



EGAS MONIZ SCHOOL
of HEALTH & SCIENCE

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO
EGAS MONIZ

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**IMPLANTES CERÂMICOS VERSUS IMPLANTES DE
TITÂNIO: UMA REVISÃO COMPARATIVA**

Trabalho submetido por
Carlota Serrador Amado Mendes Pereira para a
obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

novembro de 2023



EGAS MONIZ SCHOOL
of HEALTH & SCIENCE

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO
EGAS MONIZ

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**IMPLANTES CERÂMICOS VERSUS IMPLANTES DE
TITÂNIO: UMA REVISÃO COMPARATIVA**

Trabalho submetido por
Carlota Serrador Amado Mendes Pereira para a
obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Eugénio Miguel de Melo Azemel Zeferino Pereira

Agradecimentos

Ao meu Orientador, o Prof. Doutor Eugénio Miguel de Melo Azemel Zeferino Pereira, por me ter aceite como sua orientada e por me ter me ter apoiado e guiado ao longo deste projeto.

Aos meus Pais e família por terem sido os meus pilares desde sempre e por serem os meus maiores apoiantes. Sem vocês nenhuma das minhas conquistas tinham valor.

Às minhas amigas Patrícia, Mariana, Bárbara e Daniela por serem como família para mim, me aguentarem no meu pior e por saberem sempre o que dizer.

Às minhas colegas Bárbara, Catarina e Rita por toda a vossa disponibilidade, carinho e paciência.

E por fim, às minhas irmãs Carolina e Constança que são a minha maior fonte de inspiração, ânimo e de ajuda. Espero que lutem pelos vossos sonhos da mesma forma como lutam pelos meus.

Resumo

Atualmente, tanto os pacientes como médicos dentistas procuram cada vez mais uma reabilitação oral através da utilização de implantes dentários devido à sua segurança, previsibilidade e longevidade. Estes demonstram ser excelentes substitutos dos dentes perdidos e restituintes da função fonética e estética. Propriedades físicas e químicas dos implantes como o seu desenho, estrutura, composição e características da superfície, vão interferir com o seu prognóstico e resultados clínicos.

A terapia adequada com implantes depende do processo da osteointegração e dos fatores que a influenciam como: as características da superfície do implante; micro e macroestrutura; qualidade e quantidade óssea e condições locais e sistêmicas do paciente. Um maior conhecimento sobre os fenómenos da osteointegração e sobre os seus mecanismos celulares e moleculares, conduz a um aumento dos níveis de sucesso.

A escolha do biomaterial é essencial para a determinação da longevidade e sucesso do implante dentário. O material de eleição deverá possuir certas qualidades como elevada biocompatibilidade, resistência à fratura, biomecânica, resistência e bioestabilidade estrutural.

Dentro dos diversos materiais de fabrico dos implantes dentários, o titânio e as suas ligas são os que apresentam maior utilização, dado que apresentam elevada biocompatibilidade e elevada resistência. Contudo a sua cor acinzentada e potencial toxicidade podem revelar-se limitações, por tal motivo, surgiu a alternativa da utilização de materiais cerâmicos. A zircónia demonstrou ser um material cerâmico bastante favorável, por possuir uma cor semelhante ao dente natural, elevada biocompatibilidade, propriedades mecânicas adequadas e baixa afinidade com a placa bacteriana. Este material por ser recente no mercado ainda carece de estudos para avaliação do seu desempenho a longo prazo.

O objetivo desta revisão narrativa consiste na descrição, explicação e avaliação das características dos implantes de zircónia, comparativamente com os implantes de titânio. A pesquisa bibliográfica será realizada através das bases de dados MEDLINE-PubMed, Cochrane Library e com procura manual de livros e artigos em revistas científicas.

Palavras chave: Osteointegração; Implantes de titânio; Implantes de cerâmica; Implantes de zircónia.

Abstract

Currently, both patients and dentists are increasingly seeking oral rehabilitation through the use of implants due to their safety, predictability and longevity. These prove to be excellent replacements for lost teeth and restorers of phonetic, functional or aesthetic disorders. Physical and chemical properties of implants such as their design, structure, composition and surface characteristics will interfere with their prognosis and clinical results.

Adequate implant therapy depends on the osseointegration process and influencing factors such as the characteristics of the implant surface, micro and macrostructure, bone qualities and local and systemic conditions of the patient. Greater knowledge of osteointegration and its cellular and molecular mechanisms leads to its improvement and acceleration.

The choice of biomaterial is essential for determining the longevity and success of the dental implant. The material of choice must have certain qualities such as high biocompatibility, fracture resistance, biomechanics, toughness and structural biostability.

Among the various materials for manufacturing dental implants, titanium and its alloys are those that are most widely used, as they have high biocompatibility, high tenacity and resistance. However, its grayish color and potential toxicity may reveal limitations, which is why an alternative to the use of ceramic materials has emerged. The zirconia demonstrated is a very favorable ceramic material, since it has a color similar to natural teeth, high biocompatibility, specific mechanical properties and low humidity with bacterial plaque. This material, being new to the market, still requires studies to evaluate its long-term performance.

The objective of this narrative review is to describe, explain and evaluate the characteristics of zirconia implants, compared to titanium implants. The bibliographic research will be carried out using the MEDLINE-PubMed, Cochrane Library databases and with a manual search for books and articles in scientific journals.

Keywords: Osseointegration; Titanium implants; Ceramic implants; Zirconia implants.

Índice

Resumo	1
Abstract	3
Índice de Figuras	7
1. Introdução.....	13
2. Desenvolvimento.....	15
2.1. Conceitos biológicos dos implantes dentários endoósseos.....	15
2.1.1. Princípios da osteointegração e da mucointegração	15
2.2. Diversidade dos implantes dentários	24
2.2.1. Materiais de fabrico dos implantes.....	25
2.2.2. Macro forma dos implantes	41
2.2.3. Dimensões dos implantes	44
2.2.4. Tipos de superfícies e revestimentos	46
2.2.5. Plataformas e geometria da interface.....	49
2.2.6. Localização anatômica	56
2.2.7. Reação com o tecido ósseo	58
2.3. Implantes de titânio vs implantes de zircónia	60
3. Conclusão	69
4. Bibliografia	71

Índice de Figuras

Figura 1 – Radiograma da câmara original, inserida em ossos de coelho, que conduziu à descoberta da osteointegração. Imagem retirada de (Albrektsson et al., 2017)	15
Figura 2 – Ilustração representativa do implante original de Bränemark. O implante demonstra ser usinado, possuir espiras e hexágono externo. Imagem retirada de (Block, 2018).....	24
Figura 3 - Problemas estéticos provocados por implantes de titânio. A) A gengiva possui um tom acinzentado, pois o implante de titânio é coberto por tecido mole relativamente fino e B) O implante de cor cinzenta fica exposto após a recessão gengival. Imagem retirada de (Han et al., 2017).	29
Figura 4 – Imagem de sistemas de implantes de zircônia. Imagem retirada de (Han et al., 2017).....	39
Figura 5 – Ilustração e imagens representativas de diferentes geometrias de implante. A) em forma de parafuso com espiras, B) forma cilíndrica, C) forma oca. Imagem retirada de (Binon, 2000).....	42
Figura 6 – Ilustrações representativas de implantes em forma de parafuso sólidos com diferentes perfis de espiras. A) em forma de V, B) em forma contraforte, C) em forma contraforte reverso, D) em forma quadrada. Imagem retirada de (Eraslan & Inan, 2010).	44
Figura 7 – Ilustrações representativas de implantes de comprimentos diferentes. Um implante pequeno de 6mm (esquerda) e um implante de tamanho standard de 10mm (direita). Imagem retirada de (Cahyaningtyas et al., 2023).	45
Figura 8 - Desenhos e conexões dos implantes dentários. Imagem retirada de (Ganeles et al., 2021).....	50
Figura 9 - Conexão de hexágono (Retirado de https://www.implart.com.br/tipo-de-encaixe-dente-implante/).	51
Figura 10 - Conexão de hexágono interno. (Retirado de https://www.implart.com.br/tipo-de-encaixe-dente-implante/).	52
Figura 11 - Conexão de cone-morse. (Retirado de https://www.implart.com.br/tipo-de-encaixe-dente-implante/).	53
Figura 12 - Ilustração comparando uma plataforma switching com uma convencional (Retirado de https://www.implart.com.br/tipo-de-encaixe-dente-implante/).	55

Figura 13 – Ilustração representativa de um implante endoósseo. Imagem retirada de (Ravi et al., 2022).	57
Figura 14 – Ilustração representativa de um implante subperiosteal. Imagem retirada de (Ravi et al., 2022).	57
Figura 15 – Ilustração representativa de um implante transosteal. Imagem retirada de (Ravi et al., 2022).	58

Lista de Siglas

ACP: do Inglês *Amorphous Calcium Phosphate* (Fosfato de cálcio amorfo)

ADA: do Inglês *American Dental Association* (Associação Dentária Americana)

ASTM: do Inglês *American Society for Testing and Materials* (Sociedade Americana de Testes e Materiais)

Al₂O₃: Óxido de alumínio

ATZ: do Inglês *Alumina Toughened Zirconia* (Zircónia reforçada com Alumina)

BCC: do Inglês *Body-Centered Cubic* (Estrutura cúbica de corpo centrado)

BIC: do Inglês *Bone Implant Contact* (Contacto osso-implante)

C: Fase cúbica

Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂: Fosfato de cálcio

CaO: Óxido de cálcio

CM: Cone-morse

DCP: do Inglês *Dicalcium Phosphate* (Fosfato dicálcico)

ELI: do Inglês *Extra Low Interstitials* (Graus intersticiais extra baixos)

GF: do Inglês *Gingival Fibroblasts* (Fibroblastos gengivais)

HA: Hidroxiapatita

HA/Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂: Hidroxiapatita

HCP: do Inglês *Hexagonal Close Packed* (Estrutura cristalina hexagonal fechada e compacta)

HDs: do Inglês *Hemidesmosomes* (Hemdesmosomas)

HE: Hexágono externo

HI: Hexágono interno

IBL: do Inglês *Internal Basal Lamina* (Lâmina basal interna)

K: do Inglês *Killer* (Células assassinas)

LPD: Ligamento Periodontal

LTD: do Inglês *Low Temperature Degradation* (Degradação a baixas temperaturas)

M: Fase monocíclica

MgO: Óxido de Magnésio

MVD: do Inglês *Microvascular Density* (Densidade de micro vasos sanguíneos)

NaCl: Cloreto de Sódio

NOS: do Inglês *Nitric Oxide Synthase* (Sintase do óxido nítrico)

NK: do Inglês *Natural Killer* (Células naturais assassinas)

PDGF: do Inglês *Platelet-Derived Growth Factor* (Fatores de Crescimento derivado de Plaquetas)

PDS: Polidimetilsiloxano

PET: Polietileno Tereftalato

PIE: do Inglês *Peri-implant Epithelium* (Epitélio peri-implantar)

PMMA: Polimetilmetacrilato

PH: Potência de hidrogénio

PP: Polipropileno

PTFE: Politetrafluoroetileno

PSF: Polissulfona

PSZ: do Inglês *Partially Stabilized Zirconia* (Zircónia Parcialmente Estabilizada)

Rpm: Rotações por minuto

RTQ: do Inglês *Real-Time Torque* (Torque de explantação)

STI: do Inglês *Soft-Tissue Integration* (Integração de tecidos moles)

SiO₂-CaO-Na₂O-P₂O₅-MgO: Dióxido de silício, óxido de cálcio, óxido de sódio, pentóxido de fósforo e óxido de magnésio

SLA: do Inglês *Sand-blasted, Large grit, Acid- etched* (Jateamento de areia, Grão grande, Condicionamento ácido)

T: Fase Tetragonal

TCP: Fosfato tricálcico

TCP/Ca₃(PO₄)₂: Fosfato tricálcico

TGF beta 1: do Inglês *Transforming growth factor Beta 1* (Fatores de crescimento transformador beta 1)

Ti: Titânio

Ti-5Al-2.5Fe: Titânio, 4% – 6% Alumínio e 2 – 3%Ferro

TiAl₃: Titânio Alumínio

Ti- Al-Nb: Titânio Alumínio Nióbio

Ti-6Al-7Nb: Titânio, 6%Alumínio e 7%Nióbio

Ti6Al4V: Titânio, 6%Alumínio e 4%Vanádio

TiCl₄: Tetracloreto de titânio

Ti CP: Titânio comercialmente puro

TiO: Óxido de titânio II

TiO₂: Dióxido de titânio

Ti₂O₃: Óxido de titânio III

TTCP: do Inglês *Tetracalcium Phosphate* (Fosfato Tetracálcico)

TZP-A: do Inglês *Tetragonal Zirconia Polycrystal- Alumina* (Zircónia Policristalina Tetragonal- Alumina)

TiZr₁₃17: Liga de titânio com 13-17% de zircónia

UHMW-PE: do Inglês *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (Polietileno de peso molecular ultraelevado)

VEFG: do Inglês *Vascular Endothelial Growth Factor* (Fator de crescimento endotelial vascular)

Y₂O₃: Óxido de ítrio III

Y-TZP: do Inglês *Yttrium-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal* (Zircónia Policristalina Tetragonal Estabilizada com Ítrio)

ZTA: do Inglês *Zirconia Toughened Alumina* (Alumina reforçada com Zircónia)

Zr: Zircónia

ZrO₂: Dióxido de zircónia

3Y-TZP: do Inglês *3 mol% Ytria Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal* (Zircónia Policristalina Tetragonal Estabilizada com Ítrio 3% em mol)

µm: Micrómetro

12Ce-TZP: do Inglês *12mol% Ceria- Stabilized Zirconia* (12% em mol de Cério e Zircónia Policristalina Tetragonal)

1. Introdução

Atualmente existem várias opções terapêuticas para reabilitação oral em casos de edentulismo, agenesias, perda de dentes etc., como dentaduras removíveis ou fixas e implantes ou até combinações destas duas técnicas (Faverani et al., 2011; Fazal et al., 2022).

A procura de tratamentos de reabilitação oral com implantes dentários tem vindo a crescer ao longo dos últimos anos, devido a múltiplos fatores como a maior esperança média de vida da população, provocando o aumento da população idosa e consequentemente de problemas associados à saúde oral como a perda dentária, o insucesso da utilização de próteses dentárias, mau desempenho das dentaduras totais ou parciais, consequências anatómicas do edentulismo, os aspetos vantajosos de uma prótese implanto-suportada e os efeitos que estas situações causam no âmbito psicológico destes pacientes (Misch, 2007).

A reabilitação com implantes dentários endoósseos como tratamento de eleição, constitui uma realidade cada vez mais presente, dado ao facto que a implantologia se basear em estudos científicos bem consolidados, apresentando resultados promissores e uma estética realista (Amorim et al., 2019).

Os primeiros registos que documentam a existência de implantes dentários ou versões de materiais e técnicas que hoje são utilizados para substituir os dentes naturais, datam até às civilizações antigas, sendo que estes eram geralmente constituídos por conchas, marfim, porcelana, ouro e platina. Apesar destes esforços, o conceito de biocompatibilidade ainda não estava presente, sendo que a utilização de alguns materiais não biocompatíveis, causavam corrosão e outros problemas, incentivando desta forma a procura de materiais mais apropriados (Faverani et al., 2011).

Em 1962, Bränemark e a sua equipa foram os pioneiros ao realizarem estudos e experiências com animais, nos quais observaram a presença de ancoragem óssea direta dos implantes metálicos. Técnica que posteriormente, em 1965, foi adotada clinicamente para implantes intraorais (Bränemark et al., 1969; Tomas Albrektsson & Wennerberg, 2019).

A viabilidade da implantologia atual, deve-se ao facto fundamental da osteointegração, que se explica como “uma reação de corpo estranho no qual o tecido ósseo localizado na interface óssea, é neoformado como uma reação de defesa para proteger o implante dos tecidos” constituindo deste modo uma resolução fixa e cómoda (Albrektsson & Wennerberg, 2019). Contudo, este procedimento está relacionado com várias condições ideais do implante, tais como a biocompatibilidade do material constituinte, o seu desenho, as propriedades da sua superfície, a técnica e protocolo cirúrgico de instalação e as condições da carga funcional que lhe foi aplicada (Albrektsson et al., 1981).

Desde da sua introdução no mercado por volta da década de 70, os implantes fabricados em titânio ou com ligas de titânio tornaram-se o *gold standard* devido à sua biocompatibilidade, propriedades mecânicas e resultados favoráveis. O fundamento desta biocompatibilidade, encontra-se no facto de o titânio quando exposto ao ar e a água, forma uma camada de óxido estável, ou seja, não provoca uma reação adversa no organismo, uma vez que possui uma elevada estabilidade química (Özkurt & Kazazoğlu, 2011).

Com a evolução dos estudos científicos sobre os implantes endoósseos, a necessidade de corresponder as exigências e expectativas estéticas tantos dos pacientes como dos especialistas e o facto de se ter encontrado uma alternativa para os casos de alergia, apesar de raras, ou de descoloração acinzentada dos tecidos moles peri-implantares, a procura de outros materiais constituintes dos implantes de forma a substituir o titânio, tornou-se uma realidade (Ruiz Henao et al., 2021).

Os implantes constituídos por materiais biocerâmicos, nomeadamente com zircónia revelaram-se como uma boa alternativa nos últimos tempos, uma vez que são biocompatíveis, apresentam-se esteticamente semelhantes à cor dos dentes naturais, são extremamente resistentes a fraturas e flexão, apresentando elevada estabilidade química (Özkurt & Kazazoğlu, 2011; Gomes et al., 2022).

2. Desenvolvimento

2.1. Conceitos biológicos dos implantes dentários endoósseos

2.1.1. Princípios da osteointegração e da muointegração

No início da década de 50, o biólogo e ortopedista Dr. Per-Ingvar Brånemark, ao investigar a forma como o fluxo sanguíneo afetava a cicatrização óssea em animais, nomeadamente em coelhos, acabou por descobrir o conceito da osteointegração, na Universidade de Gotemburgo (Figura 1)(Brånemark et al., 1969).

O estudo que estava a ser realizado consistia na inserção de um microscópio modificado constituído por titânio (Ti) comercialmente puro de superfície com espiras e oca com hastes de vidro, e eram coladas no interior da tíbia de coelhos, de forma a se conseguir observar desta forma, os efeitos fisiológicos que ocorriam dentro do osso *in vivo*. O objetivo de Brånemark era estudar a microvascularização, a qual acreditava que iria ser observada diretamente através do implante num espaço de 100 micras de largura (Brånemark et al., 1969; Sullivan, 2001; Albrektsson et al., 2017).

No momento da colheita de dados, Brånemark e os seus colaboradores, removeram estes diapositivos e, observaram que estes se tinham fundido com o tecido ósseo, ou seja, que o titânio estava incorporado nos tecidos ósseos e cresciam sobre o titânio em espaços pequenos e finos, incapacitando-os de realizar a sua extração sem fraturar o osso (Brånemark et al., 1969; Sullivan, 2001).

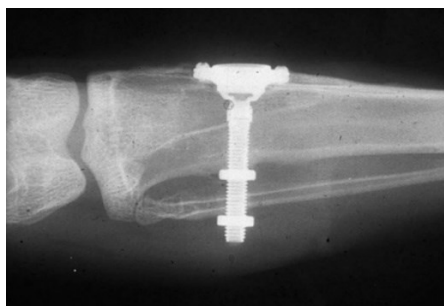


Figura 1 – Radiograma da câmara original, inserida em ossos de coelho, que conduziu à descoberta da osteointegração. Imagem retirada de (Albrektsson et al., 2017).

À luz destes desenvolvimentos, Brånemark e seus colaboradores decidiram desenvolver parafusos de titânio e aplica-los em mandíbulas de cães, nomeadamente em cães da raça *Beagle*, uma vez que visavam estudar as condições e processos biomoleculares necessários para obter uma forte fusão entre o titânio e o tecido ósseo, e as reações que o titânio poderia provocar nos tecidos vivos (Brånemark et al., 1969; Sullivan, 2001).

Com este achado, a necessidade de realizar estudos e experiências na área da Medicina Dentária cresceu, ocorrendo assim no ano de 1965, o primeiro tratamento de um paciente humano com deformidades congénitas ao nível da mandíbula e do mento. O paciente foi reabilitado com 4 implantes endoósseos de titânio em forma de parafuso na mandíbula, com reconstrução do arco mandibular reabsorvido, no qual utilizaram enxertos ósseos autólogos de tibia, esses implantes suportaram uma reabilitação fixa implantossuportada aparafusada durante 40 anos (Sullivan, 2001; Abraham, 2014; Vaidya et al., 2017).

Para descrever esta descoberta, Brånemark nomeou-a de “osteointegração”, palavra derivada do termo grego *osteon*, que significa osso e do termo latim *integro*, que por sua vez traduz renovar (Vaidya et al., 2017).

Ao longo do tempo, o significado de osteointegração foi sendo alterado e atualizado, no seu conceito original Brånemark definiu-a como: “O contacto direto entre o osso e os implantes metálicos, sem interposição de camadas de tecidos moles” em 1969. Em 1977, a definição alterou-se para: “Conexão estrutural e funcional direta entre osso vivo e a superfície de um implante submetido a uma carga”. Posteriormente em 1986, a *American Academy Of Implant Dentistry*, definiu-a como: “O contacto estabelecido entre o osso remodelado normal e um implante, sem interposição de tecido não ósseo, e com transferência sustentada e distribuição de carga do implante para dentro do tecido ósseo”. E finalmente em 1987, Meffert et al., subdividiram este conceito em dois: “Osteointegração adaptativa, na qual o tecido ósseo aproxima-se da superfície do implante sem interface de tecido mole a nível microscópico”, e biointegração que se caracteriza com “Uma fixação direta bioquímica da superfície óssea a nível microscópico eletrónico”. Já Zarb e Albrektsson (1991), definiram esta noção como: “Processo na qual a fixação, clinicamente assintomática, de materiais aloplásticos no osso, é alcançada e mantida durante carga funcional” (Vaidya et al., 2017).

O mecanismo biológico da osteointegração e da cicatrização são bastante similares, e quando existe uma intervenção cirúrgica para colocação de implantes, o tecido ósseo que foi sujeito a este tratamento, inicia o processo de cicatrizar podendo ser descrito em três fases: a inicial fase inflamatória, a fase proliferativa e a fase de maturação e remodelação óssea (Vaidya et al., 2017; Fazal et al., 2022).

A primeira fase, mais conhecida como fase inflamatória, pode dividir-se em eventos vasculares e acontece quando as plaquetas se encontram em contacto com superfícies sintéticas libertando mediadores químicos como a histamina e serotonina, provocando uma agregação de plaquetas e trombose, ou em eventos celulares, nos quais é inicialmente não-específica e, integra geralmente neutrófilos que alcançam o seu pico após 3 a 4 dias após a cirurgia, no entanto no final da primeira semana, a resposta inflamatória fica mais específica, causando um aumento no número de células T, células B, monócitos, macrófagos, células assassinas (K) e células naturais assassinas (NK) (Vaidya et al., 2017; Fazal et al., 2022).

De seguida encontramos a fase proliferativa, nesta fase, os tecidos vitais envolventes iniciam o processo de crescimento vascular, denominada de neovascularização. O metabolismo das células inflamatórias locais, fibroblastos, células progenitoras e outras células circundantes, provocam hipoxia na zona traumatizada, promovendo a diferenciação das células mesenquimatosas em fibroblastos, osteoblastos e condroblastos. Estas células vão então depositar uma matriz extracelular, será criado um calo fibrocartilaginoso, que se irá transformar em calo ósseo. Dá-se também a produção de tecido ósseo imaturo inicial (Vaidya et al., 2017; Fazal et al., 2022).

Por fim, temos a fase de maturação óssea, na qual as células mesenquimatosas indiferenciadas presentes na massa do tecido de granulação em desenvolvimento, colocam *woven bone* (osso imaturo) sobre o suporte de tecido ósseo necrótico, na zona peri-implantar gerada pelo trauma cirúrgico. Este processo sucede simultaneamente à ossificação do calo fibrocartilaginoso. Ocorre então a reabsorção das trabéculas ósseas e formação de osso novo vital, juntamente com deposição de lamelas concêntricas maduras, dá-se então a remodelação total do tecido ósseo, deixando uma área de tecido ósseo lamelar viva que é continua com o tecido ósseo basal envolvente (Vaidya et al., 2017; Fazal et al., 2022).

O processo da osteointegração é constituído por três fases de cicatrização óssea: a fase osteofílica, a fase osteocondutora e a fase osteoadaptativa (Bhogwekar et al., 2021; Gupta et al., 2021; Fazal et al., 2022).

No caso dos implantes de titânio, a etapa osteofílica caracteriza-se pelo momento em que o implante é inserido na região da medula esponjosa, em que o sangue é abundante entre o tecido ósseo e o implante. Neste momento, apenas uma porção pequena do tecido ósseo, está em contacto com a superfície do implante, enquanto que o restante está submetido aos fluidos extracelulares. Devido a este facto, irá ocorrer uma resposta inflamatória geral em resposta ao trauma operatório. Ao final da primeira semana, as células vão reagir aos antígenos estranhos. Já no terceiro dia, inicia-se a partir dos tecidos envolventes, o crescimento vascular. Durante a primeira semana, inicia-se o processo de ossificação, tendo como resposta inicial a migração de osteoblastos do tecido ósseo trabecular, que pode derivar da libertação de proteínas morfogenéticas ósseas (BMPs). No final da terceira semana, forma-se uma rede vascular madura. Esta fase dura, por norma, um mês (Bhogwekar et al., 2021; Gupta et al., 2021).

A fase osteocondutora observa-se quando os osteoblastos entram em contacto com o implante, e as células ósseas por sua vez dispersam-se ao longo da superfície metálica depositando tecido osteoide. No início, esta matriz de tecido conjuntivo imaturo e tecido ósseo depositado, constitui uma camada fina de tecido ósseo, a que chamamos de platina. Ocorre remodelação do calo fibrocartilaginoso em calo ósseo. Esta sequência decorre num espaço de três meses. Ao fim de quatro meses da colocação do implante, a zona de superfície máxima está coberta por osso (Bhogwekar et al., 2021; Gupta et al., 2021).

A última fase, a osteoadaptativa, inicia-se quatro meses após a colocação do implante. Os implantes, uma vez em carga funcional, não são sujeitos a perda nem ganho de contacto ósseo, contudo como resposta, as platinas vão ficando mais espessas, observando-se uma certa reorientação do padrão vascular (Bhogwekar et al., 2021; Gupta et al., 2021).

A osteointegração não é um processo independente, está relacionada a variados fatores, como os fatores relacionados com o implante, com o paciente e com a cirurgia (Bhogwekar et al., 2021)

Nomeadamente, quando se refere características diretamente influenciáveis, geralmente são consideradas as seguintes:

Biocompatibilidade do material

Quando escolhemos o material de construção do implante endoósseo a ser utilizado, deveremos ter em atenção as suas propriedades biológicas, químicas, físicas e mecânicas. Os biomateriais de construção dos implantes, podem ser classificados em metais e ligas; cerâmicas e carbonos e polímeros. O implante deverá ser fabricado com um material biocompatível, tolerante aos tecidos vitais, resistente a forças corrosivas, dúcteis, ter resistência própria e aptos a suportar cargas funcionais no local onde será colocado. Os materiais normalmente utilizados e que possuem estas qualidades, são: o aço inoxidável e o titânio, sendo este último o que tem um nível de toxicidade mais baixo (Albrektsson et al., 1981; Lemons et al. 1990).

Desenho ou macro forma do implante

Este parâmetro é essencial uma vez que é necessário existir um ajuste adequado entre o tecido ósseo e o implante, não havendo este ajuste, pode existir a proliferação dos tecidos moles entre estas estruturas, interferindo com o processo de cicatrização do tecido ósseo. Atualmente podemos encontrar variados tipos de desenhos ou macro formas de implantes, como: implantes lisos, cónicos, cilíndricos, com espiras e perfurados. Entres estes, os de eleição demonstraram ser os cilíndricos com espiras, uma vez que estes são capazes de criar um máximo contacto entre o tecido ósseo e o implante, promovendo uma melhor distribuição de forças ao tecido ósseo, proporcionando também uma melhor fixação com redução dos níveis de tensão tanto no implante como no tecido ósseo. O desenho do implante deverá ter em consideração as estruturas anatómicas, o material e as técnicas cirúrgicas que serão utilizadas (Albrektsson et al., 1981).

Superfície do implante

A superfície do implante normalmente encontra-se associada ao grau de rugosidade, algo que por sua vez, está correlacionado com a extensão do contacto entre implante-osso. Ou seja, quanto maior o nível de rugosidade, maior a área de contacto entre o implante e o tecido ósseo. Consequentemente, haverá uma melhor interação biomecânica entre o implante e o tecido ósseo. Estudos indicam que implantes com superfícies lisas, não promovem uma boa adesão de células ósseas, ao contrário dos implantes com superfície micro rugosa. Uma superfície rugosa também provoca uma elevada energia que irá promover uma melhor fixação celular. Tendo em conta estas vantagens, existem vários métodos para aumentar a rugosidade dos implantes, como a aplicação de revestimentos

osteocondutores, a utilização de jatos de areia, a realização de gravuras químicas, a utilização de superfícies porosas ou anodizadas, e adição de um revestimento pulverizado por plasma (Albrektsson et al., 1981; Nandal et al., 2014; Bhogwekar et al., 2021; Fazal et al., 2022).

Estado do leito implantar hospedeiro

Para que a reabilitação oral com implantes endoósseos seja bem-sucedida, é muito importante que tecido ósseo do leito nativo, se encontre saudável, com boa disponibilidade de volume dimensional, como a altura, a espessura e a uma densidade óssea adequada. Quando a camada óssea é exposta a radiação, esta fica mais enfraquecida estruturalmente, contudo isto não é em si uma contra-indicação, no entanto é recomendado existir um período de espera antes da colocação do implante. Ocorrem, por vezes, situações em que o paciente apresenta reabsorção óssea severa, ou por patologias como a osteoporose ou reduzida disponibilidade do rebordo da crista óssea alveolar, havendo assim necessidade de se realizar procedimentos cirúrgicos de reconstrução do volume ósseo perdido previamente a instalação dos implantes. A utilização dos implantes em regiões enxertadas, constitui uma alternativa viável desde que exista sucesso na incorporação e cicatrização do enxerto. É importante realçar que os implantes instalados em regiões enxertadas, necessitam de um período de tempo mais prolongado para que ocorra o processo de osteointegração, devido ao tempo de remodelação acrescido do tecido ósseo (Albrektsson et al., 1981; Nandal et al., 2014; Bhogwekar et al., 2021; Fazal et al., 2022).

Técnicas cirúrgicas

Efetuar o mínimo de trauma possível durante o procedimento cirúrgico é fundamental para que haja uma osteointegração adequada. Se a técnica cirúrgica for muito traumática, a fricção causada poderá provocar um aumento da temperatura do tecido ósseo, ocorrendo destruição das células ósseas responsáveis pela reparação óssea. De forma a minimizar estes danos, é recomendado o arrefecimento contínuo e monitorizado, note-se que para se verificar necrose do tecido ósseo, a relação tempo/temperatura crítica, é de cerca de 470°C aplicada durante um minuto. A instalação do implante endoósseo, deverá ser realizada através de uma velocidade e binário moderado. A velocidade da instrumentação do leito implantar através das brocas cirúrgicas do protocolo clínico, deve ser baixa, ou seja, com menos de 2000 rotações por minuto (rpm) acompanhada de irrigação com solução salina

abundante, o qual viabilize uma cicatrização óssea regenerativa em vez de uma cicatrização óssea reparadora (Albrektsson et al., 1981; Nandal et al., 2014; Bhogwekar et al., 2021; Fazal et al., 2022).

Condições de carga funcional

O insucesso do processo de osteointegração é observado quando existe sobrecarga sobre o implante provocada por forças transmucosas exercidas pelas dentaduras. Uma carga funcional retardada, efetuada num protocolo clínico de duas etapas cirúrgicas, procede a uma cicatrização óssea e um bom desempenho clínico a longo prazo, enquanto que, uma carga prematura, pode provocar a ancoragem de tecidos moles e um fraco desempenho a longo prazo. Estudos concluíram que a carga imediata apresenta previsibilidade a longo prazo e uma taxa elevada de sucesso em condições adequadas. A carga imediata diminui o risco de formação de tecido fibroso, viabiliza a maturação do osso lamelar que mantém a carga oclusal, melhora a remodelação óssea e aumenta a densidade óssea. A estabilidade primária do implante, é um dos fatores de maior importância, senão o mais importante no momento da sua instalação (Albrektsson et al., 1981; Nandal et al., 2014; Bhogwekar et al., 2021; Fazal et al., 2022).

Outros fatores que afetam a osteointegração, são fatores relacionados com o próprio paciente, como a idade, os hábitos tabágicos, a exposição a radioterapia, hábitos de higiene oral, doenças sistémicas, presença de tecido ósseo disponível e densidade óssea (Bhogwekar et al., 2021).

Para avaliar o sucesso da instalação dos implantes dentários endoósseos, Albrektsson & Zarb, (1986), sugeriram os seguintes critérios: falta de mobilidade, ausência de envolvimento periapical, região assintomática, níveis estáveis da crista óssea alveolar, perda óssea crestal <0,25 mm após 1 ano da carga funcional, tecidos peri-implantares saudáveis e uma taxa de sucesso de 85% após 5 anos e 80% ao final de um período de 10 anos, considerados como níveis mínimos de sucesso (Fazal et al., 2022).

Tendo em conta todos estes fatores, e de como em qualquer das fases o processo da osteointegração pode falhar, é importante realizarem se testes de confirmação sobre o sucesso da aplicação das técnicas cirúrgicas, como os testes invasivos e os testes não invasivos. Dentro das avaliações com testes invasivos, podemos referir: a análise histomorfométrica (cálculo da quantidade de tecido ósseo peri-implantar e o contato osso-implante, através de uma amostra do implante e do osso peri-implantar); o teste de tensão

(aplicação de carga lateral ao implante); os testes de *pull-out* e *push-out* (execução de carga paralela à interface implante-osso) e o teste de torque de explantação (o implante é considerado estável, se o torque reverso ou de desaparafusamento for superior a 20 Ncm). É relevante mencionar que antigamente, exames histológicos eram considerados o *gold standard* na avaliação do grau de osteointegração, contudo devido ao seu grande nível invasivo, houve necessidade de procurar novas alternativas. Já os testes não invasivos constituem: o teste de percussão (existe emissão de som à percussão se o implante estiver integrado corretamente); as técnicas radiológicas (através da verificação da quantidade e a qualidade do tecido ósseo); o teste de torque reverso (se o implante se mover durante o desaparafusamento dos componentes protéticos, é considerado como instável); o *periotest* (calcula a quantidade e mobilidade do implante, verificando a resposta dos tecidos peri-implantares quando submetidos a uma carga específica); e a análise de frequência de ressonância (na qual é utilizada uma vibração para avaliar a densidade óssea e a estabilidade do implante nas paredes laterais, em tempos diferentes) (Bhogwekar et al., 2021; Fazal et al., 2022).

O sucesso da reabilitação oral com implantes não está apenas dependente da osteointegração na interface osso-implante. A mucointegração, ou seja, a integração dos tecidos moles na zona transmucosa, deve ser tida em conta. Estas áreas de transição envolventes aos implantes, são geralmente compostas por saliva, fluidos gengivais, tecidos moles peri-implantares, bactérias e apresentam uma elevada variação das suas propriedades locais como a temperatura, o pH e o *stress* mecânico, que podem tornar esta zona num ambiente desafiante para o êxito da dentição e da reabilitação (Guo et al., 2021; Kunrath & Gerhardt, 2023).

A perda de implantes dentários após adequada osteointegração tem como fator principal a adesão e a proliferação bacteriana. Diferentes métodos têm sido utilizados para minimizar estes riscos, tais como: a aplicação de métodos antibacterianos e protetores para alterar as superfícies dos biomateriais; a utilização de componentes transmucosos com superfícies polidas; sistemas de libertação de medicação; nano estruturas e revestimentos específicos (Guo et al., 2021; Kunrath & Gerhardt, 2023).

A nível histológico, a integração de tecidos moles (STI) é saudável se for constituída por epitélio peri-implantar (PIE) e tecido conjuntivo subjacente. Este apresenta forças e funções reduzidas, criando uma ligação epitelial do tecido conjuntivo em torno dos

implantes. Na camada epitelial, o PIE vai estabilizar-se ao implante através de hemodesmossomas (HDs) e lâmina basal interna, (IBL). Há substancialmente menos HDs e IBL fixados em redor do implante comparativamente com o selamento epitelial dos dentes naturais, uma vez que são apenas emitidos para a região inferior da interface do PIE-implante, que conseqüentemente vai diminuir a resistência da fixação epitelial. A dentina possui uma elevada afinidade com as proteínas da lâmina basal e auxilia o selamento epitelial a ficar mais resistente em redor dos dentes naturais, absorvendo mais proteínas de adesão para aumentar a adesão das células epiteliais, em comparação ao titânio bioinerte. O prolongamento temporal, é um dos motivos pela qual existe um compromisso da fixação epitelial nas superfícies dos implantes, dado que normalmente são necessários sete dias para a fixação inicial e a duas a quatro semanas para a sua maturação (Guo et al., 2021; Kunrath & Gerhardt, 2023).

Os fibroblastos gengivais, (GF) encontram-se em pequenas quantidades (cerca de 3-5%) nos tecidos peri-implantares, consideravelmente em menor número do no tecido conjuntivo periodontal saudável (aproximadamente 15%). Conseqüentemente, este valor reduzido de GF vai resultar numa igualmente reduzida cicatrização e regeneração do tecido conjuntivo, o que geralmente demora seis a doze semanas para ocorrer a maturação da camada de tecido conjuntivo peri-implantar, podendo haver migração de organismos bacterianos neste período (Guo et al., 2021; Kunrath & Gerhardt, 2023).

As fibras do ligamento periodontal (LPD) e tecido gengival, encontram-se localizadas debaixo da camada epitelial e constituem a fixação do tecido conjuntivo dos dentes naturais. Já as fibras de colagénio, predominantemente as que estão em redor dos implantes, apresentam-se paralelas às suas superfícies, ocorrendo a formação de um “punho” físico como que adaptativo, sem nenhuma integração ou inserção biológica, ou seja, fixação. Digamos que, a STI ao redor dos implantes, é conseguido através de uma adaptação física e mecânica da mucosa peri-implantar e não de uma integração biológica em redor dos tecidos naturais, como os dentes, criando um selamento de proteção das estruturas subjacentes. Assim, a região transmucosa do implante age como uma proteção física e fisiológica contra a passagem microbiana oral. Diversos distúrbios biológicos podem suceder uma transgressão desta barreira, como inflamação da mucosa peri implantar, caracterizada pela presença de hemorragia, dor e inchaço, formação de bolsa óssea, recessão gengival acompanhada de reabsorção óssea conduzindo muitas vezes a falência do implante (Guo et al., 2021; Kunrath & Gerhardt., 2023).

2.2. Diversidade dos implantes dentários

Desde o início da era moderna da utilização de implantes dentários na Medicina Dentária há mais de 50 anos atrás, que a indústria tem desenvolvido e disponibilizado no mercado uma vasta variedade de implantes dentários endoósseos. Estes podem se diferenciar quanto aos materiais de fabrico, macro formas, dimensões, tipos de superfícies e revestimentos, plataformas e geometria da interface (Esposito et al., 2014). Estes podem ainda distinguir-se pela: localização anatômica dos maxilares, reação com o tecido ósseo e opções clínicas de tratamento (Qassadi et al., 2018; Al Shakarchi & Brar, 2020).

Os implantes dentários originais desenvolvidos por Bränemark eram cilíndricos e fabricados em titânio comercialmente puro, com formato de um parafuso e constituídos por superfícies usinadas lisas. Apresentavam um padrão de espira em forma de “V” como forma de colocação com espiras através de uma osteotomia previa. O implante apresentava uma plataforma com um hexágono externo que permitia a aplicação passiva deste, permitindo a fixação da superestrutura através de parafusos específicos (Figura 2) (Binon, 2000; Esposito et al., 2014; Block, 2018).

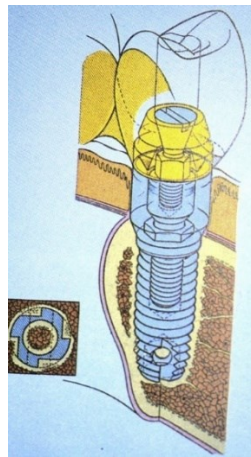


Figura 2 – Ilustração representativa do implante original de Bränemark. O implante demonstra ser usinado, possuir espiras e hexágono externo. Imagem retirada de (Block, 2018).

2.2.1. Materiais de fabrico dos implantes

Ao longo dos tempos, vários tipos de materiais como por exemplo: as cerâmicas, vidros, metais, ligas, polímeros e carbono, foram estudados com objetivo de verificar se possuíam condições ideais para o fabrico dos implantes dentários endoósseos (Gaviria et al., 2014; Duraccio et., 2015).

Determinadas propriedades físicas, biológicas, químicas e mecânicas são essenciais para o sucesso da osteointegração dos implantes dentários (Saini et al., 2015; Duraccio et., 2015). Entre essas propriedades, podemos encontrar:

- **Biocompatibilidade:** a interação dos tecidos biológicos com o material deve ter uma resposta positiva, esta também é multifatorial dependendo da resistência à corrosão e da citotoxicidade (Saini et al., 2015; Duraccio et., 2015).
- **Biofuncionalidade:** relacionado com as propriedades físicas e mecânicas e como estas influenciam a função do material em ambiente biológico (Saini et al., 2015; Duraccio et., 2015).
- **Disponibilidade:** facilidade na produção, com processo de esterilização segura (Saini et al., 2015; Duraccio et., 2015).
- **Elasticidade:** o material deve dispor do mesmo módulo de elasticidade que o tecido ósseo (18 GPa), para ocorrer uma distribuição da tensão homogênea das forças, sobre o implante e redução do movimento na interface óssea do implante (Saini et al., 2015).
- **Resistência à tração, compressão e cisalhamento:** o material deve possuir elevada resistência a estas forças, de modo a que exista maior estabilidade funcional e menor risco de fratura (Saini et al., 2015).
- **Resistência ao escoamento e fadiga:** elevados valores de resistência a estas forças vão impedir fraturas quando o implante está sujeito a estas de modo constante (Saini et al., 2015).
- **Ductilidade:** esta é importante para o contorno e modelagem do implante dentário. Este deve possuir um ductilidade mínima de 8%, segundo a *American Dental Association (ADA)*(Saini et al., 2015).
- **Rugosidade do material:** mais detalhado no 2.2.4

- **Tenacidade e dureza:** quanto maior for o valor de tenacidade e dureza menor será o desgaste e risco de fratura do material do implante dentário, respetivamente (Saini et al., 2015).
- **Molhabilidade:** vai interferir com certos aspetos biológicos como adesão proteica e de macromoléculas à superfície, o contacto de células de tecidos duros e moles com as superfícies pré-condicionadas, adesão de bactérias sucedida de formação de biofilme, e taxa de osteointegração (Gittens et al., 2014).
- **Energia e tensão superficial:** determinam a molhabilidade do implante, a sua pureza e afetam a absorção proteica (Saini et al., 2015).
- **Corrosão e resistência à corrosão:** a corrosão é a perda de iões da superfície metálica e pode traduzir-se em diversas situações como libertação de elementos do metal ou das ligas, rugosidade do implante, enfraquecimento da restauração e reações tóxicas. Pode ocorrer descoloração dos tecidos envolventes e reações alérgicas. Existem vários tipos de corrosão como eletroquímica, galvânica, em fendas e por picada (Saini et al., 2015).

Segundo a ADA, existem vários parâmetros a ter em consideração na seleção dos biomateriais, tais como: as propriedades físicas adequadas que oferecem resistência ao implante; a facilidade de fabrico e de esterilização segura sem risco de destruição do material; não devem conter defeitos de fabrico; seguro e biocompatível na sua aplicação (com realização de testes de citotoxicidade e de interferência dos tecidos); existirem no mínimo, dois estudos clínicos prospetivos longitudinais independentes que revelem a sua eficácia (Ananth et al., 2015).

Como referido anteriormente entre os materiais mais adotados para o fabrico de implantes dentários podemos referir os metais, as cerâmicas e os polímeros (Albrektsson et al., 1981; Lemons et al. 1990; Qassadi et al., 2018; Al Shakarchi & Brar, 2020).

Metais

Atualmente, a maioria dos implantes dentários endoósseos, são fabricados em metal ou à base de ligas metálicas Os metais e as suas ligas apresentam qualidades biocompatíveis, biomecânicas, químicas e físicas adequadas, tornando-se assim uma opção viável para material constituinte dos implantes dentários. Estes são materiais fáceis de processar, permitem um bom acabamento e são de fácil manipulação e utilização, devido ao facto

de terem um processo de esterilização comum (Saini et al., 2015; Jiang et al., 2020; Pandey et al., 2022).

Geralmente, os implantes não são feitos de metais preciosos como ouro e platina, mas sim de tântalo, ligas de alumínio, vanádio, cobalto, cromo, molibdênio, níquel e titânio. Sendo os mais adotados, o titânio, a sua liga Ti6Al4V, aço inoxidável, ligas de cobalto-cromo e ligas à base de ferro-cromo-níquel (Misch, 2007; Anusavice et al., 2012; Ravi et al., 2022).

Titânio

O titânio encontra-se na natureza como um elemento puro, número e peso atômico de 22 e 47,9, respectivamente. Outrora considerado um metal raro, atualmente é o metal mais utilizado em medicina dentária (Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015).

É composto por rutilo ou ilmenita, e exige técnicas de extração distintas para ser recuperado no seu estado elementar. Alguns destes procedimentos são o de *Hunter* que consiste na redução de tetracloreto de titânio (TiCl₄) com sódio, o método *Kroll* que consta na diminuição de TiCl₄ com cálcio e magnésio, e o processo de Iodeto abrange a formação de iodeto de titânio através de reação do titânio com iodeto, este é decomposto num fio de titânio aquecido (Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015).

O titânio é um metal dimórfico e apresenta duas formas alotrópicas. A sua forma elementar, que dispõe de uma estrutura cristalina hexagonal fechada e compacta (HCP), designada de alfa, e a sua estrutura cúbica de corpo centrado (BCC) quando exposta a temperaturas superiores a 883°C, denominada de beta (Duraccio et., 2015; Ravi et al., 2022).

Este metal possui diversas características favoráveis, como baixa densidade de 4,5 g/cm³, módulo de elasticidade próximo ao do tecido ósseo, alta resistência à flexão e à corrosão, podendo desta forma ser passivado por uma fina camada de óxido (principalmente dióxido de titânio (TiO₂)) estável e aderente, protegendo-a de qualquer tipo de corrosão e gera de forma instantânea na sua superfície, produtos de oxidação, quando exposta ao ar, água ou qualquer eletrólito (Ananth et al., 2015; Duraccio et., 2015; Ravi et al., 2022).

Esta camada de óxido é capaz de aumentar a espessura com o tempo, se não for controlada, e é responsável pela indução de osteointegração e pela biocompatibilidade adequada (Ananth et al., 2015; Duraccio et., 2015).

O titânio comercialmente puro (Ti CP) é uma liga de titânio e oxigênio, este último deve ter um teor inferior a 0,5%, de modo a poder ser utilizado em implantes cirúrgicos, e corresponder a uma estrutura HCP. Por ser um metal monofásico, o oxigênio está em solução. O oxigênio, o nitrogênio e o carbono apresentam maior solubilidade em estrutura HCP, criando soluções sólidas intersticiais com titânio e auxiliam a estabilização na fase alfa (Ananth et al., 2015).

O Ti CP possui a capacidade de gerar diversos óxidos, nomeadamente TiO, TiO₂ e Ti₂O₃. Desta seleção, o TiO₂ é o que apresenta maior estabilidade e é encontrado após estar exposto a condições fisiológicas (Ananth et al., 2015).

De acordo com a Sociedade Americana de Testes e Materiais (ASTM) categoriza quatro graus de Ti CP e 3 ligas de titânio (Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V de grau intersticial extra baixo (ELI) e Ti- Al-Nb). Estes graus de liga de titânio, vão distinguir-se pelo seu conteúdo de oxigênio e pelas suas propriedades mecânicas. O grau 4 apresenta maior teor de oxigênio (0,4%), enquanto que o grau 1 possui menor conteúdo (0,18%). Diferentes graus demonstram qualidades mecânicas diferentes, geralmente devido a contaminantes presentes embora em quantidades reduzidas (Ananth et al., 2015; Saini et al., 2015 Ravi et al., 2022).

O módulo de elasticidade de uma liga de Ti (113 GPa) é relativamente superior ao do Ti CP de grau 4 (102 GPa). Enquanto que, a resistência ao escoamento das ligas Ti-6Al-4V ELI (795 MPa) e Ti-6Al-4V (860 MPa) é maior (entre 65-75%) do que Ti CP (Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015).

O titânio apesar de ser um material biocompatível, por vezes, é responsável por reações alérgicas e por provocar distúrbios de saúde generalizados. Foi descrito que, o TiO₂ (que reveste as superfícies dos materiais de Ti) pode causar reações adversas nos tecidos biológicos. A sensibilidade ao metal e reações colaterais desfavoráveis podem ocorrer quando há uma exposição prolongada aos metais. Em alguns casos, o Ti dos implantes dentários pode provocar uma reação alérgica, contudo estas situações são bastante raras. As manifestações podem ser de sinais como: dor, urticaria, eczema, eritema, inchaço, necrose e perda óssea (Ananth et al., 2015; Ruiz Henao et al., 2021).

Outra desvantagem que este metal pode apresentar é a nível estético. Dado que, o Ti apresenta uma cor cinza, e que fica claramente mais pronunciada ou evidente em situações de fenótipos gengivais finos, nomeadamente na região anterior dos maxilares, sob a qual,

a cor escura da interface marginal vai transparecer na mucosa fina (Figura 3)(Saini et al., 2015; Ruiz Henao et al., 2021).



Figura 3 - Problemas estéticos provocados por implantes de titânio. A) A gengiva possui um tom acinzentado, pois o implante de titânio é coberto por tecido mole relativamente fino e B) O implante de cor cinzenta fica exposto após a recessão gengival. Imagem retirada de (Han et al., 2017).

Em relação à liga Ti6Al4V, o titânio consegue ligar-se a vários elementos e modificar as suas propriedades, de modo a melhorar a sua resistência e o comportamento a elevadas temperaturas. A temperatura que irá transformar o titânio puro em alfa ou beta vai aumentar ou diminuir dependendo dos elementos a que este se vai conectar. Os elementos alumínio, azoto, carbono e oxigénio são estabilizadores da fase alfa e aumentam a temperatura *transus* beta, em oposição os elementos molibdénio, tântalo, ferro, vanádio, crómio, nióbio, hidrogénio, manganés, silício, tungsténio e cobalto são estabilizadores da fase beta e diminuem a temperatura *transus* beta. Como referido o alumínio age como estabilizador da fase alfa com o propósito de reduzir a densidade e aumentar a resistência, já o vanádio é um estabilizador de fase beta e minimiza a suscetibilidade à corrosão e diminui a produção de TiAl₃ (Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015; Duraccio et al., 2015; Saini et al., 2015; Ravi et al., 2022).

O módulo de elasticidade do Ti6Al4V é mais parecido ao do tecido ósseo humano, quando comparado com outros biomateriais, com exceção ao titânio (Anusavice et al., 2012).

Ligas de Ti, particularmente Ti-6Al-7Nb e Ti-6Al-4 V, são usadas em graus intersticiais extra baixos. Estes graus possuem níveis igualmente baixos de oxigénio dissolvido em regiões intersticiais do metal. A ductilidade destas ligas é melhorada pelas quantidades limitadas de oxigénio e de ferro, e podem ser incorporadas com diversos elementos para alterar as suas propriedades (Anusavice et al., 2012).

Estudos têm sido efetuados para desenvolver novos tipos de ligas como Ti-6Al-7Nb e Ti-5Al-2.5Fe, uma vez que liga Ti6Al4V pode sofrer de reações de toxicidade do elemento vanádio (Jiang et al., 2020).

O aço inoxidável, nomeadamente 316L, é composto por níquel (8%) e cromo (18%) para estabilizar a sua estrutura austenítica e para resistir à corrosão, respetivamente. Possui baixo custo, fácil fabrico, alta ductilidade e resistência. Este metal tem elementos como ferro, crómio, níquel e molibdénio, que atuam como produtos de corrosão, que podem depositar-se nos tecidos adjacentes ao implante e expandir-se para o resto do corpo gerando uma resposta possivelmente negativa. Outra desvantagem, é esta liga ter predisposição a uma reação alérgica ao níquel. Podem também ser utilizados como pilares (Anusavice et al., 2012; Jiang et al., 2020; Ravi et al., 2022; Saha & Roy, 2023).

Uma liga de crómio-cobalto, geralmente, é constituída por cobalto (63%), crómio (30%) e molibdénio (5%). O cobalto oferece a fase continua para propriedades básicas, o crómio cede resistência à corrosão através de uma superfície de óxido e a incorporação de molibdénio tem a resistência da liga e a resistência à corrosão em massa. Também fazem parte desta liga em menores quantidades o manganés, níquel, e o carbono. A biocorrosão do níquel e o carbono devem ser minuciosamente monitorizadas, de modo a melhorar as propriedades mecânicas, como a ductilidade (Anusavice et al., 2012; Saini et al., 2015; Ravi et al., 2022).

Esta liga é usada em processos metalúrgicos, como fundição e recozimento. São incorporados na construção de armações e estruturas subperiosteais. Apresentam alta biocompatibilidade, maleabilidade e baixo custo, porém também apresenta baixa ductilidade, em comparação a outras ligas metálicas (Anusavice et al., 2012; Saini et al., 2015; Ravi et al., 2022; Saha & Roy, 2023).

As ligas à base de ferro-crómio-níquel como as ligas de cobalto-crómio, são usadas em condições metalúrgicas, o que promove alta resistência e ductilidade. Nas lâminas *ramus*, estrutura *ramus*, pinos estabilizadores e inserções mucosas são feitas de ligas à base de ferro. É necessário ter atenção na sua utilização e na retenção das condições de superfície passiva (óxido), dado que é a liga mais suscetível a corrosão em fenda e por punção. Este fenómeno ocorre devido ao níquel ser o elemento principal, logo não deverá ser utilizado em pacientes que sofrem de alergia ou hipersensibilidade ao mesmo. Estas ligas possuem altos potenciais galvânicos e características de corrosão que pode causar acoplamento

galvânico e biocorrosão, se acontecer interligação com biomateriais como titânio, cobalto zircônio ou carbono (Misch, 2007; Saini et al., 2015).

Por vezes, em certas situações clínicas podem estar incorporadas mais do que um tipo de liga (Misch, 2007).

Muitos outros tipos de metais e ligas são utilizados em implantologia, nomeadamente metais nobres, devido à sua biocompatibilidade, resistência à corrosão, propriedades físicas e mecânicas, contudo, estes apresentam certas limitações como a sua disponibilidade no mercado e elevado custo (Misch, 2007; Saha & Roy, 2023).

Dentro dos metais nobres os mais utilizados são o ouro, o paládio e a platina. O ouro é o mais adotado, tem elevada resistência à corrosão, fundibilidade e possui características mecânicas idênticas às do esmalte dentário. O paládio, nos últimos tempos, tem sido desaconselhado para a utilização de ligas dentárias, uma vez que não possui uma elevada biocompatibilidade e pode provocar reações alérgicas. E a platina pura apresenta boa ductilidade, resistência ao ambiente oral e maleabilidade, a sua associação ao ouro, demonstram um aumento da elasticidade e de dureza (Saha & Roy, 2023).

Cerâmicas

Implantes de cerâmica são considerados uma alternativa aos implantes de titânio, por diversos motivos, tais como: terem elevada biocompatibilidade; melhor estética, por reproduzirem de forma favorável os dentes naturais, uma vez que possuem uma cor branca; comportamento inerte; elevada resistência; baixa condutividade térmica e elétrica; adequados para pacientes que não desejam possuir implantes metálicos, não incluem os riscos alérgicos dos implantes de titânio e tolerância a elevadas tensões de cisalhamento. Contudo devido às suas limitações como a sua fraca ductilidade e fragilidade, passou a haver mais atenção nos materiais cerâmicos bioativos e nas cerâmicas não reativas (Andreiotelli et al., 2009; Ananth et al., 2015; Saini et al., 2015; Ravi et al., 2022).

A cerâmica pode ser utilizada como revestimento nas superfícies dos metais ou ser pulverizada com plasma de modo a alterar as superfícies normais, para superfícies bioativas. As cerâmicas e os seus biomateriais podem incluir propriedades termicamente

estáveis, hidrofílicas e resistentes de forma que se integrem com o osso e os tecidos adjacentes (Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015).

Podemos classificar estes biomateriais de acordo com a sua reação com os tecidos e sua fixação nos tecidos (Raghavan et al., 2020).

Relativamente a sua reação com os tecidos podemos dividi-los em três grupos:

- **Bioativos:** quando colocados no corpo humano vão interatuar com os tecidos circundantes e promovem o crescimento e formação óssea, como por exemplo os biovidros, a hidroxiapatita sintética e a vitrocerâmica apatita-wollastonita (Azevedo et al., 2007; Jayaswal et al., 2010; Raghavan et al., 2020).
- **Biodegradável/ reabsorvível:** quando aplicados no corpo humano, ocorre fixação nos tecidos adjacentes, substituição por tecido ósseo e dissolvem-se ao longo do tempo como por exemplo o fosfato de cálcio, o fosfato tricálcico, o carbonato de cálcio, o gesso, os copolímeros de ácido poliglicólico polilático e o cálcio (Azevedo et al., 2007; Jayaswal et al., 2010; Raghavan et al., 2020).
- **Bioinertes:** quando inseridos no corpo humano, apresentam uma interação mínima com os tecidos adjacentes, exemplos destes são os compostos de titânio, a zircónia, a alumina, o aço inoxidável, o carbono e o carbono-silício (Azevedo et al., 2007; Jayaswal et al., 2010; Raghavan et al., 2020).

Enquanto que, no que se refere à sua fixação nos tecidos, existem 4 grupos:

- **Fixação morfológica:** a cerâmica não apresenta porosidade, é densa e quase inerte. Esta vai fixar-se através de crescimento ósseo nas irregularidades da superfície. Pode existir cimentação no tecido por pressão, exemplos destes são o óxido de alumínio monocristalino e o policristalino (Raghavan et al., 2020).
- **Fixação biológica:** é constituída por implantes inertes, possuem um crescimento ósseo que provoca uma fixação mecânica entre o material e o tecido ósseo, como por exemplo os metais porosos revestidos com hidroxiapatita (HA) e o óxido de alumínio policristalino poroso (Raghavan et al., 2020).
- **Fixação bioativa:** constituídas por cerâmicas sem porosidade, densas e reativas às superfícies, as vitrocerâmicas e os vidros podem sofrer fixação direta através de uma ligação química com o tecido ósseo, como por exemplo a HA, os vidros bioativos e a vitrocerâmica bioativa (Raghavan et al., 2020).

- **Bioabsorvível:** constituído pelas cerâmicas reabsorvíveis porosas, não porosas e densas, estas estão projetadas de forma a serem substituídas lentamente pelo tecido ósseo como por exemplo o sulfato de cálcio e o fosfato tricálcico (Raghavan et al., 2020).

As biocerâmicas apresentam-se sob diversas formas, como microesferas, redes porosas, revestimentos ou camadas finas nas superfícies dos implantes metálicos, uma grande superfície polida e em compósitos com elementos poliméricos (Azevedo et al., 2007; Jayaswal et al., 2010).

Podem até ser utilizadas como superfícies de válvulas cardíacas, impedindo a coagulação sanguínea, agem como um material que promove o crescimento ósseo e incluem um coeficiente de atrito para lubrificação reduzido (Azevedo et al., 2007; Jayaswal et al., 2010).

Dentro destes biomateriais podemos encontrar o biovidros, fosfatos de cálcio, hidroxiapatita, óxido de alumínio (Al_2O_3), zircónia (Zr) e ligas de titânio-zircónia (Anusavice et al., 2012; Saini et al., 2015; Ravi et al., 2022).

Biovidros

Os biovidros integram os materiais cerâmicos bioativos. São densos e compostos de dióxido de silício, óxido de cálcio, óxido de sódio e pentóxido de fósforo (SiO_2 -CaO-Na₂O-P₂O₅-MgO). Estes geram uma camada de hidroxiapatita carbonada *in vitro* através do seu conteúdo de fósforo e cálcio, esta forma-se através da migração de iões dos seus elementos para o tecido, como reação a modificação externas de pH, conforme a sua libertação, outras camadas de cálcio, fósforo e silício são criadas nas superfícies e vão estimular a proliferação de osteoblastos. Estes por sua vez, vão formar fibrilhas colagénias que se fixam à camada, e desenvolvem uma forte interface osso-biovidros com uma espessura de 100 a 200 μm (Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015; Ravi et al., 2022).

Estes incluem uma elevada resistência mecânica, capacidade de presa rápida e boa capacidade osteoindutora, contudo são altamente frágeis, o que impede a sua utilização em casos que têm de suportar tensões. Os biovidros são principalmente utilizados como

materiais de enxertos de modo a aumentar cristas ou para defeitos ósseos, mas também são usados como revestimentos para implantes metálicos, dado que a resistência da ligação da interface em combinação com o substituto metálico e outros resíduos cerâmicos, é fraca e está submetida à dissolução *in vivo* (Jayaswal et al., 2010; Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015; Ravi et al., 2022).

Fosfatos de cálcio

Os fosfatos de cálcio apresentam resultados favoráveis no desempenho de cirurgias reconstrutivas de aumento de volume ósseo, uma vez que osso é composto por 60 a 70% de fosfato de cálcio. Estes biomateriais têm biocompatibilidade com os tecidos hospedeiros e são não imunogénicos (Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015).

Destes biomateriais, os mais utilizados, são a hidroxiapatita ($\text{HA}/\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) e o fosfato tricálcico ($\text{TCP}/\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$). Estes dois são usados como materiais de enxertia óssea em bloco ou em forma granular, para promoção da formação de novo osso, dado que são bioativos, estimulam o crescimento ósseo com direção vertical, obtêm ligação direta do implante com os tecidos duros e libertam iões de cálcio e fosfato nos tecidos adjacentes. Estudos relataram que após a sua implantação, os tecidos reagiram de forma diferente a estes materiais. O fosfato tricálcico (TCP), na sua forma beta, apresenta reabsorção muito mais rápida que o HA e acaba por fraturar. Ocorre também a substituição de células mesenquimatosas idênticas a células osteoprogenitoras. Outros estudos descreveram que após 4 semanas da implantação, depositavam-se osteócitos nos espaços adjacentes aos grânulos de HA, mostrando viabilidade de osteogénese com implantes (Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015).

As propriedades físicas e químicas dos fosfatos de cálcio permitem que possam ser utilizados como revestimentos nos implantes metálicos. Quanto mais cristalinos forem os revestimentos de HA, mais resistentes serão à dissolução clínica. A concentração ideal para revestimentos deve ser de um mínimo de 50% de HA cristalino. A dissolução dos revestimentos acontece em quadros estruturais mais amorfos a uma maior taxa. O processo de deposição seguido de tratamento térmico torna a cristalinidade do HA mais favorável (Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015).

Uma qualidade essencial destes revestimentos cerâmicos é a capacidade de adaptação óssea e apresentando um contacto osso-implante mais profundo do que as superfícies dos implantes metálicos. Comparam-se os implantes revestidos de cerâmica e os implantes

metálicos quanto à quantidade de integração óssea, verificou-se que esta era maior nos implantes revestidos de HA, porém existem também estudos que revelaram, que após alguns meses, as diferenças entre estes não eram significativas, o que indica que a integração precoce pode diferir (Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015).

Outros compostos de fosfato de cálcio disponíveis são hidroxiapatita pentacálcica, fosfato de cálcio amorfo (ACP), fosfato dicálcico (DCP) e monóxido de fosfato tetracálcico (TTCP) (Raghavan et al., 2020).

Hidroxiapatita

A hidroxiapatita pulverizada com plasma foi utilizada pela primeira vez em 1988 e, hoje em dia, desempenha o papel de revestimento de implantes. É quimicamente um fosfato de cálcio ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) e apresenta diversas semelhanças à componente mineral do tecido ósseo, uma proporção de cálcio para fósforo e 1,67, quando em pó fazem um preenchimento ósseo adequado, é a fase com maior estabilidade em comparação com os outros fosfatos de cálcio. A HA não entra em decomposição e possui estabilidade nos fluidos corporais, ar seco ou húmido até 12.000°C (Raghavan et al., 2020).

Óxido de alumínio/ Alumina

Introduzido como material de construção de implantes na década de 70, este biomaterial possui diversas características vantajosas com a sua inércia, alta resistência a ambientes corrosivos e ao desgaste, capacidade de polimento, maior molhabilidade superficial, excelente dureza, não demonstram reações adversas *in vitro* e têm uma boa osteointegração, contudo não apresentam baixas taxas de sobrevivência, devido ao facto de, como o corpo o desconhece promove a criação de uma camada fibrosa não aderente de modo a isola-lo, não sendo bioativos, ou seja, não estimulam formação óssea. A alumina apresenta diversas formas que aparecem durante o tratamento térmico de hidróxido de alumínio ou oxi-hidróxido de alumínio (Jayaswal et al., 2010; Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015; Raghavan et al., 2020).

Zircónia

No início dos anos 60, a zircónia começou a ser utilizada como material de construção de implantes endoósseos na medicina dentária. Este biomaterial é não bioativo e foi aceite, pelas seguintes características: possuem uma integração óssea adequada; elevada inércia; elevada resistência à flexão; resistência à fratura; melhor estética, proporciona menor acumulação de placa bacteriana; tem elevada capacidade de polimento e maior capacidade de manuseamento dos tecidos moles (Figura 4)(Anusavice et al., 2012; Saini et al., 2015; Raghavan et al., 2020).

Qualidades inerentes à zircónia como a resistência e a força, podem ser justificadas pelo seu mecanismo de endurecimento através de ações como deflexão de fissuras e blindagem de contacto. Evitar ocorrências de fissuras é essencial em casos de fadiga elevada, nomeadamente durante a mastigação e parafunção (Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015).

A estrutura da zircónia polimórfica apresenta três formas cristalinas que são a monoclinica (M), tetragonal (T) e cúbica (C). A estrutura monocíclica pode-se verificar em situações de temperatura ambiente, altera para tetragonal quando a temperatura alcança os 1170°C, e para cúbica a partir dos 2370°C até ao ponto de fusão. Quando expostas a temperatura ambiente encontram-se instáveis e com o arrefecimento, acabam por se fraturar em pedaços, devido a modificações de volume. A estabilização da fase C da zircónia pura, pode ser concretizada através da adição de óxido de cálcio (CaO), óxido de ítrio (Y₂O₃) e óxido de magnésico (MgO), desta forma vai ocorrer formação da zircónia parcialmente estabilizada (PSZ), controlo da transformação de T em M evitando a propagação de trincas (Duraccio et., 2015; Saini et al., 2015).

A zircónia na sua fase T, não resiste à fadiga, logo quando há formação de fissuras, desenvolvem-se tensões dentro da estrutura tetragonal e os grãos tetragonais alteram para a forma M estável. Há expansão volumétrica dos cristais do dióxido de zircónia (ZrO₂) que resulta em tensões de compressão de volta das fissuras, impossibilitando a sua propagação. Como referido este processo designa-se de endurecimento e pode ser desencadeado por diversos fatores como temperatura, concentração de óxidos estabilizadores, *stress*, tamanho da partícula, vapor, micro e macroestrutura (Duraccio et., 2015; Qu & Liu, 2021).

Limitações associadas a estas transformações de fase, são a alteração de volume e a degradação a baixas temperaturas. Na primeira, quando ocorre uma transformação da fase T para a fase M através do arrefecimento, existe também uma expansão de 4% do volume, que origina fissuras nas cerâmicas. Esta tem reversibilidade e inicia a 950°C no arrefecimento. De modo a induzir estabilidade nas transformações das estruturas cristalinas, foram acrescentados óxidos. Já na degradação a baixas temperaturas (LTD), ou envelhecimento, que é caracterizado pela conversão lenta da fase T para a M induzida pela presença de água ou vapor de água, acompanhada de micro e macro trinca, resulta na redução significativa de resistência, densidade, e segue até à decomposição deste material. Este envelhecimento pode ser reduzido de modo alcançar níveis biologicamente aceites através de otimização do processo de fabricação, dispondo de um tamanho adequado do cristal, eliminando impurezas e utilizando materiais resistentes ao envelhecimento (Duraccio et., 2015; Raghavan et al., 2020; Qu & Liu, 2021).

A PSZ apresenta resistência à fratura, um elevado módulo Weibull de 10-13 (este módulo indica a variação na resistência do material), baixo módulo de Young (este caracteriza o comportamento de um material com elasticidade), e inclui resistência à flexão biaxial do implante entre 900-1100 MPa, a resistência uniaxial de 409-899 MPa e resistência à fratura de 4-6,2 MPa. O tratamento de superfície através de abrasão por partículas transportadas pelo ar e retificação manual, melhora a resistência à flexão. A resistência a forças de cisalhamento depende da topografia da superfície e do tratamento químico e mecânico da zircónia (Lino, 1998; Anusavice et al., 2012; Ananth et al., 2015 Ortiz-Domínguez & Cruz-Avilés, 2022).

O material cerâmico mais utilizado nos implantes dentários é zircónia policristalina tetragonal estabilizada com ítrio (Y-TZP). Estes resultam da adição de ítrio a temperatura ambiente, possuem tamanho de grão fino e propriedades físicas e mecânicas favoráveis. A Y-TZP contem boa resistência à fratura, à compressão, ao desgaste, à corrosão e ao envelhecimento, baixa condutividade térmica, alta resistência à flexão (varia entre 900-1,200 MPa), alta densidade e baixa porosidade. Esta forma de zircónia possui deste modo as melhores propriedades mecânicas (Saini et al., 2015; Raghavan et al., 2020; Qu & Liu, 2021).

Zircónia policristalina tetragonal estabilizada com ítrio 3% em mol (3Y-TZP)

A Zircónia policristalina tetragonal estabilizada com ítrio 3% em mol (3Y-TZP) tem uma microestrutura que inclui 98% de grãos tetragonais equiaxiais com um tamanho cerca de 0,2 - 0,5 μm , por vezes em combinação com uma pequena porção da fase C e como estabilizador 3% em mol de ítrio (Y_2O_3). A temperatura de sinterização influencia o tamanho do grão que por sua vez afeta as suas características mecânicas. Quanto maior a temperatura e duração da sinterização, maior é o tamanho dos grãos. Quando os grãos apresentam um tamanho superior a 1 μm , o 3Y-TZP têm estabilidade reduzida e maior suscetibilidade à conversão espontânea da fase T para fase M. Já quando possuem um tamanho inferior a 0,2 μm , o endurecimento através da transformação não ocorre e provoca diminuição da resistência à fratura (Osman & Swain, 2015).

Atualmente, foi desenvolvida a introdução de alumina no 3Y-TZP, em pequenas quantidades, o que resultou em blocos cerâmicos denominados de zircónia policristalina tetragonal- alumina (TZP-A). A adição desta provocou uma melhor durabilidade e estabilidade em ambientes húmidos e a elevadas temperaturas através da diminuição da translucidez destes blocos (Osman & Swain, 2015).

Alumina reforçada com zircónia infiltrada em vidro (ZTA)

Podemos ter outra forma de apresentação, que é a combinação de cerâmicas à base de zircónia com uma matriz de alumina, de modo a ser utilizada a capacidade de transformação induzida por tensão e produção de alumina reforçada com zircónia (ZTA), ou seja, de alumina endurecida com grãos de zircónia (Osman & Swain, 2015).

Este material é formado pela de adição de 33% em volume de zircónia estabilizada com cério a 12% em mol (12Ce-TZP) à alumina *In-Ceram*. A zirconia *In-Ceram* pode ser produzida por fundição, deslizamento ou usinagem suave antes da infiltração com o vidro (Osman & Swain, 2015).

Zircónia reforçada com alumina (ATZ)

Este material cerâmico possui uma mistura de 20% de alumina e 80% de zircónia com 3% em mol de ítrio. Há uma melhoria da resistência do material à LTD através do acrescento de alumina de 0,25 em peso à TZP (Osman & Swain, 2015).

A zircónia reforçada com alumina (ATZ) demonstra ter maior resistência tanto à flexão a temperaturas elevadas (>800 MPa a 1000 °C), como a temperatura ambiente (1800–2400 MPa). Esta propriedade vai promover uma alta resistência ao choque térmico da ATZ, dado que impedem a diminuição da resistência no arrefecimento rápido a partir de temperaturas elevadas (Osman & Swain, 2015).

Ligas de Titânio-Zircónia (Straumann Roxolid)

Estas ligas TiZr1317 são constituídas por 13-17% de zircónia e 83-87% de titânio e dispõem de qualidades mecânicas mais favoráveis que o Ti comercialmente puro e Ti-6Al-4V como maior biocompatibilidade, alongamento e resistência à fadiga. A adição de zircónia ao titânio, conduz a uma boa osteointegração. Implantes dentários com estas ligas são feitos com superfície *SActive* de modo a manter a camada de óxido limpa com as suas características hidrofílicas, como os implantes *SActive* de titânio com jateamento de areia, ataque ácido e após submersão em solução de cloreto de sódio (NaCl) a 0,9% (Saini et al., 2015; Raghavan et al., 2020).



Figura 4 – Imagem de sistemas de implantes de zircónia. Imagem retirada de (Han et al., 2017).

Polímeros e compósitos

No final da década de 60, Milton Hodosh, na tentativa de replicar implantes dentários de polimetacrilato, verificou que os polímeros eram materiais biologicamente toleráveis e desenvolveu a noção destes como implantes. Os implantes de polímeros fabricados

apresentam elevada porosidade e solidez, de modo a ocorrer fixação, substituição, aumento dos tecidos e revestimento para distribuição de força para tecidos moles e áreas de tecidos duros (Misch, 2007; Ananth et al., 2015; Ravi et al., 2022).

O polímero revelou ser um substituto adequado de um dente natural não só a níveis estéticos como funcionais (Saini et al., 2015).

Os polímeros apresentam diversas qualidades como o facto da sua composição ser fácil de alterar podendo assim haver modificação das suas características físicas dependendo da sua utilização. Possuem estética agradável, fácil manipulação e reprodução, com boa ligação ao tecido conjuntivo fibroso, ao contrário dos metais, estes não criam correntes eletrolíticas ou micro-ondas e permitem uma avaliação microscópica mais acessível (Saini et al., 2015; Ravi et al., 2022).

Estes materiais também revelam certas desvantagens como reações imunológicas desfavoráveis, propriedades mecânicas limitadas, ou seja, demonstram ineficácia para resistir às forças mastigatórias, têm maior módulo de alongamento à fratura e possuem baixa resistência e módulos elásticos com magnitudes mais próximas dos tecidos moles do que com o tecido ósseo, apresentando ainda falta de adesão aos tecidos vivos (Saini et al., 2015; Ananth et al., 2015; Ravi et al., 2022).

Os polímeros mais inertes englobam polietileno tereftalato (PET), polimetilmetacrilato (PMMA), politetrafluoroetileno (PTFE), polissulfona (PSF), polipropileno (PP), polietileno de peso molecular ultraelevado (UHMW-PE), polidimetilsiloxano (PDS, ou borracha de silicone). Estes biomateriais são isolantes térmicos e elétricos, e apresentam resistência à biodegradação. A utilização de PTFE é cada vez mais recorrente, dado ao desenvolvimento de membranas para técnicas guiadas de regeneração tecidular. Porém é relevante notar que este, exibe uma baixa resistência à abrasão por contacto e a fenómenos de desgaste (Misch, 2007; Ananth et al., 2015).

Os polímeros podem ser integrados com diversos materiais como compósitos, fibras e partículas de carbono, alumina e hidroxiapatita (Ravi et al., 2022).

A combinação de polímeros com compósitos é bastante favorável, uma vez que promovem a resistência a forças mecânicas, são projetados para corresponder com as propriedades dos tecidos e possuem baixo custo (Misch, 2007).

Os polímeros e os compósitos de polímeros, geralmente, apresentam sensibilidade a técnicas de esterilização e manuseio. Se estes forem utilizados em implantes, grande parte não deve ser esterilizada por óxido de etileno ou por vapor. Os polímeros têm qualidades superficiais eletrostáticas e costumam acumular poeira ou partículas, quando sujeitos a ambientes orais semi-limpos (Misch, 2007; Ananth et al., 2015).

Deve estar sempre presente um acréscido cuidado na manutenção da qualidade das condições das superfícies dos implantes, visto que muitos polímeros conseguem ser moldados por corte ou autopolimerização *in vivo* (PMMA). Deformação elástica pode acontecer a polímeros porosos e conseqüentemente ocorrer o encerramento de zonas destinadas ao crescimento tecidual, sendo que a sua limpeza não deve ser executada se não for em ambiente laboratorial (Misch, 2007).

A sua utilização de polímeros e compósitos como base matérias de produção de biomateriais, constitui uma via bastante favorável devido aos seus resultados a longo prazo, alta biocompatibilidade, fácil alteração e controlo das estruturas (Misch, 2007).

Podemos também encontrar disponíveis biomateriais à base de carbono. Estes são usados como semelhantes à cerâmica em implantes metálicos e produzem uma resposta mínima no hospedeiro. Em muitos estudos *in vitro*, com zircónio revestido em carbono, relataram uma elevada adesão celular comparativamente com um disco não revestido. Uma vantagem destes biomateriais é não sofrem fadiga, algo que se verifica nos metais, plásticos e outras cerâmicas. Porém, apresentam alguma fragilidade inerente e resistência à tração reduzida, não podendo incorporar desta forma, aplicações de suporte de carga elevada (Ravi et al., 2022).

2.2.2. Macro forma dos implantes

O formato de corpo do implante, pode interferir na relação tecido ósseo e o material de construção, na área de superfície, na distribuição de forças direcionadas ao tecido ósseo, e na estabilidade do próprio implante. As formas geométricas mais comuns que os implantes dentários podem ter, são: cilíndricas, cónicas, lisas ou com espiras (Figura 5) (Gaviria et al., 2014; Silva et al., 2016; Warreth et al., 2017).

Podem ser caracterizados também como ocos ou sólidos. Estes primeiros viabilizam um maior contacto ósseo, contudo são mais frágeis, que podem proporcionar falhas mecânicas e fraturas, em comparação com os implantes sólidos (Warreth et al., 2017).

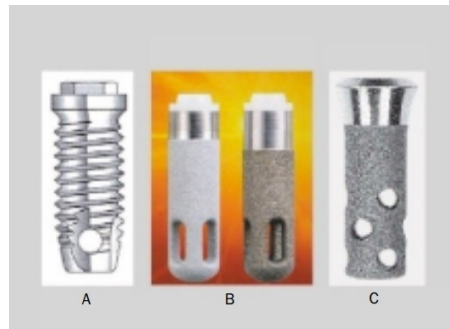


Figura 5 – Ilustração e imagens representativas de diferentes geometrias de implante. A) em forma de parafuso com espiras, B) forma cilíndrica, C) forma oca. Imagem retirada de (Binon, 2000).

A estabilidade primária é um fator essencial para o sucesso dos implantes dentários. Esta é conseguida pelo contacto direto entre o tecido ósseo hospedeiro e o implante. Os implantes de forma cónica, apresentam maior estabilidade primária, uma vez que, efetuam uma compressão lateral das paredes ósseas do leito implantar, provocando um aumento da rigidez do osso da interface, adquirindo um binário mais elevado. Necessitam de menor de tempo de inserção por utilizarem um protocolo cirúrgico de fresagem, quando comparados com os implantes paralelos. Estes são utilizados de forma a minimizar danos nas raízes adjacentes convergentes em tecido ósseo de menor densidade como o tecido ósseo Tipo IV. Uma das indicações dos implantes cónicos, é a possibilidade de serem instalados em alvéolos pós extração dentária, devido à configuração da sua macro forma, ser semelhante à das raízes dos dentes Warreth et al., 2017).

A macroestrutura dos implantes dentários é caracterizada por estes possuírem espiras ou não, sendo os mais utilizados, os que possuem espiras, uma vez que as espiras melhoram a estabilidade primária, aumentam a área de superfície do implante, dissipam o *stress* da *interface* e reduzem as forças adversas a que estão sujeitos (Gaviria et al., 2014; Warreth et al., 2017).

Os implantes cilíndricos de superfície lisa viabilizam uma inserção cirúrgica fácil, contudo a sua *interface* osso-implante está submetida a tensões de cisalhamento máximas,

resultando num contacto osso-implante (BIC) reduzido tal como a reabsorção óssea (Misch, 2007; Tushar et al., 2022).

Implantes que possuem espiras, aplicam mais forças de compressão do que tensões de cisalhamento, aumentando também a área superficial para um BIC maior, tornando este tipo de desenho mais eficaz (Tushar et al., 2022).

Fatores como a profundidade da espira, a espessura da espira, o passo das espiras (consiste no número de espiras por unidade de comprimento), o ângulo de face e o ângulo de hélice, vão designar o perfil da espira. Os implantes descritos como *auto-tapered*, cria as suas próprias espiras à medida que são instalados, os implantes *pré-tapered*, necessitam de preparação prévia através de osteotomia podendo alcançar maior estabilidade. Entre os três tipos de espiras mais utilizados, destacam-se as espiras em forma de “V”, com terminação quadrada ou invertida (Gaviria et al., 2014; Warreth et al., 2017).

Relativamente à geometria das espiras, como já mencionado, as espiras têm como objetivo maximizar o contacto inicial do implante com as paredes laterais do leito implantar, ou seja, melhorar a área e auxiliar a distribuição de cargas na interface osso-implante. A área de superfície funcional por unidade de comprimento do implante pode variar sob três aspetos: a forma das espiras, o passo das espiras e a profundidade das espiras (Misch, 2007).

Quanto menor for o passo de espiras de um implante, maior é a área de superfície por unidade de comprimento, e conseqüentemente uma redução das tensões laterais. Logo, o aumento do número de espiras pode compensar a diminuição do comprimento do implante, quando este não pode ter o comprimento ideal (Tushar et al., 2022).

Estudos conduzidos por Ester et al., determinaram que o passo da espira deve ter uma distância de 0,808mm para ocorrer uma distribuição ideal das cargas. Quanto maior for a profundidade da espira maior será a área de superfície, ocorre também um aumento do torque de inserção necessário, contudo não há redução da resistência compressiva. Ou seja, os implantes com espiras possuem melhor estabilidade em zonas ósseas de baixa qualidade, não interferindo com as suas características mecânicas (Tushar et al., 2022).

O ângulo da face do desenho da espira é capaz de alterar a direção oclusal aplicada na prótese. A espira com a forma de “V”, possui um ângulo de face de 30 graus em relação ao longo eixo do implante, enquanto que a espira em forma quadrada, dispõem um ângulo

de 90 graus, e toda carga oclusal inserida neste tipo de espira vai oferecer forças de compressão na interface óssea, porém nas espiras em forma de “V”, são aplicadas mais cargas de cisalhamento. A redução de cargas de cisalhamento e aumento das cargas compressivas são bastante importantes em regiões com determinadas densidades ósseas, em implantes curtos (menores a 7mm) ou na região posterior que apresentam maiores magnitudes de força. Ou seja, os implantes com espiras quadradas, por possuírem menores tensões nas forças de compressão e cisalhamento, apresentam desta forma, um desenho geométrico mais favorável (Tushar et al., 2022).

O implante com espiras em forma de “V” é o mais utilizado clinicamente. O seu diâmetro externo mais frequente é de 3,75mm, possuindo uma profundidade de espira de 0,38mm e passo de espira de 0,6mm (Figura 6) (Misch, 2007).

O ápex dos implantes é, predominantemente, afunilado, de modo a promover o assentamento do implante na osteotomia efetuada, mesmo antes do corpo do implante obter retenção na parede lateral óssea (Tushar et al., 2022).

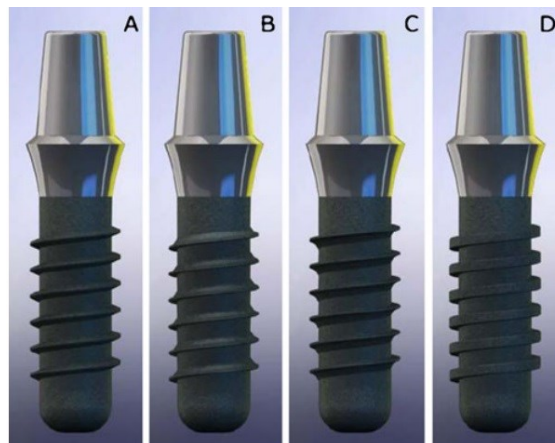


Figura 6 – Ilustrações representativas de implantes em forma de parafuso sólidos com diferentes perfis de espiras. A) em forma de V, B) em forma contraforte, C) em forma contraforte reverso, D) em forma quadrada. Imagem retirada de (Eraslan & Inan, 2010).

2.2.3. Dimensões dos implantes

O comprimento do implante é medido pela distância entre a superfície superior e o ápex ou região mais apical. O valor médio varia entre 6 a 20 milímetros. O comprimento ideal

pode ser avaliado através de vários fatores como a altura, largura e qualidade do osso alveolar disponível que irá reter o implante. Estudos revelam que implantes longos apresentam taxas de sucesso superiores dado que, apresentam maior estabilidade primária e contacto de superfície. Os implantes curtos são suscetíveis a falhas, associados a menor durabilidade, contudo, geralmente, são utilizados em situações de reabsorção excessiva das zonas ósseas alveolares ou, em situações em que a crista óssea alveolar é muito delgada, ou seja, casos em que não é viável a instalação de um implante com comprimento adequado, por isso deve se ter atenção aos seus fatores com a textura, forma e desenho das espiras. A compensação do volume ósseo reduzido do rebordo da crista alveolar, pode ser realizado previamente ou simultaneamente à instalação dos implantes, através das técnicas de reconstrução óssea, como por exemplo: elevação do pavimento do seio maxilar, distração óssea, reposicionamento do nervo alveolar inferior, regeneração óssea guiada, enxertos em bloco e regeneração óssea guiada (Figura 7) (Gaviria et al., 2014; Warreth et al., 2017).

Estudos concluíram que o aumento no comprimento auxilia a resistência a tensões laterais de forma mais eficaz. E que os implantes longos apresentam uma taxa de sucesso elevada, comparação com os curtos (Tushar et al., 2022).

Os implantes curtos falham a longo prazo devido a diversos motivos: por possuírem menor área de superfície na distribuição das cargas oclusais, por sofrerem maiores forças oclusais quando instalados em regiões posteriores maxilares com menor densidade óssea, e nas situações de cantiléver vertical, originado pelo aumento da coroa. Desta forma, existe um maior *stress* mecânico direcionado ao implante para compensar a redução do seu comprimento (Tushar et al., 2022).



Figura 7 – Ilustrações representativas de implantes de comprimentos diferentes. Um implante pequeno de 6mm (esquerda) e um implante de tamanho standard de 10mm (direita). Imagem retirada de (Cahyaningtyas et al., 2023).

O diâmetro de um implante é caracterizado pela distância entre o ponto mais largo de uma espira até ao seu oposto. Os implantes denomina-se de: mini implante, os que possuem diâmetros $\leq 2,7$ mm; de estreitos, os que possuem entre 2,7mm e 3,75 mm; os regulares, os que possuem medidas entre 3,75 e 4,5mm e largos, os que possuem >5 mm. O diâmetro é selecionado de acordo com vários fatores como: a disponibilidade, qualidade óssea e tipo de reabilitação. Um implante com diâmetro largo, está relacionado a um aumento da sua área de superfície, maior interação óssea e consequentemente redução das tensões de carga na crista óssea alveolar. Geralmente, implantes de diâmetro estreito são uma boa alternativa em situações em que a quantidade óssea é insuficiente ou, em que as raízes dos dentes adjacentes têm posições convergentes e, na substituição de incisivos laterais superiores e incisivos inferiores, porém estes também podem possuir falhas mecânicas do implante (Gaviria et al., 2014; Warreth et al., 2017).

2.2.4. Tipos de superfícies e revestimentos

Os implantes dentários originais de Bränemark era usinados/lisos e foram durante muito tempo considerados o *gold standard*. Geralmente, contém uma rugosidade de 0,5 μ m a 1 μ m e apresentam algumas ranhuras que viabilizam o processo de mineralização do osso em direção ao implante, contudo não possuem uma superfície indutora. Ocorre formação de uma superfície anisotrópica que proporcionava um melhor processo de adesão celular e a produção da matriz proteica (Gaviria et al., 2014; Silva et al., 2016; Warreth et al., 2017).

Superfícies lisas tinham como objetivo proporcionar uma organização regular do tecido epitelial adjacente ao implante, promovendo desta forma uma vedação periférica dos tecidos moles, contudo estas também podem promover mais tensões de cisalhamento, que podem induzir uma perda óssea. Para contrariar esta ocorrência, foram introduzidas superfícies rugosas com um desenho de micro espiras, de modo a aumentar a área de contacto dos implantes e converter a tensão de cisalhamento nociva em tensões mais adequadas, ocorrendo desta forma uma menor perda óssea na área envolvente à região cervical do implante (Tushar et al., 2022).

Implantes que apresentam rugosidades, possuem uma maior área de superfície, distribuindo melhor as forças a que são sujeitos e contribuindo para uma maior estabilidade primária, com maior aposição óssea, valores mais elevados de torque de explantação, promovendo o processo de osteointegração com uma cicatrização positiva do tecido peri-implantar (Warreth et al., 2017).

Tendo em conta todos os benefícios que uma maior rugosidade oferece, foram criadas técnicas para aumentar estas características nos implantes. Atualmente, existe uma grande variedade de métodos e procedimentos de manipulação e alteração da topografia da superfície do implante. Os métodos mais utilizados são: o método aditivo e o método subtrativo (Gaviria et al., 2014; Warreth et al., 2017; Ravi et al., 2022).

Na técnica aditiva, é incorporado à superfície do implante um material biocompatível, por exemplo: a hidroxiapatita e o titânio, que vão ajudar no processo da osteointegração ou na interligação física para a estabilidade primária. Neste método podemos encontrar as seguintes técnicas de revestimento:

- *Plasma Spray*: partículas de titânio ou de fosfato de cálcio, são aquecidas a elevadas temperaturas e lançadas a alta velocidade contra ao corpo do implante, solidificando e formando um revestimento. A espessura deste revestimento vai depender de vários fatores como o tamanho das partículas, velocidade e tempo de impacto, temperatura, a área da superfície do implante, etc. É relevante mencionar que caso ocorra delaminação ou reabsorção do revestimento, poderá haver distúrbios biológicos ou perda de integridade mecânica (Gaviria et al., 2014; Warreth et al., 2017; Ravi et al., 2022).
- *Antibióticos*: os revestimentos antibióticos vão impossibilitar o crescimento bacteriano nas suas etapas iniciais da inserção de implante e consequente infeções, e viabiliza uma cicatrização adequada e pode apoiar o processo de osteointegração (Abraham, 2014; Ravi et al., 2022).
- *Agentes osteogénicos*: os fatores de crescimento derivado de plaquetas (PDGF) e TGF beta 1 colocados nas superfícies dos implantes, propiciam uma melhoria na cicatrização óssea (Abraham, 2014; Ravi et al., 2022).
- *Nano revestimentos/ anodização*: é um processo eletro-químico, no qual é adicionada uma corrente elétrica, a camada de óxido cria reações de transferência de cargas e iões, que vai aumentar a espessura da camada de óxido, promovendo

osteointegração, biocompatibilidade, proliferação celular, tornando a superfície mais hidrofílica, facilitando a adesão celular da superfície do implante (Silva et al., 2016; Ravi et al., 2022).

Na técnica subtrativa, a superfície do implante ganha rugosidade através da remoção de material. Consequentemente, vai haver aumento da superfície e contato entre as células e a superfície do implante. As técnicas são as seguintes:

- **Jateamento de areia:** o implante é submetido a jatos de areia e de seguida a um ataque ácido. Os agentes abrasivos como a alumina e o dióxido de titânio, a que estão sujeitos, proporcionam a extração de partículas finas produzindo assim micro rugosidades na superfície do implante. Assim sendo, os implantes possuem uma estabilidade secundária, caracterizada pela integração óssea que resulta da remodelação óssea e de uma neoformação óssea mais ativa, com estruturas da superfície mais otimizadas, que viabilizam a absorção proteica (Silva et al., 2016; Warreth et al., 2017; Ravi et al., 2022).
- **Ataque ácido:** neste processo ocorre remoção química através de substâncias ácidas como o ácido sulfúrico, o ácido clorídrico, ácido nítrico e o ácido fluorídrico, que produzem erosões no corpo do implante, servindo para aumentar a espessura da camada de óxido e promover uma rugosidade homogénica que vai expandir a área de superfície ativa e consequente uma osteointegração adequada. O método de jateamento com areia pode ser adicionado ao método de ataque ácido duplo (Gaviria et al., 2014; Silva et al., 2016; Ravi et al., 2022).
- **Ablação a *laser*:** alteração da superfície através de feixe de *laser* de alta intensidade produzindo erosões, rugosidades com elevado grau de pureza, aumentando a textura da superfície. Não inclui elementos químicos, sendo a descontaminação realizada pelas propriedades físicas da energia do *laser* e a sua interligação com os tecidos (Gaviria et al., 2014; Silva et al., 2016; Ravi et al., 2022).

O método eletrolítico aplica-se em ambos as técnicas, adição e subtração (Ravi et al., 2022).

É relevante mencionar que também existem superfícies nanoestruturadas. Estas superfícies são capazes de regular o comportamento celular, alterando desta forma o

alinhamento, diferenciação, orientação, migração e proliferação celular (Matos, 2020). A nanotopografia afeta, nos implantes dentários, a ligação entre as células e o implante, nomeadamente a níveis celulares e proteicos, e interfere na diferenciação dos osteoblastos, promovendo assim uma osteointegração adequada e rápida (Matos, 2020).

A densidade, dimensão e modificações realizadas nas superfícies nanoestruturadas geram efeitos biológicos, físicos e químicos. Alteram a função celular e viabilizam a sua adesão (Matos, 2020; Kandavalli et al., 2021). As nanoestruturas podem surgir espontaneamente, devido a reações de oxidação ou corrosão em combinação com água, soluções salinas ou eletrólitos, extraíndo impurezas e criando nanoestruturas de TiO₂ ou podem ser colocadas através de partículas de hidroxiapatita nanométricas ou de TiO₂ (Albrektsson & Wennerberg, 2019; Matos, 2020).

Vários estudos revelam que implantes que possuem nanoestruturas apresentam maior proliferação de células ósseas e maior integração do tecido ósseo (Matos, 2020). A nano rugosidade apresenta diversos benefícios como aumento da área superficial, uma melhor fixação celular e interface biomecânica do implante com o osso (Matos, 2020).

2.2.5. Plataformas e geometria da interface

A área transóssea estende-se a partir do corpo do implante e designa-se de plataforma, geralmente integra elementos anti rotacionais do pilar protético. Esta vai interferir no espaço biológico, na fase cirúrgica, no planeamento protético e no perfil de carga (Misch, 2007; Souza et al., 2016).

A configuração da plataforma do implante vai influenciar a capacidade de suporte das cargas oclusais. As plataformas dos implantes devem apresentar estabilidade, impossibilitando qualquer tipo de fratura ou desaparafusamento dos parafusos ou pilares. Deste modo, o sucesso do implante, a saúde dos tecidos envolventes e a transferência de cargas, depende do desenho da plataforma do implante (Souza et al., 2016; Oliveira & Góes Ladeia, 2018).

Na implantologia moderna podemos encontrar diversos tipos de plataformas, como por exemplo: a hexagonal, octagonal, cilíndrica hexadecimal, *spline*, *conemorse*, trilobular.

Foi desenvolvida uma classificação baseada na forma da plataforma e da interface pilar/implante, dividindo-se em conexão interna (CI) e externa (CE) (Figura 8) (Souza et al., 2016; Oliveira & Góes Ladeia, 2018).

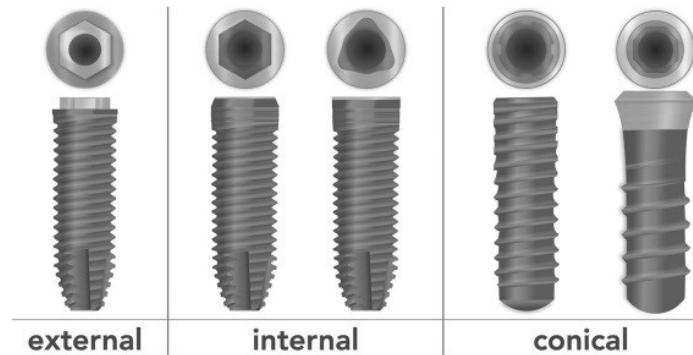


Figura 8 - Desenhos e conexões dos implantes dentários. Imagem retirada de (Ganeles et al., 2021).

Dentro destas conexões internas, existe o hexágono interno (HI), cone-morse- morse taper (CM) e o octógono interno, enquanto as conexões externas apresentam o hexágono externo (HE), octógono externo e a *spline* com projeções interdigitadas. As conexões protéticas mais utilizadas são as HE, HI e CM (Souza et al., 2016; Oliveira & Góes Ladeia, 2018; Spezzia, 2019).

Hexágono externo

Os implantes de conexão com hexágono externo estavam presentes no protocolo original do Professor Brånemark. Esta plataforma tinha inicialmente a função de transferir torque ou binário no momento de colocação do implante na crista alveolar, só depois, é que a plataforma começou a ser utilizada como pilar de reabilitações unitárias. Neste sistema, os implantes são instalados através de um montador aparafusado ao hexágono externo, ocorrendo assim transferência de binário, esta conexão também auxilia o posicionamento da reabilitação, impedindo desta forma a ocorrência de desvios rotacionais da coroa (Souza et al., 2016; Oliveira & Góes Ladeia, 2018).

Atualmente, esta conexão é a mais utilizada, uma vez que apresenta diversas vantagens como o seu mecanismo anti rotacional, facilidade de inserção, sua reversibilidade, compatibilidade entre sistemas, maior variedade de formas de reabilitação, correção de ângulos incorretos dos implantes e adequação para abordagem em dois estágios

cirúrgicos. No entanto, esta também possui certas limitações como a reduzida altura do hexágono (em média têm 0,7mm) que provoca micro movimentação na interface pilar-implante, estes movimentos podem produzir fraturas do parafuso, desaparafusamento do parafuso ou do pilar. Esta conexão possui também um centro de rotação elevado, que reduz sua a resistência a movimentos laterais e rotacionais, causando micro fendas entre o pilar que pode resultar em reabsorções ósseas adjacentes à região cervical do implante através de colonização bacteriana (Figura 9) (Souza et al., 2016; Costa, 2017; Spezzia, 2019; Moreira et al., 2022).



Figura 9 - Conexão de hexágono externo. (Retirado de <https://www.implart.com.br/tipo-de-encaixe-dente-implante/>).

Hexágono interno

Após o desenvolvimento do sistema de conexão de hexágono externo, foram realizados diversos estudos e pesquisas para se obter uma alternativa com maior estabilidade mecânica e melhor adaptação entre hexágonos. Desta forma, surgiu a conexão de hexágono interno. Um dos implantes com hexágono interno originais foi o *Core-Vent* que apresentava uma profundidade de 1,7 mm e um bisel de 45 graus e, tinha como propósito uma distribuição das forças mastigatórias para a região interna do implante de modo a proteger o parafuso contra as forças oclusais intensas, havendo diminuição de micro infiltrações. Hoje em dia, estão disponíveis diversos modelos de hexágono interno (Figura 10) (Souza et al., 2016; Costa, 2017).

Este tipo de conexão possui elevada resistência mecânica, por possuir uma maior área de contacto entre o implante e o elemento protético, diminuído o risco de micro movimentos e *stress* do parafuso de retenção, contem uma maior profundidade e estabilidade da interface ao existir um contacto favorável entre as paredes do componente intermediário e do implante, oferecendo uma maior proteção do parafuso protético. Esta conexão

também não necessita de um montador para a colocação do implante, dado que, é realizada através de uma chave de torque que vai transferir o implante da região cirúrgica até ao local cirúrgico, desta forma há redução do tempo cirúrgico e de consequentes riscos de contaminação. Outras vantagens incluem um mecanismo anti rotacional, facilidade de encaixe do pilar, centro de rotação mais apical (causando maior resistência a cargas laterais), possível inserção num estágio e com carga imediata (Souza et al., 2016; Costa, 2017; Oliveira & Góes Ladeira, 2018).

Relativamente às limitações da conexão de hexágono interno podemos verificar que: constitui a impossibilidade de ajuste de angulação entre implantes e a presença de paredes muito finas em redor da área da plataforma (Costa, 2017).

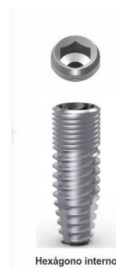


Figura 10 - Conexão de hexágono interno. (Retirado de <https://www.implart.com.br/tipo-de-encaixe-dente-implante/>).

Cone-morse

É uma conexão cônica interna desenvolvida por Stephen A. Morse, com o objetivo de corrigir e diminuir os problemas biomecânicos presentes nas outras conexões internas. Esta plataforma possui uma conexão cônica entre o implante e o pilar, e inclui uma elevada capacidade para suportar cargas transversais, por conterem uma maior área de contacto entre implante o pilar (Figura 11) (Souza et al., 2016; Costa, 2017).

Um pormenor relevante desta conexão é a ausência de uma “plataforma protética”. O elemento protético vai contactar então com o implante através da sua interface, não se encontra uma zona de assentamento protético sobre a parte superior da região cervical do implante. Esta característica viabilizou a planificação de elementos protéticos com o mesmo desenho para todos os tipos de diâmetro de implante (Souza et al., 2016).

Outras características importantes são: a redução dos pontos de tensão, principalmente no parafuso de retenção, impedindo o seu desaparafusamento, uma adaptação favorável entre o implante e o elemento protético; a sua elevada estabilidade biomecânica que diminui a ocorrência de micro movimentos; maior reprodução das características do dente natural; elevado selamento microbiano devido à inexistência de *micro gap*, que por sua vez reduz o risco de reabsorção óssea peri-implantar; menor incidência de desaparafusamento e fraturas; melhor fixação anti rotacional e maior resistência do conjunto implante-pilar (Souza et al., 2016; Costa, 2017).

A grande desvantagem das conexões cone morse é a inexistência de um mecanismo de posicionamento protético anti rotacional. Os implantes que possuem a geometria de *cone-morse*, são considerados os de seleção nos casos de substituição de dentes unitários (Souza et al., 2016; Costa, 2017).



Figura 11 - Conexão de cone-morse. (Retirado de <https://www.implart.com.br/tipo-de-encaixe-dente-implante/>).

Estudos revelaram que os implantes cone-morse, quando comparados com os implantes de conexão externa, demonstravam maior resistência dinâmica e estática, e maior eficiência na distribuição de forças no longo eixo do implante, associado menor desaparafusamento dos parafusos (Costa, 2017).

Estudos demonstraram que o sistema de cone-morse induz menor *stress* no osso peri-implantar e dissipa de forma mais favorável as forças laterais geradas pelas reabilitações protéticas, levando a uma menor reabsorção óssea devido ao desenho do seu componente intermediário protético, comparativamente ao hexágono externo, que por sua vez produz mais *stress* a nível do osso alveolar e na prótese (Costa, 2017).

As conexões de hexágono externo revelam maior taxa de complicações mecânicas, enquanto que as de hexágono interno apresentam um índice significativamente menor (Souza et al., 2016).

Estudos descreveram que conexões de hexágono interno, dissipam tensão de forma mais adequada do que as de hexágono externo, em consequência da sua ação de assentamento profundo dentro do corpo do implante e da sua transferência de forças centrais, ocorrendo desta forma uma redução da perda óssea, quando comparados com as de hexágono externo (Tushar et al., 2022).

Khraisat et al., (2002) realizaram estudos comparativos entre sistemas de HE e CM e verificaram que a nível da resistência à fadiga, estes últimos apresentaram melhores resultados. E Kitagawa et al., (2005) concluíram que o sistema de HE demonstrava um elevado índice de micro movimentos e presença de movimentos rotativos nos pilares, enquanto que nos de CM estes eram inexistentes (Costa, 2017).

As conexões de HI revelam um diapositivo anti rotacional mais profundo, comparativamente às de HE, permitindo desta forma uma maior estabilidade, nomeadamente quando expostas a forças laterais mastigatórias (Souza et al., 2016; Costa, 2017).

No sistema de implantes, encontram-se disponíveis dois tipos de plataformas, nomeadamente a plataforma *switching* e plataforma *matching* (Cahyaningtyas et al., 2023).

Designa-se de plataforma *matching* quando o diâmetro do pilar protético e da plataforma do implante são idênticos, enquanto que quando o diâmetro do pilar protético é menor do que o diâmetro da plataforma do implante, denomina-se de plataforma *switching* (Cahyaningtyas et al., 2023).

Como o elemento protético apresenta um diâmetro menor ao da plataforma, verifica-se assim a formação de um “degrau”, ou seja, uma discrepância nos diâmetros. A plataforma *switching* foi concebida de modo a monitorizar e reduzir a perda óssea (saucerização) existente nos implantes osteointegrados com conexão HE. A perda óssea alveolar aceitável para o sucesso da reabilitação com implantes dentários endoósseos é de 1,5-2,0mm. Este tipo de plataforma geralmente mantêm os níveis da crista óssea alveolar, ocorrendo só uma perda óssea insignificante na região marginal (Figura 12) (Rocha et al., 2015; Cahyaningtyas et al., 2023).

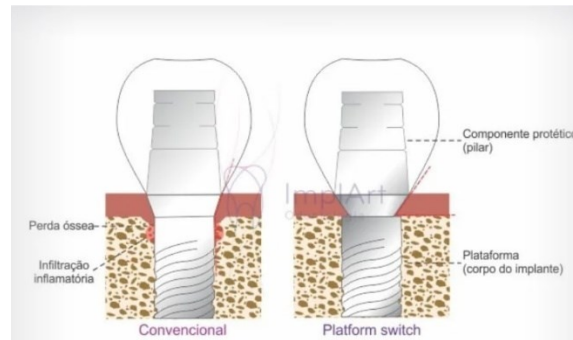


Figura 12 - Ilustração comparando uma plataforma switching com uma convencional.
(Retirado de <https://www.implart.com.br/tipo-de-encaixe-dente-implante/>).

Tanto os tecidos moles como os tecidos duros apresentam respostas favoráveis às plataformas *switching*, quando os procedimentos cirúrgicos são realizados em duas etapas cirúrgicas ou em casos de função imediata. Implantes que têm indicação para serem inseridos em zonas edêntulas estreitas com uma distância mínima de 3mm entre si, a plataforma *switching* tem indicação para ser utilizada em casos de regiões estéticas com pouca disponibilidade óssea e implantes curtos (Rocha et al., 2015).

Neste tipo de plataforma, ocorre uma distribuição adequada de forças devido ao diâmetro reduzido do elemento protético, que promove orientação da sua plataforma para região mais central do implante. Desta forma, vai haver uma deslocação horizontal da *interface* do componente protético-implante, em direção ao centro da plataforma, promovendo afastamento do osso marginal. Conseqüentemente, há uma formação de infiltrados inflamatórios que efetuam o selamento da zona envolvente à plataforma, verificando-se migração do infiltrado bacteriano para a área mais anterior. Este infiltrado e outros fatores como traumas cirúrgicos e sobrecargas oclusais, promovem uma menor reabsorção (Rocha et al., 2015).

O desenho da plataforma vai influenciar os procedimentos cirúrgicos, podendo desta forma beneficiar estes, nomeadamente na interface marginal do implante. A plataforma deve ser mais larga do que o diâmetro mais externo da espira do corpo do implante, para que assim, a plataforma possa selar na totalidade a osteotomia, criando uma barreira, incluindo a infiltração microbiana ou tecido fibroso durante a cicatrização primária. Este selamento será responsável por uma maior estabilidade primária do implante, sucedida da

instalação, nomeadamente em tecido ósseo de baixa densidade, dado que existe compressão da área da crista óssea (Souza et al., 2016).

O maior diâmetro da plataforma vai promover uma maior interface da conexão do pilar protético, reduzindo a tensão no parafuso do pilar durante as cargas laterais. A plataforma *switching* vai permitir o aumento do diâmetro da plataforma do implante comparativamente ao seu corpo, com fim a viabilizar maior acomodação óssea e epitelial, diminuindo a saucerização (Souza et al., 2016).

2.2.6. Localização anatômica

Atualmente, existem quatro diferentes tipos de desenho de implantes dentários, que podem ser classificados segundo a localização anatômica: os implantes endoósseos, os implantes subperiostais, os implantes transosteais e os implantes epiteliais. Os implantes mais utilizados na era da implantologia moderna são os implantes endoósseos (Anusavice et al., 2012; Gaviria et al., 2014; Al Shakarchi & Brar, 2020).

Os implantes endoósseos são ancorados sendo parcialmente submersos nos maxilares, geralmente inseridos no osso alveolar e/ou basal da crista óssea alveolar. Existe uma grande variedade de macro formas destes implantes, como os implantes cilíndricos os implantes cónicos que normalmente são em forma de parafusos com formato de raiz dentaria, denominados de *root form*, ou em forma de ramos, denominados *ramus form* e os implantes em lâminas finas, chamados de *blade form*. Os mais comumente utilizados são os implantes com formato de raiz dentaria, tendo como propósito reproduzir o posicionamento ósseo das raízes dentarias, distribuindo direcionalmente as cargas funcionais da mastigação. Os implantes em formato de lâminas finas são instalados em estruturas anatômicas mais delgadas e finas, como por exemplo as zonas edêntulas posteriores dos maxilares, geralmente após ter existido extensa reabsorção da crista óssea alveolar, porém estão em desuso devido a diversas complicações clínicas observadas. Já os implantes em forma de ramos, no formato de ferradura e fabricados em aço inoxidável, são instalados nos ramos ascendentes da mandíbula ou, na área anterior da sínfise mentoniana. Os implantes endoósseos apresentam uma elevada taxa de sucesso a médio

e longo prazo (Figura 13) (Anusavice et al., 2012; Al Shakarchi & Brar, 2020; Ravi et al., 2022).

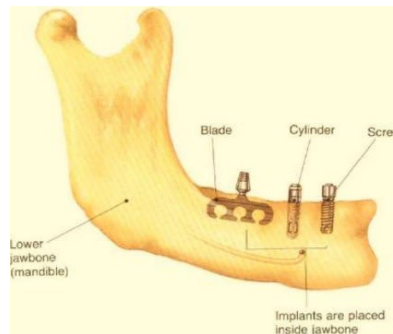


Figura 13 – Ilustração representativa de um implante endoósseo. Imagem retirada de (Ravi et al., 2022).

Os implantes subperiosteais são estruturas de metal finas que assentam na superfície da crista óssea alveolar, são constituídos por uma subestrutura subperiosteal e justa óssea, que por sua vez é adaptada ou fundida a uma supraestrutura que contém os componentes transepiteliais e protéticos. Estes, por norma, são utilizados nos casos clínicos em que se verifica atrofia severa parcial ou total dos maxilares, nos quais a instalação de implantes endoósseos convencionais não é possível. Costumam ser fabricados em ligas de cromo-cobalto. Estes podem ser unilaterais, totais ou circunferenciais. Apesar de revelarem resultados clínicos positivos a curto prazo, apresentam muitas limitações, incluindo difícil resgate nos casos de falência (Figura 14) (Anusavice et al., 2012; Al Shakarchi & Brar, 2020; Ravi et al., 2022).

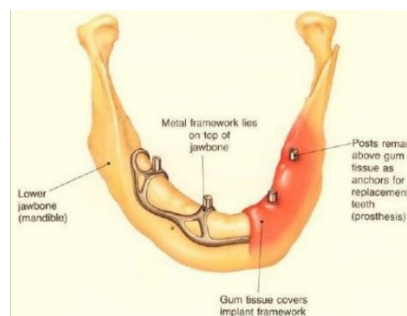


Figura 14 – Ilustração representativa de um implante subperiosteal. Imagem retirada de (Ravi et al., 2022).

Os implantes de forma transosteal enquadram elementos subperiostais e endosteais. São maioritariamente aplicados na região anterior da mandíbula concedendo apoio às sobredentaduras mucossuportadas. Este implante incorpora totalmente a crista alveolar cortical, percorrendo a espessura total do osso alveolar. Podem conter um pilar único ou múltiplos pilares. Também se podem denominar de implantes ósseos basais, ou implantes transmandibulares. Estes implantes demonstram uma elevada taxa de sucesso a longo prazo (Figura 15) (Anusavice et al., 2012; Al Shakarchi & Brar, 2020; Ravi et al., 2022).

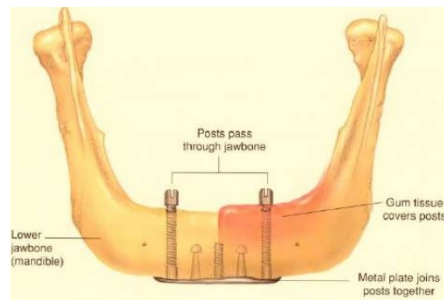


Figura 15 – Ilustração representativa de um implante transosteal. Imagem retirada de (Ravi et al., 2022).

2.2.7. Reação com o tecido ósseo

Dependendo da sua relação com osso, os implantes dentários podem ser classificados como bioativos, bioinertes e biotolerantes (Qassadi et al., 2018; Al Shakarchi & Brar, 2020).

O processo da osteointegração e da melhoria das qualidades biológicas da superfície do implante podem ser alcançadas através da utilização de materiais bioativos e de alterações realizadas à superfície dos implantes dentários, dado que promovem a formação de hidroxiapatita e de ligação óssea ao longo da superfície do implante. Como já referido, este tipo de implantes vai promover ligações químicas com o tecido ósseo, que por sua vez resultam na deposição direta da matriz óssea na superfície do implante. Estes materiais bioativos são considerados frágeis e possuem elevados módulos de elasticidade

e baixa resistência à tração (Anusavice et al., 2012; Qassadi et al., 2018; Eftekhar Ashtiani et al, 2021).

Em relação aos implantes bioinertes, estes são assim denominados devido ao facto de, quando inseridos no corpo humano, irão ter uma interação mínima com os tecidos envolventes, sem que existam reações químicas. Em redor deste tipo de implantes, pode-se observar a formação de uma cápsula fibrosa, logo a sua finalidade vai depender da integração do tecido através do implante. Ao contrário dos implantes construídos com materiais biotolerantes, os quais são incorporados no corpo com encapsulamento de fibras por efeito de resposta ao tecido (Qassadi et al., 2018; Eftekhar Ashtiani et al, 2021).

A classificação dos implantes dentários baseia-se nas interações da interface implante-tecido. As estruturas periodontais são formadas por tecido fibroso elevadamente diferenciado, estas promovem a fixação dos dentes ao tecido ósseo. Estas fibras apresentam-se carregadas de células e terminações nervosas que viabilizam a transferência de força funcional, formação óssea, função sensorial e movimentação dentária (Anusavice et al., 2012).

Apesar destas fibras proporcionarem uma integração bastante favorável, atualmente não é possível encontrar biomateriais ou desenhos de implantes que estimulem a proliferação destas como a reprodução total da função do LPD e do dente natural (Anusavice et al., 2012).

A interação entre implantes verificava-se através do tecido conjuntivo fibroso, onde o implante assume o papel de “pseudoperiodonto”, embora diversos estudos descrevem diversos casos clínicos de sucesso, outros relatam que esta interação é mais vulnerável a respostas inflamatórias agudas e crónicas com sintomatologia dolorosa, infeções e perda de estabilidade com conseqüente perda do implante (Anusavice et al., 2012).

Esta interação implante-osso também designada de osteointegração ou de ancoragem direta ao osso. A ancoragem é uma adaptação direta do osso aos implantes sem a presença de um tecido ósseo intermediário e é referido como sendo idêntica à anquilose dentária, onde não se encontra LPD ou tecido fibroso (Anusavice et al., 2012).

Em comparação com uma interface de tecido mole, a interface com o osso demonstra ter uma força de contacto mais estável e favorável. Esta interface óssea contém um processo em que células de diferenciação óssea, deslocam-se ao longo da superfície do implante

através da estrutura do tecido conjuntivo que se cria adjacientemente à superfície do implante. A integração desta interface é dependente da química e do desenho da superfície do implante, e é alcançada através da utilização de materiais bioativos que promovem a formação óssea ao longo da superfície ou através de formação óssea, em que fatores de crescimento e/ou a matriz óssea mineralizada, são colocados ao longo da superfície do implante. Em cristas superficiais microscópicas, verificou-se existir taxa elevada de aposição óssea. É importante notar que a topografia da superfície do implante interfere com a intensidade da fixação óssea (Anusavice et al., 2012).

2.3. Implantes de titânio vs implantes de zircónia

Dentro de todos os materiais constituintes na fabricação de implantes dentários endoósseos referidos anteriormente, não existe nenhum que apenas apresente vantagens. Quando é realizada uma comparação entre a zircónia e o titânio, estamos a comparar cerâmicas com metais (Hanawa, 2020).

Referindo novamente, a zircónia apresenta qualidades como apresentação de uma melhor estética, elevada estabilidade química, maior resistência ao desgaste e a altas temperaturas e limitações como fragilidade e baixa resistência à fratura; enquanto que os metais possuem vantagens como elevada resistência ao alongamento, e desvantagens como fadiga e corrosão (Hanawa, 2020).

Contacto osso-implante, torque de explantação e osteointegração

O BIC e o torque de explantação (RTQ) são técnicas utilizadas como meio de avaliação quantitativa da osteointegração. A primeira técnica é realizada através de análises histomorfométricas, enquanto que a segunda técnica de torque de explantação, é efetuada através de cálculos das forças de torção, necessárias para que ocorra a remoção do implante já instalado e osteointegrado (Qu & Liu, 2021).

Ao longo do tempo, foram realizados diversos estudos em animais, com implantes de titânio como grupo de controlo como meio de avaliação dos implantes de zircónia. Vários desses estudos demonstraram que, tanto os implantes de Ti como os de Zr apresentam superfícies osteocondutoras e que não apresentaram resultados diferentes nos valores de BIC ou, sem fazerem se a zircónia era ou não mais favorável (Qu & Liu, 2021).

A primeira avaliação dos implantes orais endoósseos de zircónia, foi realizada por Akagawa et al. (1993) na qual comparam implantes submetidos a carga, e implantes não carregados, em cães da raça *Beagle*. Neste estudo, os autores observaram nos dois grupos, uma aposição óssea direta com um BIC de 81,9% nos implantes sem carga e 69,8% de BIC nos implantes com carga. Estes mesmos investigadores avaliaram noutro estudo realizado em macacos, a osteointegração de implantes de Y-TZP expostos a diferentes tipos de carga em macacos, no qual não foram registadas alterações mecânicas, nem diferenças significativas tanto na osteointegração, como nos parâmetros clínicos (Osman & Swain, 2015).

Em 2004, Kohal et al., compararam a osteointegração de implantes de titânio e de zircónia, como também o seu comportamento nos tecidos moles peri-implantares. Verificou-se microscopicamente que: não ocorreram alterações significativas nos tecidos moles; que a fixação do tecido conjuntivo se demonstrou idêntica para ambos os materiais e uma elevada exposição por parte dos implantes de titânio. Após um período de cicatrização de nove meses, observou-se uma média de taxa de mineralização do BIC de 72,9% para os implantes de titânio e de 67,4% para os implantes de zircónia (Osman & Swain, 2015; Freitas et al., 2017).

Estão disponíveis diversos artigos que apoiam a teoria de que os implantes de titânio possuem uma osteointegração mais favorável do que a dos implantes de zircónia. Os implantes de zircónia necessitam de sofrer alterações nas suas superfícies. O valor do torque de explantação, é um dos parâmetros que revelou melhorias com a modificação das superfícies, contudo continua a ter um valor inferior ao dos implantes de titânio. Outro aspeto importante é o facto de a Y-TZP não ter capacidade de se ligar quimicamente de forma direta aos tecidos duros. Ocorre uma remodelação óssea contínua acompanhada por reabsorção do osso antigo durante o tempo de cicatrização, em ambos os tipos de implantes. Os implantes de titânio demonstraram um início de osteointegração mais rápido do que os implantes de zircónia (Hanawa, 2020).

Alguns fatores essenciais afetam a taxa e a qualidade da formação de tecidos novos, e são: a micro rugosidade, a química e a topografia da superfície (Nishihara et al., 2019).

Sennerby et al. (2005) e Rocchietta et al. (2009) examinaram a resposta do tecido ósseo com diversas topografias de superfície, em coelhos, tanto a nível biomecânico, como a nível histológico, tendo como grupo de controlo implantes de titânio oxidado.

Como resultado, relataram que os valores de torque de explantação foram significativamente superiores nos implantes com superfície modificada, do que nos implantes de superfície usinada, já o BIC não demonstrou diferenças significativas entre os dois materiais (Osman & Swain, 2015; Gupta, 2016).

É importante ter em consideração que certas técnicas de modificação das superfícies dos implantes de titânio, como por exemplo o condicionamento ácido, não apresentam eficácia nas superfícies de zircónia. Uma técnica que aumenta a rugosidade da superfície dos implantes de Zr, é a abrasão por partículas transportadas pelo ar, contudo esta pode ter um efeito negativo nas propriedades das superfícies, ou seja pode provocar a conversão da fase T em fase M e diminuir a resistência ao LTD (Nishihara et al., 2019).

Em 2007, Gahlert et al. realizaram estudos em animais, de modo a investigar três tipos de implantes: os implantes de titânio *SLA*, os implantes de zircónia jateados e os implantes usinados. Concluíram que os valores de RTQ foram superiores nos implantes de titânio e, que os implantes de zircónia rugosos jateados, apresentaram uma maior estabilidade óssea (Osman & Swain, 2015; Freitas et al., 2017).

Um estudo comparativo sobre as características biomecânicas de seis tipos diferentes de superfície, relatou que implantes de titânio *SLA* apresentaram os valores de RTQ mais elevados, contudo estes valores foram semelhantes quando comparados com superfícies de zircónia modificada. Concluiu-se o tipo de superfície do implante, influencia mais o RTQ do que o tipo de material de construção. Outro fator importante, é o período de carga funcional a que os implantes estão sujeitos, ou seja, quanto maior for o tempo em função, maior o RTQ (Qu & Liu, 2021).

Estudos indicaram que as superfícies de zircónia promovem uma melhor adesão e proliferação dos osteoblastos, comparativamente às superfícies de titânio, dado que a zircónia interfere com a regulação da viabilidade dos osteoblastos, promovendo a formação óssea (Freitas et al., 2017; Nishihara et al., 2019).

Dubruille et al. (1999) analisaram o BIC de três tipos de implantes em mandíbulas de cão, nomeadamente implantes de zircónia, implantes de titânio e implantes de alumina. Após dez meses de cicatrização, os valores não revelaram diferenças estatísticas significativas, sendo os respetivos valores de: 64,6% (zircónia), 54% (titânio) e 68% (alumina). Scarano et al. (2003) examinaram a resposta óssea aos implantes de zircónia num período de quatro semanas, relataram que o valor de BIC foi de 68,4% e verificando uma quantidade

notável de osso recém-formado. Estes permitiram a percepção de que a zircônia é um material bastante osteocondutor e biocompatível (Gupta, 2016).

Adesão aos tecidos moles

A adesão aos tecidos moles é necessária para ocorrer sucesso do implante a longo prazo. Os tecidos moles que se situam em redor do colo do implante e a orientação das fibras de colagénio peri implantares, afetam a barreira mucosa, ou seja, se adesão não for suficiente, pode ocorrer migração de bactérias nas zonas entre situadas entre a cavidade oral e tecido ósseo, resultando na falha do implante (Nishihara et al., 2019; Hanawa, 2020).

Um estudo *in vivo* analisou o tecido mole peri-implantar nos implantes de zircônia e de titânio usinados, verificou-se que a orientação das fibras de colagénio apresentava uma orientação semelhante nos dois tipos de implantes. Foram examinados em cães, os epitélios peri-implantares em redor dos implantes de Ti e Zr, concluindo-se que o comprimento do epitélio não demonstrou apresentar diferenças significativas entre eles e, que este era independente da forma de cicatrização e do tipo de material. Estudos revelaram que, aos cinco meses de cicatrização, o comprimento do epitélio nos pilares de cicatrização de titânio foi de 1,83mm e de 1,75mm nos pilares de zircônia (Nishihara et al., 2019).

Foram comparados também pilares de titânio com pilares de zircônia, os primeiros mostraram ter uma menor extensão de presença de leucócitos no epitélio da barreira em redor dos pilares de Zr. Em redor dos pilares de cicatrização de titânio, no que se refer à relação da resposta inflamatória, foi possível encontrar: maior densidade de micro vasos sanguíneos (MVD); expressão do fator de crescimento endotelial vascular (VEFG) e sintase do óxido nítrico (NOS), comparativamente com os pilares de cicatrização de zircônia. Num período de três anos, não se verificou existirem fraturas ou desaperto dos pilares. A profundidade de sondagem foi semelhante para os dois tipos de materiais. A Zr demonstrou uma menor distância da mucosa peri implantar até à terminação apical do epitélio e menor alteração na cor da mucosa, já o pilar de Ti revelou melhor cicatrização dos tecidos moles em seu redor. Em relação à resposta dos tecidos moles entre estes dois pilares, não se verificaram diferenças significativas (Osman & Swain, 2015; Nishihara et al., 2019; Hanawa, 2020).

Em 2016, Liñares et al. revelaram que a condição do tecido mole adjacente avaliada pela dimensão do tecido conjuntivo, demonstrou ser diferente entre os implantes de Zr e os implantes de Ti, com as respectivas medidas de 2,4 mm em redor dos implantes de zircónia e 1,5mm em redor dos implantes de titânio. Foram analisados e comparados os comportamentos destes dois tipos de implantes em seis porcos, os autores relataram que os implantes de Zr apresentaram menor comprimento de epitélio sulcular (0,76mm) e um maior teor de colagénio do que os implantes de titânio (1,4mm). Uma boa integração dos tecidos moles pode resultar de um epitélio conjuntivo com maior espessura e uma maior densidade de fibras de colagénio (Freitas et al., 2017).

Outros estudos examinaram, que em redor dos implantes de Ti e Zr, a correlação entre o nível de antagonista do recetor de interleucina-1, interleucina-8, fator estimulador de colónias de granulócitos, proteína inflamatória de macrófagos-1beta e fator de necrose tumoral alfa, se assemelhava para ambos os tipos de implantes (Nishihara et al., 2019).

Hoje em dia, estudos *in vitro* indicam que os implantes de zircónia possuem uma melhor resposta biológica nos tecidos periodontais, proliferação de fibroblastos mais rápida e uma distribuição mais uniforme dos discos de zircónia, comparativamente aos implantes de titânio. Outra qualidade da Zr relatada por diversos estudos, foi de que este material aumenta a libertação de colagénio e proteínas da matriz extracelular, promovendo a diferenciação e proliferação de células epiteliais, favorecendo o processo de cicatrização e formação de cicatrizes de proteção em redor dos implantes. Em redor dos implantes de Zr apresenta-se um epitélio juncional mais longo e uma maior densidade de fibras colagénias, que pode permitir o encerramento dos tecidos moles e reduzir a reação inflamatória em redor dos mesmos (Webber et al., 2021).

Nos implantes de zircónia, a adesão das fibras de colagénio acontece em níveis paralelos e oblíquos. A adesão do tecido supracrestal, também designada de espaço biológico, é geralmente mais prolongado 5 mm nos implantes de Ti, do que nos implantes de Zr, que apresentam por norma 4,5 mm, uma vez que possui uma menor profundidade de sulco. Contudo, nos dois tipos de implantes, o comprimento do epitélio foi em média 2,9 mm. Isto tudo indica que os implantes de Zr possuem uma integração dos tecidos moles mais madura e pronunciada (Webber et al., 2021).

Taxa de sobrevivência

Tanto os implantes de Zr como de Ti possuem uma taxa de sobrevivência satisfatória. Revisões sistemáticas indicam que a taxa de sobrevivência dos implantes de titânio que suportam coroas unitárias é cerca de 97,2% num período de 5 anos de acompanhamento e de 95,2% em 10 anos. De acordo com Buser et al. (2012), a taxa de sobrevivência dos implantes de Ti em 10 anos, é cerca de 98,8% com uma taxa de sucesso de 97,0%. No entanto a meta-análise de Elnayef et al. (2017) revelou que a taxa de sobrevivência de 1.948 implantes de zircónia foi de 91,5%. Outro estudo realizado por Pieralli et al. (2017) demonstrou que num período de um ano, a taxa de sobrevivência dos implantes de zircónia foi de 95,6%, e também referiram que a falência dos implantes aconteceu maioritariamente no período inicial de cicatrização, seguido de uma redução na taxa de sobrevivência de 0,05%. Outros estudos mostraram que após 12 meses de cicatrização, a taxa de sobrevivência dos implantes de zircónia foi de 85-100%. Já revisões sistemáticas recentes e metanálises, nas quais avaliaram ensaios clínicos randomizados com acompanhamento de pelo menos um ano, revelaram que implantes de Zr apresentaram uma taxa de sobrevivência entre 91,5-98,3% com taxa de sucesso de 91,6%. Estes diferentes resultados dos ensaios clínicos, pode dever-se a diversos fatores como: períodos de tempo de investigação insuficientes e escassez de estudos a longo prazo (Qu & Liu, 2021; Webber et al., 2021).

Perda óssea marginal

Diversos estudos como de Payer et al. (2015) e Koller et al. (2020) relataram que os implantes de titânio e de zircónia mostraram resultados de perda óssea marginal semelhantes, com taxas de sobrevivência bastante diferentes entre eles. Esta perda óssea marginal foi referida entre 0,7-0,98 mm (Qu & Liu, 2021; Ruiz Henao et al., 2021).

Segundo estudos realizados por Osman et al. (2014) como os de Elnayef et al. (2017) relataram que os implantes cerâmicos apresentaram uma perda óssea substancialmente maior que os implantes de titânio. No entanto, investigações realizadas por Vohra et al. (2015) indicaram o oposto. Logo, é necessário a realização de mais estudos comparativos a longo prazo destes dois tipos de implantes (Elnayef et al., 2017; Qu & Liu, 2021; Ruiz Henao et al., 2021).

Adesão bacteriana e peri-implantite

Estudos *in vitro* evidenciaram diferenças na inibição da proliferação e adesão de bactérias orais, nos quais a zircónia apresentou menor formação de placa bacteriana na sua

superfície do que o titânio. E estudos *in vivo* mostraram que a zircônia também apresenta menor adesão bacteriana do que o titânio. Ao examinarem 20 indivíduos saudáveis, verificou-se que os locais associados ao titânio demonstraram uma maior taxa microbiana total e maior contagem de espécies patogênicas (Hanawa, 2020).

Num teste de formação de biofilme, verificou-se que as superfícies dos implantes de zircônia com rugosidade reduzida, podem ser comparáveis às superfícies de titânio a nível de formação de biofilme e de adesão inicial de bactérias. Os dois tipos de materiais também demonstraram semelhanças de diversidade e taxa microbiana ao longo do tempo, sendo a microbiota idêntica àquela que colonizou os dentes presentes (Hanawa, 2020).

Rimondini et al. (2002) avaliaram a colonização de bactérias orais em superfícies de discos de titânio usinado grau 2 e Y-TZP, observou-se que este último possuía menor acumulação de bactérias do que o titânio. Já Al-Ahmad et al. (2010) e Lima et al. (2008) indicaram que as superfícies de Ti e de dióxido de zircônia expunham características biológicas semelhantes a nível da composição do biofilme, adsorção proteica e adesão de bactérias (Osman & Swain, 2015).

Em relação à peri-implantite, esta constitui um processo inflamatório que ocorre em redor dos implantes osteointegrados, no qual ocorre inflamação dos tecidos moles e perda progressiva de tecido ósseo de suporte além da remodelação óssea biológica. Esta acontece pelo depósito de disbiose de biofilme que rodeia a mucosa peri-implantar, ou seja, que para existir desenvolvimento da reação inflamatória, é necessário que haja deposição bacteriana. Esta doença é o principal fator da perda de implantes a longo prazo. Para além disto, estudos sugeriram que a corrosão do Ti provoca uma maior acumulação de placa, desta forma estudos recentes favorecem a utilização de Zr (Webber et al., 2021).

Outro estudo *in vitro* comparou a formação de biofilme em discos de Zr ou Ti através da utilização de três espécies de biofilme ou de amostras de placa bacteriana humana em forma de câmara de fluxo anaeróbico, no qual se relatou que nos discos de Zr observou-se uma diminuição da sua espessura e na massa do biofilme, comparativamente aos discos de Ti, porém foi detetado um metabolismo do biofilme semelhante. Estes resultados indicam que os implantes de Zr formam uma menor quantidade de placa bacteriana, provocando uma menor inflamação peri implantar do que os implantes de Ti. Grossner-Schreiber et al. (2009) revelaram que a taxa bacteriana foi superior nos discos de titânio, quando comparado com os discos de zircônia, já Scarano et al. (2004), relataram que a

adesão bacteriana em superfícies de Ti puro foi substancialmente superior a adesão bacteriana nas superfícies de óxido de zircónia, apoiando os relatos de Sadid-Zadeh et al. (2020) (Webber et al., 2021).

Foi realizado um estudo em cães de modo a comparar a peri-implantite induzida por ligadura em implantes de Ti e Zr, no qual observaram que, os implantes de Zr exibiram uma menor perda óssea crestal peri implantar e ausência de fissuras, enquanto que os implantes de Ti, demonstraram perda óssea implantar devido a peri-implantite. Outro estudo recente realizou comparação de expressão de marcadores imunoinflamatórios presentes nos tecidos em redor dos implantes de titânio e cerâmica, no qual foi os autores relataram que se encontravam um número semelhante de células inflamatórias (células T e B) presentes na mucosa, em redor dos implantes de cerâmica, comparativamente aos implantes de Ti, comprovando assim que a resposta celular ao desafio inflamatório causado pelo biofilme em torno dos implantes é a semelhante, independente do material do implante (Webber et al., 2021).

Um estudo com acompanhamento de implantes de zircónia realizado num período de 7 a 8 anos, não relatou diferenças significativas entre a dentição natural como grupo de control e, os implantes de zircónia, relativamente ao nível de inserção, índice hemorrágico e colonização bacteriana. Os implantes de zircónia demonstram existir menor inflamação da mucosa peri implantar, acumulação e recessão de placa, contudo apresentam maior profundidade de sondagem do que os dentes naturais. O facto da zircónia diminuir a formação de placa na superfície, pode promover uma boa cicatrização e maior sucesso da reabilitação (Hanawa, 2020; Webber et al., 2021).

Força e stress

Kohal et al. (2006) analisaram a resistência à fratura de implantes de Ti com coroas metalocerâmicas, implantes de Zr com coroas *Procera* (feitas de Al₂O₃) e implantes de Zr com coroas *Empress I*, antes e depois a exposição numa boca artificial. Na ausência de carga, a resistência à fratura dos implantes de titânio foi de 531,4 N, para os implantes de zircónia *Procera* foi de 575,7N e para os implantes de zircónia *Empress I* foi de 512,8N. Enquanto que na presença de cargas mastigatórias (mais especificamente 1,2 milhões de ciclos) estes valores revelaram ser de 668,6N para os implantes de Ti, de 555,5N para os implantes de Zr *Procera* e de 410,7N para os implantes de Zr *Empress I*. Ou seja, os valores de fratura foram significativamente inferiores nas coroas *Empress I* dos implantes

de zircônia. Desta forma, conclui-se que para dentes anteriores implantes de zircônia com coroas *Procera* são mais indicados do que para dentes da região posterior (Gupta, 2016).

Já Kohal et al. (2002) conduziram um estudo de modo a avaliar os padrões de distribuição de tensão em implantes de zircônia, e verificaram que estes apresentavam distribuições semelhantes às dos implantes de titânio em todas as regiões. Estes padrões podem ser descritos como favoráveis ou não destrutivos (Gupta, 2016).

3. Conclusão

Os avanços na Medicina Dentária permitiram que atualmente sejam realizados tratamentos seguros, previsíveis e bem-sucedidos a médio e a longo prazo.

Os implantes dentários para poderem cumprir o seu papel estético e funcional, necessitam essencialmente que ocorram os fenómenos de osteointegração e mucointegração de forma favorável. Estudos indicaram que vários fatores podem afetar estes processos de forma positiva como a superfície rugosa do implante, uma maior densidade óssea e técnicas cirúrgicas pouco traumáticas.

Existe uma grande diversidade de implantes endoósseos que se podem distinguir pela sua macro forma, tipo de superfície e revestimentos, material de fabrico, dimensão, plataformas e geometria de interface. O médico dentista deve ter conhecimento das vantagens e desvantagens dos diferentes tipos de implantes e seus constituintes, de modo a realizar uma seleção adequada de acordo com as necessidades dos seus pacientes.

O material ideal de construção de um implante dentário, deve ter elevada biocompatibilidade, resistência, facilidade de fabrico, propriedades físicas favoráveis e permitir uma esterilização segura. Atualmente, dos implantes metálicos, o titânio é o mais utilizado no fabrico de implantes dentários endoósseos, enquanto que a zircónia é o material eleito do grupo dos materiais cerâmicos. O titânio apresenta diversas qualidades como propriedades mecânicas favoráveis, bons resultados a longo prazo e desvantagens como possível corrosão e menor estética. Enquanto que a zircónia possui melhor estética e menor adesão bacteriana, tendo como limitações a falta de estudos que avaliem o seu desempenho a longo prazo, um custo elevado, rápido envelhecimento e possível degradação. Ambos também revelaram ter elevada biocompatibilidade, boa osteointegração e adesão aos tecidos moles comparável.

Analisando todas estas características, é possível concluir que a tanto o titânio como a zircónia são duas opções bastante viáveis para a terapia com implantes dentários, contudo não é possível determinar qual deles é superior por falta de estudos com a zircónia, a longo prazo. A seleção entre estes dois tipos de materiais, deve ser bem realizada e ponderada, de acordo com a condições do paciente e do plano de tratamento.

4. Bibliografia

- Abraham, C. M. (2014). A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *The Open Dentistry Journal*, 8(1), 50–55. <https://doi.org/10.2174/1874210601408010050>
- Alghamdi, A., Al-Motari, K., Sundar, C., Jansen, J. A., & Alghamdi, H. (2020). Dental implants treatment: Clinical indications. *In Dental Implants and Bone Grafts*, 2, 23–42. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102478-2.00002-7>
- Al-Ahmad, A., Wiedmann-Al-Ahmad, M., Faust, J., Bächle, M., Follo, M., Wolkewitz, M., Hannig, C., Hellwig, E., Carvalho, C., & Kohal, R. (2010). Biofilm formation and composition on different implant materials in vivo. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 95B(1), 101–109. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31688>
- Shakarchi, M. A., & Brar, R. (2020). Dental Implants (The Basics): A Brief Review. *The Basics. MAR Dental Sciences*, 1(4) 1-12.
- Albrektsson, T., Brånemark, P.-I., Hansson, H.-A., & Lindström, J. (1981). Osseointegrated Titanium Implants: Requirements for Ensuring a Long-Lasting, Direct Bone-to-Implant Anchorage in Man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52(2), 155–170. <https://doi.org/10.3109/17453678108991776>
- Albrektsson, T., Chrcanovic, B., Jacobsson, M., & Wennerberg, A. (2017). Osseointegration of Implants: A Biological and Clinical Overview. *JSM Dental Surgery*, 2(3) 1-6.
- Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2019). On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 21(S1), 4–7. <https://doi.org/10.1111/cid.12742>

- Amorim, A. V. do, Comunian, C. R., Neto, M. D. F., & Cruz, E. F. da. (2019). Implantodontia: Histórico, evolução e atualidades / Implantology: History, Evolution and News. *ID on line. Revista de psicologia, 13*(45), 36–48. <https://doi.org/10.14295/idonline.v13i45.1679>
- Ananth, H., Kundapur, V., Mohammed, H. S., Anand, M., Amarnath, G. S., & Mankar, S. (2015). A Review on Biomaterials in Dental Implantology. *International Journal of Biomedical Science : IJBS, 11*(3), 113–120.
- Andreiotelli, M., Wenz, H. J., & Kohal, R.-J. (2009). Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical Oral Implants Research, 20*(s4), 32–47. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01785.x>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.
- Azevedo, V. V. C., Chaves, S. A., & Bezerra, D. C. (2007). Materiais cerâmicos utilizados para implantes. *Revista Eletrônica de Materiais e Processos, 2*(3), 35-42.
- Brånemark, P.-I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindström, J., & Ohlsson, Å. (1969). Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses:I. Experimental Studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery, 3*(2), 81-100. <https://doi.org/10.3109/02844316909036699>
- Bhowekar, S., Badwaik, P., Yadav, S., Gill, S., Idrisi, A., Ahuja, B. (2021). *Osseointegration: Union Between Biology and Technology. J Prosthodont Dent Mater, 2*(1): 38-48.
- Binon, P. P. (2000). Implants and components: Entering the new millennium. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 15*(1), 76–94.
- Block, M. S. (2018). Dental Implants: The Last 100 Years. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 76*(1), 11–26. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2017.08.045>

- 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>
- Cahyaningtyas, N. A., Miranda, A., Metta, P., & Bawono, C. A. (2023). Dental implant macrodesign features in the past 10 years: A systematic review. *Journal of Indian Society of Periodontology*, 27(2), 131–139. https://doi.org/10.4103/jisp.jisp_676_21
- Costa, C. R. R. (2017) As diferentes características de sistemas e modelos de implantes dentários: uma revisão de literatura. *Semana Acadêmica: Revista Científica*. 1(108), 1-8.
- Dubruille, J. H., Viguier, E., Le Naour, G., Dubruille, M. T., Auriol, M., & Le Charpentier, Y. (1999). Evaluation of combinations of titanium, zirconia, and alumina implants with 2 bone fillers in the dog. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(2), 271–277.
- Duraccio, D., Mussano, F., & Faga, M. (2015). Biomaterials for dental implants: Current and future trends. *Journal of Materials Science*, 50(14), 4779–4812. <https://doi.org/10.1007/s10853-015-9056-3>
- Eftekhari Ashtiani, R., Alam, M., Tavakolizadeh, S., & Abbasi, K. (2021). The Role of Biomaterials and Biocompatible Materials in Implant-Supported Dental Prosthesis. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*. 2021, 1-9. <https://doi.org/10.1155/2021/3349433>
- Elnayef, B., Lázaro, A., Suárez-López Del Amo, F., Galindo-Moreno, P., Wang, H.-L., Gargallo-Albiol, J., & Hernández-Alfaro, F. (2017). Zirconia Implants as an Alternative

- to Titanium: A Systematic Review and Meta-Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(3), e125–e134. <https://doi.org/10.11607/jomi.5223>
- Eraslan, O., & Inan, O. (2010). The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: A 3D finite element analysis. *Clinical Oral Investigations*, 14(4), 411–416. <https://doi.org/10.1007/s00784-009-0305-1>
- Esposito, M., Ardebili, Y., & Worthington, H. V. (2014). Interventions for replacing missing teeth: Different types of dental implants. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (7), CD003815. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD003815.pub4>
- Faverani, L. P., Ferreira, G., & Jardim, E. (2011). Osseointegrated implants: evolution and success. *Salusvita*, 30(1), 47-58.
- Fazal, I., Patwardhan, M., Irfana, K., & Rao, A. (2022). *Osseointegration-A Bond between Bone and Implant: A Review*, 4(7), 411-413. <https://doi.org/10.15373/2249555X/July2014/129>
- Freitas, P. H., Silveira, R. E., Rodrigues, P. C. F., Neto, T. M., Lopes, L. G., & Barnabé, W. (2017). Implantes de zircônia na Odontologia: Revisão de literatura. *Revista Odontológica do Brasil Central*, 26(79), 1-8.
- Gahlert, M., Gudehus, T., Eichhorn, S., Steinhauser, E., Kniha, H., & Erhardt, W. (2007). Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clinical Oral Implants Research*, 18(5), 662–668. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01401.x>
- Ganeles, J., Norkin, F., Dias, D., Fava, P., Levine, R., & Aranguren, L. (2021). *Implant Shapes and Macro-designs: Advantages and Disadvantages*. 17(1), 44-47. <https://doi.org/10.3290/iti.fi.45624>

- Gaviria, L., Salcido, J. P., Guda, T., & Ong, J. L. (2014). Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 40(2), 50–60. <https://doi.org/10.5125/jkaoms.2014.40.2.50>
- Gittens, R. A., Scheideler, L., Rupp, F., Hyzy, S. L., Geis-Gerstorfer, J., Schwartz, Z., & Boyan, B. D. (2014). A review on the wettability of dental implant surfaces II: Biological and clinical aspects. *Acta Biomaterialia*, 10(7), 2907–2918. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2014.03.032>
- Gomes, M. S., Ecard, L. C., & Silva, M. G. da. (2022). Biocompatibilidade e Biomecânica dos Implantes Cerâmicos– Revisão de Literatura Narrativa. *Revista Fluminense de Odontologia*, 88, 175–176.
- Grössner-Schreiber, B., Teichmann, J., Hannig, M., Dörfer, C., Wenderoth, D. F., & Ott, S. J. (2009). Modified implant surfaces show different biofilm compositions under in vivo conditions. *Clinical Oral Implants Research*, 20(8), 817–826. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01729.x>
- Guo, T., Gulati, K., Arora, H., Han, P., Fournier, B., & Ivanovski, S. (2021). Race to invade: Understanding soft tissue integration at the transmucosal region of titanium dental implants. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 37(5), 816–831. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.02.005>
- Guo, T., Gulati, K., Arora, H., Han, P., Fournier, B., & Ivanovski, S. (2021). Orchestrating soft tissue integration at the transmucosal region of titanium implants. *Acta Biomaterialia*, 124, 33–49. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2021.01.001>
- Gupta, S. (2016). *A Recent Updates on Zirconia Implants: A Literature Review*, 1(1), 1-6.
- Gupta, D. A., Gupta, D. R. K., & Sirana, D. P. (2021). Determining the loading protocol in implant dentistry: A review. *International Journal of Applied Dental Sciences*, 7(4), 329–331. <https://doi.org/10.22271/oral.2021.v7.i4e.1392>

- Han, J., Zhao, J., & Shen, Z. (2017). Zirconia ceramics in metal-free implant dentistry. *Advances in Applied Ceramics*, *116*(3), 138–150.
<https://doi.org/10.1080/17436753.2016.1264537>
- 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>
- Jiang, X., Yao, Y., Tang, W., Han, D., Zhang, L., Zhao, K., Wang, S., & Meng, Y. (2020). Design of dental implants at materials level: An overview. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*, *108*(8), 1634–1661. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.36931>
- Kandavalli, S. R., Wang, Q., Ebrahimi, M., Gode, C., Djavanroodi, F., Attarilar, S., & Liu, S. (2021). A brief review on the evolution of metallic dental implants: History, design, and application. *Frontiers in Materials*, *8*, 1-16. <https://doi.org/10.3389/fmats.2021.646383>
- Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Odaki, M., Nemoto, K., & Aida, M. (2005). Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, *75B*(2), 457–463. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30328>
- Khraisat, A., Stegaroiu, R., Nomura, S., & Miyakawa, O. (2002). Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *88*(6), 604–610. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.129384>
- Kohal, R.-J., Klaus, G., & Strub, J. R. (2006). Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: A pilot investigation. *Clinical Oral Implants Research*, *17*(5), 565–571. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01252.x>
- Kohal, R.-J., Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Tripodakis, A., & Strub, J. R. (2002). Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *The International Journal of Prosthodontics*, *15*(2), 189–194.

- Kohal, R. J., Weng, D., Bächle, M., & Strub, J. R. (2004). Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: An animal experiment. *Journal of Periodontology*, 75(9), 1262–1268. <https://doi.org/10.1902/jop.2004.75.9.1262>
- Koller, M., Steyer, E., Theisen, K., Stagnell, S., Jakse, N., & Payer, M. (2020). Two-piece zirconia versus titanium implants after 80 months: Clinical outcomes from a prospective randomized pilot trial. *Clinical Oral Implants Research*, 31(4), 388–396. <https://doi.org/10.1111/clr.13576>
- Kunrath, M. F., & Gerhardt, M. do N. (2023). Trans-mucosal platforms for dental implants: Strategies to induce muco-integration and shield peri-implant diseases. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 39(9), 846–859. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2023.07.009>
- Lemons, J. E. (1990). Dental implant biomaterials. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 121(6), 716–719. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1990.0268>
- Lima, E. M. C. X., Koo, H., Vacca Smith, A. M., Rosalen, P. L., & Del Bel Cury, A. A. (2008). Adsorption of salivary and serum proteins, and bacterial adherence on titanium and zirconia ceramic surfaces. *Clinical Oral Implants Research*, 19(8), 780–785. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01524.x>
- Liñares, A., Grize, L., Muñoz, F., Pippenger, B. E., Dard, M., Domken, O., & Blanco-Carrión, J. (2016). Histological assessment of hard and soft tissues surrounding a novel ceramic implant: a pilot study in the minipig. *Journal of clinical periodontology*, 43(6), 538-546.
- Lino, F. J. (1998). Módulo de Weibull.
- Jayaswal, G. P., Dange, S. P., & Khalikar, A. N. (2010). Bioceramic in dental implants: A review. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 10(1), 8–12. <https://doi.org/10.1007/s13191-010-0002-4>

- Matos, G. R. M. (2021). Surface Roughness of Dental Implant and Osseointegration. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 20(1), 1–4. <https://doi.org/10.1007/s12663-020-01437-5>
- Misch, C. E. (2006). Wide-diameter implants: Surgical, loading, and prosthetic considerations. *Dentistry Today*, 25(8), 66, 68–71.
- Misch, C. E. (2007). *Contemporary Implant Dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- Moreira, G. M., Peres, G. de M., & Reis, T. A. dos. (2022). Diferentes sistemas de implantes dentários: Uma revisão descritiva da literatura. *Research, Society and Development*, 11(8), Artigo 8. <https://doi.org/10.33448/rsd-v11i8.30603>
- Nandal, S., Ghalaut, D., Shekhawat, H., & Nagar, D. (2014). Osseointegration in Dental Implants: A Literature Review. *Indian Journal of Applied Research*, 4, 411–413. <https://doi.org/10.15373/2249555X/July2014/129>
- Neto, A., Gerzson, A., Gahlert, M., & Cutts, R. (2016). *Implantes cerâmicos, aspectos atuais e perspectivas futuras*, 1(14), 227–232.
- Nishihara, H., Haro Adanez, M., & Att, W. (2019). Current status of zirconia implants in dentistry: Preclinical tests. *Journal of Prosthodontic Research*, 63(1), 1–14. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.07.006>
- Oliveira, L. F. de, & Ladeia, F. de G. (2018). Plataformas e Conexões em Implante: Uma Revisão de Literatura. *ID on line. Revista de psicologia*, 12(42), 1110–1118. <https://doi.org/10.14295/idonline.v12i42.1406>
- Ortiz-Domínguez, M., & Cruz-Avilés, A. (2022). Determinación del módulo de Young. *Ingenio y Conciencia Boletín Científico de la Escuela Superior Ciudad Sahagún*, 9(17), 1-12. <https://doi.org/10.29057/escs.v9i17.7891>

- Osman, R. B., & Swain, M. V. (2015). A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials (Basel, Switzerland)*, 8(3), 932–958. <https://doi.org/10.3390/ma8030932>
- Osman, R. B., Swain, M. V., Atieh, M., Ma, S., & Duncan, W. (2014). Ceramic implants (Y-TZP): Are they a viable alternative to titanium implants for the support of overdentures? A randomized clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 25(12), 1366–1377. <https://doi.org/10.1111/clr.12272>
- Özkurt, Z., & Kazazoğlu, E. (2011). Zirconia dental implants: A literature review. *The Journal of Oral Implantology*, 37(3), 367–376. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-09-00079>
- Pandey, C., Rokaya, D., & Bhattarai, B. P. (2022). Contemporary Concepts in Osseointegration of Dental Implants: A Review. *BioMed Research International*, 2022, 1-11. <https://doi.org/10.1155/2022/6170452>
- Payer, M., Heschl, A., Koller, M., Arnetzl, G., Lorenzoni, M., & Jakse, N. (2015). All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants—A randomized controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 26(4), 371–376. <https://doi.org/10.1111/clr.12342>
- Pieralli, S., Kohal, R. J., Jung, R. E., Vach, K., & Spies, B. C. (2017). Clinical Outcomes of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review. *Journal of Dental Research*, 96(1), 38–46. <https://doi.org/10.1177/0022034516664043>
- Qassadi, W., AlShehri, T., Alshehri, A., ALonazi, K., & Aldhayan, I. (2018). Review on Dental Implantology. *Egyptian Journal of Hospital Medicine*, 71(1), 2217-2225. <https://doi.org/10.12816/0045293>
- Qu, Y., & Liu, L. (2021). Zirconia Materials for Dental Implants: A Literature Review. *Frontiers in Dental Medicine*, 2, 1-7. <https://doi.org/10.3389/fdmed.2021.687983>
- Raghavan, R., Shajahan, P., & Purushothaman, P. (2020). Bioceramics: dental implant biomaterials. *The Journal of Prosthetic and Implant Dentistry*, 4(1), 32-36.

- Ravi, R. K., Ganta, G. K., Rajesh, N., Duvvuri, S. R., Reddy, P. S., & Reddy, R. P. (2022). An overview of dental implant biomaterials. *International Journal of Dental Materials*, 4(3), 69-72. <https://doi.org/10.37983/IJDM.2022.4304>
- Rocchietta, I., Fontana, F., Addis, A., Schupbach, P., & Simion, M. (2009). Surface-modified zirconia implants: Tissue response in rabbits. *Clinical Oral Implants Research*, 20(8), 844–850. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01727.x>
- Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., & Torricelli, P. (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An in vitro and in vivo study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(6), 793–798.
- Rocha, C. S., Luna, A. S. de M., Ferreira, J. L. G., Aranega, A. M., Júnior, I. R. G., & Araújo, J. M. S. de. (2015). Plataforma switching: Considerações atuais. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo*, 27(1), 43-48. https://doi.org/10.26843/ro_unicid.v27i1.243
- Ruiz Henao, P. A., Caneiro Queija, L., Mareque, S., Tasende Pereira, A., Liñares González, A., & Blanco Carrión, J. (2021). Titanium vs ceramic single dental implants in the anterior maxilla: A 12-month randomized clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 32(8), 951–961. <https://doi.org/10.1111/clr.13788>
- Sadid-Zadeh, R., Willis, J., Forgo, G., & Haraszthy, V. (2020). Comparative Analysis of Biofilm Formation on Materials Used for the Fabrication of Implant-Supported Prosthesis. *Brazilian Dental Journal*, 31(4), 380–384. <https://doi.org/10.1590/0103-6440202003385>
- Saha, S., & Roy, S. (2022). Metallic Dental Implants Wear Mechanisms, Materials, and Manufacturing Processes: A Literature Review. *Materials (Basel, Switzerland)*, 16(1), 1-33. <https://doi.org/10.3390/ma16010161>

- Saini, M., Singh, Y., Arora, P., Arora, V., & Jain, K. (2015). Implant biomaterials: A comprehensive review. *World Journal of Clinical Cases*, 3(1), 52–57. <https://doi.org/10.12998/wjcc.v3.i1.52>
- Scarano, A., Di Carlo, F., Quaranta, M., & Piattelli, A. (2003). Bone response to zirconia ceramic implants: An experimental study in rabbits. *The Journal of Oral Implantology*, 29(1), 8–12. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2003\)029<0008:BRTZCI>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2003)029<0008:BRTZCI>2.3.CO;2)
- 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>
- Sennerby, L., Dasmah, A., Larsson, B., & Iverhed, M. (2005). Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7(1), 13-20. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2005.tb00070.x>
- Silva, F., Rodrigues, F., Pamato, S., & Pereira, J. (2016). Tratamento de superfície em implantes dentários: Uma revisão de literatura. *Revista da Faculdade de Odontologia - UPF*, 21(1), 136-142. <https://doi.org/10.5335/rfo.v21i1.5256>
- Souza, G. A. de, Andrade, A. de O., Carvalho, M. C. G. de, Campos, R. M., & Chaia, W. (2016). Plataformas em implantes dentais: um paralelo entre implantes de hexágono interno, hexágono externo e cone-morse. *Ciência Atual – Revista Científica Multidisciplinar do Centro Universitário São José*, 7(1), 2-14. <https://revista.saojose.br/index.php/cafsj/article/view/303>
- Spezzia, S. (2019). Conexão nos implantes osseointegrados. *Revista de Ciências Médicas*, 28(2), 99–107. <https://doi.org/10.24220/2318-0897v28n2a4418>
- Sullivan, R. M. (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: A historical perspective. *Journal of the California Dental Association*, 29(11), 737–745.

- Tushar, S.G., Chaudhary, A., & Aggarwal, A. (2022). Scientific Rationale of Implant Design: A Review Article. *Saudi Journal of Oral and Dental Research*, 7(4), 101–106. <https://doi.org/10.36348/sjodr.2022.v07i04.001>
- Vaidya, P., Mahale, S., Kale, S., & Patil, A. (2017). Osseointegration- A Review. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, 16, 45–48. <https://doi.org/10.9790/0853-1601014548>
- Vohra, F., Al-Kheraif, A. A., Ab Ghani, S. M., Abu Hassan, M. I., Alnassar, T., & Javed, F. (2015). Crestal bone loss and periimplant inflammatory parameters around zirconia implants: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), 351–357. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.03.016>
- Warreth, A., Ibiyou, N., O’Leary, R. B., Cremonese, M., & Abdulrahim, M. (2017). Dental implants: An overview. *Dental Update*, 44(7), 596–620. <https://doi.org/10.12968/denu.2017.44.7.596>
- Webber, L. P., Chan, H.-L., & Wang, H.-L. (2021). Will Zirconia Implants Replace Titanium Implants? *Applied Sciences*, 11(15), 1-15. <https://doi.org/10.3390/app11156776>
- Wu, A. Y.-J., Hsu, J.-T., Chee, W., Lin, Y.-T., Fuh, L.-J., & Huang, H.-L. (2016). Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses. *Journal of the Formosan Medical Association*, 115(9), 794–800. <https://doi.org/10.1016/j.jfma.2016.01.002>