

Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



Osteointegração dos implantes em zircónia: Revisão Narrativa

Patrícia Freire Próspero

Orientadores:

Professora Doutora Helena Cristina de Oliveira Francisco

Professor Doutor João Manuel Mendes Caramês

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2022

Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



Osteointegração dos implantes em zircónia: Revisão Narrativa

Patrícia Freire Próspero

Orientadores:

Professora Doutora Helena Cristina de Oliveira Francisco

Professor Doutor João Manuel Mendes Caramês

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2022

Everything done with purpose, pure intent,
through love and balance, reaps great reward.

Dulce Ruby

Agradecimentos

À Professora Helena Francisco, por ter aceite o meu convite, pela sabedoria, ensinamentos, tempo e me inculir um gosto ainda maior nesta área da Implantologia. É um exemplo para mim.

Ao Professor João Caramês, pelas mensagens transmitidas ao longo destes anos e por me fazer acreditar em mim e nas minhas capacidades.

Ao Professor André Chen por me ter inscrito no congresso da European Society for Ceramic Implants (ESCI) e por me ter dado a conhecer o Dr. Stefan Roehling.

À Cila, pela disponibilidade e prontidão a corrigir a minha dissertação e por ser sempre amável.

Ao João, meu companheiro de todas as horas que estive comigo em todo o meu percurso, me motivou e incentivou a ser melhor pessoa, me apoiou nos momentos mais difíceis e festejou nos melhores. Um sincero obrigada pelo teu carinho e amor.

À minha família e à família do João, sem vocês não seria de todo possível a concretização deste sonho! Obrigada por estarem sempre presentes e por acreditarem em mim. Por fazerem de mim a pessoa que sou hoje e me inculirem valores. São um exemplo para mim. Um agradecimento especial aos meus avós Helena, Amélia, Augusto e João que me guiaram e sempre acreditaram em mim. À Mariana por estar sempre presente e acreditar nas minhas capacidades. És uma irmã. À D.Ema, muito obrigada por sempre me impulsionar nos meus sonhos e por fazer com que estes se tornassem realidade!

À Joana, minha dupla incansável, que tive a sorte de conhecer e de partilhar estes 5 anos. Sem ti não seria a mesma coisa. Obrigada pelas aprendizagens e pela amizade. Tenho a certeza que será para a nossa vida toda.

Às minhas amigas, por todas as horas que passamos juntas, pelo apoio e motivação.

A todos que direta ou indiretamente me ajudaram e fizeram este percurso ainda melhor, obrigada!

Resumo

Os implantes dentários são atualmente considerados o *gold-standard* para a substituição de dentes ausentes. Desde Brånemark que o material de eleição para o fabrico dos implantes dentários é o titânio. Todavia, tendo em conta uma crescente procura por soluções *metal-free* devido a considerações ambientais, holísticas e de sensibilidade, associadas ao titânio, bem como uma exigência estética por parte dos pacientes, na área da Implantologia, os implantes de zircónia surgem com uma alternativa.

Neste sentido, esta revisão tem como objetivo recolher a informação existente sobre os implantes em zircónia no que respeita à osteointegração, de forma a validar a sua utilização na prática clínica.

Foi efetuada uma pesquisa bibliográfica, durante os meses de Outubro e Novembro de 2021, na plataforma eletrónica PubMed, com a restrição temporal dos últimos 10 anos, através das palavras-chave “*implant ceramic osseointegration*”, “*ceramic versus titanium*” e “*zirconia implant osseointegration*” onde foi obtido um total de 280 artigos. Através da leitura dos seus *abstracts* foram selecionados 88 para leitura integral, sendo que no final apenas 50 foram introduzidos na dissertação.

Os estudos têm demonstrado uma osteointegração semelhante entre a zircónia e o titânio desde que estes apresentem o mesmo tratamento de superfície, com valores de BIC semelhantes. Adicionalmente, estes têm apresentado excelentes resultados estéticos. Em contrapartida, a conexão pilar-implante que ainda apresenta alguma suscetibilidade, carecendo de mais estudos bem como o tratamento de superfície devido à formação de cracks. Apesar de tudo, a discussão entre os implantes de zircónia e os de titânio não deve ser considerada dogmática e os implantes devem coexistir na prática clínica.

Palavras-chave: osteointegração, implantes de zircónia, titânio

Abstract

Dental implants are considered the gold-standard for the replacement of missing teeth. Since Brånemark, the material of choice is titanium. However, because of the increased demand for metal-free solutions due to environmental, holistic and sensitivity considerations to titanium and a higher aesthetic demand in the field of implantology, zirconia implants are emerging as an alternative.

Therefore, this review has as main objective to collect the available information about zirconia regarding osseointegration in order to validate its use in clinical practice.

Bibliographic research was conducted during October and November 2021 in the electronic platform PubMed, with the temporal restriction of the last 10 years, through the keywords “implant ceramic osseointegration”, “ceramic versus titanium” and “zirconia implant osseointegration”, a total of 280 articles were acquired. Throughout the reading of their abstracts, 88 were selected for full reading, where in the end only 50 were inserted in the dissertation.

Studies have shown a comparison of osseointegration between zirconia and titanium implants with the same surface treatment, with similar values of BIC and excellent esthetic results. On the other hand, the treatment surface stills a critical point due to cracks formation and the abutment-implant connection still shows some susceptibility requiring further investigation. Nevertheless, the discussion between zirconia and titanium implants should not be considered dogmatic and both of the implants should coexist in clinical practice.

Keywords: osseointegration, zirconia implants, titanium

Índice

Agradecimentos	v
Resumo	vii
Abstract	viii
Índice de Figuras.....	xi
Lista de Abreviaturas.....	xiii
1. Introdução	1
1.1. Perspetiva Histórica.....	1
1.2. Constituição dos Implantes Dentários	2
1.3. Materiais.....	2
1.3.1. Implantes de titânio	2
1.3.2. Implantes de Cerâmica	4
2. Zircónia	6
2.1. Fontes de Zircónia	6
2.2. Envelhecimento da zircónia	7
2.3. <i>Transformation toughening</i>	7
3. Vantagens e Desvantagens	9
3.1. Vantagens	9
3.2. Desvantagens.....	9
4. Osteointegração dos implantes de zircónia e de titânio	11
4.1. Processo de osteointegração.....	11
4.2. Influenciadores da osteointegração	13
5. Macrogeometria	15
5.1. Implantes de zircónia de 1 peça.....	15
5.2. Implantes de zircónia de 2 peças	15
6. Microgeometria	18
6.1. Rugosidade	18
6.2. Tratamentos de superfície	18
6.2.1. Superfícies de subtração	18
6.2.2. Superfícies de adição.....	20
6.3. Problemas no tratamento de superfície.....	23
6.4. Influência do tratamento de superfície na osteointegração	23
7. Tecidos Moles	27
8. Complicações	28
9. Indicações e Contra-Indicações.....	29
9.1. Indicações	29
9.2. Contra-Indicações.....	29

10. Conclusão	30
11. Bibliografia.....	31

Índice de Figuras

Figura 1- Constituição de um implante dentário.

Lista de Abreviaturas

BIC	Contacto osso-implante
ITI	<i>International Team for Implantology</i>
PEEK	Polieteretercetona
Al ₂ O ₃	Alumina
Ti-6Al-4V	Titânio-6Alumina-4Vanadium
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CPTi	Titânio puro comercializado
TiZr	Titânio-Zircónia
PES	<i>Pink Esthetic Score</i>
ZrSiO ₄	Zirconita
ZrO ₂	Baddeleyita
Y ₂ O ₃	Óxido de ítrio
CaO	Óxido de cálcio
MgO	Óxido de magnésio
FSZ	Zircónia totalmente estabilizada
PSZ	Zircónia parcialmente estabilizada
Ce-TZP	Zircónia estabilizada com ceria
ATZ	Zircónia reforçada com alumina
N	Newton
EP	Estabilidade Primária
ES	Estabilidade Secundária
TiO	Titânio
SiO ₂	Sílica
HCl	Ácido clorídrico
H ₂ SO ₄	Ácido sulfúrico
HNO ₃	Ácido nítrico
HF	Ácido fluorídrico
HA	Hidroxiapatite
CaP	Fosfato de cálcio
RGD	Arginina-Glicina-Ácido Aspártico
KRSR	Lisina-Arginina-Serina-Arginina

Y-TZP	Zircónia tetragonal estabilizada com ítrio
RT	Torque Reverso

1. Introdução

1.1.Perspetiva Histórica

A Implantologia como uma área da Medicina Dentária surgiu no final dos anos 60, início de 1970 ⁽¹⁾ através da investigação desenvolvida pelo Professor Brånemark da Universidade de Gotemburgo, Suécia ⁽²⁻⁴⁾ que consistiu na colocação de implantes de titânio na tibia e nas orelhas de coelhos de forma a estudar a revascularização e a cicatrização. Aqui concluiu que os implantes em titânio puro apresentavam a capacidade de atingir um contacto osso-implante direto e, conseqüentemente, de realizar uma ancoragem óssea sem haver rejeição – designado, mais tarde, por osteointegração (termo utilizado atualmente). ^(2,5) Apesar de Brånemark considerar uma descoberta interessante, não lhe atribuiu grande importância até perceber que o titânio é um material compatível que poderia ter diversas aplicações não só na Medicina como também na Medicina Dentária. ^(3,4) Neste sentido, Brånemark, foi considerado o pioneiro da Implantologia moderna. ⁽²⁾

Nos finais dos anos 60s, surge o segundo pioneiro da Implantologia, o Professor André Schroeder da Universidade de Bern, Suíça ^(2,5) que estudou a reação dos tecidos moles aos vários materiais de implantes e a percentagem de contacto osso-implante (BIC) que estes conseguiam obter. ⁽⁵⁾

Ambos lideravam equipas que realizavam inúmeros estudos pré-clínicos e clínicos por forma a estabelecer a implantologia moderna. ⁽⁵⁾

A unidade de Brånemark, ficou conhecida como *Brånemark Team* constituída por investigadores de topo, como Tomas Albrektsson, Ragnar Adell, Ulf Lekholm e Torsten Jem. Por outro lado, o grupo de André Schroeder, reconhecido como *International Team for Implantology (ITI)*, tornou-se na maior associação de implantes dentários do mundo, com mais de 15.000 investigadores e seguidores em aproximadamente 100 países. ⁽⁵⁾

O edentulismo, embora tenha vindo a diminuir no decorrer dos últimos anos, resultado do contínuo aperfeiçoamento ao nível dos cuidados de saúde oral, apresenta uma elevada incidência resultante de alterações demográficas ao nível da pirâmide etária (envelhecimento demográfico), devido ao aumento da esperança média de vida, e o facto de ser um problema que afeta, tendencialmente, a população mais envelhecida. ^(3,6) Constitui como conseqüências a remodelação, reabsorção óssea basal e problemas tanto estéticos como funcionais, que podem resultar numa diminuição da qualidade de vida. ^(1,7) Assim, tendo presente todas estas conseqüências, existe a preocupação em reabilitar os dentes perdidos e, nesse sentido, os

implantes dentários revelam-se como uma opção de tratamento cada vez mais pretendida e previsível em pacientes total ou parcialmente edêntulos ^(2,3), com taxas de sucesso superiores a 95% e taxas de sobrevivência entre 97% a 98% (num *follow-up* de 5 anos) e de 94,6% (num *follow-up* de 13,6 anos). Estes, para além de reporem a função e a estética, apresentam, igualmente, vantagens biológicas. ⁽³⁾

1.2. Constituição dos Implantes Dentários

Conceptualmente, um implante dentário endósseo define-se como um material aloplástico inserido cirurgicamente no rebordo ósseo residual para substituição da raiz do dente e é usado para suportar as restaurações dentárias protéticas fixas unitárias/múltiplas, ou removíveis. ^(8,9) Os componentes protéticos de um implante dentário são, em grande parte das situações, divididos em:

- Implante - Corresponde à porção inserida no osso;
- Pilar - Componente que suporta e retém a prótese que pode ser aparafusada, cimentada ou de encaixe;
- Parafuso de fixação do pilar – Fixa o pilar (cimentada) ou a restauração protética no implante (aparafusada);
- Restauração protética – Coroa.

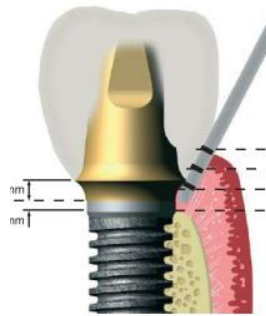


Figura 1. Constituição de um implante dentário. (Adaptado de Misch CE. *Implantes Dentários Contemporâneos*. 3^{ed.}, 2007)

1.3. Materiais

Atualmente encontram-se disponíveis no mercado diferentes materiais para os constituintes dos implantes dentários, categorizados de acordo com as suas características químicas em: metal, cerâmica e polímeros (ex.PEEK).

1.3.1. Implantes de titânio

O titânio ^(10,11) e as ligas de titânio ^(5,12,13) são o material de escolha no que concerne aos implantes dentários devido a um maior conhecimento por parte dos clínicos sobre este material ⁽¹⁴⁾, derivado, nomeadamente, de estudos publicados ao longo de vários anos, do módulo de

elasticidade semelhante à do osso ^(3,10), excelente biocompatibilidade ^(10,15) excelente osteointegração e boas propriedades mecânicas ⁽¹⁾, como é o caso da força mecânica ^(10,15) e da resistência à corrosão. ⁽¹⁰⁾ De modo supletivo, estes implantes são de fácil fabricação e apresentam características físicas e químicas com elevado grau de qualidade, assim como uma resposta biológica dos tecidos favorável ^(1,14) com taxas de sucesso de 95% num horizonte temporal de 10 anos. ^(5,12)

As ligas de titânio, como é o caso do Ti6Al4V e da Titânio-Zircônia (TiZr), apresentam melhores propriedades mecânicas comparativamente ao titânio comercialmente puro de grau 4. ⁽²⁾

Contudo, embora diminutas, os implantes de titânio apresentam algumas limitações. ⁽¹⁴⁾ Atualmente, com a constante evolução a todos os níveis, verificam-se maiores necessidades estéticas e, conseqüentemente, exigências superiores por parte do paciente e do Médico Dentista, principalmente em pacientes que apresentam um biótipo fino na zona anterior da maxila e uma linha do sorriso alta. Pelo facto da cor ‘acinzentada’ do titânio poder levar à coloração da mucosa peri-implantar, causando problemas estéticos em pacientes com este tipo de biótipo e linha do sorriso, pode ser necessário recorrer a uma diferente tipologia de material. ⁽⁹⁾ Por outro lado, caso haja reabsorção óssea e conseqüente recessão gengival, é possível que ocorra exposição do colar do implante ^(10,13,15), também ele acinzentado, impedindo o sucesso do mesmo. ⁽⁹⁾ Para além disso, tanto os pacientes como os médicos dentistas têm procurado cada vez mais as soluções *metal-free* devido a considerações ambientais e holísticas e devido a preocupações sobre intolerância, sensibilidade ⁽¹⁾ e alergias que os pacientes possam revelar quanto ao titânio, apesar dos casos existentes na literatura serem escassos. ^(14,16) De acordo com alguns autores, as partículas de titânio libertadas para a mucosa aquando da inserção de um implante dentário ou devido à corrosão, causam alterações degenerativas quando fagocitadas por macrófagos e neutrófilos. ⁽⁶⁾ Scarano e col. (2003) realizou um estudo onde inseriu implantes de titânio em tíbias e mandíbulas de coelhos de forma a verificar a presença de partículas de titânio a nível linfático. Este verificou que se inseridos na tíbia, não se verificava a presença de partículas a nível linfático por outro lado, se inseridos na cavidade oral, estas encontram-se presentes. ^(9,13) Face ao referido, as partículas de titânio podem também ser encontradas nos nódulos linfáticos, a nível sistémico, não apenas localmente, o que justifica as reações de hipersensibilidade tipo V, o que pode desempenhar um papel importante na falha dos implantes dentários. ⁽¹⁷⁾ Egusa e col. reportou condições inflamatórias na derme como eczema facial, dermatite e rash cutâneo em pacientes com implantes dentários de titânio. Em

todos os casos clínicos, os pacientes mostraram uma boa recuperação após a remoção dos implantes.

Apesar de a hipersensibilidade do titânio ser uma preocupação crescente, dados epidemiológicos sobre a sua prevalência continuam a ser poucos (0,6%)⁽¹⁸⁾, o que nos pode alertar para a falta estudos nesta área ou negligência médica. Desta forma, apesar de se conhecer pouco sobre este assunto, não se pode excluir como um fator de falha.⁽²²⁾

Adicionalmente e de acordo com alguns estudos, o titânio é um material que apresenta maior suscetibilidade para adesão bacteriana e, portanto, maior probabilidade de doenças peri-implantares.^(1,9,19)

1.3.2. Implantes de Cerâmica

Como forma de superar as desvantagens intrínsecas do titânio, procedeu-se a novas investigações tendo por objetivo encontrar um material substituto^(10,14), com uma cor mais estética embora igualmente biocompatível e com capacidade de reabsorver as forças da carga mastigatória.⁽¹⁵⁾

Neste sentido, um dos primeiros materiais a aparecer como substituto do titânio, foi a alumina (Al₂O₃)⁽¹⁵⁾, em 1968, por Sandhaus.⁽²⁰⁾ Não obstante a favorável osteointegração, as características mecânicas demonstraram ser inferiores às do titânio e a sua taxa de sobrevivência reduzida devido ao seu grande risco de fratura.^(15,20)

Como alternativa, foram propostas por Helmer e Driskell no final dos anos 60, cerâmicas de alta resistência e com elevado grau de biocompatibilidade, como a zircônia (óxido de zircónio) com uma resistência à fratura três vezes superior à da alumina, o que a torna resistente às forças mastigatórias.⁽²¹⁾ Este é um material versátil e promissor devido às suas propriedades biológicas, mecânicas e óticas⁽²²⁾, com grande resistência à flexão.⁽²³⁾

Utilizado inicialmente apenas na reabilitação sobre dentes e implantes, este material foi posteriormente expandido ao fabrico de implantes dentários devido aos seus excelentes resultados biológicos, mecânicos e químicos.^(9,21) A zircônia apresenta uma grande resistência ao dobramento e à flexão (900-1200MPa), elevada dureza (1200Vickers), baixa condutividade térmica e um módulo de elasticidade semelhante à do aço inoxidável.⁽¹⁰⁾ De igual modo, apresenta baixa afinidade para a colonização bacteriana e permite recriar uma estética perfeita^(24,25) e natural uma vez que apresenta uma cor semelhante à do dente⁽¹⁴⁾, sendo também, um material bioinerte.⁽²⁴⁾ As características acima mencionadas fazem de si um material de eleição

e uma alternativa ao titânio. ⁽²¹⁾ Os testes de biocompatibilidade apresentaram resultados positivos enquanto os testes de carcinogenicidade e mutagenicidade foram negativos. ⁽¹⁹⁾

Face ao exposto, a zircónia tetragonal policristalina estabilizada com ítrio (Y-TZP) é, atualmente, o material cerâmico mais utilizado na manufatura de implantes dentários com potencial de substituição do titânio. ⁽²⁰⁾

2. Zircónia

No que diz respeito à Implantologia, a zircónia foi introduzido pela primeira vez sobre a forma de revestimentos nos implantes de titânio endósseos de forma a melhorar a osteointegração sendo que mais tarde, foi também desenvolvido como pilar, para restaurações protéticas e por fim, como o próprio material do implante dentário. ⁽¹⁶⁾

As propriedades mecânicas superiores da zircónia fizeram com que fosse o material de escolha para a confecção de implantes em cerâmica. Esta apresenta uma biocompatibilidade excepcional, boa estabilidade química e dimensional, elevada tenacidade aliada a um módulo de Young de 200 GPa ^(16,23) e grande dureza, comparativamente a outras cerâmicas. Apesar disso, comparativamente ao titânio, esta é inferior. ⁽⁴⁾

É caracterizada como um material duro, que não reage ao condicionamento ácido mesmo com os agentes químicos mais agressivos. É um elemento químico com o símbolo Zr e número atômico 40, osteocondutivo e quimicamente inerte, produzindo uma ligeira inflamação, tal como o titânio. ⁽²²⁾ É branco-acinzentado, com uma transição brilhante. ⁽²³⁾ O *Pink Esthetic Score (PES)* e a *White Esthetic Score (WES)* têm apresentado resultados superiores comparativamente aos implantes de titânio. ⁽¹⁸⁾ Diferentes modificações na superfície da zircónia (abrasão, *etching* e laser) foram sugeridas de forma a aumentar a rugosidade, a molhabilidade e a superfície de energia deste material. ⁽²⁶⁾ A resposta inflamatória provocada pela libertação de partículas de cerâmica é inferior à induzida pelo titânio pelo que a reabsorção óssea será também ela inferior. ⁽²³⁾

2.1. Fontes de Zircónia

A zircónia não é encontrada na natureza como um metal nativo. ⁽²³⁾ Necessita de ser extraída das principais fontes de zircónio como é o caso de minerais como a zirconita ($ZrSiO_4$) e a *baddeleyita* (ZrO_2). A zirconita, normalmente encontrada em depósitos aluviais como rios, praias e lagos ⁽²³⁾, é o mineral mais abundante, mas menos puro necessitando de uma maior quantidade de processos de forma a obter a zircónia. ⁽²²⁾ Por outro lado, a *baddeleyita* já apresenta na sua constituição grandes níveis de zircónia (96,5-98,5%) e um elevado grau de pureza, necessitando de uma menor quantidade de processamentos. ⁽²²⁾

O dióxido de zircónio resultante da *baddeleyita*, encontra-se, a uma temperatura ambiente, na fase monoclinica. Caso este seja purificado e portanto, processado a altas temperaturas sobre grande pressão, passa a ser constituído por uma fase cúbica ou tetragonal.

Assim, a zircónia pode apresentar 3 fases cristalinas: monoclinica, tetragonal ou cúbica. A forma mais estável da zircónia é a monoclinica a uma temperatura ambiente. ⁽⁴⁾ Entre 1170°C e 2370°, ocorre transformação para uma fase tetragonal e após os 2370°C, obtém-se a fase cúbica. ⁽²⁷⁾

Após o procedimento de purificação, ocorre um arrefecimento por volta dos 970° onde passamos a ter novamente uma fase monoclinica levando a uma alteração de volume entre 3-5%. ⁽²²⁾

2.2. Envelhecimento da zircónia

A alteração de volume decorrente da passagem da fase tetragonal para monoclinica, designada de *aging* ^(4,22) faz com que haja diminuição da dureza, da força e da densidade, suficiente para ir além dos limites elásticos e de fratura da zircónia resultando na formação de *cracks* e defeitos na cerâmica. ^(22,23,27) Num meio aquoso, as fraturas criam um caminho suscetível para a água penetrar e criar efeitos de corrosão ^(23,28), como é o caso da cavidade oral.

É um fenómeno influenciado pela temperatura, vapor, tamanho das partículas, micro e macroestrutura do material e pela concentração de óxidos estabilizadores adicionados. ⁽²²⁾

2.3. Transformation toughening

De forma a ultrapassarmos este problema, existem os óxidos estabilizadores que permitem manter a estabilidade estrutural e mantém a zircónia na fase tetragonal a uma temperatura ambiente. ^(22,27)

Como óxidos estabilizadores, temos o óxido de ítrio (Y₂O₃), óxido de cálcio (CaO) e o óxido de magnésio (MgO). ^(4,22,23) Uma zircónia totalmente estabilizada pode ser obtida através de 16mol% de MgO, 16mol% CaO ou 8mol% de Y₂O₃. Por outro lado, a zircónia parcialmente estabilizada (PSZ) contém 2-3mol% de Y₂O₃ criando assim uma estrutura multifásica tetragonal+monoclinica ou cúbica+monoclinica em pequenas quantidades. Há então 2 tipos de zircónias estabilizadas: a totalmente estabilizada (FSZ) apresentando apenas a fase cúbica que mostra maior condutividade iónica, usada em células de combustível de óxido sólido e sensores de oxigénio e a parcialmente estabilizada (PSZ) que para além da fase cúbica, contém fase monoclinica ou fase tetragonal. ⁽⁴⁾

No sistema ZrO₂- Y₂O₃ é possível obter cerâmicas formadas a temperaturas ambiente com apenas uma fase – tetragonal- denominada de policristal de zircónia tetragonal. Apresenta 100% grãos tetragonais metaestáveis. Se for aplicada uma grande tensão, a fase tetragonal pode ser

convertida em fase monocínica através da expansão. Desta forma, esta transformação vai comprimir a fenda retardando o seu crescimento e aumentando a tenacidade da fratura. Este mecanismo é conhecido por “*transformation toughening*” o que prolonga o tempo de vida deste material. ^(4,23)

Em 1977, a zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP) incluindo 98% da fase tetragonal obtida pela introdução de uma pequena quantidade de ítrio mostrou a maior resistência mecânica, 690MPa. Adicionalmente, demonstrou favorável tenacidade à fratura (KIC 7-10 MPa-m^{1/2}) e módulo de elasticidade (210 GPa) para além de um aumento na resistência à flexão (900-1200 MPa) devido a um aumento na perfeição da densidade, tamanho dos grãos e condições de sintetização. ^(4,16)

Esta apresenta, portanto, propriedades mecânicas melhoradas, o que torna este material adequado para a fabricação de implantes dentários ⁽¹⁶⁾, pelo que tem sido proposta como alternativa às ligas metálicas. ^(16,22)

Existem outras variantes dos implantes de zircônia que incluem Ce-TZP (*Ceria stabilized zirconia*) e ATZ (*Alumina toughened zirconia*). A alumina tem sido adicionada à zirconia policristalina estabilizada com ítrio em baixas quantidades (0,25wt%) com uma melhoria significativa na durabilidade e estabilidade dos cristais de zircônia em grandes temperaturas e ambiente húmido. Isto melhora a resistência do implante na degradação a baixas temperaturas. Estudos demonstraram que implantes sem alumina, quando expostos à cavidade oral artificial, têm uma taxa de sobrevivência de 50% enquanto os com alumina apresentam uma taxa de 87-100%. ⁽²⁷⁾

Desta forma, podemos afirmar que no passado ocorreu uma experiência negativa com os implantes de óxido de alumina, mas atualmente, os implantes de zircônia estabilizados com ítrio, têm sido introduzidos no mercado com sucesso. ⁽¹⁹⁾

3. Vantagens e Desvantagens

3.1. Vantagens

Uma das principais complicações a nível dos implantes dentários é a doença peri-implantar. Nos implantes de titânio, verifica-se que das inflamações da mucosa peri-implantar, 43% dos casos se deve a mucosite e 23% a peri-implantite, ambas provocadas pela acumulação de placa bacteriana. ⁽³⁾ Desde muito cedo se percebeu que a zircónia apresentava menor adesão bacteriana ⁽⁶⁾, e conseqüentemente menor inflamação, muito provavelmente devido à sua molhabilidade e energia de superfície reduzida ^(3,22), pelo que foram efetuadas biópsias à volta dos pilares de cicatrização de ambos os materiais. ⁽³⁾ Os resultados dizem-nos que a adesão bacteriana na zircónia é efetivamente inferior à observada no titânio em indivíduos saudáveis.

Por outro lado, a zircónia não sofre corrosão uma vez que é um material muito resistente a este fenómeno, enquanto o titânio é vulnerável e suscetível se sujeito a um ambiente húmido (como é o caso da cavidade oral), e ácido. ⁽²²⁾ A presença de partículas de titânio bem como de iões resultantes deste fenómeno não são bioinertes influenciando a viabilidade dos osteoblastos fazendo com que esses libertem produtos citotóxicos provocando um processo inflamatório. Conseqüentemente, alguns estudos demonstram que os implantes de zircónia são menos propícios a peri-implantite. ^(29,30)

Outra vantagem muito importante é a questão da estética na zona anterior. Enquanto o titânio pode levar a uma alteração da coloração da mucosa, principalmente notável em zonas com perda óssea e com um biótipo gengival fino ⁽⁶⁾, a zircónia apresenta uma coloração semelhante ao dente e portanto, melhores resultados estéticos com pontuação do *PES* superior. ⁽²²⁾ Para além disso, através do índice de papila de Jemt verificou-se um aumento a nível do seu crescimento para os implantes de 1 peça de zircónia. ⁽³¹⁾

Para além disso, ambos os materiais demonstraram propriedades semelhantes no que concerne à adesão do tecido mole. ⁽⁴⁾ Apesar de Roehling e col. (2017) ter demonstrado que existe uma modelação de fibras superior assim como adesão celular para os implantes de zircónia. ⁽²²⁾

3.2. Desvantagens

Como referido anteriormente, a zircónia é sujeita ao “*aging*” que consiste na passagem da fase tetragonal para a fase monoclinica, resultando numa condição de stress e fragilidade do material que pode levar à formação de fendas na cerâmica e posteriormente à sua fratura, o que constitui uma limitação clínica da utilização da zircónia como estrutura implantar. ⁽²¹⁾

Para além disso, no caso de correções na cerâmica ou mesmo durante o tratamento de superfície, pode ocorrer formação de *micro-cracks* por ser um material friável. Desta forma, uma das principais desvantagens deste material era a grande dificuldade para realizar o tratamento de superfície. Apesar disso, através de diversos estudos, podemos concluir que esta situação se encontra a ser ultrapassada através de novas técnicas bem como de um protocolo estandardizado. ⁽²²⁾

Por fim, a maioria dos implantes disponíveis no mercado são de 1 peça, o que necessita de uma grande curva de aprendizagem por parte dos clínicos uma vez que é necessário dominar a sua colocação nos 3 planos do espaço. ⁽²²⁾ No que concerne aos de 2 peças, ainda se verifica uma fragilidade a nível do pilar de conexão, podendo resultar em fraturas, sendo este o desafio atual destes implantes. ⁽¹⁸⁾

É ainda importante referir que todos os materiais apresentam vantagens e desvantagens pelo que estes devem ser escolhidos tendo em conta o seu propósito adaptando sempre ao paciente em questão. ⁽⁴⁾

4. Osteointegração dos implantes de zircónia e de titânio

Brånemark definiu a osteointegração como um processo onde um metal biocompatível era passível de ser integrado em osso vital a nível biomecânico. ⁽¹⁶⁾ Histologicamente, pode ser definido como uma conexão direta estrutural e funcional entre o osso e a superfície do implante, assintomática com micromovimentos inferiores a 50µm quando submetida a cargas funcionais mastigatórias e sem a formação de uma camada intermédia de tecido mole. ^(2,9)

Desta forma, a avaliação do sucesso do implante assenta num crescimento de osso diretamente sobre a sua superfície pelo que uma correta osteointegração implica um profundo conhecimento da biologia óssea. ⁽¹⁶⁾

4.1. Processo de osteointegração

A colocação de implantes dentários ativa uma cascada de eventos celulares e extracelulares. ⁽²²⁾ Esta tem início na interface osso-implante e só termina quando o implante se encontra totalmente revestido por novo osso. ⁽¹⁶⁾

De acordo com Heinemann e col. (2015), a cicatrização do implante dentário apresenta três fases de estabilidade: primária, secundária e terciária. A estabilidade primária (EP) pode ser definida como uma estabilidade biométrica que resulta do contacto mecânico do implante dentário com a estrutura óssea circundante após inserção do mesmo. ^(2,32) Por outro lado, a estabilidade secundária (ES), também designada por estabilidade biológica, caracteriza-se pela regeneração e remodelação óssea. Por último, a estabilidade terciária representa a adaptação funcional do osso circundante ao implante quando submetido a carga. É dependente tanto da EP como da ES e funciona como um importante preditor do sucesso a longo prazo. A EP diminui com o tempo após a inserção enquanto a ES aumenta com a osteointegração ⁽³²⁾, resultando numa diminuição da estabilidade total nas primeiras semanas atingindo um patamar mínimo que volta a aumentar quando a estabilidade obtida com a osteointegração predomina em relação à primária. ^(2,33)

Numa primeira fase, onde há diminuição da EP, que ocorre três a oito semanas após a colocação do implante, existe um predomínio da atividade de osteoclastos que levam à ocorrência de reabsorção óssea. Já numa segunda fase, onde ocorre aumento da ES, a atividade que predomina é a osteoblástica, com aposição óssea em torno do implante. ⁽³²⁾

Uma elevada EP é considerada um elemento-chave para alcançar uma osteointegração favorável e para reduzir o tempo de tratamento do paciente, pois assegura resistência aos micromovimentos do implante dentário. Movimentos de amplitude superior a 50-150µm

prejudicam a sua cicatrização pela ocorrência de formação de tecido fibroso e reabsorção óssea na interface osso-implante ⁽³²⁾ uma vez que impede uma correta distribuição do stress oclusal mastigatório podendo levar à perda do implante. ⁽³³⁾ Porém, o torque de inserção não deve ser exagerado uma vez que não queremos induzir lesões ósseas tais como microfracturas ou tensões de compressão excessiva. Tais tensões podem resultar em necrose e isquémia local, podendo levar ao insucesso da osteointegração. ⁽³²⁾

O primeiro componente biológico a entrar em contacto com o implante é o sangue, formando um coágulo sanguíneo. ^(15,22,25,32) As células sanguíneas (eritrócitos, plaquetas, polimorfonucleados e monócitos) presentes são ativadas devido ao trauma da cirurgia libertando citocinas, fatores de crescimento e de diferenciação que promovem a osteocondução ⁽³²⁾, baseada no recrutamento e migração de células osteogénicas. ^(25,32)

Ao fim de 4 dias, o coágulo sanguíneo encontra-se parcialmente substituído por tecido de granulação primitivo. Algumas das células mesenquimatosas *fibroblast-like* orientam-se ao longo da superfície implantar e iniciam a formação de feixes de fibras de colagénio. É então estabelecida uma matriz de tecido conjuntivo provisória ⁽²⁵⁾, que atua como um suporte para a osteocondução e também para a diferenciação das células osteogénicas – osteoindução. ⁽³²⁾

De acordo com Berglundh e col., 1 semana após a colocação do implante, o tecido conjuntivo provisório é rico em estruturas vasculares com numerosas células mesenquimatosas. Ao redor dos vasos sanguíneos, observa-se um osso imaturo rico em células, designado por *woven bone* - remodelação óssea – com a sua formação no centro da câmara. Esta osteogénese de contacto é, segundo Abrahamsson e col., vista como o primeiro sinal de osteointegração. De acordo com alguns autores, nomeadamente Abrahamsson e col. e Vignoletti e col., o *woven bone* ocupa aproximadamente 30% da câmara. Este osso imaturo ou primário tem como função restaurar a continuidade entre o osso e o implante. ⁽¹⁶⁾ Caracteriza-se pela orientação aleatória das fibras de colagénio, pela pouca resistência mecânica, pela presença de numerosos e irregulares osteócitos e pela pouca densidade mineral. ⁽²⁵⁾

Após um período de 14 dias, o *woven bone* encontrava-se presente à volta de todo o implante e 4 semanas depois, o osso recém-formado e mineralizado encontra-se desde o tecido ósseo preparado no dia da cirurgia até às espiras dos implantes. Passadas 6 a 12 semanas de remodelação óssea, é gradualmente remodelado e substituído por osso lamelar, osso organizado e com fibras de colagénio em camadas paralelas com canais de Harvard presentes (fator

importante para a osteointegração), com capacidade suficiente para resistir ao esforço físico.
(25)

Portanto, entre o 4º dia e as 2 semanas após a colocação do implante, a expressão genética muda. Ou seja, tínhamos uma expressão associada a um processo inflamatório imunológico e proliferação celular que vão ser substituídas pela angiogénese, osteogénese e neurogénese. Existe uma fase pró-inflamatória que precede a fase regenerativa. (2)

Durante o primeiro ano após a colocação do implante, continua a ocorrer modelação e remodelação a um baixo ritmo o que contribui para uma maior resistência às forças de cisalhamento. (16) Nesta fase de remodelação, que continua durante o resto da vida, verifica-se reabsorção realizada pelos osteoclastos, seguida de aposição óssea pelos osteoblastos. (2)

A velocidade com que as células aderem e proliferam assim como as diferenças morfológicas das mesmas, estão relacionadas com o tipo de superfície do material. (22,34) Neste sentido, a zircónia tem uma influência positiva no que diz respeito à estimulação da diferenciação de fatores celulares fenótipos. (22)

Vários estudos demonstram que as alterações a nível micro e nanométrico na superfície do implante são mais importantes numa fase inicial de cicatrização, estimulando o desenvolvimento ósseo e dos tecidos moles adjacentes. (22)

4.2. Influenciadores da osteointegração

De acordo com Albrektsson e col. (1981), os seis fatores determinantes para a osteointegração são: biocompatibilidade do material do implante, geometria (que compreende o desenho, comprimento e o diâmetro), características de superfície, quantidade e qualidade óssea, técnica cirúrgica e condições de carga. (33,35) Mais tarde, apareceram outros fatores, como a hidrofília e a estrutura química. (11)

No que concerne à qualidade óssea, um osso compacto contribui para uma maior EP comparativamente ao osso trabecular. Por outro lado, o diâmetro contribui mais do que o tamanho do implante dentário. (2)

Relativamente à estabilidade secundária, a aposição óssea tem início precoce no osso trabecular devido por um lado, a uma maior vascularização e por outro, à necessidade de ocorrer uma reabsorção óssea em primeiro lugar no osso compacto. (2)

Em relação às características de superfície, descobriu-se que os osteoblastos reagiam mal a topografias com rugosidades muito acentuadas e que os osteoclastos as tentavam fagocitar. Desta forma, a microestrutura dos implantes deve evitar este tipo de rugosidades. ^(7,25)

Quanto ao local da colocação do implante, nomeadamente na maxila ou mandíbula, as taxas de sucesso são superiores na zona anterior da mandíbula. Schwartz-Arad e col. descobriu que a localização do implante era o fator mais envolvido na perda óssea nos implantes que suportam sobredentaduras. ⁽³⁶⁾

Alguns fatores, como trauma cirúrgico excessivo durante o procedimento de colocação do implante, infeção na região cirúrgica, hábitos tabágicos, comprometimento sistémico e distúrbios nutricionais podem prejudicar a cicatrização óssea ou interferir na manutenção da osteointegração. Desta forma, um procedimento cirúrgico simples e atraumático é um fator determinante. ⁽³²⁾

Todos estes fatores se verificaram ser igualmente relevantes para a zircónia. ⁽²⁸⁾

5. Macrogeometria

Tal como acontece nos implantes de titânio, existem 2 tipos disponíveis de macrogeometria: os de 1 e de 2 peças. ⁽²⁸⁾

5.1.Implantes de zircónia de 1 peça

De um ponto de vista técnico, os implantes em zircónia de uma peça compreendem o pilar na sua estrutura, assemelhando-se aos dentes naturais. ^(13,37)

Visto que neste sistema de implantes o pilar não é aparafusado ao implante, deixa de existir o *microgap* que funciona como um reservatório de bactérias podendo levar a inflamação e reabsorção óssea. ⁽³⁷⁾ Estes apresentam uma resistência à fratura de 1000N (superior à de 2 peças) e reduzida suscetibilidade para o *aging* uma vez que há uma menor área exposta aos fluídos orais. ⁽³⁾ Caso estes implantes sejam colocados corretamente, são obtidos resultados estéticos excelentes, preditivos e reproduzíveis. ⁽³⁷⁾

De um ponto de vista clínico, os implantes não submergidos também podem representar uma desvantagem pois vão entrar logo em função, impedindo ou atrasando a cicatrização. ^(13,38) Isto em zonas com baixa estabilidade primária ou onde foi realizada regeneração óssea, é desfavorável. ⁽¹³⁾ Além disso, se ocorrer um erro no planeamento, e o implante não ficar numa posição protodenticamente correta, uma das soluções será o desgaste da zircónia. ⁽²⁸⁾ Este procedimento, pode causar efeitos negativos a nível da osteointegração devido ao sobreaquecimento ou libertação de partículas de zircónia para os tecidos moles e na resistência à fratura, devido à formação de *micro-cracks* que podem evoluir levando à fratura do implante. ^(39,40) Desta forma, é necessário haver um planeamento protético adequado e preciso que anteceda a reabilitação, sendo a confeção de uma guia cirúrgica fundamental para minimizar os erros de posicionamento deste tipo de implantes. ⁽³⁾

Os estudos desenvolvidos demonstraram uma taxa de sobrevivência de 74 a 98%, dependendo do período de investigação. Complementarmente, Kohal e col. obtiveram uma taxa de sobrevivência de 95% num estudo prospetivo. ⁽³⁸⁾ Lee e col. através de um estudo com cães beagle, demonstraram uma excelente estética a nível da mucosa. ⁽⁶⁾

5.2.Implantes de zircónia de 2 peças

Com o objetivo de tornar os implantes de zircónia mais atrativos para os clínicos, uma vez que é o sistema utilizado nos implantes de titânio, foram desenvolvidos os implantes de 2 peças. ⁽³⁷⁾ Neste tipo de implantes, é necessário um pilar para que posteriormente a coroa de cerâmica seja cimentada ou aparafusada. ^(28,37)

Podem ser fabricados pilares específicos com diferentes angulações, o que oferece a capacidade de corrigir o eixo de inserção dos implantes. ⁽³⁷⁾ Apresentam uma resistência à fratura entre 187-398N, dentro do necessário para a zona anterior (140-200N) e posterior (250-450N). ⁽²⁸⁾

Todavia, os implantes de duas peças apresentam exigências superiores relativamente ao processo de confeção uma vez que não é apenas necessária uma superfície micro-rugosa, como também um design interior sem que ocorra alteração da resistência à fratura, nem à força de fadiga. ⁽³⁷⁾ Uma conexão estável e fiável entre o implante e a estrutura protética pode ser conseguida através de 2 mecanismos diferentes: 1) parafuso de retenção; 2) design interior do implante tendo em atenção que uma conexão cónica provoca uma elevada fricção. No que diz respeito ao parafuso de retenção, atualmente este não pode ser confeccionado em zircónia. Desta forma, outros materiais, tais como ligas de titânio ou PEEK, são utilizados para estes efeitos, deixando de ser um conceito totalmente *metal-free*. ⁽¹³⁾ Por outro lado, o design interior foi adaptado tendo em conta as propriedades da zircónia de forma a reduzir o stress mecânico. Este é um ponto de extrema importância uma vez que a cerâmica é entre 5 a 9 vezes mais dura comparativamente ao titânio. Desta forma, caso a porção interna do implante de cerâmica apresente ângulos afiados, pode ocorrer desgaste do metal e consequentemente levar à perda do parafuso. ⁽³⁷⁾

Neste sistema, a conexão entre o implante e o pilar parece ser o ponto fraco, onde ocorre maior número de fraturas. ^(28,38) Nestas situações, os implantes são mantidos e os pilares trocados. ⁽³⁸⁾

No caso de a coroa ser cimentada, o cimento sela o *micro-gap* existente e impede uma correção da angulação permanente. ⁽¹³⁾ Existem menos fraturas aquando da cimentação comparativamente ao aparafusamento. ⁽²⁸⁾

Em relação ao material do parafuso que liga o implante ao pilar, não houve diferenças estatisticamente significativas, apesar do PEEK ter apresentado resultados inferiores. ⁽¹³⁾

Estudos *in vitro* demonstraram que os implantes de zircónia de 2 peças apresentavam baixa resistência à fratura e taxas de fratura superiores comparativamente aos implantes de titânio de 2 peças e aos implantes de zircónia de 1 peça. ⁽²⁸⁾ Por outro lado, um estudo efetuado em cães, encontrou uma maior fratura nos implantes de uma peça comparativamente às de 2 peças. Sobre outra perspetiva, Jank e col. (2016), dizem-nos que os implantes de zircónia de 2 peças apresentam taxas de sobrevivência semelhantes aos de 1 peça. ⁽³⁸⁾

Bethke e col. (2020), colocaram 557 implantes de zircónia policristalina estabilizada com ítrio e 154 de zircónia reforçada com alumina. Relativamente aos implantes de 1 peça, a zircónia reforçada com alumina demonstrou resultados superiores comparativamente à zircónia policristalina estabilizada com ítrio. Por outro lado, nos implantes de 2 peças, não foram verificadas diferenças estatisticamente significativas. A maioria dos implantes foram colocados na zona anterior da maxila incluindo alguns pré-molares. Concluindo, quando falamos de implantes de 1 peça, os de ATZ são superiores. Por outro lado, nos de 2 peças, não existem diferenças consoante o material. ⁽¹³⁾

6. Microgeometria

6.1. Rugosidade

Segundo Albrektsson e Wennerberg (2004), de acordo com a rugosidade de superfície que apresentam, os implantes podem ser divididos em 4 categorias: lisos ($Sa < 0.5 \mu m$); minimamente rugosos ($Sa 0.5-1 \mu m$); moderadamente rugosos ($Sa 1-2 \mu m$) e rugosos ($Sa > 2 \mu m$). (35) Vários estudos concluíram que superfícies com uma rugosidade de $1,5 \mu m$ apresentam um aumento da osteogénese e uma aposição óssea superior comparativamente a superfícies com $Sa < 1.0 \mu m$ originando osso recém-formado com maior qualidade e resistência. Aliado ao facto de a rugosidade permitir uma maior área de contacto entre o osso e o implante (21,41), a EP será superior (2,42), com maior distribuição do stress. (35) Assim sendo, atualmente, a maioria dos implantes apresenta superfícies moderadamente rugosas, com Sa entre $1-2 \mu m$. (12)

No que concerne aos implantes de zircónia, os estudos têm sido promissores. Cultura de células têm demonstrado que as superfícies com uma rugosidade moderada são aceites pelos osteoblastos e conseqüentemente, promovem uma boa resposta biológica. (24) Desta forma, a afirmação anterior é também verdadeira. (41)

6.2. Tratamentos de superfície

De forma a alcançar essa rugosidade, foram propostas inúmeras técnicas de modificação de superfície. (24) A composição do material assim como a topografia de superfície desempenham um papel fundamental no que diz respeito à osteointegração (26,37) e à resposta dos odontoblastos (31), razão pela qual a modificação de superfície tem sido um foco nos últimos 25 anos na implantologia. (2,31) Vários são os métodos para conseguirmos obter estes resultados. (21,41) Estes podem ser agrupados em 2 grandes grupos: os métodos de adição e os métodos de subtração. (21)

Devido às propriedades mecânicas da zircónia, a metodologia ótima de modificação de superfície ainda não está esclarecida. (22)

6.2.1. Superfícies de subtração

São obtidas através da remoção de material da superfície do implante, de forma a criar rugosidades. Incluem o jateamento, condicionamento ácido e por fim, o jateamento e condicionamento ácido. (40)

6.2.1.1. Jateamento

O resultado obtido através deste processo depende do tipo de partículas, tamanho, dureza e velocidade de impacto. Geralmente, utilizam-se partículas de titânio (TiO_2), alumina (Al_2O_3)

sílica (SiO₂), hidroxiapatite (HA) ou fosfato de cálcio (CaP).^(21,35) O principal objetivo é aumentar a rugosidade da superfície do implante, de forma a obter um maior contato entre o implante e o osso. Contudo, para além de alterar a rugosidade, este procedimento modifica também a energia de superfície pelo que a adesão celular é, também, influenciada. As superfícies com baixa energia de superfície são menos atrativas para as células.⁽³⁵⁾ Diversos são os estudos que demonstram valores mais elevados de BIC e de torque de remoção para implantes com superfícies jateadas em comparação com as maquinadas.⁽⁴⁰⁾

6.2.1.2. Condicionamento ácido

Este tratamento foi inicialmente proposto devido à reduzida possibilidade de contaminação da superfície do implante uma vez que não ficam partículas ou impurezas retidas, originando uma superfície mais uniforme. Podem ser utilizados vários ácidos como HCl, H₂SO₄, HNO₃ e HF. O grau de rugosidade final varia de acordo com o tipo de ácido, percentagem do ácido na mistura, tempo de atuação e temperatura a que é utilizado. Com esta técnica, são criados microporos com diâmetro entre 0,5 e 2µm (21) e a superfície torna-se mais isotrópica, facilitando a adesão, a retenção de células osteogénicas e o processo de osteointegração.⁽³⁵⁾

Quanto à sua utilização na zircônia, este método não causa riscos de criar *micro-cracks* visto não exercer nenhum tipo de tensão sobre o material. No entanto, pode causar alterações químicas. É realizado de forma a criar uma textura a uma microescala.⁽²²⁾

6.2.1.3. Jateamento e condicionamento ácido

Buser e col. compararam as superfícies jateadas, condicionadas e jateadas e condicionadas. Através dos seus resultados, verificaram que a superfície com jateamento e condicionamento está associada a melhores resultados clínicos e histológicos, com uma osteointegração mais rápida e menor perda óssea em redor do implante com valores de BIC superiores.⁽⁴³⁾

O jateamento permite obter uma rugosidade e fixação mecânica ótima, enquanto o condicionamento ácido torna os picos mais uniformes, favorecendo a aderência de proteínas e elimina os resíduos produzidos pelo jateamento, que podem interferir com a osteointegração.^(21,22) Com esta técnica, obtêm-se superfícies moderadamente rugosas, com Sa entre 1-2µm.⁽⁴³⁾

Vários estudos clínicos verificaram taxas de sucesso de 99%, após 3 anos, para este tratamento de superfície. Mais recentemente, num estudo clínico de Buser e col. (2012), com um período de acompanhamento de 10 anos, obtiveram-se taxas de sobrevivência e sucesso de, respetivamente, 98.8% e 97%. Apesar disso, a prevalência de peri-implantite foi de 1.8%, valor

superior relativamente a estudos anteriores, onde foram utilizados implantes com superfícies alteradas pelo *spray* de plasma de titânio. ⁽³⁵⁾

No que respeita aos implantes de zircónia, esta técnica tem sido proposta e aplicada em alguns implantes comercialmente disponíveis. O objetivo é proporcionar uma superfície mais recetiva à adesão e proliferação dos osteoblastos. ⁽²²⁾

6.2.2. Superfícies de adição

São superfícies obtidas através da integração de partículas sobre o implante.

6.2.2.1. Técnica de infiltração seletiva

Realiza-se o aquecimento do vidro a uma temperatura superior à sua transição vítrea. Desta forma, ocorre uma infiltração nos poros pré-existentes. Designa-se seletiva uma vez que temos controlo da área onde queremos infiltrar o material. Para remover os vestígios do material, realiza-se uma imersão em ácido fluorídrico a 5% com posterior passagem por água.

Esta é uma técnica utilizada para criar uma superfície nanoporosa nos implantes de zircónia. A sua principal vantagem é que a superfície química e não ocorre nenhuma perda de matéria. ⁽²²⁾

6.2.2.2. Tratamento a laser

Este tratamento foi desenvolvido com o objetivo de diminuir o potencial dano físico induzido por outros na superfície da zircónia. ⁽⁶⁾ Esta técnica permite também a padronização controlada da superfície, o que poderá constituir um interesse adicional. Provoca uma alteração das propriedades superficiais, melhorando a molhabilidade, a absorção e a adesão celular. Uma desvantagem deste tratamento é a utilização de temperaturas elevadas que levam ao desenvolvimento de tensões térmicas o que faz com que a superfície tratada apresente uma menor resistência à fratura e elevada tensão residual, o que limita a sua posterior aplicação prática. De modo a colmatar esta limitação, podem ser utilizadas múltiplas passagens de laser para atingir determinada profundidade de textura em detrimento de uma única passagem que requer maior energia. ⁽²¹⁾

6.2.2.3. Revestimento

Os revestimentos bioativos são utilizados como uma forma de estimular a ação osteogénica através da afinidade química entre a superfície dos implantes e o osso circundante promovendo uma EP e ES superior. Várias são as técnicas que têm sido utilizadas para aplicar estes materiais bioativos na superfície da zircónia nomeadamente o *spray* de plasma, deposição eletroforética, *dip-coating* e *spin-coating*. ⁽³⁴⁾

Nos dias de hoje, a hidroxiapatite (HA) e o fosfato de cálcio (CaP) são os dois materiais bioativos mais utilizados, com a vantagem de não serem tóxicos nem inflamatórios. Contudo, aquando da sua inserção, o contacto com o osso causa stress que pode causar diminuição da adesão do revestimento à superfície da zircónia comprometendo a sua função. ⁽³⁴⁾

Hidroxiapatite

A HA é um mineral natural proveniente do cálcio apatite, o maior componente dos ossos e dentes. Desta forma, promove o crescimento do tecido ósseo diretamente na sua superfície, razão pela qual têm sido aplicados nos implantes de forma a produzir uma superfície bioativa que estimula uma formação óssea rápida de forma a reduzir o tempo de cicatrização. Mesmo assim, este apresenta algumas desvantagens como a espessura irregular, variações nos cristais e dificuldade da produção de vales com tamanho e porosidade controlados. Desta forma, torna-se imperativo a camada de revestimento ser uniforme e a composição cristalina não mudar. ⁽³¹⁾

Foi efetuada uma comparação deste tratamento de superfície com implantes de zircónia sem qualquer tipo de tratamento onde se observou que a proliferação e a adesão dos *odontoblast like-cells* é alcançada mais rapidamente com este revestimento e que os valores de BIC são superiores. ⁽⁴⁴⁾

Concluindo, este revestimento pode ser utilizado como modificação de superfície nos implantes de zircónia uma vez que demonstram uma resposta osteogénica favorável. ^(31,44)

Por outro lado, no que respeita os implantes de titânio, quando avaliados num curto período de tempo, os resultados demonstram ser positivos, contudo, quando o *follow-up* é superior, estes diminuem. ⁽⁴⁰⁾

Fosfato de Cálcio (CaP)

O fosfato de cálcio é conhecido por ter uma estrutura química e biológica semelhante á dos ossos e consequentemente promover o crescimento normal dos tecidos. ⁽³⁴⁾

Os revestimentos de fosfato de cálcio (CaP) são os mais estudados. Estes alteram tanto a composição química, como a topografia de superfície. Após a inserção do implante, ocorre a sua dissolução com saturação dos fluidos biológicos e precipitação sobre a superfície do implante, formando uma camada de apatite biológica. Esta é reconhecida pelos osteoblastos funcionando como uma matriz para a subsequente adesão e proliferação celulares, ao aumentar a adsorção de proteínas e ativação de plaquetas, acelerando o processo de cicatrização. ⁽⁴⁰⁾

Atualmente, existem poucos estudos *in vivo* sobre revestimentos de CaP na escala nanométrica. Contudo, alguns autores concluíram que as estruturas nanométricas apresentam um efeito positivo na osteointegração, com um aumento na porcentagem de BIC. ⁽⁴⁰⁾

6.2.2.4. Bio-adesivos

O bio-adesivo mais utilizado é a sequência RGD (Arginina-Glicina-Ácido Aspártico), que se encontra no local de ligação de proteínas da matriz extracelular, como a fibronectina e vitronectina. A adição desta sequência à superfície dos implantes promove uma melhor e mais rápida ativação plaquetária, assim como maior adesão celular, nomeadamente dos osteoblastos devido aos recetores de integrina. Curiosamente, este tipo de revestimento tem demonstrado menor colonização bacteriana, o que reduz o risco de infeção, necessitando de mais estudos. ⁽²²⁾

Outra sequência de interesse é a KRSR (Lisina-Arginina-Serina-Arginina), um local de ligação da heparina, encontrada em diversas proteínas como osteopontina e sialoproteína do osso. Esta tem demonstrado níveis similares de adesão de osteoblastos, em comparação com a sequência RGD. Num estudo experimental em mini porcos, de Brogini e col (2012), não se verificaram diferenças estatisticamente significativas no BIC e resistência a forças de cisalhamento de superfícies com e sem a adição das sequências RGD e KRSR. ⁽²²⁾

6.2.2.5. Infiltração acídica seletiva

Em 2007, Aboushelib and Feilzer introduziram um novo método de tratamento conhecido como uma infiltração acídica seletiva de forma a criar uma superfície nanoporosa, com grande capacidade de molhabilidade e de adesão. Esta é uma técnica que usa os princípios da indução de calor de forma que os grãos difundam e adiram à superfície. Esta tem como objetivo transformar a superfície densa e lisa (sem capacidade de aderência) numa superfície muito retentiva. Este é um princípio, que também pode ser usado de forma a aumentar a retenção dos revestimentos bioativos na superfície dos implantes de zircônia. O único requisito é que as partículas do revestimento têm de ser inferiores aos poros. ⁽²⁶⁾

Rottmar e col., realizou um estudo onde foi efetuada aplicação de ácido infiltrativo e posteriormente aplicado o revestimento. Verificou-se que após a aplicação do revestimento, ocorreu uma diminuição da porosidade de $9 \pm 2\%$ na HA e $4 \pm 1\%$ no revestimento com plasma. Através da examinação dos cortes biológicos, percebemos uma formação superior de osso à volta dos implantes revestidos por HA (BIC $79.8 \pm 3\%$) e Plasma ($71 \pm 6\%$), não havendo diferenças estatisticamente significativas em ambos. ⁽²⁶⁾

A vantagem desta superfície híbrida de cerâmica é que a camada de revestimento é absorvida uns micras abaixo da superfície reduzindo assim a delaminação e o desapegamento. Para além disso, criamos uma superfície rugosa, ideal para melhorar o BIC. ⁽²⁶⁾

6.3.Problemas no tratamento de superfície

No que diz respeito aos implantes de zircónia, a modificação da superfície é considerada desafiadora devido à sua dureza. ^(22,41) Foi demonstrado que a abrasão através do jateamento aumenta efetivamente a rugosidade dos implantes, contudo afeta negativamente as propriedades do implante aumentando o *aging* ^(28,41) caso o método não seja efetuado de forma estandardizada uma vez que facilita a criação de *cracks* e consequentemente a sua proliferação na superfície da cerâmica reduzindo a resistência à fratura e o seu tempo de vida. ^(3,10,36,40)

De forma a ultrapassar estes problemas, os métodos aditivos têm sido sugeridos. ⁽¹⁰⁾ Apesar disso, estas ainda se encontram sobre investigação e não estão comercializados. ⁽²⁸⁾

Outra hipótese é realizar o jateamento de areia antes da sinterização final para que não haja passagem da fase tetragonal para monoclinica. Monaco e col. verificaram que o tratamento realizado antes pode eventualmente provocar fase monoclinica mas que essa fase após a sinterização, passa a tetragonal. Uma vantagem desta técnica é que a zircónia apresenta uma menor dureza antes do processo de sinterização, pelo que se o jateamento é mais fácil de executar. ⁽⁴¹⁾

6.4.Influência do tratamento de superfície na osteointegração

Apesar da sequência da cicatrização ser igual independentemente da topografia de superfície, a taxa de cicatrização óssea é influenciada pela topografia e pela parte química. ⁽¹⁶⁾ Neste sentido, estudos sobre a interação biológica da zircónia têm-se tornado cada vez mais relevantes e, os resultados seguindo um caminho semelhante ao do titânio e das suas ligas. ^(2,22)

Cochran e col. (1998) conduziu um estudo na mandíbula de cães onde comparou o BIC dos implantes de titânio com diferentes tratamentos de superfície: jateamento de areia e condicionamento ácido e spray de plasma. Os resultados demonstraram ser superiores (tanto com como sem carga) nos implantes com jateamento de areia e condicionamento ácido. Desta forma, estes foram considerados como o *gold-standard* para o titânio. ^(2,11) A próxima etapa seria a de modificar quimicamente esta superfície através de uma micro rugosidade de forma a aumentar a hidrofilia, tornando-os mais ativos biologicamente. Estes implantes passaram-se então a designar por *SLActive*. A diferença é o facto de serem submergidos numa solução

protetora de nitrogénio e armazenados numa solução salina após o tratamento ácido. Estes demonstraram uma maior %BIC nas fases iniciais da cicatrização. ⁽²⁾

Lang e col. (2011) também avaliou a percentagem de osteointegração nas superfícies modificadas com rugosidade moderada hidrofílicas (*SLActive*) e moderadamente rugosas hidrofóbicas (*SLA*) durante as fases iniciais de cicatrização num modelo humano. De acordo com os autores, o grau de osteointegração após 4 semanas foi superior para a superfície hidrofílica ⁽¹⁶⁾, pelo que se pode concluir este tipo de superfície afeta o comportamento celular. ^(11,12)

Na zircónia têm sido aplicadas e testadas texturas de superfície baseadas nas utilizadas no titânio. Contudo, os parâmetros de rugosidade reportados para os implantes de zircónia são inferiores aos dos implantes de titânio quando submetidos ao mesmo tipo de tratamento. Consequentemente, é de esperar que a EP e o contacto osso-implante seja inferior. ^(21,42)

Wenz e col. (2008), Manzano e col. (2014), Hafezeqoran e col. (2017) e Sivaraman e col. (2018), através de revisões sistemáticas compararam a osteointegração dos implantes de titânio com implantes de zircónia em animais. Estes reportaram que, regra geral, quando os tratamentos de superfície são equivalentes, não existem diferenças estatisticamente significativas no BIC e no RT. ⁽²¹⁾ Da mesma forma, Camposilvan e col. (2015), obtiveram o mesmo resultado de BIC (26-71% *versus* 24-84% titânio)⁽⁶⁾ e de RT (12-98 Ncm *versus* 42-74 Ncm nos de titânio). ⁽⁷⁾ Hironobu e col. (2018), na sua revisão sistemática, reportou que o valor do BIC varia entre 25-88% para os implantes de titânio e entre 24-85% nos implantes de zircónia enquanto que os valores do RT se encontram entre 7-74N titânio e 9-78N zircónia, sem diferenças estatisticamente significativas. ⁽²⁸⁾ Pelo que podemos concluir que, ambos os tipos de implantes apresentam um BIC e RT semelhante pelo que será de esperar um tempo de vida semelhante. ⁽⁴⁵⁾

Gahlert e col. para além de concluir o anteriormente referido, confirmaram ainda que o aumento da rugosidade através do jateamento de areia e do condicionamento ácido permite aos implantes de zircónia um valor de BIC e de RT mais alto comparativamente aos outros tratamentos de superfície. ⁽²⁴⁾ Desta forma, no que concerne à zircónia, a superfície *ZLA* apresentam em primeiro lugar uma osteointegração mais rápida do que outras superfícies e, em segundo lugar, uma boa estabilidade óssea e histológica, muito semelhante à do titânio ^(3,37,44), afirmando ser um método promissor a nível do efeito sinérgico potenciando a osteogénese. ⁽⁴⁴⁾ Adicionalmente, é uma superfície que em comparação com a *SLA* e *SLActive* apresenta

depressões ao invés de picos pelo que a adesão e a proliferação de osteoblastos é superior. Quando comparado o seu potencial de osteointegração com as superfícies anteriormente referidas, após 28 dias este foi inferior à *SLActive* mas superior ao *SLA*.⁽¹¹⁾

Apesar de ser uma técnica promissora, pode causar alteração na integridade do material aumentando assim a suscetibilidade ao *aging*.⁽⁷⁾ Desta forma, desenvolveu-se uma superfície coberta com hidroxiapatite com deposição densa e homogénea, regular, com algumas crateras. Os resultados sugerem que ocorreu um melhoramento da molhabilidade.⁽⁸⁾

Mais recentemente, tem sido estudada uma superfície de YTZ com jateamento de areia, condicionamento ácido e tratamento térmico (cer.face®14) com picos nanométricos, portanto, um formato mais sinusoidal. Estudos *in vitro* com osteoblastos avaliaram a adesão celular e o stress intracelular. A superfície mais curva, provou ser ideal para a ancoragem celular.⁽²⁵⁾

Outro método é o revestimento com partículas de alumina. Relativamente a este material de implantes, há uma maior adesão celular na superfície jateada com partículas de alumina de 250µm em comparação com as de 120 µm.⁽⁴¹⁾

Outro estudo, de Stadlinger e col. (2010) comparou o BIC após 4 semanas de cicatrização de implantes de zircónia subemergidos, implantes de zircónia não subemergidos e de titânio subemergidos (controlo). Os implantes de zircónia subemergidos demonstraram valores de BIC superiores (80%), seguidos pelos implantes subemergidos de titânio (74%). Desta forma, podemos concluir que durante o período de cicatrização inicial, se observou uma percentagem semelhante de deposição óssea nos implantes de zircónia e de titânio pelo que não foi detetada nenhuma diferença na osteointegração. Isto também se verificou para superfícies modificadas quimicamente e farmacologicamente.⁽²²⁾

Por outro lado, Möller e col. (2012), verificou que durante as primeiras 4 e 12 semanas, o valor do BIC aumentou para ambos os materiais, sem diferenças, apesar dos implantes de zircónia apresentaram um pequeno atraso na osteointegração.⁽¹⁹⁾

Pieralli e col. através da sua meta-análise, apresentou como resultado um valor de RTQ $102,71 \pm 15,98$ Ncm para os implantes de titânio. Os implantes de zircónia não apresentaram diferenças estatisticamente significativas (-7,31Ncm). Por outro lado, os valores do teste de *push-in* foram de 51,57Ncm para o titânio e +2,53Ncm para a zircónia, também eles sem diferenças estatisticamente significativas.⁽⁴⁶⁾ A maioria dos estudos não obtiveram diferenças

estatisticamente significativas entre os diferentes materiais. Apesar da força de adesão primária parecer ser inferior. ^(15,20,36)

7. Tecidos Moles

A mucosa peri-implantar deve-se encontrar em harmonia com os dentes adjacentes de forma a que a reabilitação seja considerada um sucesso. ⁽³⁾ Para tal, a resposta biológica aquando e depois da colocação do implante é muito importante. ⁽²²⁾

A interface entre o tecido peri-implantar e o implante é uma estrutura complexa que apresenta um papel muito importante na manutenção da saúde uma vez que o protegem da contaminação do meio oral externo. A qualidade da barreira mucosa está relacionada com o tipo de superfície do implante. No que respeita ao material, os fibroblastos parecem proliferar e crescer mais na zircónia comparativamente ao titânio. Isto porque a zircónia apresenta molhabilidade o que pode promover a absorção de proteínas bem como a sua fixação. ⁽⁴⁴⁾

Estudos recentes, observaram uma maior densidade de fibras de colagénio à volta dos implantes de zircónia de 1 peça comparativamente aos implantes de titânio ⁽²⁸⁾, o que leva a uma menor inflamação à volta destes. ⁽³⁷⁾ Esta afirmação é suportada por Rimondini e col. que verificou inflamação reduzida, menor densidade de microvasos e menor colonização de bactérias à volta dos implantes de zircónia. ⁽⁷⁾ No que diz respeito à orientação das fibras de colagénio e às dimensões da mucosa peri-implantar, esta é semelhante para os 2 tipos de materiais. ^(3,28)

Quanto à rugosidade, quanto mais rugoso for o material, maior será a propensão para acumulação de placa bacteriana. Contudo, para o mesmo tratamento de superfície, a formação de placa bacteriana é sempre inferior na zircónia. ⁽⁴⁷⁾ Adicionalmente, os fibroblastos parecem proliferar mais nas superfícies menos rugosas.

Um estudo de Payer e col. (2013), diz-nos que os implantes de zircónia de 1 peça apresentam um *PES* de 8.13 logo após a sua colocação e que após 2 anos, este valor aumenta para 10. Uma possível explicação para o facto deste valor aumentar é a adaptação dos tecidos peri-implantares ao implante. ⁽⁴⁸⁾ Num estudo clínico desenvolvido por Cosgarea e col., foram avaliadas as cores dos tecidos peri-implantares através de um colorimétrico. Os autores revelaram que os tecidos demonstraram uma coloração mais semelhante à dos dentes naturais adjacentes em comparação com os dos implantes de titânio. ⁽²⁵⁾ Estes resultados enfatiza a excelente estética por parte destes implantes.

Todas estas características são essenciais para o sucesso dos implantes tanto a curto como a longo tempo.

8. Complicações

Roehling S. através de uma meta-análise, comparou os implantes de zircónia comercializados (CA) com os não comercializados (NCA). Este encontrou para os NCA, uma taxa de sobrevivência entre 71.2% e 100% durante um período de observação de 6 anos. No total, 11.8% dos implantes falharam: 5.8% falhas precoces, 2.6% falhas tardias e 3.4% fraturas. No que respeita os CA, a taxa de sobrevivência encontrava-se entre 93.3% e 100% num período de observação de 5.10 anos. Nestes ocorreram falhas (2,4%) onde 1.6% foi precoce, 0.6 tardia e 0.2% fraturas. Daqui, podemos concluir que os implantes comercializados apresentam uma taxa de sobrevivência estatisticamente superior pelo que quando analisamos artigos, devemos ter em consideração se efetivamente são comercializados. ⁽³¹⁾

Quando observamos implantes NCA de 1 peça, as complicações técnicas observadas foram sobretudo *chipping* da cerâmica de recobrimento, fratura de coroas cimentadas e descimentação enquanto nos de 2 peças, se verificou fraturas dos pilares após a cimentação das coroas. ⁽³¹⁾ Relativamente aos CA, verificou-se a presença de *chipping* de cerâmica, fratura da coroa e fratura do pilar que era de fibra de vidro. Em relação ao parâmetro fratura, nos NC verificou que estas ocorrem mais em implantes com 3.25mm de diâmetro comparativamente aos de 4mm na maxila enquanto que os comercializados não apresentavam nenhum tipo de informação adicional. ⁽³¹⁾ Uma das principais causas de falha a curto prazo, é a fratura do implante devido a uma resistência à fratura inferior à do titânio. Quando falamos dos de 2 peças, estas ocorrem predominantemente no pilar, antes do parafuso de retenção. ⁽⁴⁾ Através de um estudo recente, sabe-se que a fratura de implantes de zircónia reduziu de 3.4% para 0.2% entre 2004-2017 pelo que este deixa de ser um problema relevante na última geração dos implantes de zircónia. ⁽³⁷⁾

Para os implantes de zircónia comercialmente disponíveis, as taxas de sobrevivência no 1º e 2º ano foram respetivamente 98.3% e 97.2%, comparáveis com os dados existentes para o titânio no 1º ano (96,8-99,5%). Verificou-se uma perda óssea marginal de 0.7mm ao fim do 1º ano, semelhante à do titânio. Kohal e col. (2012, 2013) diz-nos que a perda óssea marginal pode ocorrer não pela contaminação microbiológica mas sim pelos restos de cimento, design do implante, cirurgia traumática ou mesmo carga indesejada. ⁽³¹⁾ Portanto, na maioria dos casos, quando ocorre perda dos implantes, ao contrário dos de titânio, esta não se deve à peri-implantite, sendo descrita como uma perda asséptica.

9. Indicações e Contra-Indicações

9.1. Indicações

Na maioria dos estudos, os implantes de zircónia foram utilizados como implantes unitários de forma a substituir um dente principalmente na região anterior ou na dos pré-molares, onde existe menor força oclusal ⁽⁴⁹⁾, em indivíduos com uma linha de sorriso alta ⁽¹⁵⁾ e biótipo fino. Desta forma, estes podem ser considerados uma opção de tratamento quando se trata de substituir desde 1 único dente até 3 dentes adjacentes. ⁽²⁰⁾

No que diz respeito à colocação imediata de implantes de zircónia, Akagawa e col. demonstraram que não existe diferença estatisticamente significativa, com resultados de BIC de 81,9% para o titânio *versus* 69,8% para a zircónia. De forma adicional, Roehling S. demonstrou que a colocação imediata com e sem regeneração não influenciava a taxa de sobrevivência ao fim de 1 ano sendo que esta foi superior na Y-TZP e nos implantes de 1 peça. Quanto à possibilidade de realizar carga imediata, quatro estudos referiram que na mandíbula esta é viável enquanto que na maxila, apenas após 3 meses da inserção. ⁽³¹⁾

Osman e col (2013), estudaram a taxa de sobrevivência dos implantes de zircónia e de titânio de 1 peça para sobredentaduras onde efetuaram um protocolo de carga convencional. Na mandíbula, a taxa de sobrevivência para os implantes de titânio foi de 95,8% *versus* 90,9% para os implantes de zircónia. Na maxila, os valores foram diferentes: a taxa de sobrevivência foi de 71,9% *versus* 55%. ⁽²⁰⁾ Desta forma, a reabilitação da mandíbula com sobredentaduras suportadas com implantes de zircónia é possível.

No que concerne à elevação do seio maxilar, a evidência científica não apresenta diferenças estatisticamente significativas no que diz respeito à osteointegração de implantes de zircónia em relação aos de titânio. ⁽⁵⁾

9.2. Contra-Indicações

O estudo de Osman e col (2013), diz-nos que devemos ter em atenção quando pensamos em reabilitar a maxila com uma *overdenture* suportada por implantes de zircónia. Só o devemos efetuar em situações de alergia ao titânio confirmada. Para além disso, se o formos fazer, este estudo recomenda o uso de pelo menos 4 implantes de zircónia de diâmetros superiores, tendo sempre em atenção a anatomia da maxila. ⁽²⁰⁾ No que diz respeito a indivíduos com um grande ciclo mastigatório (eg. bruxómanos), estudos demonstraram que estes podem causar a formação de *craks* na zircónia e consequentemente a sua propagação. ⁽⁷⁾

10. Conclusão

Os resultados são bastante promissores no que concerne à utilização da zircónia como material dentário visto demonstrarem uma taxa de sobrevivência bem como um BIC semelhante aos implantes de titânio. ⁽³⁷⁾ Contudo, muitos dos estudos onde este parâmetro foi avaliado, o implante não se encontrava a exercer carga pelo que os resultados podiam ter sido diferentes.

O tratamento de superfície continua a ser um ponto crítico para estes implantes devido à formação de *cracks* e sua consequente propagação podendo originar fraturas, principalmente em implantes de diâmetro reduzido (3.25mm) e em pacientes bruxómanos.

Por último, a discussão entre os implantes de zircónia e os de titânio não deve ser considerada dogmática. Muitos clínicos são da opinião de que os implantes de titânio e de zircónia irão coexistir num futuro próximo. ^(13,37) Apesar disso, prevê-se que a zircónia será um material de escolha especialmente para zonas estéticas, necessitando de mais estudos com um tempo de observação superior. ⁽¹⁴⁾

Em jeito de conclusão, um correto diagnóstico e a elaboração do plano de tratamento são fundamentais de forma a otimizar o resultado cirúrgico. O sistema de implantes a utilizar, as suas características de superfície, o local ideal para colocação do implante e a utilização de um procedimento de carga convencional de forma a promover a osteointegração, são fatores aos quais devemos prestar muita importância. ⁽⁴⁹⁾ Para além disso, os clínicos devem atuar consoante a literatura na determinada situação em que se encontram. ⁽⁵⁰⁾

No futuro, como forma de ultrapassar algumas limitações, a confeção dos implantes em zircónia poderá ser efetuada através de métodos aditivos com o auxílio de uma impressora 3D, permitindo a confeção de diversos implantes num curto período de tempo, a redução do stress criado pelos tratamentos de superfície e uma maior precisão a nível da conexão interna do pilar/implante. ⁽³⁶⁾

11. Bibliografia

1. Thoma DS, Lim HC, Paeng KW, Jung UW, Hämmerle CHF, Jung RE. Tissue integration of zirconia and titanium implants with and without buccal dehiscence defects—A histologic and radiographic preclinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2019 Jul 1;30(7):660–669.
2. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol 2000.* 2017;73(1):22–40.
3. Cionca N, Dena H, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading?. *Periodontol 2000.* 2016;73(1):241-258
4. Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dent Mater J.* 2020 Jan 31;39(1):24–36.
5. Buser D, Sennerby L, de Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000.* 2017; 73(1):7–21.
6. Koller M, Steyer E, Theisen K, Stagnell S, Jakse N, Payer M. Two-piece zirconia versus titanium implants after 80 months: Clinical outcomes from a prospective randomized pilot trial. *Clin Oral Implants Res.* 2020 Apr 1;31(4):388–96.
7. Siddiqi A, Khan AS, Zafar S. Thirty years of translational research in zirconia dental implants: A systematic review of the literature. *J Oral Implantol.* 2017;43(4):314–325.
8. Cho Y, Hong J, Ryoo H, Kim D, Park J, Han J. Osteogenic responses to zirconia with hydroxyapatite coating by aerosol deposition. *J Dent Res.* 2015 Mar 16;94(3):491–509.
9. Kubasiewicz-Ross P, Hadzik J, Dominiak M. Osseointegration of zirconia implants with 3 varying surface textures and a titanium implant: A histological and micro-CT study. *Adv Clin Exp Med.* 2018 Sep 1;27(9):1173–1179.
10. Majhi R, Majhi RK, Garhnayak L, Patro TK, Dhal A, Kumar S, et al. Comparative evaluation of surface-modified zirconia for the growth of bone cells and early osseointegration. *J Prosthet Dent* 2021;126(1):92-98.
11. Huang Z, Wang Z, Li C, Yin K, Hao D, Lan J. Application of Plasma Sprayed Zirconia Coating in Dental Implant: Study in Implant. *J Oral Implantol.* 2018 Jan 5.

12. Blatt S, Pabst AM, Schiegnitz E, Hosang M, Ziebart T, Walter C, et al. Early cell response of osteogenic cells on differently modified implant surfaces: Sequences of cell proliferation, adherence and differentiation. *J Craniomaxillofac Surg.* 2018 Mar 1;46(3):453–460.
13. Bethke A, Pieralli S, Kohal RJ, Burkhardt F, von Stein-Lausnitz M, Vach K, et al. Fracture resistance of zirconia oral implants in vitro: A systematic review and meta-analysis. *Materials.* 2020 Feb;13(3):562.
14. Prithviraj DR, Deeksha S, Regish KM, Anoop N. A systematic review of zirconia as an implant material. *Indian J Dent. Res.* 2012 Sep-Oct;23(5):643–649.
15. Micksch T, Herrmann E, Scharnweber D, Schwenzer B. A modular peptide-based immobilization system for ZrO₂, TiZr and TiO₂ surfaces. *Acta Biomater.* 2015 Jan;12(1):290–297.
16. Francisco H, Caramês J, Mata A. Tissue healing of immediate implant placement in extraction sockets with titanium versus zirconium oxide implants: An experimental study in the beagle dog. [Tese de Doutoramento]. [Lisboa]: Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa; 2016
17. Siddiqi A, Payne AGT, de Silva RK, Duncan WJ. Titanium allergy: could it affect dental implant integration?. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Jul;22(7):673–680.
18. Van Assche N, Fickl S, Francisco H, Gurzawska K, Milinkovic I, Navarro JM, et al. Guidelines for development of Implant Dentistry in the next 10 years regarding innovation, education, certification, and associations. *Clin. Oral Implants Res.* 2018 Jun 1;29(6):568–575.
19. Möller B, Terheyden H, Ail Y, Purcz NM, Hertrampf K, Tabakov A, et al. A comparison of biocompatibility and osseointegration of ceramic and titanium implants: An in vivo and in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012 May;41(5):638–645.
20. Osman RB, Swain M v., Atieh M, Ma S, Duncan W. Ceramic implants (Y-TZP): Are they a viable alternative to titanium implants for the support of overdentures? A randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Dec 1;25(12):1366–1377.
21. Fernandes BF, Duarte A, Pereira Da Mata S, Doutora P, Rita J, Faria O, et al. Comportamento osteoblástico em novas superfícies implantares de zircónia-estudo in

- vitro. [Tese de Mestrado]. [Lisboa]: Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa; 2019.
22. Kunrath MF, Gupta S, Lorusso F, Scarano A, Noumbissi S. Oral tissue interactions and cellular response to zirconia implant-prosthetic components: A critical review. *Materials*. 2021 May 25;14(11):25-28.
 23. ASSAL Patrick A. The Osseointegration of Zirconia Dental Implants. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2013 Aug 7;123(7-8):644–654.
 24. Hafezeqoran A, Koodaryan R. Effect of Zirconia Dental Implant Surfaces on Bone Integration: A Systematic Review and Meta-Analysis. *BioMed Res. Int*. 2017.
 25. Staehlke S, Springer A, Freitag T, Brief J, Nebe JB. The Anchorage of Bone Cells onto an Yttria-Stabilized Zirconia Surface with Mild Nano-Micro Curved Profiles. *Dent J*. 2020 Nov 10;8(4):127.
 26. Rottmar M, Müller E, Guimond-Lischer S, Stephan M, Berner S, Maniura-Weber K. Assessing the osteogenic potential of zirconia and titanium surfaces with an advanced in vitro model. *Dent Mater*. 2019 Jan 1;35(1):74–86.
 27. Sivaraman K, Chopra A, Narayan AI, Balakrishnan D. Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *J Prosthodont Res*. 2018 Apr;62(2):121–33.
 28. Nishihara H, Haro Adanez M, Att W. Current status of zirconia implants in dentistry: preclinical tests. *J Prosthodont Res*. 2019 Jan;63(1):1–14.
 29. Safioti LM, Kotsakis GA, Pozhitkov AE, Chung WO, Daubert DM. Increased Levels of Dissolved Titanium Are Associated With Peri-Implantitis – A Cross-Sectional Study. *J Periodontol*. 2017 May;88(5):436–442.
 30. Pettersson M, Pettersson J, Johansson A, Molin Thorén M. Titanium release in peri-implantitis. *J Oral Rehabil*. 2019 Feb 1;46(2):179–188.
 31. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct:135–153.

32. Massá J, Castro S. Comparação da estabilidade primária implantar utilizando duas técnicas diferentes de preparação do leito implantar: Um estudo in vitro. [Tese de Mestrado]. [Lisboa]: Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa; 2015.
33. Miguel I, Cavalheiro S. Influência do diâmetro e comprimento de implantes dentários na estabilidade primária: Um estudo in vitro. [Tese de Mestrado]. [Lisboa]: Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa; 2015.
34. Faria D, Pires JM, Boccaccini AR, Carvalho O, Silva FS, Mesquita-Guimarães J. Development of novel zirconia implant's materials gradated design with improved bioactive surface. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019 Jun 1;94:110–125.
35. Moreira A, Rosa J, Freitas F, Francisco H, Luís H, Caramês J. Influence of implant design, length, diameter, and anatomic region on implant stability: A randomized clinical trial. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria e Cirurgia Maxilofacial*. 2021;61(2):9–15.
36. Kim JC, Yeo ISL. Bone Response to Conventional Titanium Implants and New Zirconia Implants Produced by Additive Manufacturing. *Materials*. 2021 Aug 6;14(16):4405–4415.
37. Roehling S. Zirconia vs. titanium dental implants – material specific and clinical aspects. ITI. [Internet]. 2021 Mar 30. [cited 2022 Jan 1]. Available from: <https://blog.iti.org/clinical-insights/zirconia-vs-titanium-dental-implants/>
38. Jank S, Hochgatterer G. Success rate of two-piece zirconia implants: A retrospective statistical analysis. *Implant Dentistry*. 2016 Apr 13;25(2):193–198.
39. Gahlert M, Burtscher D, Grunert I, Kniha H, Steinhauser E. Failure analysis of fractured dental zirconia implants. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Mar;23(3):287–293.
40. Osman RB, Ma S, Duncan W, de Silva RK, Siddiqi A, Swain M v. Fractured zirconia implants and related implant designs: Scanning electron microscopy analysis. *Clin. Oral Implants Res*. 2013 May;24(5):592–607.
41. Al Qahtani WMS, Schille C, Spintzyk S, al Qahtani MSA, Engel E, Geis-Gerstorfer J, et al. Effect of surface modification of zirconia on cell adhesion, metabolic activity and proliferation of human osteoblasts. *Biomed Tech*. 2017 Feb 1;62(1):75–87.

42. Mostafa D, Aboushelib M. Bioactive–hybrid–zirconia implant surface for enhancing osseointegration: an in vivo study. *Int J Implant Dent*. 2018 Dec;4(1).
43. Fernandes M. Influência da anatomia do implante na osteointegração. [Tese de Mestrado]. [Lisboa]. Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa; 2013.
44. Yoshinari M. Future prospects of zirconia for oral implants —A review. *Dent Mater J*. 2020 Jan 31;39(1):37–45.
45. Rezaei NM, Hasegawa M, Ishijima M, Nakhaei K, Okubo T, Taniyama T, et al. Biological and osseointegration capabilities of hierarchically (Meso-/micro-/nano-scale) roughened zirconia. *Int J Nanomedicine*. 2018 Jun 8;13:3381–3395.
46. Pieralli S, Kohal RJ, Lopez Hernandez E, Doerken S, Spies BC. Osseointegration of zirconia dental implants in animal investigations: A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater*. 2018 Feb;34(2):171–182.
47. Sadowsky SJ. Has zirconia made a material difference in implant prosthodontics? A review. *Dent Mater*. 2020 Jan 1;36(1):1–8.
48. Beekmans D, Beekmans B, Cune M. Pink and White Esthetics of a New Zirconia Implant: A 6-Month to 8-Year Follow-Up. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2017 Jul;37(4):511–518.
49. Altmann B, Rabel K, Kohal RJ, Proksch S, Tomakidi P, Adolfsson E, et al. Cellular transcriptional response to zirconia-based implant materials. *Dent Mater*. 2017 Feb 1;33(2):241–255.
50. Afrashtehfar KI, Fabbro M del. Clinical performance of zirconia implants: A meta-review. *J Prosthet Dent*. 2020 Mar;123(3):419-426.