientes com forças de mordida elevadas podem ter um risco acrescido de fratura dos componentes assim como podem sofrer de reabsorção óssea. A medição deste parâmetro de força máxima pode ser importante para a seleção dos implantes e para o desenho protético e oclusal. Uma força cíclica fora do eixo é capaz de causar a fratura do parafuso do pilar (Flanagan, 2017). Se o médico suspeitar de um potencial de sobrecarga, pode ser planeado um implante mais forte. Isto pode ser particularmente verdadeiro no tratamento do maxilar anterior, onde quase todas as cargas são inerentemente fora do eixo (Flanagan, 2017).

Ao contrário de um dente natural, o implante não tem ligamento periodontal que o ligue ao osso alveolar, tornando essencial uma absorção adequada da força oclusal. Os materiais com um módulo de elasticidade baixo absorvem melhor a pressão oclusal, são mais elásticos e evitam a transmissão direta de força ao osso alveolar (Hanawa, 2020). Nas regiões posteriores da cavidade oral, o titânio, cujo módulo de elasticidade é mais próximo do osso humano, é mais adequado do que o zircónio para absorver forças oclusais significativas (Hanawa, 2020).

O desenho do próprio implante também desempenha um papel importante, nomeadamente a forma das roscas (ou "parafusos" do implante), que pode influenciar o nível de tensão no osso. As roscas com uma forma quadrada geram um nível diferente de tensão no osso em comparação com as roscas com uma forma em V (Fuh et al., 2013).

2.3 O Implante de Zircónio

2.3.1 Fabricação de Implantes de Zircónio

Os implantes e as restaurações de zircónio são maquinadas a partir de blocos ou discos pré-sinterizados que são produzidos utilizando uma pressão isostática elevada ou, mais simplesmente, uma técnica de fundição (Roulet et al., 2022).

Eles podem ser fabricados através de um método conhecido como "Hot Isostatic Post compaction" ou HIP. Após ter sido densificado por sinterização num tipo especial de forno (que consiste na aglomeração de pós por aquecimento para produzir um objeto sólido), o material é submetido a uma compressão adicional por pós-compactação isostática a quente a uma pressão de 1000 bar e a uma temperatura 50°C inferior à da sinterização (Yoshinari, 2020).

No entanto, destaca-se outra técnica de fabrico de implantes Y-TZP: a moldagem por injeção. Neste método, o zircónio em pó é misturado com um aglutinante termoplástico e depois injetado sob alta pressão num molde para criar a forma do implante, embora ligeiramente maior. Esta abordagem tem uma série de vantagens, nomeadamente o facto de poder ser produzida em grandes quantidades, o que reduz os custos associados aos implantes cerâmicos. Para além disso, é possível gerar superfícies com texturas específicas através do tratamento químico ou físico da parede do molde (Thu et al., 2023).

2.3.2 Comparação do Desempenho Clínico entre Implantes de Zircónio de uma Peça e de Duas Peças.

Como variável que pode influenciar os resultados clínicos, o desenho do implante de zircónio pode ser classificado em dois tipos: implantes de uma só peça, que incluem o implante e o elemento de ancoragem numa só unidade, e implantes de duas peças, que não incluem o elemento de ancoragem na mesma unidade (Haro Adánez et al., 2018).

Estudos clínicos publicados recentemente incluíram apenas âncoras cimentadas de 2 peças e relataram uma menor resistência dos implantes e complicações técnicas mais frequentes em comparação com os implantes monobloco (Haro Adánez et al., 2018). Os implantes de zircónio monobloco têm melhores propriedades mecânicas do que os implantes de duas unidades e podem ser considerados mais resistentes à fratura do que os implantes de duas peças. Embora alguns dos estudos tenham mostrado resultados muito promissores para os implantes de zircónio de duas peças (Haro Adánez et al., 2018). Além disso, quando nos concentramos nos implantes de uma só peça, os implantes ATZ

demonstraram ser mais resistentes à fratura do que os implantes Y-TZP (Bethke et al., 2020).

2.4 Definição e Importância da Biocompatibilidade

A biocompatibilidade é definida como a capacidade de um material desempenhar a sua função de forma eficaz no contexto de uma terapia médica específica, enquanto suscita uma resposta adequada do organismo hospedeiro (Saini et al., 2015). Também pode ser definida como “a coexistência mútua entre biomateriais e o ambiente fisiológico sem quaisquer efeitos adversos” (Prasad et al., 2015).

Para que um material implantável seja considerado biocompatível, ele deve atender a vários critérios. Todos os seus componentes devem ser biologicamente aceitáveis para o corpo. Isto significa que não deve provocar uma reação alérgica, inflamatória ou imunológica, nem toxicidade, carcinogenicidade, danos nos tecidos circundantes, nem alterar as proteínas e enzimas do sangue (Saini et al., 2015).

Existem três tipos de resposta biológica aos materiais quando os implantes são ancorados no tecido hospedeiro: o material biotolerante será rodeado por tecido fibroso, como é o caso do aço inoxidável; o material bioinerte, que proporciona uma fixação rígida direta, como o titânio e as suas ligas ou o zircônio; e, por último, o material bioativo, que promove a formação de osso na sua superfície, como acontece com a hidroxiapatite (Gupta et al., 2023).

A biocompatibilidade de um implante é crucial para o sucesso da sua integração no corpo. É influenciada por vários fatores, incluindo a resistência do implante à corrosão e a citotoxicidade dos produtos de corrosão (Saini et al., 2015).

2.4.1 A Corrosão e o seu Impacto na Biocompatibilidade

A corrosão é definida como a deterioração de um material causada por reações químicas ou eletroquímicas com o seu ambiente. Resulta na libertação de iões para o microambiente adjacente, o que pode ter impacto na biocompatibilidade e na estabilidade a longo prazo de próteses e implantes (Prasad et al., 2015).

Os mecanismos de corrosão incluem:

Corrosão em fendas: ocorre principalmente na interface estreita entre o parafuso do implante e o osso. Nesta região, os íons metálicos podem dissolver-se, criando um ambiente localmente carregado positivamente, proporcionando um terreno fértil para a progressão da corrosão em fendas (Prasad et al., 2015; Saini et al., 2015).

Corrosão por pitting: Esta forma de corrosão caracteriza-se pela presença de pequenos pits ou depressões na superfície do implante onde os íons metálicos se dissolvem e interagem com íons como os íons cloreto. Esta interação provoca a formação de pites, que alteram a superfície do implante (Saini et al., 2015).

Corrosão galvânica: É induzida por diferenças de potencial elétrico entre dois ou mais metais. Esta pode não só comprometer a integridade estrutural do implante como também promover a reabsorção óssea, ameaçando a estabilidade do implante a longo prazo. A utilização de diferentes materiais para o implante, pilar e coroa aumenta o risco de ocorrência desta mesma corrosão (Prasad et al., 2015; Saini et al., 2015).

Corrosão eletroquímica: Neste processo, a oxidação e a redução ocorrem simultaneamente. (Saini et al., 2015).

Embora a corrosão possa causar a degradação do metal, pode ser amplamente contrariada pela formação de uma camada passiva de óxido sobre o implante, uma característica observada em metais passivantes como o titânio, vanádio, zircônio, nióbio e tântalo, que atuam como uma barreira protetora (Chaturvedi, 2013).

O titânio e as suas ligas são interessantes porque, consoante as condições, podem corroer-se muito rapidamente ou quase nada. No pH quase neutro dos fluidos corporais, a corrosão do titânio é mínima graças à formação da camada protetora de dióxido de titânio. Esta barreira protege o titânio metálico subjacente de outras reações químicas. No entanto, estudos mostraram vestígios de titânio em tecidos próximos de implantes, indicando uma potencial corrosão em condições *in vivo* (Prasad et al., 2015).

Suspeita-se que a corrosão dos implantes seja uma das causas potenciais de fracasso dos implantes. O ambiente oral é muito agressivo para os materiais dentários em geral, uma vez que estes são expostos a forças de mastigação, ao ambiente químico e bacteriano, o que pode levar à degradação da superfície. A mastigação e a carga podem criar fissuras onde a camada de óxido pode fraturar. Foi levantada a hipótese de que as bactérias produzem ácido como subproduto tóxico, o que reduz o pH do ambiente e provoca a fratura da camada de óxido. Quando a camada de óxido de titânio se decompõe, os implantes de titânio tornam-se suscetíveis à corrosão e podem libertar iões metálicos que interagem com biomoléculas, apresentando riscos de toxicidade e alergia (Hsu et al., 2021).

2.5 Importância do Conceito de Estabilidade Primária e Secundária

A estabilidade do implante é necessária para uma osteointegração e cicatrização eficazes. As características do osso, o desenho do implante e o procedimento utilizado para o colocar afetam a estabilidade primária (Inchingolo et al., 2023). A remodelação óssea e a produção de osso à volta do implante conduzem à estabilidade secundária. Cada vez mais estudos demonstram que as características da superfície do implante também afetam a estabilidade secundária (Inchingolo et al., 2023). Esta estabilidade é essencial para o sucesso do implante a longo prazo, uma vez que assegura uma integração sólida do implante com o osso, permitindo que o implante resista a cargas funcionais, como as forças de mastigação (Flanagan, 2017).

2.5.1 Fatores-chave para a Estabilidade Primária dos Implantes Dentários

Em geral, o titânio e as suas ligas são amplamente reconhecidos pela sua capacidade de interagir harmoniosamente com os sistemas biológicos, minimizando as reações adversas no corpo. Assim que o implante é inserido, é estabelecida uma estabilidade mecânica inicial, caracterizada pelo contacto entre a superfície do implante e o osso alveolar. Esta estabilidade é fortemente influenciada por vários fatores (figura 2), incluindo a forma do implante, a densidade do osso e a preparação do local do implante (Heimes et al., 2023).

A morfologia de um implante dentário é crucial para o sucesso da sua integração na cavidade oral. A forma deve ser concebida para se harmonizar com a estrutura óssea circundante, assegurando a estabilidade inicial e uma integração ótima. As formas dos

implantes associadas a uma elevada estabilidade primária incluem a forma cônica, a forma cônica apical e a forma híbrida (Heimes et al., 2023).

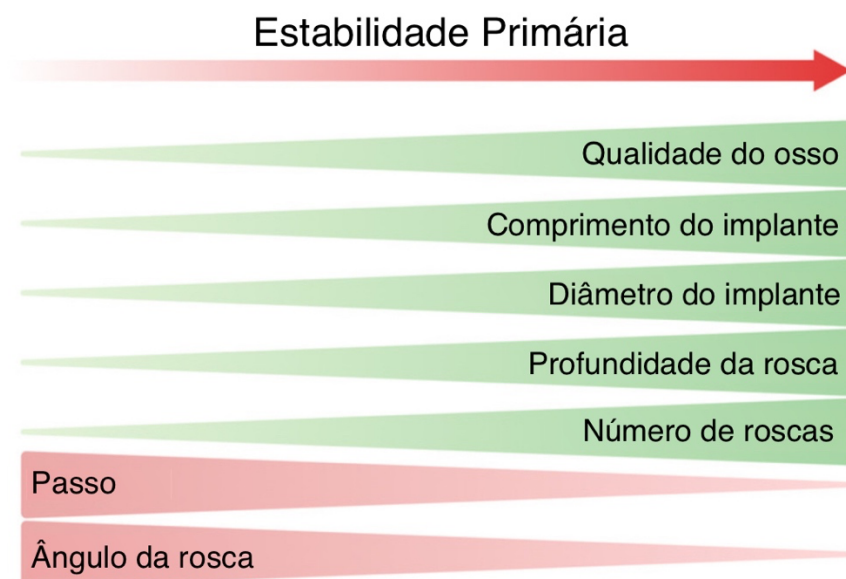


Figura 2. Fatores que influenciam a estabilidade primária do implante. Adaptado de Heimes et al. (2023).

O tamanho do implante deve corresponder às necessidades específicas do paciente em termos de substituição do dente e anatomia oral. A estabilidade primária aumenta linearmente com o comprimento do implante até 12 mm (Heimes et al., 2023).

O diâmetro e a rosca do implante também são muito importantes em termos de estabilidade primária. Uma rosca profunda é vantajosa para implantes sujeitos a forças oclusais elevadas e baixa densidade óssea. Certos tipos de rosca podem reduzir o stress e a compressão óssea (Heimes et al., 2023).

A estabilidade primária ou mecânica em implantologia dentária é considerada um pré-requisito para uma osteointegração bem-sucedida (Insua et al., 2017).

2.5.2 Osteointegração: Definição e Processo

A osteointegração, frequentemente referida como "anquilose funcional", foi redefinida por Koka & Zarb, (2012). Segundo estes autores, trata-se de um processo evolutivo de cicatrização em que os materiais aloplásticos se ligam firmemente ao osso de uma forma clinicamente segura quando sujeitos a stress funcional. Este fenómeno assenta em três

fases interdependentes: uma reação imuno-inflamatória inicial, caracterizada pela libertação de mediadores químicos como as interleucinas e fatores de crescimento, seguida da angiogénese, processo estimulado pelo fator de crescimento endotelial vascular (VEGF), e depois da osteogénese, com a ativação de fatores como a proteína morfogenética óssea (BMP) (Ripszky Totan et al., 2022; Solheim, 1998; Wang et al., 2016).

Estudos recentes indicam a presença de um intervalo de cerca de 60 µm entre a superfície do implante e o osso hospedeiro, que pode aumentar de 100 a 500 µm ao longo do tempo. Quando o implante é de titânio, este espaço contém uma camada de óxido de titânio. Esta interage com as proteínas do plasma sanguíneo e os fluidos corporais e deposita-se na superfície do implante pouco depois da inserção, criando o que é conhecido como "película condicionante» (Wang et al., 2016).

Durante o processo de implantação, o espaço à volta do implante é rapidamente invadido por uma variedade de células sanguíneas, incluindo eritrócitos, plaquetas e células inflamatórias como os neutrófilos (Wang et al., 2016).

Nas horas que se seguem à implantação, ocorre uma constrição dos vasos sanguíneos seguida do desencadeamento da cascata de coagulação, levando à formação de um coágulo. Este coágulo rico em fibronectina e vitronectina tem um efeito hemostático e expõe também uma matriz extracelular (MEC) temporária que favorece a migração celular. Estas proteínas são vitais para a adesão celular, facilitando a fixação das células, incluindo as MSC e os monócitos, e iniciando a neovascularização necessária para fornecer nutrientes e células ao local de implantação (Ripszky Totan et al., 2022; Wang et al., 2016).

Entre os dias 2 e 4 pós-implantação, a infiltração de macrófagos (derivados de monócitos) e linfócitos T intensifica-se. Através da fagocitose, os macrófagos eliminam as células necróticas e libertam uma série de citocinas e fatores de crescimento. Em resposta a estes sinais bioquímicos, as MSCs são ativadas para se diferenciarem em osteoblastos. Estes osteoblastos começam então a fixar-se ao implante, depositando uma matriz extracelular rica em colagénio, precursor do tecido ósseo (Ripszky Totan et al., 2022; Wang et al., 2016).

Na quarta semana, os osteoblastos em maturação começam a depositar cristais de hidroxiapatite na matriz de colagénio, observa-se a formação de novo osso na superfície do implante (osteogénese de contacto) em ligação com o osso formado no osso hospedeiro (osteogénese remota) (figura 3) (Wang et al., 2016). As células osteogénicas formam tecido osteoide e novo osso trabecular, que acaba por se transformar em osso lamelar em contacto direto com a maior parte da superfície do implante no prazo de 8 a 12 semanas (Insua et al., 2017).

A fase final do processo é a remodelação óssea, orquestrada pela dupla dinâmica de osteoclastos e osteoblastos. O RANKL e a OPG, entre outras moléculas, regulam este delicado equilíbrio entre a reabsorção e a formação óssea. Este processo de osteointegração resulta numa estabilidade secundária do implante, preparando-o idealmente para qualquer restauração protética subsequente (Ripszky Totan et al., 2022).

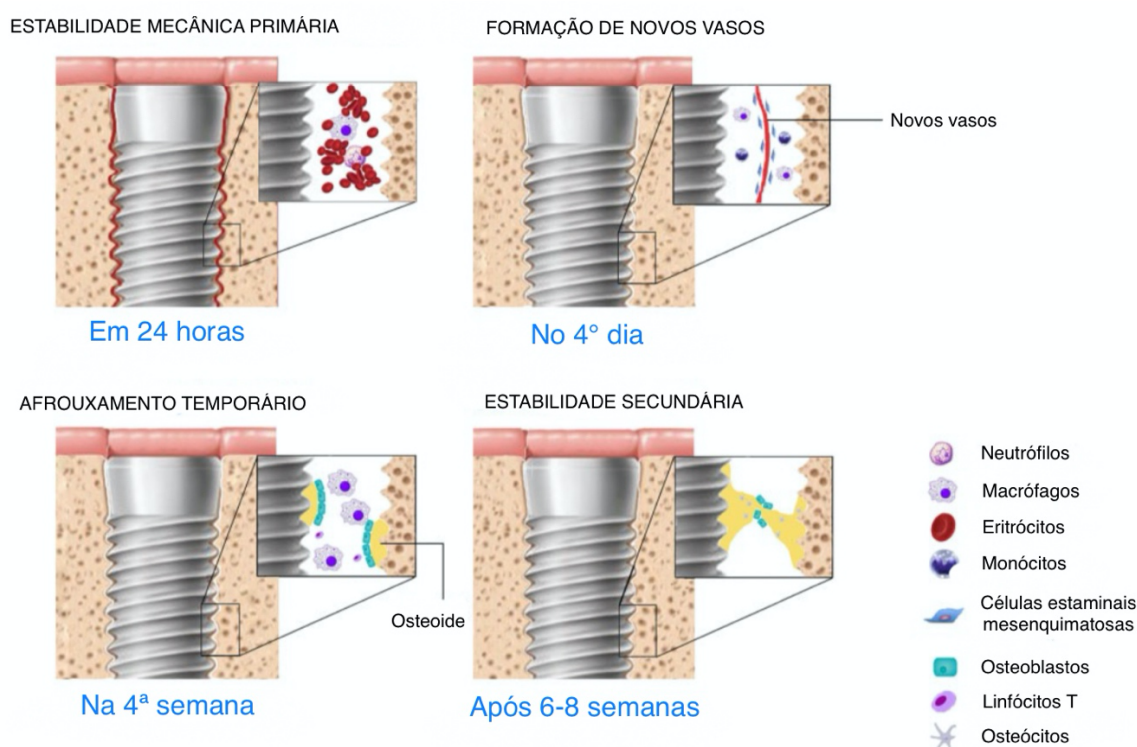


Figura 3. Linha cronológica para a osteointegração de implantes dentários no que diz respeito às alterações ao longo do tempo. Adaptado de Wang et al. (2016).

Com base em estudos *in vivo* em animais, observou-se que a osteointegração inicial dos implantes de zircónio demoraria mais tempo em comparação com os implantes de titânio. No entanto, quando se consideram os implantes de zircónio com uma superfície micro-

rugosa, a sua capacidade de osteointegração é semelhante à dos implantes de titânio, que também têm uma superfície micro-rugosa (Roehling et al., 2019).

No que diz respeito à osteointegração dos implantes de zircônio, o papel da condição da superfície, tal como acontece com os implantes de titânio, desempenha um papel fundamental, particularmente nas fases iniciais da cicatrização óssea (Bosshardt et al., 2017). Elementos como a rugosidade e a hidrofiliabilidade da superfície do implante são cruciais na adsorção de proteínas e, subsequentemente, promovem a fixação das células a esta superfície (Wang et al., 2016). Em comparação com as superfícies polidas, as superfícies microrroscas promovem uma melhor integração óssea (Sharma et al., 2021).

Pois, a osteointegração ocorre através do bloqueio mecânico das asperezas da superfície de titânio e dos poros no osso. A microestrutura da superfície do implante pode influenciar amplamente a remodelação óssea na superfície osso-implante (Otrria et al., 2018).

2.5.3 Adesão dos tecidos moles

A sobrevivência a longo prazo dos implantes osteointegrados depende, em parte, da cicatrização transmucosa e da estabilidade em torno do colo do implante, denominada "mucosa peri-implantar" (Wang et al., 2016).

Quando um implante é inserido, é infligida uma lesão nos tecidos duros e moles. Os tecidos moles são particularmente afetados, uma vez que têm de regenerar mais tecido do que o tecido ósseo. Para além disso, as intervenções subsequentes, como os ajustes temporários da coroa, agravam os danos nos tecidos moles. Estes tecidos têm então de se adaptar a várias fases, como a cicatrização de pilares, impressões e restaurações finais. Cada fase apresenta um risco acrescido de inflamação (Wang et al., 2016).

A presença de uma altura adequada de gengiva queratinizada - a gengiva espessa e robusta que envolve os dentes - é essencial para evitar a recessão gengival e garantir uma higiene ótima em redor do implante. A gengiva queratinizada é rica em queratinas, as proteínas estruturais que lhe conferem a sua força. A presença de uma gengiva queratinizada saudável contribui para uma melhor adesão e proteção contra os agentes patogénicos. A

gengiva mais espessa é recomendada para a colocação de implantes, oferecendo não só resistência à recessão e uma estética superior, mas também um manuseamento cirúrgico mais fácil (Tavelli et al., 2021).

Por outro lado, a gengiva fina corre um maior risco de recessão pós-cirúrgica, expondo potencialmente o implante, especialmente em áreas esteticamente difíceis. Nestes casos, pode ser necessário um enxerto de tecido mole (Tavelli et al., 2021). Embora os implantes de zircônio não permitam o aparecimento de linhas acinzentadas durante a recessão gengival, o zircônio não dispensa a necessidade de ter tecido mole saudável e uma quantidade suficiente de gengiva queratinizada para a colocação do implante (Saini et al., 2015).

De acordo com o trabalho de Roehling et al. (2019), a adesão dos tecidos moles a volta dos implantes de zircônio é semelhante à observada com os implantes de titânio. Esta observação é corroborada pelo alinhamento das fibras de colagénio, que parece ser semelhante para ambos os tipos de material.

As ligações dos tecidos moles peri-implantares, que incluem epitélio (epitélio de barreira) e tecidos conjuntivos fibrosos, resultam do bioconfinamento e são uma consequência da cicatrização de feridas (Tang et al., 2023). A adesão do epitélio peri-implantar reside na ligação e agregação de plaquetas, que são passos críticos para a formação de coágulos de fibrina e, em última análise, para a ligação epitelial (van Brakel et al., 2012).

Uma diferença fundamental na mucosa peri-implantar diz respeito à direção das fibras gengivais em comparação com os dentes naturais, ver figura 4 (Wang et al., 2016). As fibras de colagénio são predominantemente paralelas à superfície do implante, com algumas fibras anulares e perpendiculares ou obliquamente orientadas para as superfícies dos pilares (Tang et al., 2023).

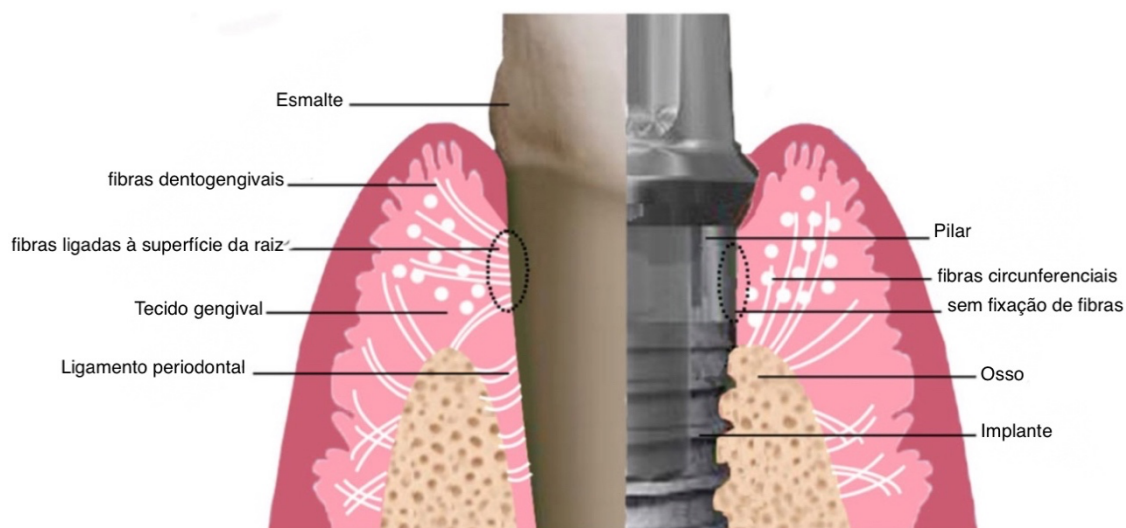


Figura 4. Diferenças entre a ligação dos tecidos moles aos dentes naturais e aos implantes dentários.

Adaptado de Wang et al. (2016).

A estrutura do tecido mole peri-implantar é semelhante à do dente periodontal natural, mas na realidade assemelha-se mais ao tecido cicatricial em termos de composição, orientação das fibras de colagénio e distribuição do sistema vascular (Tang et al., 2023). A forte adesão do tecido mole ao implante proporciona um selo protetor que bloqueia as bactérias e evita a inflamação, sendo essencial para a estabilidade e longevidade do implante (Wang et al., 2016). No entanto, a estrutura e a permeabilidade mais elevadas dos tecidos moles peri-implantares aumentam o risco de adesão bacteriana (Tang et al., 2023). Sem uma higiene oral adequada, as bactérias podem penetrar mais facilmente nos tecidos moles à volta dos implantes, causando inflamação que começa com vermelhidão e inchaço. Se não for tratada, evoluirá para "mucosite peri-implantar" (Wang et al., 2016). A mucosite não tratada pode levar à degradação dos tecidos à volta do implante, incluindo perda óssea e, em última análise, à falha do implante (Heitz-Mayfield & Salvi, 2018). Por conseguinte, os eventos biológicos durante a osteointegração e a fixação dos tecidos moles são fundamentais para a longevidade do implante (Wang et al., 2016).

2.5.4 Tratamentos da Superfície do Implante:

Enquanto a estabilidade primária é largamente determinada por fatores mecânicos, como o desenho do implante e a técnica cirúrgica, a estabilidade secundária ótima é fortemente influenciada pela qualidade da superfície do implante (Inchingolo et al., 2023; Rausch et

al., 2021). A rugosidade da superfície dos implantes dentários é essencial para a osteointegração e a fixação biomecânica. Estas superfícies rugosas promovem interações biológicas ótimas com as células ósseas. Ao proporcionar uma topografia adequada, aumentam a adesão e a proliferação dos osteoblastos, limitando simultaneamente a atividade dos osteoclastos (Hoque et al., 2022; Inchingolo et al., 2023).

A rugosidade da superfície divide-se em três níveis, consoante o tamanho do relevo: macro, micro e nano. No nível macro, obtém-se um relevo geográfico que varia entre milímetros e vários micrómetros (Hoque et al., 2022). O perfil micro topográfico dos implantes para modificação da superfície varia entre 1 e 10 μm , mas a superfície ideal deve, teoricamente, estar associada a uma destruição hemisférica, que são pequenas depressões ou características superficiais que se assemelham a meias esferas na superfície do implante, com cerca de 1,5 μm de altura e 4 μm de diâmetro. As gamas nanométricas também são cruciais para a adsorção de proteínas, a fixação de células osteoblásticas e a velocidade de osteointegração (Hoque et al., 2022). A criação de rugosidade nas superfícies dos implantes dentários pode ser conseguida através de uma variedade de métodos. O tamanho da rugosidade varia consoante o tratamento da superfície (Hoque et al., 2022).

Os implantes podem ser classificados de acordo com o seu tratamento de superfície em implantes maquinados, polidos, tratados e híbridos (figura 5). Os implantes tratados e híbridos têm uma vantagem distinta em termos de hidrofiliabilidade. Ao contrário das superfícies maquinadas e polidas, que são geralmente hidrofóbicas, as superfícies tratadas e híbridas apresentam uma melhor hidrofiliabilidade. A melhoria da hidrofiliabilidade está associada a um maior contacto osso-implante durante as fases iniciais da cicatrização (Inchingolo et al., 2023).

Vários tratamentos, tais como revestimentos eletroquímicos, anodização, tratamento a laser e muitos outros, são utilizados para melhorar a biocompatibilidade e incentivar a osteointegração. Estes tratamentos visam criar micro-irregularidades que facilitam o contacto direto entre o osso e o implante (Chopra et al., 2022)

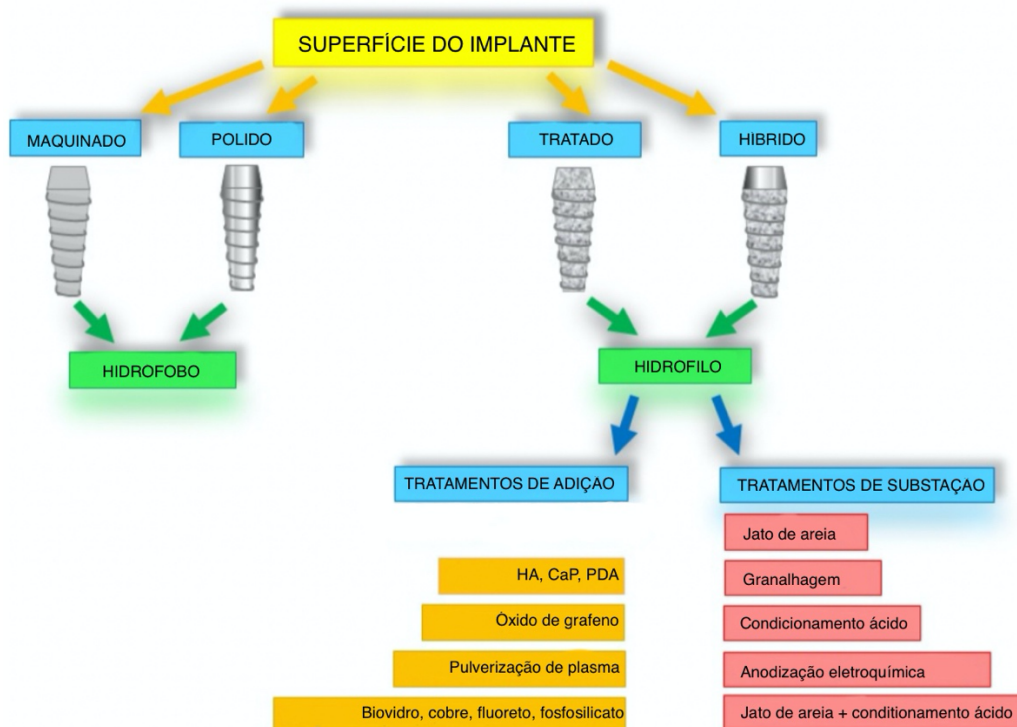


Figura 5. Diagrama resumido dos tratamentos de superfície dos implantes. Adaptado de Inhingolo et al. (2023).

As técnicas físicas e mecânicas têm sido habitualmente utilizadas para conceber superfícies de implantes, quer sejam rugosas ou lisas, através de métodos de adição ou remoção de material (Chopra et al., 2022).

Os implantes de titânio iniciais têm uma superfície maquinada ligeiramente lisa e apresentam marcas de ferramentas no exame microscópico. Estas marcas, embora consideradas imperfeições, promovem a integração do osso com o metal (Abraham, 2014) Os implantes de zircônio também têm esta superfície maquinada (Chopra et al., 2022).

O tratamento de jato de areia utiliza uma forte projeção de partículas abrasivas (como a areia) sobre a superfície do implante para criar uma rugosidade. É uma técnica mecânica comum para melhorar a adesão celular e promover a osteointegração que seja dos implantes de zircônio ou de titânio (Chopra et al., 2022).

O Jateamento (granalhagem) é semelhante ao jateamento de areia, esta técnica utiliza bolas, normalmente feitas de aço ou cerâmica, que são projetadas a alta velocidade sobre

a superfície do implante para lhe dar uma certa rugosidade. No caso do zircónio, o jato com partículas de alumina (50-110 μm) melhorou a osteogénese e a osteointegração peri-implantar em comparação com o titânio maquinado. No entanto, este método pode diminuir a resistência à fadiga do ZrO_2 . De modo a minimizar a formação de microfissuras, recomenda-se a utilização de partículas macias e esféricas (Chopra et al., 2022).

Os lasers podem ser utilizados para ajustar a textura da superfície dos implantes de ZrO_2 , tornando-os mais hidrofílicos, o que aumenta a sua capacidade de promover a osteogénese. O uso do laser de femtosegundo para esculpir micro ranhuras em ZrO_2 permitiu aumentar o número de fibras de colagénio transversais a volta do implante e otimizou a remodelação óssea (Chopra et al., 2022). Além disso, o zircónio oxidado por laser contém óxidos monoclinicos (m) e tetragonais (t). Foi demonstrado que o aumento da fase t (com maior energia de superfície e hidrofiliidade) promove a função dos osteoblastos (Chopra et al., 2022).

A pulverização por plasma produz um revestimento de cerca de 40-50 micrómetros. É mais adequado para implantes de titânio do que para implantes de óxido de zircónio. Este método envolve a injeção de formas em pó de titânio numa tocha de plasma de alta temperatura. Estas partículas condensam-se e fundem-se na superfície do implante (Abraham, 2014).

O tratamento com plasma melhora a molhabilidade das superfícies, e otimiza a sua interação com proteínas e células. Composto por um gás parcial ou totalmente ionizado, o plasma é particularmente adequado para superfícies sensíveis ao calor. Em função das necessidades, pode ser gerado à pressão atmosférica ou no vácuo, utilizando gases como o ar, o azoto, o oxigénio ou o argon. Este tratamento modifica a composição química do zircónio, e favorece o aparecimento de grupos hidróxidos na superfície. Estes grupos, produzidos pelo plasma, desempenham um papel crucial na adsorção de proteínas e na adesão das células. Os benefícios do tratamento com plasma incluem a remoção de contaminantes, a limpeza de pilares fabricados, o aumento da energia livre da superfície e a melhoria da adesão celular. Também ajuda a minimizar a adesão e a proliferação bacteriana. No entanto, a duração e os parâmetros do tratamento são cruciais. Por

exemplo, um tratamento com plasma de hélio de 60 segundos é benéfico, enquanto 90 segundos podem ser contraproducentes (Chopra et al., 2022; Tang et al., 2023).

A técnica de condicionamento ácido, “acid-etching”, consiste na utilização de ácidos para alterar a superfície dos implantes. Agentes como o cloreto de hidrogénio, o ácido fluorídrico, o ácido sulfúrico ou o ácido nítrico são utilizados para gerar microcavidades ou microtexturas que promovem a osteointegração. O condicionamento ácido é normalmente utilizado em titânio e zircónio para melhorar a bioatividade dos implantes (Abraham, 2014; Chopra et al., 2022). Tanto os implantes de zircónio como os de titânio, quando tratados com ácido, apresentam níveis comparáveis de osteointegração. Os tratamentos químicos que afetam a resistência e a dureza podem influenciar o desempenho clínico do implante (Chopra et al., 2022). Além disso, num estudo em implantes de titânio e zircónio tratados com HF (fluoreto de hidrogénio) num modelo animal, a libertação de partículas de titânio foi o dobro da libertação de partículas de zircónio dos implantes de ZrO₂. A menor libertação sugere uma menor citotoxicidade e danos no ADN com ZrO₂ (Chopra et al., 2022).

As técnicas de anodização eletroquímica (EA) são habitualmente utilizadas para desenvolver nanoestruturas de óxidos metálicos, particularmente para implantes de Titânio. A EA consiste em imergir um metal num eletrólito contendo fluoreto e submetê-lo a uma corrente contínua, formando nanoestruturas na sua superfície. Esta abordagem é económica, adequada para produção em grande escala e permite controlar com precisão as características das nanoestruturas (Abraham, 2014). O método foi adaptado para implantes de zircónio, resultando na formação de nanotubos e nanoporos de ZrO₂. Após tratamento térmico, estes nanotubos aumentam a durabilidade e a resistência à corrosão do zircónio. Foi demonstrado que os implantes de zircónio anodizados a 60 volts promovem a formação óssea em modelos animais em maior grau do que outros tratamentos (Chopra et al., 2022).

Os revestimentos bioativos desempenham um papel essencial na melhoria da regeneração óssea e na fixação de implantes, particularmente os baseados em zircónio (ZrO₂). Desenvolvidos para melhorar a função dos osteoblastos e promover a osteogénese, modificações como a incorporação de fosfato de cálcio (CaP), hidroxiapatite (HA) e vários biopolímeros na superfície do implante demonstraram melhorias na bioatividade e

uma maior osteointegração (Chopra et al., 2022). Inspirada no invertebrado mexilhão, a polidopamina (PDA) liga-se firmemente a uma vasta gama de substratos, ela promove a adesão das células ao zircónio e reduz a adesão bacteriana, o que a torna promissora para aplicações clínicas (Tang et al., 2023). Estes revestimentos melhoram a bioatividade, no entanto, a sua adesão aos substratos de zircónio continua a ser fraca. Ao contrário dos implantes de Ti, são necessários métodos de reforço para evitar a delaminação. Foram desenvolvidas várias técnicas, como a preparação por infiltração de pasta cerâmica ou a utilização de uma combinação de pós, para melhorar a adesão. A investigação continua a progredir no sentido de otimizar os revestimentos bioativos para garantir a melhor integração possível dos implantes nos tecidos (Tang et al., 2023).

A fotofuncionalização, utilizando a irradiação UV, é uma técnica concebida para otimizar a superfície dos pilares de zircónio, aumentando assim o seu potencial bioativo. O tratamento UV oferece uma série de vantagens, incluindo a redução da citotoxicidade, uma melhor adsorção de proteínas e uma maior estimulação da proliferação, adesão e diferenciação celular. Ajuda também a reduzir o stress oxidativo e as reações inflamatórias. Além disso, este método é económico, simples de aplicar e compatível com vários materiais, como o titânio e o zircónio (Tang et al., 2023). A irradiação UV provoca alterações químicas no zircónio que aumentem a sua natureza hidrofílica. Embora a morfologia e a estrutura geral do zircónio permaneçam estáveis após o tratamento, a sua composição elementar altera-se, com uma diminuição significativa do carbono e um aumento do oxigénio. Esta diminuição do carbono é crucial, uma vez que facilita a adesão das proteínas e apoiar a cicatrização de tecidos moles. Embora, esta hidrofiliabilidade possa diminuir com o tempo, o efeito do tratamento UV é mais sustentável do que com outras técnicas (Tang et al., 2023).

A Figura 6 resume as várias modificações topográficas, químicas e bioativas realizadas em implantes de Zircónio.

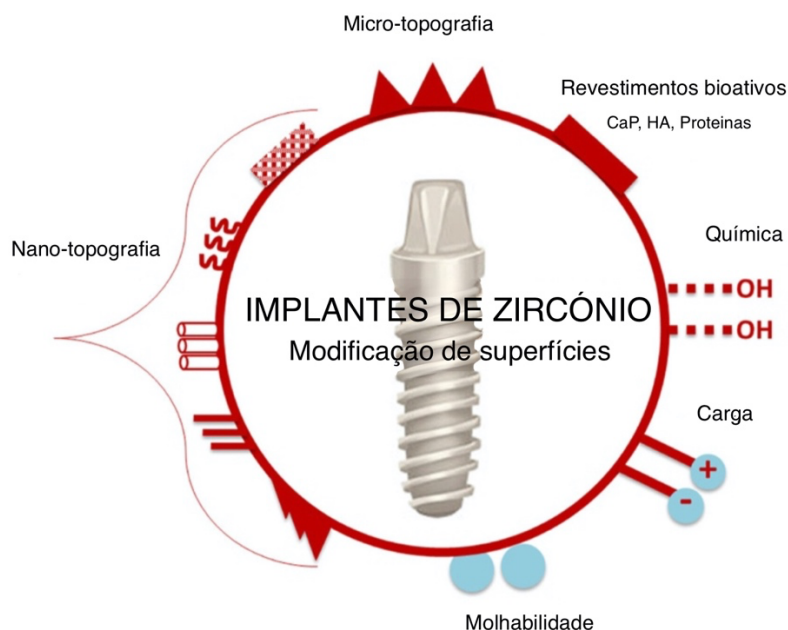


Figura 6. Modificação da superfície dos implantes de Zircónio. Adaptado de Chopra et al. (2022).

As modificações de superfícies em implantes de titânio mais frequentemente utilizadas englobam as técnicas de maquinagem, jato de areia, SLA, condicionamento ácido e tratamento laser (Abraham, 2014). Por outro lado, para os implantes de zircónio, as modificações mais comuns incluem jato de areia, condicionamento ácido, tratamento a laser e os revestimentos (Chopra et al., 2022). A alteração da superfície dos implantes de zircónio é vital para otimizar a formação óssea ao redor do implante. Estes tratamentos são fundamentais para garantir o sucesso clínico dos implantes de zircónio (Chopra et al., 2022; Thu et al., 2023). Contudo, é relevante salientar que modificar a superfície dos implantes de ZrO_2 apresenta desafios devido à sua dureza inerente (Thu et al., 2023).

Além disso, uma rugosidade elevada promove a cicatrização precoce e uma melhor fixação, proporcionando segurança mecânica a longo prazo, mas também aumenta o risco de corrosão, peri-implantite e de libertação iónica (Hoque et al., 2022).

A investigação sobre implantes dentários continua a progredir, introduzindo regularmente novos métodos de tratamento de superfície para melhorar a eficácia e a durabilidade dos implantes. A escolha do tratamento de superfície depende de muitos fatores, incluindo o contexto clínico, as características do osso e as preferências do dentista (Inchingolo et al., 2023).

2.5.5 Adesão bacteriana

A interação adequada dos materiais implantáveis com o microambiente bacteriano é fundamental para garantir sua eficácia e durabilidade no contexto clínico. A natureza e a intensidade das interações bioquímicas entre o biofilme bacteriano e a superfície do implante são determinantes para a longevidade do implante (Belibasakis et al., 2015).

Um biofilme é uma comunidade multicelular na qual microrganismos, predominantemente bactérias, se aderem mutuamente e a uma superfície. Essas células bacterianas no biofilme são circundadas por uma matriz extracelular de sua própria secreção, rica em polissacarídeos, proteínas e ácidos nucleicos. Esta matriz não só confere proteção contra agentes antimicrobianos, mas também favorece a coesão do biofilme, garantindo sua integridade estrutural. Ela desempenha um papel essencial na troca de nutrientes e na comunicação intercelular, garantindo uma resposta coordenada dos microrganismos presentes (Belibasakis et al., 2015). No entanto, a formação de biofilmes sobre implantes pode desencadear processos inflamatórios locais, ameaçando a integridade e o propósito do implante. Portanto, minimizar a aderência bacteriana é crucial para otimizar a eficácia dos dispositivos implantáveis (Belibasakis et al., 2015).

Além disso, a rugosidade da superfície, procurada e obtida através de determinados tratamentos de superfície, é um parâmetro determinante na modulação das reações celulares, no processo de cicatrização dos tecidos e na estabilidade intrínseca do implante. No entanto, é de salientar que as superfícies com um elevado grau de rugosidade podem favorecer a acumulação de placa subgengival até 25 vezes mais do que a observada em superfícies lisas ou mecanicamente maquinadas. Este fenômeno pode, portanto, contribuir para um aumento dos riscos associados a patologias dos tecidos que rodeiam o implante (Halim et al., 2022).

Pesquisas recentes apontam que o zircônio pode ter superioridade, especialmente nas fases iniciais de implantação. Observou-se uma resposta inflamatória reduzida em torno dos pilares de implantes feitos de zircônio quando comparados aos de titânio (Roehling et al., 2019). O titânio, por outro lado, parece ser mais suscetível à colonização bacteriana intensiva (Roehling et al., 2017; Sánchez et al., 2014). Em contraste, o dióxido de zircônio

demonstrou menor tendência à formação de placa bacteriana em comparação ao titânio, atenuando assim os riscos associados à inflamação e infecção (Comisso et al., 2021; Scarano et al., 2004). Esta evidência sugere que o zircônio pode ser uma alternativa superior ao titânio no combate à colonização bacteriana. A notável diminuição na formação de biofilme em implantes de zircônio indica que esse material pode ser mais apropriado para evitar complicações bacterianas associadas a implantes (Hanawa, 2020).

2.6 Complicações peri-implantares

A doença peri-implantar é atualmente uma condição bastante comum. Esta condição é causada principalmente pela acumulação de placa dentária e seus subprodutos, particularmente em indivíduos predispostos. Esta relação direta entre a placa bacteriana e a doença peri-implantar foi claramente estabelecida (Wang et al., 2016). A peri-implantite é uma condição inflamatória que afeta todos os tecidos circundantes. Uma bolsa profunda com hemorragia, supuração e perda óssea acompanha a lesão da mucosa (figura 7) (Wang et al., 2016). É uma das duas condições classificadas como doença peri-implantar (de Avila et al., 2020).

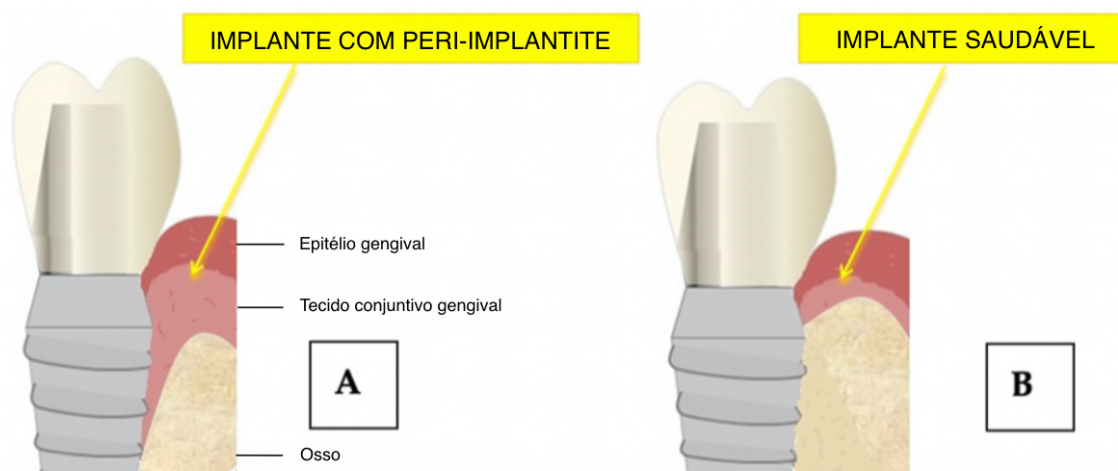


Figura 7. Diferença no contacto ósseo do implante em condições de boa saúde peri-implantar (B) e durante a peri-implantite (A). Adaptado de Inchingolo et al. (2023).

A cavidade oral é um ecossistema complexo, que alberga uma vasta gama de microrganismos que vivem em equilíbrio, mas os desequilíbrios podem conduzir a problemas de saúde. No contexto da peri-implantite, certas bactérias anaeróbias,

semelhantes às responsáveis pela periodontite, assumem o controlo. Vários agentes patogénicos/bactérias, tais como *Porphyromonas gingivalis* (Pg), *Prevotella intermedia* (Pi), *Treponema denticola* (Td), *Tannerella forsythia* (Tf) e *Fusobacterium nucleatum* (Fn), têm sido fortemente associados à peri-implantite (Alves et al., 2022; Hsu et al., 2021). Entre estes microrganismos, a *P. gingivalis* representa a maior percentagem de bactérias envolvidas na formação de biofilme em implantes dentários e é capaz de produzir vários fatores de virulência. Estas bactérias podem produzir toxinas nocivas que atacam diretamente os tecidos ou estimulam uma reação inflamatória (Hsu et al., 2021).

O sistema imunitário é a primeira linha de defesa contra os agentes patogénicos. Na presença de bactérias, como as que causam a peri-implantite, os recetores específicos das células imunitárias (PRRs) reconhecem padrões moleculares associados a patógenos (PAMPs), desencadeando uma resposta imunitária. Esta desencadeia a libertação de citocinas pró-inflamatórias, como a IL-1 β e o TNF- α , que recrutam outras células imunitárias, incluindo neutrófilos que eliminam as bactérias. Os linfócitos T e B também são ativados para combater a infeção. No entanto, uma reação excessiva pode danificar os tecidos saudáveis, agravando a peri-implantite. Daí a importância dos reguladores, como as citocinas anti-inflamatórias e os linfócitos T reguladores, que modulam esta resposta para evitar danos nos tecidos (Alves et al., 2022).

No centro da reabsorção óssea está um equilíbrio delicado entre dois tipos principais de células: os osteoblastos e os osteoclastos. Os osteoblastos são responsáveis pela formação de osso novo, enquanto os osteoclastos decompõem o osso existente, um processo conhecido como reabsorção óssea. Quando os tecidos peri-implantares são infetados por bactérias, é desencadeada uma cascata inflamatória, levando à libertação de várias citocinas pró-inflamatórias, como o TNF- α (fator de necrose tumoral alfa), IL-1 (interleucina-1) e IL-6. Estas citocinas podem estimular a atividade dos osteoclastos, acelerando a taxa de reabsorção óssea. Ao mesmo tempo, podem inibir a atividade dos osteoblastos, reduzindo a formação de osso novo (Alves et al., 2022). Outro aspeto a considerar é o papel do RANKL (ligando do recetor ativador do fator nuclear kappa-B) e do seu antagonista, a OPG (osteoprotegerina). Em condições normais, o RANKL e a OPG trabalham em conjunto para regular a atividade osteoclástica (Ripszky Totan et al., 2022). No entanto, na presença de inflamação crónica, como na peri-implantite, a relação

RANKL/OPG pode ser desequilibrada a favor do RANKL, levando a um aumento da ativação dos osteoclastos (Oliveira et al., 2023).

Este desequilíbrio na dinâmica da remodelação óssea, que favorece a degradação em vez da formação, leva a uma perda óssea progressiva em redor do implante. Se não for tratada, esta perda óssea pode comprometer a estabilidade do implante e, em última análise, levar ao fracasso do implante (Oliveira et al., 2023).

Além disso, o tecido conjuntivo entre os dentes e os implantes é rico em colagénio. No entanto, num ambiente inflamatório, são libertadas enzimas chamadas metaloproteinases da matriz (MMPs). Estas MMPs decompõem o colagénio e outros componentes da matriz extracelular, enfraquecendo a estrutura do tecido que suporta o implante (Atanasova et al., 2023).

Vários fatores podem aumentar o risco de desenvolver peri-implantite. O tabagismo, que reduz a circulação sanguínea nos tecidos, comprometendo a capacidade de cicatrização do organismo ou uma história de doença periodontal, aumenta o risco de desenvolver esta doença (Baseri et al., 2020). A má higiene oral, que permite a acumulação de placa bacteriana e tártaro, proporciona um terreno fértil para as bactérias patogénicas. É essencial registar aos pacientes a importância de um regime de higiene oral rigoroso e de um programa de cuidados periodontais adequado para garantir a longevidade do seu implante (Duan et al., 2023).

Além disso, certas condições sistémicas, como a diabetes, podem enfraquecer a resposta imunitária e aumentar a suscetibilidade à infeção (Baseri et al., 2020). Fatores relacionados com a colocação do implante em si também podem desempenhar um papel no desenvolvimento da peri-implantite. O posicionamento incorreto do implante, por exemplo, pode levar a uma tensão desigual nos tecidos circundantes, encorajando a inflamação. Da mesma forma, a utilização de materiais inadequados pode causar reações alérgicas ou inflamatórias devido à degradação e libertação de partículas, enquanto a força excessiva sobre o implante, devido à sobrecarga oclusal, também pode contribuir para a patologia (Inchingolo et al., 2023).

A prevalência da peri-implantite tem sido relatada como sendo de 85,0%, com uma incidência de 43,9% em cinco anos (Hsu et al., 2021). A incidência de peri-implantite é considerada semelhante, independentemente do material do implante. Não foi observada qualquer diferença significativa entre implantes de titânio e de zircônio (Duan et al., 2023).

A segunda condição agrupada sob o título de doenças peri-implantares é a mucosite peri-implantar. Ao contrário da peri-implantite, que envolve a inflamação dos tecidos moles e a perda óssea em redor do implante, a mucosite peri-implantar caracteriza-se pela inflamação dos tecidos moles em redor de um implante sem perda óssea. É considerada uma fase preliminar que, se não for tratada, pode progredir para peri-implantite (Heitz-Mayfield & Salvi, 2018).

2.6.1 Alergias relacionadas com o titânio

Os materiais metálicos dos implantes de tecidos podem sofrer corrosão em diferentes graus devido ao ambiente eletrolítico em que são inseridos. Este "ambiente eletrolítico" refere-se aos fluidos corporais, como o sangue e a linfa, que contêm eletrólitos (sais, minerais) capazes de conduzir eletricidade. Estes fluidos criam uma atmosfera propícia a reações eletroquímicas, como a corrosão, especialmente quando estão em contacto com metais (Chaturvedi, 2013; Saini et al., 2015)

Esta corrosão pode levar à libertação de partículas ou iões metálicos. Uma vez libertados, estes elementos podem migrar para o interior do corpo, permanecer perto do local de libertação ou ser absorvidos pelos macrófagos (Chaturvedi, 2013).

Para além da corrosão eletroquímica, a presença destas partículas metálicas à volta do implante pode também resultar de desgaste mecânico, como a fricção, ou de uma combinação destes fatores. A manipulação mecânica, como a inserção, a ligação a um pilar ou a remoção de implantes defeituosos, também pode contribuir para esta libertação de partículas (Chaturvedi, 2013).

As consequências desta libertação, nomeadamente a sua distribuição no organismo e o seu destino, estão no centro dos estudos de biocompatibilidade. A toxicidade e os riscos

para a saúde associados a estas partículas suscitam uma preocupação real, nomeadamente nos pacientes com implantes ortopédicos ou dentários, que permanecem no organismo durante muito tempo. Os produtos de corrosão têm um impacto direto sobre a biocompatibilidade e a durabilidade dos implantes (Chaturvedi, 2013).

No que diz respeito às alergias, é essencial avaliar qualquer historial alérgico que o paciente possa ter. Antes da colocação de um implante dentário, recomenda-se a realização de testes de alergia a metais para garantir o correto funcionamento do implante. Sintomas como erupções cutâneas, urticária, comichão, inchaço ou lesões podem indicar uma reação alérgica após a colocação do implante, o que exige um teste de alergia completo (Chaturvedi, 2013).

A região orofacial tem sido associada a alergias dos tipos I, III e IV. Uma das alergias mais comuns encontradas na cavidade oral é a do tipo IV, em que o início das características relacionadas com a alergia pode começar alguns dias a vários anos após o contacto com os alergénios (Chaturvedi, 2013; Goutam et al., 2014).

O titânio pode induzir reações alérgicas do tipo IV de acordo com a classificação das reações de hipersensibilidade (Goutam et al., 2014). Um estudo revelou que, embora rara, a alergia ao titânio pode causar grandes problemas ao paciente, como edema, dor e eczema. Esta alergia pode mesmo levar à perda de um implante (Poli et al., 2021).

Os implantes de titânio contêm vestígios de alergénios como o níquel. A maioria das reações alérgicas observadas podem ser atribuídas a estes contaminantes e não ao próprio titânio (Harloff et al., 2010).

Tendo em conta estas preocupações sobre as alergias ao titânio, é essencial explorar outras alternativas. O zircónio, que é intrinsecamente não metálica e, por conseguinte, resistente à corrosão, e devido às suas propriedades vantajosas, parece ser uma opção viável para as pessoas alérgicas ao titânio (Poli et al., 2021).

2.7 Comparação do Desempenho Clínico e Estético dos Implantes de Titânio e de Zircónio.

2.7.1 Indicadores de Osteointegração

O BIC (Bone-to-Implant Contact) mede a percentagem do implante em contacto direto com o osso, o que é um bom indicador de osteointegração (Cruz et al., 2018). No estudo de (Roehling et al., 2019), dos 31 estudos analisados, apenas 10 encontraram diferenças significativas no BIC entre implantes de titânio e de zircónio. Apesar de, em geral, não haver uma diferença acentuada no BIC entre o titânio e a zircónio, algumas análises mostraram que a zircónio tendia a ter valores BIC ligeiramente mais baixos do que o titânio. Embora a diferença não seja drástica, pode ser significativa em determinadas situações clínicas (Roehling et al., 2019).

Dois outros indicadores-chave são utilizados para avaliar a ancoragem do implante, o RTQ (Removal Torque Quantification) e as medições PI (Push-In). A análise do torque de remoção (RTQ) determina a força de torque necessária para extrair um implante do osso, fornecendo uma indicação do seu nível de osteointegração. Além disso, o teste push-in avalia não só a resistência ao cisalhamento do osso em contacto com a parte axial do implante, mas também a resistência à compressão do osso no ápice do implante, fornecendo uma indicação da robustez da ancoragem do implante (Pieralli et al., 2018).

O zircónio, de acordo com alguns estudos, apresentou valores de RTQ significativamente mais baixos em comparação com o titânio. No entanto, as diferenças entre os dois materiais variam consoante o modelo animal utilizado. Por exemplo, foram registadas diferenças significativas para implantes testados em porcos, mas não em coelhos (Roehling et al., 2019).

2.7.2 Indicadores de Saúde Peri-Implantar

A Perda Óssea Marginal (MBL) refere-se à redução do osso à volta de um implante dentário depois de este ter sido colocado. Esta medida é essencial, uma vez que indica o sucesso e a durabilidade de um implante ao longo do tempo. Quanto maior for a MBL, maior é a probabilidade de o implante não durar a longo prazo (Duan et al., 2023; Fernandes et al., 2022).

Vários estudos analisaram a perda óssea marginal (MBL) associada a diferentes tipos de implantes dentários com períodos de acompanhamento que variaram entre 12 e 80 meses.

Os resultados sugerem que a MBL dos implantes de titânio e zircónio é semelhante. No entanto, podem ser necessários mais estudos com períodos de acompanhamento mais longos para verificar estes resultados (Fernandes et al., 2022).

Duan et al., (2023), ao analisar os diferentes estudos MBL, constatou que a maioria dos estudos incluídos na análise, não identificou qualquer distinção significativa entre implantes de zircónio e titânio.

Um meio essencial de avaliar a resposta dos tecidos moles ao implante é a hemorragia à sondagem (BoP: bleeding on probing) e a profundidade de sondagem (PD : probing depth). O BoP refere-se à hemorragia que ocorre quando a gengiva à volta do implante é sondada suavemente. Uma hemorragia excessiva pode indicar inflamação ou infeção, potenciais precursores de problemas mais graves, como a peri-implantite. A PD mede a profundidade da bolsa entre a gengiva e o implante. Uma profundidade excessiva também pode indicar potenciais problemas (Roehling et al., 2019).

Na revisão sistemática de Fernandes et al., (2022), não houve diferença significativa na hemorragia à sondagem entre implantes de titânio e zircónio. No entanto, este resultado pode dever-se ao pequeno número de implantes examinados. Para além disso, concluiu-se que a profundidade de sondagem era semelhante para ambos os tipos de implantes.

Apesar das diferenças inerentes entre o titânio e o zircónio como materiais, os implantes de zircónio mostraram uma integração dos tecidos moles semelhante à observada com os implantes de titânio. Isto sugere que, de uma perspetiva de tecido mole, os implantes de zircónio podem ser tão biocompatíveis como os seus homólogos de titânio (Roehling et al., 2019).

Duan et al., (2023), também acrescentaram que a profundidade da bolsa à volta do implante era semelhante para implantes de titânio e zircónio em condições normais e laboratoriais. Em algumas situações com biótipos gengivais específicos, o zircónio pode ser preferível ao titânio devido à sua menor adesão às bactérias, o que reduz a formação de placa e a inflamação.

Foi observado que os implantes de zircônio têm geralmente uma profundidade de sondagem mais rasa, uma melhor relação coroa/gengiva e uma altura de papila mais elevada do que os implantes de titânio (Comisso et al., 2021).

2.7.3 Indicadores estéticos

Para avaliar objetivamente a estética dos implantes, é habitualmente utilizada a Pontuação Estética Rosa e Branca (PES: pink esthetic score e WES: white esthetic score). O PES avalia a estética do tecido mole (ou "rosa") à volta do implante, enquanto o WES avalia o aspeto da própria coroa do implante (ou a parte "branca"). Estas pontuações permitem aos clínicos quantificar a aparência dos implantes, comparar resultados entre diferentes tipos de implantes e efetuar modificações para melhorar os resultados estéticos futuros. Para estes índices, as pontuações mais elevadas são melhores. Os valores aceitáveis para cada um destes índices começam com uma pontuação de 6. Se as duas pontuações (ou seja, PES e WES) forem combinadas, a soma deve ser superior a 12 para ser considerada aceitável (Comisso et al., 2021).

De acordo com vários estudos, os implantes de titânio tendem a ter pontuações PES e WES mais baixas do que outros materiais. Isto sugere que podem não ser tão vantajosos do ponto de vista estético em algumas situações (Comisso et al., 2021).

Além disso, para os implantes de zircônio, os estudos mostram que o White Esthetic Score (WES) varia geralmente entre 6,9 e 8,2. Estas pontuações elevadas para o zircônio sublinham o potencial estético deste material em comparação com o titânio. A sua cor branca natural torna-os menos visíveis através das gengivas, ao contrário dos implantes de titânio, que podem por vezes mostrar uma tonalidade metálica através de gengivas finas. Esta propriedade é particularmente benéfica em áreas onde as gengivas são finas ou translúcidas, garantindo uma aparência mais natural (Comisso et al., 2021).

2.7.4 Taxas de Sobrevivência dos Implantes: Ti vs Zr

Os implantes de titânio são, desde há muito, a referência para os implantes dentários. Ao longo de um período impressionante de 10 anos, o seu desempenho mantém-se robusto, com uma taxa de sobrevivência superior a 95%. Mesmo em períodos mais curtos, a sua

eficácia é clara, atingindo entre 95,8% e 100% no primeiro ano e 97,3% ao fim de três anos. No entanto, alguns estudos têm levantado preocupações, mostrando taxas de sobrevivência reduzidas após períodos mais longos, como 92,6% após cinco anos (Fernandes et al., 2022).

A crescente popularidade do dióxido de zircónio na implantologia dentária deve-se em grande parte às suas qualidades estéticas. No entanto, apesar de uma taxa de sobrevivência inicial promissora de 92% no primeiro ano, o zircónio tem taxas de sobrevivência a longo prazo ligeiramente inferiores às do titânio, atingindo um mínimo de 77,3% após sete anos (Fernandes et al., 2022).

Estudos demonstraram elevadas taxas de sobrevivência para pilares de zircónio utilizados com coroas unitárias anteriores e pré-molares. (Comisso et al., 2021).

Num estudo comparativo, o zircónio mostrou uma taxa de sobrevivência de 5 anos favorável em comparação com o titânio (Kajiwara et al., 2015).

No entanto, apesar dos seus pontos fortes, o zircónio tem os seus inconvenientes, nomeadamente uma suscetibilidade à degradação a baixas temperaturas e uma menor resistência à fratura do que o titânio (Thu et al., 2023). A estabilidade primária e a distribuição dos contactos oclusais foram identificadas como fatores-chave no sucesso dos implantes de zircónia (Comisso et al., 2021).

Embora, a curto prazo, o zircónio pareça rivalizar com o titânio convencional em termos de sobrevivência e taxas de sucesso, é necessária mais investigação para validar estes resultados iniciais e para compreender melhor o desempenho a longo prazo do zircónio (Comisso et al., 2021).

2.8 Escolhas Protéticas e Aplicações Clínicas

De acordo com Sailer et al. (2022), as escolhas e aplicações dos implantes dentários são vastas. No que diz respeito aos implantes dentários e às escolhas protéticas, os dentes em falta podem ser substituídos de duas formas principais: por próteses dentárias suportadas por implantes fixos ou por próteses dentárias removíveis suportadas por implantes. A decisão entre estas duas opções é frequentemente influenciada por uma série de fatores,

incluindo considerações anatômicas, estéticas e econômicas, bem como os desejos do paciente.

Quando se trata de preencher lacunas dentárias individuais, as próteses fixas suportadas por implantes são geralmente preferidas. No entanto, para pacientes totalmente desdentados, a escolha entre próteses fixas e removíveis pode ser complexa e depende frequentemente da complexidade dos procedimentos cirúrgicos necessários. Em casos de perda óssea significativa, as próteses removíveis implanto-suportadas, muitas vezes referidas como sobre dentaduras, podem ser opções menos invasivas a considerar. A escolha do tipo de prótese, dos componentes e dos materiais dos implantes é crucial para o sucesso global do tratamento (Sailer et al., 2022).

No que diz respeito a complicações e soluções alternativas, a fratura dos pilares cerâmicos é rara, mas é mais provável que ocorra na ligação entre o implante e o pilar. No entanto, estes pilares cerâmicos são recomendados por razões estéticas, nomeadamente nas regiões anteriores da boca. Face a estes desafios, os pilares de zircónio suportados por uma base de titânio, uma solução híbrida, podem revelar-se uma alternativa eficaz (Sailer et al., 2022).

Foi identificado um aumento da perda óssea e das taxas de fratura em sobre-dentaduras com implantes de zircónio. A pressão oclusal necessária para sobre-dentaduras é potencialmente maior do que para coroas unitárias. Além disso, os implantes de zircónio tendem a ser menos resistentes do ponto de vista mecânico. Conforme um estudo, os pacientes valorizam mais a estética relacionada à tonalidade dos dentes e das margens das próteses que se assemelham ao tecido gengival em comparação com a dos implantes. Portanto, embora as sobredentaduras com implantes de zircónio apresentem desafios, elas não trazem benefícios claros. Assim, geralmente não são recomendadas para uso clínico, exceto em situações onde há alergia ao titânio (Duan et al., 2023).

A comparação entre implantes de zircónio e de titânio também é instrutiva. Os implantes de zircónio oferecem a vantagem de uma aparência natural e são esteticamente promissores. No entanto, são menos resistentes e não são recomendados para a região molar. A sua principal aplicação é, portanto, em áreas estéticas. Por outro lado, os implantes de titânio são conhecidos pela sua excelente resistência, o que os torna interessantes para implantes dentários em áreas posteriores (Duan et al., 2023).

Em termos de biocompatibilidade e osteogenicidade, o zircónio é valorizado pela sua capacidade de impedir a adesão bacteriana (Hanawa, 2020). Além disso, estudos como o de Chopra et al. demonstraram a biocompatibilidade dos implantes à base de zircónio. No entanto, certas condições médicas podem comprometer a osteointegração destes implantes (Chopra et al., 2022). Os implantes de ZrO₂ parecem reduzir o risco de doença inflamatória crónica peri-implantar. São particularmente favoráveis para pacientes diabéticos e imunodeficientes (Chopra et al., 2022). A escolha do tipo ideal de prótese, incluindo componentes e materiais de implante adequados, é importante para o sucesso a longo prazo do tratamento clínico (Sailer et al., 2022). É necessário ter em conta vários fatores ao escolher a geometria ideal do implante, incluindo fatores locais, como a condição do osso e dos tecidos moles no local do implante, e fatores sistémicos e específicos do doente, como a osteoporose, a diabetes ou doenças autoimunes. Estes fatores podem afetar o sucesso do procedimento de implantação e a estabilidade a longo prazo de um implante. Ao ter em conta estes fatores, o cirurgião pode assegurar o maior sucesso terapêutico possível e minimizar o risco de fracasso do implante (Heimes et al., 2023).

Quando se trata de pilares de implantes, o zircónio pode ser preferido pela sua capacidade de imitar a estética natural, particularmente na região anterior. Ele proporciona uma vedação muito boa à mucosa, gera menos reações inflamatórias e, graças às suas propriedades antimicrobianas, o zircónio limita a adesão de bactérias, reduzindo assim o risco de peri-implantite. É, por conseguinte, uma escolha judiciosa para a conceção de pilares de implantes (Tang et al., 2023).

3 CONCLUSÃO

Na implantologia oral, o zircónio está a emergir como uma potencial alternativa ao titânio tradicionalmente utilizado. Esteticamente, oferece uma grande vantagem: a sua cor branca dá uma aparência natural, particularmente na presença de um periodonto fino. Assim, ao contrário do titânio, elimina o risco de uma borda acinzentada no bordo da gengiva, um pormenor que pode ser esteticamente embaraçoso para alguns pacientes, especialmente aqueles com um sorriso gengival.

No que diz respeito à biocompatibilidade, embora o titânio seja amplamente aceite como sendo seguro, não está isento de problemas. Algumas pessoas podem ser sensíveis ou alérgicas a este material. Nestas situações, o zircónio é uma opção atrativa. Outro ponto a favor do zircónio são as suas propriedades bacteriostáticas. Estas propriedades sugerem que poderia reduzir a adesão bacteriana à sua superfície, reduzindo assim o risco de peri-implantite, uma inflamação potencialmente problemática à volta do implante.

No entanto, a zircónio não está isenta de preocupações. Uma das mais importantes é a sua resistência mecânica. Embora inerentemente robusta, a durabilidade a longo prazo do zircónio pode ser testada, especialmente em áreas sujeitas a elevada pressão mastigatória. É possível que os implantes de zircónio se fracturem, particularmente nas áreas posteriores da boca. Da mesma forma, a integração óssea é essencial para o sucesso de um implante e a textura da superfície desempenha um papel decisivo na osteointegração, por vezes mais do que a natureza do próprio material. Embora o titânio seja excelente na osteointegração sem tratamento prévio, o zircónio tem um desempenho tão bom como o titânio quando devidamente tratada. Enquanto o titânio é reconhecido há muito tempo pela sua capacidade de se integrar solidamente no osso, o zircónio, apesar do seu potencial, necessita de mais estudos para confirmar a sua fiabilidade nesta área.

Finalmente, do ponto de vista económico, é de notar que o custo dos implantes de zircónio pode ser superior ao dos implantes de titânio, um fator a ter em conta na escolha do material.

Com o rápido desenvolvimento da tecnologia dos biomateriais, o potencial de inovação é promissor. Podemos esperar o aparecimento de uma nova geração de zircónio, enriquecido ou combinado com outros elementos ou materiais, para aumentar a sua

durabilidade sem comprometer as suas vantagens iniciais. Poderiam, por exemplo, ser estudados nanocompósitos ou ligas com metais específicos para criar um material otimizado. Esta inovação exigiria uma colaboração estreita entre investigadores de biomateriais, engenheiros e clínicos para garantir a funcionalidade, a segurança e a eficácia do material renovado.

4 BIBLIOGRAFIA

- Abraham, C. M. (2014). A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *The Open Dentistry Journal*, 8, 50-55. <https://doi.org/10.2174/1874210601408010050>
- Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2019). On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 21 Suppl 1, 4-7. <https://doi.org/10.1111/cid.12742>
- Al-Johany, S. S., Al Amri, M. D., Alsaeed, S., & Alalola, B. (2017). Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *Journal of Prosthodontics*, 26(3), 252-260. <https://doi.org/10.1111/jopr.12517>
- Alves, C. H., Russi, K. L., Rocha, N. C., Bastos, F., Darrieux, M., Parisotto, T. M., & Girardello, R. (2022). Host-microbiome interactions regarding peri-implantitis and dental implant loss. *Journal of Translational Medicine*, 20(1), 425. <https://doi.org/10.1186/s12967-022-03636-9>
- Assal, P. A. (2013). The osseointegration of zirconia dental implants. *Schweizer Monatsschrift Fur Zahnmedizin = Revue Mensuelle Suisse D'odonto-Stomatologie = Rivista Mensile Svizzera Di Odontologia E Stomatologia*, 123(7-8), 644-654.
- Atanasova, T., Stankova, T., Bivolarska, A., & Vlaykova, T. (2023). Matrix Metalloproteinases in Oral Health-Special Attention on MMP-8. *Biomedicines*, 11(6), 1514. <https://doi.org/10.3390/biomedicines11061514>
- Baseri, M., Radmand, F., Hamed, R., Yousefi, M., & Kafil, H. S. (2020). Immunological Aspects of Dental Implant Rejection. *BioMed Research International*, 2020, 7279509. <https://doi.org/10.1155/2020/7279509>
- Belibasakis, G. N., Charalampakis, G., Bostanci, N., & Stadlinger, B. (2015). Peri-Implant Infections of Oral Biofilm Etiology. In G. Donelli (Éd.), *Biofilm-based Healthcare-associated Infections* (Vol. 830, p. 69-84). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-11038-7_4
- Bethke, A., Pieralli, S., Kohal, R.-J., Burkhardt, F., von Stein-Lausnitz, M., Vach, K., & Spies, B. C. (2020). Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Materials (Basel, Switzerland)*, 13(3), 562. <https://doi.org/10.3390/ma13030562>
- Bosshardt, D. D., Chappuis, V., & Buser, D. (2017). Osseointegration of titanium, titanium alloy

- and zirconia dental implants : Current knowledge and open questions. *Periodontology* 2000, 73(1), 22-40. <https://doi.org/10.1111/prd.12179>
- Buser, D., Janner, S. F. M., Wittneben, J.-G., Brägger, U., Ramseier, C. A., & Salvi, G. E. (2012). 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface : A retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(6), 839-851. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2012.00456.x>
- Buser, D., Mericske-Stern, R., Dula, K., & Lang, N. P. (1999). Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants. *Advances in Dental Research*, 13, 153-161. <https://doi.org/10.1177/08959374990130010501>
- Buser, D., Schenk, R. K., Steinemann, S., Fiorellini, J. P., Fox, C. H., & Stich, H. (1991). Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *Journal of Biomedical Materials Research*, 25(7), 889-902. <https://doi.org/10.1002/jbm.820250708>
- Chaturvedi, T. (2013). Allergy related to dental implant and its clinical significance. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 5, 57-61. <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S35170>
- Chee, W., & Jivraj, S. (2006). Screw versus cemented implant supported restorations. *British Dental Journal*, 201(8), Article 8. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4814157>
- 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*, 122(1), 14-21.e2. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.003>
- Chopra, D., Jayasree, A., Guo, T., Gulati, K., & Ivanovski, S. (2022). Advancing dental implants : Bioactive and therapeutic modifications of zirconia. *Bioactive Materials*, 13, 161-178. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2021.10.010>
- Cionca, N., Hashim, D., & Mombelli, A. (2017). Zirconia dental implants : Where are we now, and where are we heading? *Periodontology* 2000, 73(1), 241-258. <https://doi.org/10.1111/prd.12180>
- Cochran, D. L., Hermann, J. S., Schenk, R. K., Higginbottom, F. L., & Buser, D. (1997). Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *Journal of Periodontology*, 68(2), 186-198. <https://doi.org/10.1902/jop.1997.68.2.186>
- Comisso, I., Arias-Herrera, S., & Gupta, S. (2021). Zirconium dioxide implants as an alternative to titanium : A systematic review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 13(5), e511-e519. <https://doi.org/10.4317/jced.58063>

- Cruz, R. S., Lemos, C. A. A., Oliveira, H. F. F., de Souza Batista, V. E., Pellizzer, E. P., & Verri, F. R. (2018). Comparison of the Use of Titanium–Zirconium Alloy and Titanium Alloy in Dental Implants : A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Oral Implantology*, 44(4), 305-312. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-17-00233>
- de Avila, E. D., van Oirschot, B. A., & van den Beucken, J. J. J. P. (2020). Biomaterial-based possibilities for managing peri-implantitis. *Journal of Periodontal Research*, 55(2), 165-173. <https://doi.org/10.1111/jre.12707>
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 24(3), 299-307. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.007>
- Drogou, H. (2017). Les couronnes piliers hybrides transvissées sur implant : Protocole rigoureux de collage des embases titane. *Actualités Odonto-Stomatologiques*, 283, Article 283. <https://doi.org/10.1051/aos/2017033>
- Duan, C., Ye, L., Zhang, M., Yang, L., Li, C., Pan, J., Wu, Y., & Cao, Y. (2023). Clinical performance of zirconium implants compared to titanium implants : A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *PeerJ*, 11, e15010. <https://doi.org/10.7717/peerj.15010>
- Fernandes, P. R. E., Otero, A. I. P., Fernandes, J. C. H., Nassani, L. M., Castilho, R. M., & de Oliveira Fernandes, G. V. (2022). Clinical Performance Comparing Titanium and Titanium–Zirconium or Zirconia Dental Implants : A Systematic Review of Randomized Controlled Trials. *Dentistry Journal*, 10(5), 83. <https://doi.org/10.3390/dj10050083>
- Flanagan, D. (2017). Bite force and dental implant treatment : A short review. *Medical Devices (Auckland, N.Z.)*, 10, 141-148. <https://doi.org/10.2147/MDER.S130314>
- Fuh, L.-J., Hsu, J.-T., Huang, H.-L., Chen, M. Y. C., & Shen, Y.-W. (2013). Biomechanical investigation of thread designs and interface conditions of zirconia and titanium dental implants with bone : Three-dimensional numeric analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(2), e64-71. <https://doi.org/10.11607/jomi.2131>
- Goutam, M., Giriya pura, C., Mishra, S. K., & Gupta, S. (2014). Titanium Allergy : A Literature Review. *Indian Journal of Dermatology*, 59(6), 630. <https://doi.org/10.4103/0019-5154.143526>
- Guess, P. C., Att, W., & Strub, J. R. (2012). Zirconia in Fixed Implant Prosthodontics. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(5), 633-645. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2010.00317.x>
- Gupta, R., Gupta, N., & Weber, D. D. S. (2023). Dental Implants. In *StatPearls*. StatPearls

Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470448/>

- Halim, F. C., Pesce, P., De Angelis, N., Benedicenti, S., & Menini, M. (2022). Comparison of the Clinical Outcomes of Titanium and Zirconia Implant Abutments : A Systematic Review of Systematic Reviews. *Journal of Clinical Medicine*, 11(17), 5052. <https://doi.org/10.3390/jcm11175052>
- Hanawa, T. (2020). Zirconia versus titanium in dentistry : A review. *Dental Materials Journal*, 39(1), 24-36. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-172>
- Harloff, T., Höhle, W., Holzwarth, U., Bader, R., Thomas, P., & Schuh, A. (2010). Titanium allergy or not? « Impurity » of titanium implant materials. *Health*, 2(4), Article 4. <https://doi.org/10.4236/health.2010.24045>
- Haro Adánez, M., Nishihara, H., & Att, W. (2018). A systematic review and meta-analysis on the clinical outcome of zirconia implant–restoration complex. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(4), 397-406. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.04.007>
- Haubenreich, J. E., Robinson, F. G., West, K. P., & Frazer, R. Q. (2005). Did we push dental ceramics too far? A brief history of ceramic dental implants. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 15(6), 617-628. <https://doi.org/10.1615/jlongtermeffmedimplants.v15.i6.50>
- Heimes, D., Becker, P., Pabst, A., Smeets, R., Kraus, A., Hartmann, A., Sagheb, K., & Kämmerer, P. W. (2023). How does dental implant macrogeometry affect primary implant stability? A narrative review. *International Journal of Implant Dentistry*, 9(1), 20. <https://doi.org/10.1186/s40729-023-00485-z>
- Heitz-Mayfield, L. J. A., & Salvi, G. E. (2018). Peri-implant mucositis. *Journal of Clinical Periodontology*, 45 Suppl 20, S237-S245. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12953>
- Hermann, J. S., Cochran, D. L., Hermann, J. S., Buser, D., Schenk, R. K., & Schoolfield, J. D. (2001). Biologic Width around one- and two-piece titanium implants. *Clinical Oral Implants Research*, 12(6), 559-571. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.120603.x>
- Hoque, M. E., Showva, N.-N., Ahmed, M., Rashid, A. B., Sadique, S. E., El-Bialy, T., & Xu, H. (2022). Titanium and titanium alloys in dentistry : Current trends, recent developments, and future prospects. *Heliyon*, 8(11), e11300. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e11300>
- Hsu, S.-M., Fares, C., Xia, X., Rasel, M. A. J., Ketter, J., Afonso Camargo, S. E., Haque, M. A., Ren, F., & Esquivel-Upshaw, J. F. (2021). In Vitro Corrosion of SiC-Coated Anodized Ti Nano-Tubular Surfaces. *Journal of Functional Biomaterials*, 12(3), Article 3. <https://doi.org/10.3390/jfb12030052>

- Inchingolo, A. M., Malcangi, G., Ferrante, L., Del Vecchio, G., Viapiano, F., Inchingolo, A. D., Mancini, A., Annicchiarico, C., Inchingolo, F., Dipalma, G., Minetti, E., Palermo, A., & Patano, A. (2023). Surface Coatings of Dental Implants : A Review. *Journal of Functional Biomaterials*, 14(5), 287. <https://doi.org/10.3390/jfb14050287>
- Insua, A., Monje, A., Wang, H., & Miron, R. J. (2017). Basis of bone metabolism around dental implants during osseointegration and peri-implant bone loss. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 105(7), 2075-2089. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.36060>
- Jorge, J. R. P., Barão, V. A., Delben, J. A., Faverani, L. P., Queiroz, T. P., & Assunção, W. G. (2013). Titanium in Dentistry : Historical Development, State of the Art and Future Perspectives. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(2), 71-77. <https://doi.org/10.1007/s13191-012-0190-1>
- Kajiwara, N., Masaki, C., Mukaibo, T., Kondo, Y., Nakamoto, T., & Hosokawa, R. (2015). Soft Tissue Biological Response to Zirconia and Metal Implant Abutments Compared With Natural Tooth : Microcirculation Monitoring as a Novel Bioindicator. *Implant Dentistry*, 24(1), 37. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000167>
- Kohal, R.-J., Att, W., Bächle, M., & Butz, F. (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology* 2000, 47(1), 224-243. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.2007.00243.x>
- Kohal, R.-J., Wolkewitz, M., & Mueller, C. (2010). Alumina-reinforced zirconia implants : Survival rate and fracture strength in a masticatory simulation trial. *Clinical Oral Implants Research*, 21(12), 1345-1352. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.01954.x>
- Koka, S., & Zarb, G. (2012). On osseointegration : The healing adaptation principle in the context of osseosufficiency, osseoseparation, and dental implant failure. *The International Journal of Prosthodontics*, 25(1), 48-52.
- Lee, A., Okayasu, K., & Wang, H.-L. (2010). Screw- Versus Cement-Retained Implant Restorations : Current Concepts. *Implant Dentistry*, 19(1), 8. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3181bb9033>
- Limírio, J. P. J. de O., Lemos, C. A. A., Gomes, J. M. de L., Minatel, L., Rezende, M. C. R. A., & Pellizzer, E. P. (2020). A clinical comparison of 1-piece versus 2-piece implants : A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(4), 439-445. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.08.002>
- Mavrogenis, A. F., Dimitriou, R., Parvizi, J., & Babis, G. C. (2009). Biology of implant osseointegration. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 9(2), 61-71.

- Mishra, S. K., & Chowdhary, R. (2020). Evolution of dental implants through the work of per-ingvar branemark : A systematic review. *Indian Journal of Dental Research: Official Publication of Indian Society for Dental Research*, 31(6), 930-956. https://doi.org/10.4103/ijdr.IJDR_587_18
- Nakagawa, M., Matsuya, S., Shiraishi, T., & Ohta, M. (1999). Effect of Fluoride Concentration and pH on Corrosion Behavior of Titanium for Dental Use. *Journal of Dental Research*, 78(9), 1568-1572. <https://doi.org/10.1177/00220345990780091201>
- Nakano, R., Homma, S., Takanashi, T., Hirano, T., Furuya, Y., & Yajima, Y. (2021). Influence of eccentric cyclic loading on implant components : Comparison between titanium and zirconia abutments. *Dental Materials Journal*, 40(1), 235-244. <https://doi.org/10.4012/dmj.2020-030>
- Nam, R.-K., Lee, S. J., Park, E.-J., Kwon, H.-B., & Yoon, H.-I. (2018). Three-Dimensional Deformation and Wear of Internal Implant-Abutment Connection : A Comparative Biomechanical Study Using Titanium and Zirconia. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(6), 1279-1286. <https://doi.org/10.11607/jomi.6349>
- Oliveira, J. A., de Oliveira Alves, R., Nascimento, I. M., Hidalgo, M. A. R., Scarel-Caminaga, R. M., & Cristina Pigossi, S. (2023). Pro- and anti-inflammatory cytokines and osteoclastogenesis-related factors in peri-implant diseases : Systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health*, 23(1), 420. <https://doi.org/10.1186/s12903-023-03072-1>
- Ottria, L., Lauritano, D., Andreasi Bassi, M., Palmieri, A., Candotto, V., Tagliabue, A., & Tettamanti, L. (2018). Mechanical, chemical and biological aspects of titanium and titanium alloys in implant dentistry. *Journal of Biological Regulators and Homeostatic Agents*, 32(2 Suppl. 1), 81-90.
- Pieralli, S., Kohal, R.-J., Lopez Hernandez, E., Doerken, S., & Spies, B. C. (2018). Osseointegration of zirconia dental implants in animal investigations : A systematic review and meta-analysis. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 34(2), 171-182. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.10.008>
- Poli, P. P., de Miranda, F. V., Polo, T. O. B., Santiago Júnior, J. F., Lima Neto, T. J., Rios, B. R., Assunção, W. G., Ervolino, E., Maiorana, C., & Faverani, L. P. (2021). Titanium Allergy Caused by Dental Implants : A Systematic Literature Review and Case Report. *Materials (Basel, Switzerland)*, 14(18), 5239. <https://doi.org/10.3390/ma14185239>
- Prasad, S., Ehrensberger, M., Gibson, M. P., Kim, H., & Monaco, E. A. (2015). Biomaterial properties of titanium in dentistry. *Journal of Oral Biosciences*, 57(4), 192-199. <https://doi.org/10.1016/j.job.2015.08.001>

- Rausch, M. A., Shokoohi-Tabrizi, H., Wehner, C., Pippenger, B. E., Wagner, R. S., Ulm, C., Moritz, A., Chen, J., & Andrukhov, O. (2021). Impact of Implant Surface Material and Microscale Roughness on the Initial Attachment and Proliferation of Primary Human Gingival Fibroblasts. *Biology*, 10(5), 356. <https://doi.org/10.3390/biology10050356>
- Ripszky Totan, A., Imre, M. M., Parvu, S., Meghea, D., Radulescu, R., Enasescu, D. S. A., Moisa, M. R., & Pituru, S. M. (2022). Autophagy Plays Multiple Roles in the Soft-Tissue Healing and Osseointegration in Dental Implant Surgery-A Narrative Review. *Materials (Basel, Switzerland)*, 15(17), 6041. <https://doi.org/10.3390/ma15176041>
- Roehling, S., Astasov-Frauenhoffer, M., Hauser-Gerspach, I., Braissant, O., Woelfler, H., Walimo, T., Kniha, H., & Gahlert, M. (2017). In Vitro Biofilm Formation on Titanium and Zirconia Implant Surfaces. *Journal of Periodontology*, 88(3), 298-307. <https://doi.org/10.1902/jop.2016.160245>
- 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. <https://doi.org/10.1111/clr.13425>
- Roulet, J.-F., Sinforeti, M. A. C., Pontes, S., & Rocha, M. G. (2022). Two-body wear resistance and fatigue survival of new Y-TZP and ATZ ceramics made with a new slip-casting method. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 136, 105535. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105535>
- Sailer, I., Karasan, D., Todorovic, A., Ligoutsikou, M., & Pjetursson, B. E. (2022). Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontology 2000*, 88(1), 130-144. <https://doi.org/10.1111/prd.12416>
- Saini, M., Singh, Y., Arora, P., Arora, V., & Jain, K. (2015). Implant biomaterials : A comprehensive review. *World Journal of Clinical Cases : WJCC*, 3(1), 52-57. <https://doi.org/10.12998/wjcc.v3.i1.52>
- Sánchez, M. C., Llama-Palacios, A., Fernández, E., Figuero, E., Marín, M. J., León, R., Blanc, V., Herrera, D., & Sanz, M. (2014). An in vitro biofilm model associated to dental implants : Structural and quantitative analysis of in vitro biofilm formation on different dental implant surfaces. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 30(10), 1161-1171. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.07.008>
- Scarano, A., Piattelli, M., Caputi, S., Favero, G. A., & Piattelli, A. (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks : An in vivo human study. *Journal of Periodontology*, 75(2), 292-296. <https://doi.org/10.1902/jop.2004.75.2.292>
- Sharma, A., Waddell, J. N., Li, K. C., A Sharma, L., Prior, D. J., & Duncan, W. J. (2021). Is

- titanium–zirconium alloy a better alternative to pure titanium for oral implant? Composition, mechanical properties, and microstructure analysis. *The Saudi Dental Journal*, 33(7), 546-553. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2020.08.009>
- Sivaraman, K., Chopra, A., Narayan, A. I., & Balakrishnan, D. (2018). Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(2), 121-133. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.07.003>
- Solheim, E. (1998). Osteoinduction by demineralised bone. *International Orthopaedics*, 22(5), 335-342. <https://doi.org/10.1007/s002640050273>
- Souza, J. C. M., Henriques, M., Teughels, W., Ponthiaux, P., Celis, J.-P., & Rocha, L. A. (2015). Wear and Corrosion Interactions on Titanium in Oral Environment : Literature Review. *Journal of Bio- and Tribo-Corrosion*, 1(2), 13. <https://doi.org/10.1007/s40735-015-0013-0>
- Tang, K., Luo, M.-L., Zhou, W., Niu, L.-N., Chen, J.-H., & Wang, F. (2023). The integration of peri-implant soft tissues around zirconia abutments : Challenges and strategies. *Bioactive Materials*, 27, 348-361. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2023.04.009>
- Tavelli, L., Barootchi, S., Avila-Ortiz, G., Urban, I. A., Giannobile, W. V., & Wang, H.-L. (2021). Peri-implant soft tissue phenotype modification and its impact on peri-implant health : A systematic review and network meta-analysis. *Journal of Periodontology*, 92(1), 21-44. <https://doi.org/10.1002/JPER.19-0716>
- Thu, M. K., Kang, Y. S., Kwak, J. M., Jo, Y.-H., Han, J.-S., & Yeo, I.-S. L. (2023). Comparison between bone-implant interfaces of microtopographically modified zirconia and titanium implants. *Scientific Reports*, 13(1), 11142. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-38432-y>
- Tsubakino, H. (2005). Isothermal Tetragonal-to-Monoclinic Phase Transformation in a Zirconia–Yttria System. *Materials Transactions*, 46(7), 1443-1451. <https://doi.org/10.2320/matertrans.46.1443>
- van Brakel, R., Meijer, G. J., Verhoeven, J. W., Jansen, J., de Putter, C., & Cune, M. S. (2012). Soft tissue response to zirconia and titanium implant abutments : An in vivo within-subject comparison. *Journal of Clinical Periodontology*, 39(10), 995-1001. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2012.01931.x>
- Vinhas, A. S., Aroso, C., Salazar, F., López-Jarana, P., Ríos-Santos, J. V., & Herrero-Climent, M. (2020). Review of the Mechanical Behavior of Different Implant–Abutment Connections. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(22), 8685. <https://doi.org/10.3390/ijerph17228685>
- W. Nicholson, J. (2020). Titanium Alloys for Dental Implants : A Review. *Prosthesis*, 2(2),

Article 2. <https://doi.org/10.3390/prosthesis2020011>

Wang, Y., Zhang, Y., & Miron, R. J. (2016). Health, Maintenance, and Recovery of Soft Tissues around Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(3), 618-634. <https://doi.org/10.1111/cid.12343>

Yoshinari, M. (2020). Future prospects of zirconia for oral implants—A review. *Dental Materials Journal*, 39(1), 37-45. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-151>

Zetterqvist, L., Anneroth, G., Nordenram, Å., & Wroblewski, R. (1995). X-ray microanalytical and morphological observations of the interface region between ceramic implant and bone. *Clinical Oral Implants Research*, 6(2), 104-113. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1995.060206.x>