

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

AVALIAÇÃO DA TAXA DE SUCESSO DE IMPLANTES DE ZIRCÓNIA: REVISÃO NARRATIVA

Trabalho submetido por
João Miguel Carmo Vago
para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

setembro de 2024

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

AVALIAÇÃO DA TAXA DE SUCESSO DE IMPLANTES DE ZIRCÓNIA: REVISÃO NARRATIVA

Trabalho submetido por
João Miguel Carmo Vago
para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Alexandre Santos

setembro de 2024

“Somos do tamanho dos nossos sonhos”

Fernando Pessoa

DEDICATÓRIA

A ti Fábio, que sei que ficarias orgulhoso do teu amigo.

AGRADECIMENTOS

Durante o processo de realização da minha tese, foram muitas as pessoas que estiveram ao meu lado e me deram todo o apoio que eu precisei, principalmente nos momentos de maior dificuldade.

Quero agradecer ao meu orientador Prof. Doutor Alexandre Santos por todo o tempo, paciência, conhecimentos e sabedoria transmitidos e pela oportunidade de me ter deixado ser monitor das suas cadeiras de Periodontologia I e II, onde aumentei bastante o meu conhecimento na área.

Quero agradecer ao Dr. João Afonso e ao Dr. André Chen por me terem dado a oportunidade de presenciar cirurgias com a utilização de implantes de zircónia, fazendo com que ganhasse uma maior noção sobre o que era trabalhar com este tipo de implantes.

Quero agradecer à minha família, que esteve sempre presente nos momentos mais felizes e mais tristes deste percurso, destacando a minha mãe, avó e a minha irmãzinha chata pelo apoio incondicional demonstrado diariamente e por me darem os conselhos mais preciosos que levo para a vida. Agradeço também ao meu pai e aos meus avós pelos ensinamentos dados, que sempre terei em mente nas decisões mais difíceis. Sem vocês não seria possível.

Quero agradecer ao Maki, o meu companheiro que me demonstrou que o amor e o suporte podem ser dados sem a existência de uma única palavra.

Quero agradecer à Egas Moniz por me ter acolhido nos últimos 5 anos e me ter transmitido valores que ajudaram no meu crescimento como homem e pessoa. À minha madrinha de praxe e às minhas afilhadas Catarina e Maria Inês, um enorme obrigado.

Quero agradecer aos Feiticeiros e às Tartarugas, os meus irmãos de outras mães que, ao conviverem comigo diariamente, promovem a minha evolução a todos os níveis e me proporcionam as maiores gargalhadas que alguém poderia dar. A vocês, um bem-haja.

Quero agradecer ao meu parceiro da famosa box 32, Diogo “Didi” Ferreira, pela paciência e pela capacidade de me fazer ver que a felicidade está nas simples coisas da vida. E obrigado pelos bolos.

A todos os meus amigos da faculdade, o Martim, o Campelo, a Rita, a Jéssica, a Diana, a Madalena, a Beatriz, o Axel, a Rayane, o Tenda, a Isa, a Raquel e tantos outros que fizeram que o meu caminho fosse mais bonito.

Quero agradecer à Inês pela ajuda genuína na parte da formatação.

Por fim, quero agradecer ao amigo e Dr. André Júdice e à MDD, que me transmitiram valores e conhecimentos que tornarão certamente num melhor médico dentista.

RESUMO

O recurso à utilização de implantes dentários para a reabilitação de espaços edêntulos já é um conceito que provém dos anos 60 e tem vindo a ser uma bastante viável até aos dias que correm.

O material considerado padrão para o fabrico destes implantes é o titânio, visto que apresenta propriedades favoráveis para o sucesso do implante, porém, também apresenta algumas desvantagens, principalmente no que se refere às componentes estética e biológica.

A comunidade científica trabalhou para solucionar estes problemas e toda ela convergiu para a ideia do fabrico de implantes cerâmicos.

Os primeiros implantes cerâmicos a serem introduzidos foram os de óxido de alumínio (no fim da década de 60), mas rapidamente se tornaram inviáveis uma vez que apresentavam desfechos bastante negativos maioritariamente devido às propriedades físicas.

Posteriormente começaram a ser fabricados os implantes cerâmicos de zircónia, mais especificamente de óxido de zircónio. Este material ganhou bastante popularidade no mundo da implantologia dentária, já que apresentava propriedades mecânicas e biológicas bem mais favoráveis que o óxido de alumínio.

No entanto, como em todos os materiais, os implantes de zircónia também apresentam vantagens e desvantagens que precisam de ser tidas em conta aquando da sua utilização cirúrgica.

Em suma, os implantes de zircónia apresentam propriedades que os tornam uma alternativa igualmente viável aos outros tipos de implantes existentes no mercado, contudo são necessários mais estudos que fundamentem e apoiem a sua utilização por toda a comunidade de implantologia dentária.

Palavras-chave: “Implantes Dentários”, “Implantes de Zircónia”, “Taxa de Sucesso”, “Complicações”

ABSTRACT

The use of dental implants for the rehabilitation of edentulous spaces has been a concept originating in the 1960s and remains a highly viable option to this day. Titanium has long been considered the standard material for the manufacture of these implants due to its favourable properties for implant success. However, it also presents certain disadvantages, particularly concerning aesthetic and biological factors.

The scientific community has worked extensively to address these issues, leading to a consensus on the development of ceramic implants. The first ceramic implants to be introduced were made of aluminium oxide (in the late 1960s), but they quickly became impractical due to their predominantly negative outcomes, largely stemming from their physical properties.

Subsequently, zirconia ceramic implants, more specifically made from zirconium oxide, were developed. This material gained significant popularity in the field of dental implantology, as it exhibited far more favorable mechanical and biological properties than aluminium oxide.

Nonetheless, as with all materials, zirconia implants come with their own set of advantages and disadvantages, which must be carefully considered during surgical application.

In conclusion, zirconia implants possess properties that make them a viable alternative to other types of implants available on the market. However, further studies are required to substantiate and support their widespread use within the dental implantology community.

Keywords: “Dental Implants”, “Zirconia Implants”, “Success Rate”, “Complications”

ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO	13
II. MATERIAIS E MÉTODOS	17
III. DESENVOLVIMENTO	19
1. Zircónia, do mineral ao material dentário	19
2. Definição e composição dos implantes de zircónia	20
3. Vantagens e desvantagens	20
4. Tipos de implante de zircónia	21
4.1. Implantes de uma peça	22
4.2. Implantes de duas peças	24
5. Propriedades biomecânicas e biológicas	25
5.1. Tecidos duros do hospedeiro	25
5.2. Tecidos moles do hospedeiro	28
5.3. Tratamento de superfície	30
5.3.1. Endurecimento	31
5.3.1.1. Jato de areia	31
5.3.1.2. Ataque ácido	32
5.3.1.3. Tratamento com radiação laser	33
5.3.1.4. Ativação de superfície	34
5.3.1.4.1. Radiação ultravioleta e radiação com plasma	34
5.3.1.4.2. Revestimentos bioativos	36
6. Taxa de sucesso dos implantes de zircónia	38
6.1. Desfecho clínico	44
6.1.1. Avaliação radiográfica	49
6.1.2. Limitações na obtenção do desfecho radiográfico	54

7. Complicações	55
7.1. Complicações mecânicas	55
7.2. Complicações biológicas	57
8. Comparação com os implantes de titânio	59
8.1. Estética	59
8.2. Biocompatibilidade	60
IV. CONCLUSÃO	63
V. BIBLIOGRAFIA	65

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1- Zircónia nas suas diferentes formas cristalinas (adaptada de Gautam et al, 2016).....	20
Figura 2- Implantes de zircónia de duas peças (A) e de uma peça (B) após colocação (imagem cedida pelo Dr. João Afonso).....	22
Figura 3 - Diferentes tipos de implantes do sistema CeraRoot utilizados para diferentes ocasiões (adaptado de Oliva & Oliva eta al., 2023).	42

INDICE DE TABELAS

Tabela I – Valores de contacto entre osso e implante ao fim de 2, 4 e 9 semanas (adaptado de Krautwald et al., 2022).	35
Tabela II - Classificação da taxa de sucesso para implantes dentários (adaptada de Misch et al., 2008).	39
Tabela III - Resultados das taxas de sucesso para os I2P de titânio e de zircónia (adaptado de Padhye et al., 2023).....	43
Tabela IV – Análise de sobrevivência com base numa tabela demonstrando a taxa de sobrevivência cumulativa de implantes de zircónia (adaptado de Mohseni et al. 2023).47	
Tabela V - Análise do modelo de efeitos aleatórios de DerSimonian-Laird para perda óssea marginal (MBL) em diferentes follow-ups (adaptada de Mohseni et al. 2023)....	53

LISTA DE ABREVIATURAS

Al₂O₃ – Óxido de Alumínio

ATZ – *Alumina toughened zirconia* / zircónia tetragonal estabilizada com alumina

BIC – Contacto entre o osso e implante

Ca₁₀PO₄ – Fosfato de cálcio

CaO – Óxido de cálcio

CBCT – *Cone beam computer tomography* / Tomografia computadorizada de feixe cónico

CI – Intervalo de confiança

FC – Forma cúbica

FM – Forma monolítica

FT – Forma tetragonal

HA – Hidroxiapatite

I1P – Implantes de uma peça

I2P – Implantes de duas peças

La₂O₃ – Óxido de lantânio

MBL – Perda óssea marginal

MgO – Óxido de magnésio

mm – Milímetros

MPa – Mega pascal

PES – *Pink esthetic score*

RKKP – *Ravaglioli, Krajewski, Kirsch, Piancastelli*

RUV – Radiação ultravioleta

VEGF – *Vascular endothelial growth factor* / Fator de crescimento endotelial vascular

Y₂O₃ – Óxido de ítrio

YTZ – *Yttrium-stabilized tetragonal zirconia* / Zircónia tetragonal estabilizada com ítria

Zr – Zircónio

ZrO₂ – Dióxido de Zircónio

I. INTRODUÇÃO

O edentulismo é um fenómeno definido como a perda total de todos os dentes, causado por vários processos patológicos como doenças periodontais, cáries dentárias, cancro oral e traumatismos. Apesar de poder ser tratado através da inclusão de próteses parciais ou totais removíveis, estas acabam por ter grandes falhas, uma vez que são pouco estéticas e muito instáveis (Lee & Saponaro, 2019; Siddiqi et al., 2015).

Em 1965, o cirurgião ortopédico Per-Ingvar Brånemark revolucionou o campo da reabilitação oral, ao colocar o primeiro implante de titânio num paciente vivo. Deste modo, foi apresentada uma nova e mais eficiente abordagem para a resolução de casos de pacientes parcial ou totalmente edêntulos (Borgonovo et al., 2021; Depprich et al., 2014; Siddiqi et al., 2015).

O titânio e liga de titânio são considerados há mais de 4 décadas os materiais *gold standard* no fabrico de implantes dentários. Este tipo de implantes apresenta propriedades físicas vantajosas que os diferenciam dos demais, como a alta resistência à corrosão, a considerável resistência à fratura e um módulo de elasticidade relativamente baixo (Afrashtehfar & Del Fabbro, 2020; Haimov et al., 2023). No entanto, as queixas dos pacientes quanto à estética são frequentes, principalmente na região anterior, uma vez que a camada fina de mucosa peri-implantar pode transparecer a tonalidade escura do titânio, tornando-se pouco harmonioso e estético para o paciente (Grassi et al., 2015).

Para além desta desvantagem, os iões metálicos livres, produto da oxidação das superfícies dos implantes de titânio induzida pelos biofilmes bacterianos, levam a vários problemas sistémicos tais como a acumulação de titânio noutras partes do corpo humano, principalmente nos pulmões e nos ossos (Borges et al., 2020; Depprich et al., 2014; Padhye et al., 2023). Alguns estudos reportaram casos de hipersensibilidade (Müller & Valentine-Thon, 2006), de baixa resistência ao desenvolvimento de peri-implantite e de reações alérgicas tais como urticária, eczema e eritema (Borges et al., 2020; Müller & Valentine-Thon, 2006; Pigatto et al., 2011; Ruiz Henao et al., 2021; Valentine-Thon et al., 2006).

Sendo o titânio um material com várias desvantagens, principalmente no que se refere à estética e a problemas biológicos, foi necessário o desenvolvimento de alternativas de modo a aumentar a satisfação quer dos pacientes, quer dos clínicos. Sendo assim, os fabricantes começaram a utilizar materiais cerâmicos, introduzidos por Sami Sandhaus em 1967, para fabricar implantes dentários, como uma tentativa de colmatar todas as desvantagens apresentadas pelo titânio, principalmente as estéticas (Padhye et al., 2023).

O primeiro material cerâmico utilizado para o fabrico de implantes dentários foi o óxido de alumínio (Al_2O_3), no término dos anos 60, sendo que apenas foi usado até ao início dos anos 90 (Roehling et al., 2023).

O dentista e professor suíço Sami Sandhaus foi um dos primeiros a utilizar o óxido de alumínio para a criação do seu parafuso ósseo cristalino (fim da década de 60 e início da década de 70), sendo que alguns anos mais tarde (entre as décadas de 70 e 80) introduziu o implante oral cerâmico *Cerasand* na comunidade da implantologia dentária. Paralelamente ao implante *Cerasand*, outro implante com o nome de *Tübingen* foi implementado em meados dos anos 70, também fabricado em alumina. No decorrer das décadas de 70 e 80 foram criados outros sistemas de implantes cujo material era o óxido de alumínio (Al_2O_3), tais como o *Bionit* que foi desenvolvido na parte oriental da Alemanha uma década após o implante *Tübingen*, o implante *Pfeilstift*, o implante *Mutschelknauss* e o implante *Münch* (Andreiotelli et al., 2009).

Além do óxido de alumínio policristalino como material para implantes, a alumina monocristalina, mais conhecida como a pedra preciosa safira, também foi usada como material de implante. Em contraste com a alumina policristalina, este material apresentava uma aparência vítrea. Um sistema produzido comercialmente composto por alumina monocristalina foi o implante *Bioceram*, da *Kyocera*, no Japão (Andreiotelli et al., 2009).

Por um lado, a nível estético, os implantes de Al_2O_3 eram ótimos, uma vez que a sua cor era bastante semelhante à do dente natural do ser humano. Por outro lado, também tinham a capacidade de se osteointegrar no osso do hospedeiro, o que os tornava bastante

biocompatíveis (Padhye et al., 2023; Pesce et al., 2023). No entanto, os implantes de Al_2O_3 pecavam nas propriedades biomecânicas, pois ao apresentar um módulo de elasticidade alto (340 GPa), o óxido de alumínio acabava por ser bastante suscetível a fraturas, tornando-o num material nada proveitoso para a produção de implantes para uso clínico regular (Balmer et al., 2020). Dadas as circunstâncias, os implantes em óxido de alumínio tiveram uma permanência muito curta na medicina dentária, saindo do mercado logo no início da década de 90 (Roehling et al., 2023).

Com a necessidade da procura de um implante dentário composto por um material cerâmico e sem metais na sua constituição, várias investigações e testes tomaram conta dos laboratórios mundiais (Haro Adánez et al., 2018). Perante todos os grupos de investigação, o dióxido de zircónio (ZrO_2) foi o material que melhores características apresentou, impondo-se como o elemento de eleição para o fabrico de implantes cerâmicos (Brunello et al., 2022).

De entre todos os materiais que têm como base a zircónia, a zircónia tetragonal estabilizada com ítria (YTZ) é a mais utilizada para o fabrico dos implantes, devido às suas propriedades favoráveis (Cionca et al., 2017).

Do ponto de vista físico e mecânico, o módulo de *Weibull* ou módulo de elasticidade, a resistência à flexão e a resistência à fratura são três aspetos importantes a ter em conta num material cerâmico, qualquer que seja a sua utilidade. A zircónia apresenta valores bastante apelativos em todos estes parâmetros, sendo bastante resistente à flexão (900 a 1200 MPa), altamente elástico (entre as magnitudes de 12 a 20) e é um material capaz de suportar as forças oclusais, visto que tem valores de resistência à fratura muito positivos (K_{iC} : aproximadamente de 6 a 10 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) (Cionca et al., 2021; Osman et al., 2014; Roehling et al., 2023; Winkelhoff & Cune, 2014). Além de todas estas particularidades, a zircónia caracteriza-se ainda por ser resistente à corrosão, ao desgaste e por ter uma condutividade térmica baixa (Cionca et al., 2017).

Do ponto de vista biológico, os implantes de zircónia apresentam várias vantagens em relação aos de titânio, considerados o padrão, principalmente no que toca à biocompatibilidade com os tecidos do hospedeiro (Borges et al., 2020; Sala et al., 2023). A zircónia apresenta uma baixa afinidade para a placa bacteriana, o que se traduz numa diminuída probabilidade de reações inflamatórias dos tecidos moles peri-implantares. Quanto à resposta óssea, existe uma boa capacidade de osteointegração, uma favorável relação de BIC (contacto entre osso e implante) levada a cabo pelos diferentes tipos de tratamento a que as superfícies dos implantes são sujeitas, e uma menor reabsorção óssea, comparativamente aos implantes de titânio (Borges et al., 2020; Cionca et al., 2021; Haro Adáñez et al., 2018; Roehling et al., 2023; Winkelhoff & Cune, 2014).

Por apresentar todas estas características e aparentar ser um material bastante completo, este trabalho de revisão narrativa pretende analisar exaustivamente os implantes de zircónia, avaliando a sua taxa de sucesso, de modo a verificar se poderão ser considerados uma possibilidade para o presente e futuro da implantologia dentária e se poderão fazer frente e tornar-se uma alternativa ao *gold standard* que são os implantes de titânio.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

Esta revisão bibliográfica foi realizada mediante uma pesquisa exaustiva da literatura publicada nos últimos 15 anos. Para tal, foram consultadas as seguintes bases de dados: Pubmed, MEDLINE, BIOMED, Scielo, Cochrane e Google Scholar, além de revistas científicas, repositórios universitários, livros e bibliotecas. Os artigos utilizados encontravam-se nas línguas portuguesa, inglesa ou espanhola.

Os termos de pesquisa empregados foram: “dental implants”, “zirconia implants”, “survival rate”, “success rate” e “complications”.

Foram incluídos artigos de revisão sistemática, meta-análises, ensaios clínicos randomizados e controlados (RCTs), bem como estudos clínicos, publicados a partir de 2009:

Andreiotelli, M., Wenz, H. J., & Kohal, R. (2009)	<i>“Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review”</i>
ArRejaie, A. S., Al-Hamdan, R. S., Basunbul, G. I., Abduljabbar, T., Al-Aali, K. A., & Labban, N. (2019)	<i>“Clinical performance of one-piece zirconia dental implants: A systematic review”</i>
Borges, H., Correia, A., Castilho, R., & Fernandes, G. (2020)	<i>“Zirconia Implants and Marginal Bone Loss: A Systematic Review and Meta-Analysis of Clinical Studies”</i>
Comisso, I., Arias-Herrera, S., & Gupta, S. (2021)	<i>“Zirconium dioxide implants as an alternative to titanium: A systematic review”</i>
Gul, A., Papia, E., Naimi-Akbar, A., Ruud, A., & Vult Von Steyern, P. (2024).	<i>“Zirconia dental implants; the relationship between design and clinical outcome: A systematic review”</i>
Haimov, E., Sarikov, R., Haimov, H., & Juozdbalys, G. (2023)	<i>“Differences in Titanium, Titanium-Zirconium, Zirconia Implants Treatment Outcomes: A Systematic Literature Review and Meta-Analysis”</i>
Mohseni, P., Soufi, A., & Chrcanovic, B. R. (2023)	<i>“Clinical outcomes of zirconia implants: A systematic review and meta-analysis”</i>
Morena, D., Leitão-Almeida, B., Pereira, M., Resende, R., Fernandes, J. C. H., Fernandes, G. V. O., & Borges, T. (2024)	<i>“Comparative Clinical Behavior of Zirconia versus Titanium Dental Implants: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials”</i>

<p>Padhye, N. M., Calciolari, E., Zuercher, A. N., Tagliaferri, S., & Donos, N. (2023).</p>	<p><i>“Survival and success of zirconia compared with titanium implants: A systematic review and meta-analysis”</i></p>
<p>Pieralli, S., Kohal, R. J., Jung, R. E., Vach, K., & Spies, B. C. (2017).</p>	<p><i>“Clinical Outcomes of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review”.</i></p>
<p>Pieralli, S., Kohal, R.-J., Lopez Hernandez, E., Doerken, S., & Spies, B. C. (2018).</p>	<p><i>“Osseointegration of zirconia dental implants in animal investigations: A systematic review and meta-analysis”</i></p>
<p>Roehling, S., Gahlert, M., Bacevic, M., Woelfler, H., & Laleman, I. (2023).</p>	<p><i>“Clinical and radiographic outcomes of zirconia dental implants—A systematic review and meta-analysis”</i></p>
<p>Roehling, S., Schlegel, K. A., Woelfler, H., & Gahlert, M. (2019).</p>	<p><i>“Zirconia compared to titanium dental implants in preclinical studies—A systematic review and meta-analysis”</i></p>

III. DESENVOLVIMENTO

1. Zircónia, do mineral ao material dentário

O zircónio (Zr) é um metal com o número atómico 40 da tabela periódica. Foi inicialmente identificado em 1789 pelo químico *Martin Klaproth* e possui uma densidade de 6,49 g/cm³. Apresenta um ponto de fusão situado nos 1852 °C e um ponto de ebulição que atinge os 3580 °C. A sua estrutura cristalina é hexagonal e apresenta uma tonalidade acinzentada. Na natureza, o Zr não se encontra em estado puro, sendo habitualmente encontrado associado ao óxido de silicato no mineral Zircon (ZrO₂ + SiO₂) ou como óxido livre (ZrO₂), designado por *baddeleyítia* (Piconi & Maccauro, 1999; Saridag et al., 2013).

Estes minerais não são adequados para utilização em medicina dentária, uma vez que contêm na sua estrutura impurezas doutros elementos metálicos que afetam a sua cor. A existência de radionuclídeos naturais na sua composição, como urânio e tório, acaba por torná-los materiais radioativos. Posto isto, é necessária a realização de alguns procedimentos complexos e demorados para separar eficazmente esses elementos e produzir então o pó de zircónia puro. Após este tratamento de purificação, o material resultante pode ser utilizado como biomaterial cerâmico (Boothe et al., 1980; Christel et al., 1988; Saridag et al., 2013).

A zircónia pode adotar três formas cristalinas à pressão ambiente, sendo que estes polimorfos são influenciados pela temperatura a que são sujeitos. A forma pura da zircónia encontrada a temperaturas e pressões ambientes é a monolítica/monoclínica (FM). Quando sujeita a um aumento de temperatura a 1170°C, este material altera a sua forma e passa a assumir uma estrutura tetragonal (FT). Se o aumento de temperatura continuar e chegar aos valores próximos de 2370 °C, a zircónia adota a sua estrutura cúbica (FC) e atinge o seu ponto de fusão aos 2716 °C. Aquando do arrefecimento, as transformações dão-se por ordem inversa e a zircónia passa da sua forma líquida para a sua forma monolítica, como é encontrada em situações de temperatura e pressão ambientes (Gautam et al., 2016).

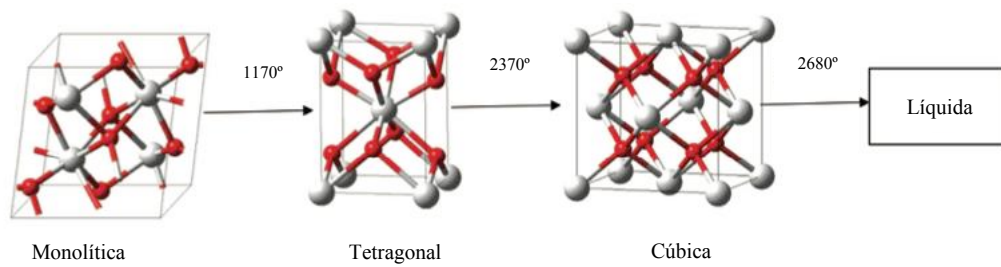


Figura 1- Zircônia nas suas diferentes formas cristalinas (adaptada de Gautam et al, 2016).

Após a realização de várias experiências e estudos, a comunidade de engenharia cerâmica chegou à conclusão que as propriedades mecânicas da zircônia eram aprimoradas quando esta era utilizada usada na sua FT (fase tetragonal), propriedades essas fundamentais para as aplicações necessárias na área da medicina dentária (Gautam et al., 2016; Labetić et al., 2024). Criado este problema, a comunidade de engenharia cerâmica trabalhou para chegar a uma solução e em 1972 perceberam que ao ligar a zircônia com óxidos de menor valência, tais como o óxido de cálcio (CaO), o óxido de magnésio (MgO), o óxido de lantânio (La₂O₃) e o óxido de ítrio (Y₂O₃), conseguiam estabilizar a zircônia na sua FT, inibindo a sua transformação para a FM (forma monolítica) durante o arrefecimento (Kelly & Denry, 2008).

2. Definição e composição dos implantes de zircônia

Os implantes de zircônia, tal como qualquer outro tipo de implante dentário, são dispositivos criados para colmatar a ausência de dentes. Estes implantes são constituídos maioritariamente por policristais de zircônia estabilizados com óxido de ítrio e são utilizados como opção viável em alternativa aos implantes de titânio, considerados o padrão (Ganbold et al., 2019, 2019).

À semelhança dos implantes de titânio, os de zircônia existem e são produzidos por diferentes marcas. Estes dispositivos variam em diâmetro e comprimento, acabando por assumir uma vasta variedade de dimensões, o que lhes proporciona uma versatilidade para qualquer tipo de caso clínico, seja ele de baixa ou elevada complexidade (Bollen et al., 2024).

3. Vantagens e desvantagens

As vantagens apresentadas por este tipo de implantes são inúmeras, passando principalmente pela estética e biocompatibilidade. Por um lado, a nível estético, estes

implantes destacam-se dos demais, uma vez que apresentam uma tonalidade esbranquiçada semelhante à do dente natural, fazendo com que os pacientes que apresentam complexos relativamente à estética do seu sorriso e das suas gengivas os escolham como opção para o seu tratamento (Padhye et al., 2023).

Por outro lado, a nível de biocompatibilidade, estes implantes demonstram-se bastante capazes, visto que a zircónia é um material com baixíssima afinidade à placa bacteriana, promovendo uma relação bastante favorável com os tecidos moles e tecidos duros, uma vez que proporciona quer a osteointegração quer a integração dos tecidos peri-implantares (Hisbergues et al., 2009).

Apesar de serem considerados uma ótima opção na reabilitação de espaços edêntulos, os implantes de zircónia também apresentam algumas desvantagens, sendo que uma das principais é a sua baixa elasticidade (Cionca et al., 2017). Além desta debilidade dos implantes de zircónia, mais algumas são apresentadas e verificadas em vários estudos, tal como a fratura do implante ou *chipping* (ArRejaie et al., 2019; Barootchi et al., 2020).

4. Tipos de implante de zircónia

Os implantes de zircónia de uma peça (IIP) foram os primeiros a ser utilizados e introduzidos no mercado, sendo aqueles que estão mais relatados pela evidência científica (Gul et al., 2024).

O *design* destes implantes é muito simples, uma vez que o complexo pilar-implante está agrupado numa estrutura em bloco, não havendo qualquer tipo de conexão entre os dois. Com isto, as bactérias e microrganismos têm mais dificuldade em se infiltrar, tornando quase impossível o desgaste dos implantes por parte destes corpos (Bollen et al., 2024).

Ao contrário dos I1P, os implantes de zircônia de duas peças (I2P) são formados por duas estruturas separadas uma da outra, o pilar e o implante. A junção destas duas peças pode ser feita através do procedimento de cimentação, podem ser aparafusadas ou pode haver uma combinação das duas (Gul et al., 2024; Roehling et al., 2018). Devido à sua configuração, os I2P apresentam quase sempre uma fenda entre as suas duas peças, o que pode causar problemas a nível do mecanismo e a nível biológico, com acumulação de placa bacteriana (Assenza et al., 2012).

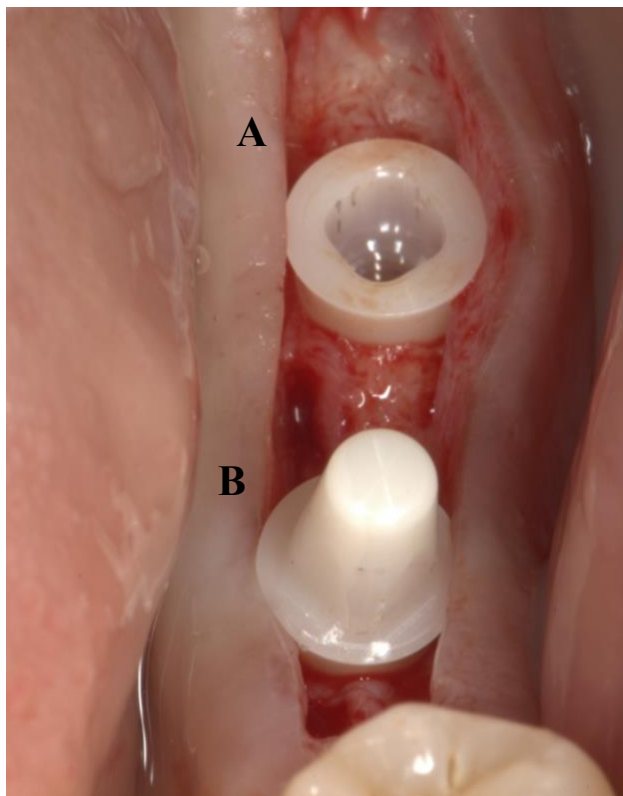


Figura 2- Implantes de zircônia de duas peças (A) e de uma peça (B) após colocação (imagem cedida pelo Dr. João Afonso)

4.1. Implantes de uma peça

Relativamente à técnica cirúrgica, tanto os I1P como os I2P têm uma primeira fase comum, sendo que para os I1P, uma abordagem sem retalho é geralmente a mais aconselhada. No entanto, a técnica sem retalho para I1P demonstra estatisticamente uma perda óssea maior (valores médios após 3 anos de carga de 1,34 mm em comparação com os 0,67 mm dos I2P), o que pode gerar problemas no futuro (Bollen et al., 2024; Bömicke et al., 2017).

Uma vez que a preparação de I1P nem sempre é possível, sendo que é sempre necessária a consulta atenta das recomendações do fabricante, a sua correta colocação

cirúrgica imediata torna-se extremamente importante. Assim, é muitas vezes benéfico recorrer à utilização de guias cirúrgicas no início destes procedimentos, de modo a prevenir a inclinação inadequada do pilar do implante (Alshali et al., 2023; Shafie & Ballard, 2014).

Quanto à velocidade das brocas durante a perfuração óssea, esta tem de ser lenta tanto nos IIP como nos I2P, especialmente quando se utilizam brocas próprias para implantes cerâmicos, uma vez que estas não são totalmente eficientes na condução térmica, podendo provocar o sobreaquecimento do osso durante o processo de osteotomia. Este sobreaquecimento não leva a uma falha direta do implante, mas provoca uma perda significativa de osso crestal durante o processo de cicatrização, acabando por reduzir a percentagem de contacto entre o osso e o implante (BIC). De maneira a evitar tais complicações, as velocidades de perfuração devem ser cuidadosamente controladas. Normalmente, inicia-se a preparação do leito implantar com cerca de 800 rpm para as primeiras brocas e reduz-se para aproximadamente 400 rpm nas brocas finais. No caso de osso de tipos D1, D2 e D3 (de acordo com a classificação de Lekholm e Zarb), a colocação do implante deve ser feita a uma velocidade recomendada de 15 rpm. Além disso, é fundamental seguir as recomendações específicas do fabricante de cada conjunto de brocas para garantir o sucesso do procedimento e a integridade do osso e do implante (Bollen, 2021; Trisi et al., 2015).

Quanto ao processo de carga, os IIP apresentam um protocolo de carga imediata e por isso, estas forças de carga necessitam de ser reduzidas. Para que isso aconteça, a maioria das marcas de implantes oferecem tampas de proteção *PEEK* (polieteretercetona), um polímero termoplástico poli-aromático quase cristalino. Ao serem colocadas por cima dos IIP, estas tampas vão ter a função de amortecer as forças de carga imediata e também vão ter uma função protetora contra o crescimento excessivo da gengiva durante o período de cicatrização (Bollen et al., 2024; Parate et al., 2023).

Ao falar dos diferentes tamanhos, por um lado, os IIP assumem um menor leque de dimensões em comparação com os I2P. Por outro lado, não existe qualquer discrepância a nível das estruturas no conjunto de opções disponíveis entre os dois tipos de implantes, visto que os seus tamanhos são bastante semelhantes. Já a nível de custos monetários, a utilização de IIP é uma opção mais económica, uma vez que apenas é necessária a cimentação de uma coroa cerâmica total ao complexo pilar-implante (Bollen et al., 2024).

4.2. Implantes de duas peças

Os I2P não têm a quantidade de evidência científica que os I1P têm, uma vez que foram introduzidos no mercado e no mundo da medicina dentária mais tarde (início do século XXI). Este tipo de implante é recomendado quando não se consegue obter a estabilidade necessária com a colocação do I1P (Bankoğlu Güngör et al., 2014).

O *design* dos I2P pode variar e ter diferentes graus de complexidade, podendo os sistemas mais complexos ser compostos por até três componentes, o implante, o pilar do implante e o parafuso de retenção do pilar, sendo que este último só existe caso o pilar não tenha a capacidade de ser cimentado. O parafuso de retenção do pilar pode ser constituído por diferentes materiais, o que vai fazer com que existam diferentes torques aquando da sua colocação. Caso seja composto por zircónia (muito usado em sistemas I2P totalmente fabricados sem metal) o seu torque será de 12Ncm (Newton por centímetro). Se o parafuso for composto por ouro, o torque a aplicar vai ser de 15Ncm. Na hipótese do parafuso ser feito de titânio ou de carbono, o torque terá um valor mais elevado, por volta dos 25Ncm, visto que são materiais com uma estrutura mais complexa (Bollen et al., 2024).

Nos dias que correm, o mercado de medicina dentária oferece um número bastante limitado de I2P, sendo que em termos de *design*, apenas existem implantes de estrutura paralela ou de estrutura cónica. Apesar de evoluídos, a maior parte destes implantes não são auto rosqueáveis, o que obriga a uma preparação prévia do leito implantar por parte do clínico. No que se refere ao parafuso de retenção do pilar, peça que une o pilar ao implante, existe um panóplia de opções, porém nem todas fornecem a estabilidade necessária para o resultado final pretendido (Augusto Alves Bento et al., 2023; Bollen et al., 2024).

A abordagem cirúrgica nos I2P difere um pouco da realizada nos I1P. Por um lado, nos I1P existe apenas uma primeira e única etapa, que é comum a ambos os sistemas. Por outro lado, os I2P requerem uma segunda fase cirúrgica onde se conecta o implante ao pilar de cicatrização composto normalmente por *PEEK*, material também utilizado nas tampas de proteção dos I1P (Bollen et al., 2024).

A sequência cirúrgica de duas fases dos I2P foi explicada através dum ensaio piloto prospetivo randomizado efetuado por Koller et al. em 2020, onde são comparados os resultados clínicos entre I2P de titânio e de zircónia oitenta meses após a sua colocação.

Aqui, os autores descrevem a técnica cirúrgica da colocação dos I2P de zircônia onde o implante é colocado no hospedeiro através da realização de um retalho logo a seguir a uma incisão sobre a crista alveolar. Seguidamente, o leito implantar é preparado através da utilização de brocas com todos os diâmetros necessários, sempre em conformidade com as instruções do fabricante. Após a colocação do implante, tampas de cicatrização são colocadas para proteção e é aguardado o período estipulado pelo fabricante para que se dê a osteointegração (Koller et al., 2020).

Passado esse período, em que no caso foram quatro meses para os implantes mandibulares e seis meses para os maxilares, deu-se início à segunda fase cirúrgica, onde o parafuso de retenção do pilar é conectado ao implante através de cimentação adesiva (Koller et al., 2020).

A carga dos I2P é normalmente feita de forma diferida ou tardia. Isto acontece devido ao facto da estabilidade primária alcançada pela preparação do leito implantar não ser suficientemente eficiente para a realização de carga imediata (Bollen et al., 2024).

Em relação aos custos, este tipo de implantes encarece em relação aos I1P. Os I2P são munidos de mais peças e de mais partes integrantes na sua constituição, tais como os pilares e os seus parafusos de retenção. Tudo isto faz com que o preço de fabrico seja mais elevado, o que encarece o preço de compra. É importante mencionar que este aumento de preço acontece com todos os I2P, independentemente da marca e do modelo (Bollen et al., 2024).

5. Propriedades biomecânicas e biológicas

5.1. Tecidos duros do hospedeiro

Os implantes dentários são uma opção de tratamento geralmente utilizada para restaurar zonas parcial ou totalmente desdentadas, devido aos bons resultados registados ao longo dos anos relativamente às taxas de sucesso e de sobrevivência (Canullo et al., 2020).

A obtenção e posterior manutenção de um bom nível de osteointegração é gerida por vários fatores que são necessários ter em consideração, sendo o tratamento de superfície um dos mais importantes, uma vez que afeta as interações moleculares na interface entre o osso e o implante, a resposta das células e, por consequência, a remodelação óssea (Halim et al., 2022).

Está definido que uma boa osteointegração é caracterizada por um BIC (contacto entre osso e implante) otimizado, sem que haja interposição por parte de qualquer tecido. De modo a manter a osteointegração, é crucial estar atento e atuar em conformidade com as forças parafuncionais e o seu desalinhamento, as peri-implantites, as doenças sistêmicas e é sempre muito importante ter em consideração a resposta imuno-inflamatória do hospedeiro às diferentes adversidades provocadas pela ação bacteriana. Para além destes fatores, existem ainda alguns que podem desencadear perda óssea peri-implantar e, conseqüentemente, falha do implante, podendo estes ser divididos em dois grupos: os fatores biológicos e os fatores biomecânicos (Menini et al., 2013, 2015).

No ano de 1985, *Brånemark* sugeriu uma definição para osteointegração que dizia que esta era descrita como “uma conexão estrutural e funcional direta entre o osso vivo, organizado, e a superfície de um implante que suporta carga” (Albrektsson & Albrektsson, 1987).

Uns anos mais tarde, em 2012, Zarb e Koka definiram a osteointegração como “um processo de cicatrização dependente do tempo no qual se obtém e mantém uma fixação rígida e clinicamente assintomática de materiais aloplásticos no osso durante a carga funcional” (Zarb & Koka, 2012).

Durante o processo de colocação de um implante, as primeiras células a interagir com o biomaterial são as células sanguíneas, que vão desencadear uma série de eventos que estimulam as fases inflamatória e de cicatrização. No processo, estão envolvidos glóbulos vermelhos, glóbulos brancos, plaquetas e diversas proteínas plasmáticas como imunoglobulinas, fibronectina, fibrinogénio e vitronectina. Este conjunto de células e proteínas presente no plasma responde de diferentes formas ao interagir com a zircônia, dependendo do local de aplicação e das diferentes topografias da superfície do implante. Em condições normais, as proteínas do sangue são depositadas numa ordem específica: albumina, globulina, fibrinogénio e fibronectina. No entanto, mudanças nas propriedades da superfície, como a hidrofobicidade ou hidrofilia, podem modificar esta sequência de adesão (Campelo et al., 2017; Mödinger et al., 2018; Rahmati & Mozafari, 2018; Traini et al., 2014).

A migração das células osteoprogenitoras para os locais onde estão colocados os implantes de zircônia é um processo de elevada importância, uma vez que o seu sucesso também está dependente delas. A criação de uma crista óssea é vital para a eficácia do implante e tanto os tecidos conjuntivos, como os epiteliais e os peri-implantares também

dependem do tecido ósseo subjacente para serem suportados e nutridos. Posto isto é essencial que as células indiferenciadas, os osteoblastos e os osteoclastos atuem de maneira correta quando o implante é colocado na cavidade oral (Kunrath et al., 2021).

São várias as formas existentes para medir o nível de osteointegração, sendo o BIC e o torque de remoção do implante (RTQ) as mais utilizadas em estudos (Pieralli et al., 2018).

O BIC é um fator essencial para o sucesso dos implantes dentários, incluindo os de zircónia (Borgonovo et al., 2013). Estudos indicam que os implantes de zircónia têm taxas de contacto osso-implante comparáveis às dos implantes de titânio, que são o padrão tradicional na implantologia dentária (Borgonovo et al., 2015; Kim & Yeo, 2021; D. S. Thoma et al., 2019).

Uma revisão sistemática e meta-análise realizada por Roehling et al., em 2019, fez uma recolha de dados de vários estudos realizados em grupos de animais diferentes (coelhos, porcos, macacos, cães, coelhos e ratos). Foi efetuada a comparação entre os implantes de zircónia e os de titânio. De modo a medir o nível de osteointegração, foram analisados os valores de BIC e de torque de remoção (RTQ). Atendendo a todos os modelos animais, foram obtidos após análise, os valores médios globais de BIC de 59,1% (IC: 53,3-64,8) para os implantes de titânio e de 55,9% (IC: 51,6-60,1) para implantes de zircónia. A meta-análise mostrou que o material do implante (zircónia em comparação com titânio e zircónia estabilizada com ítria em comparação com zircónia estabilizada com alumina) não teve qualquer efeito relevante nos valores BIC avaliados. Em contrapartida, um período de carga mais tardio foi associado a um aumento significativo no BIC. Curiosamente, os implantes com carga convencional mostraram valores BIC significativamente mais elevados em comparação com os implantes sem carga e com carga imediata. Para além disso, a análise estatística revelou que o modelo animal individual influenciou significativamente os resultados BIC avaliados (Roehling et al., 2019).

Atendendo a todos os modelos animais, chegou-se a um valor médio global de RTQ de 102,6 Ncm (IC: 81,5-123,6) para o titânio e 71,5 Ncm (IC: 51,1-91,9) para a zircónia. A meta-análise indicou que os implantes de zircónia apresentaram valores de RTQ significativamente mais baixos em comparação com os implantes de titânio. Por outro lado, o material do implante de zircónia (YTZ comparado com ATZ) não teve efeito significativo no RTQ. Adicionalmente, um período de investigação e de carga mais

prolongado foi associado a um aumento significativo do RTQ. Curiosamente, os implantes com carga convencional mostraram um aumento do RTQ em comparação com os implantes sem carga, embora esta diferença não tenha sido estatisticamente significativa. Além disso, a análise estatística demonstrou que o modelo animal utilizado influenciou significativamente os resultados de RTQ avaliados. Após análise e discussão dos resultados, Roehling et al. concluíram que os implantes de zircônia demonstraram estar à altura dos implantes de eleição, os de titânio, uma vez que se demonstraram capazes de se osteointegrar de forma semelhante. No entanto, é importante afirmar que o processo de osteointegração inicial dos implantes de zircônia tem tendência a ser mais lento comparativamente ao observado nos implantes de titânio (Roehling et al., 2019).

5.2. Tecidos moles do hospedeiro

A integração bem-sucedida de um implante nos tecidos peri-implantares, seja ele de zircônia ou de qualquer outro material, divide-se por duas vertentes: a osteointegração e a muco-integração (Laleman et al., 2023).

Em condições de saúde, os tecidos moles que envolvem os dentes e os implantes criam um selamento, atuando como agentes de prevenção da passagem de bactérias e dos seus produtos para tecidos mais profundos. Porém, devido à típica estrutura anatômica dos tecidos peri-implantares, a interface formada com o implante tem uma resistência menor relativamente à existente entre os dentes naturais e os tecidos (Laleman & Lambert, 2023).

A adesão do epitélio peri-implantar ao implante é mediada por estruturas de hemidesmossomas, embora a sua ocorrência tenha sido por vezes contestada ou relatada como reservada apenas à área inferior. Um número de hemidesmossomas insuficientes podem gerar uma fixação fraca do epitélio peri-implantar, o que não ajuda no sucesso do implante (Tang et al., 2023).

A diferença mais importante entre os tecidos moles que envolvem tanto o dente como o implante é a orientação das fibras de colagénio (Laleman & Lambert, 2023).

Por um lado, ao redor dos dentes, existe uma forte relação entre o tecido conjuntivo e o próprio dente, sendo as fibras de colagénio o principal agente causador, mais especificamente as fibras de *Sharpey*. Estas inserem-se perpendicularmente no cimento e em forma de leque na gengiva e funcionam como uma barreira contra o

crescimento descendente do epitélio e contra a invasão bacteriana, como referido anteriormente (Laleman & Lambert, 2023; Wang et al., 2016).

Por outro lado, a ausência de cimento em redor dos implantes faz com que as fibras de colagénio existentes, predominantemente as do tipo V, realizem o seu percurso paralelamente à superfície do implante, tornando-as muito mais fracas e aumentando a probabilidade de degradação dos tecidos peri-implantares, com subsequente invasão por parte das bactérias (Laleman & Lambert, 2023).

Outra diferença é a menor quantidade de células e vascularização do tecido conjuntivo peri-implantar. Em redor dos dentes naturais, o suprimento sanguíneo é realizado pelos vasos cuja origem provém dos vasos do ligamento periodontal e da artéria supra-periosteal que se situa lateralmente ao processo alveolar. Já em torno dos implantes, os vasos do ligamento periodontal estão ausentes, sendo o tecido conjuntivo gengival apenas irrigado por ramos da artéria supra-periosteal (Laleman & Lambert, 2023; Tang et al., 2023).

Estas diferenças anatómicas tornam os tecidos peri-implantares mais vulneráveis relativamente aos tecidos que envolvem os dentes naturais (Laleman & Lambert, 2023).

Ao ser mencionada a terminação “muco-integração”, é impossível não associar o pilar do implante, uma vez que os tecidos moles estão em permanente contacto com esta peça do sistema implantar. À semelhança do implante, as características do pilar são de elevada importância, visto que a conexão entre os dois, a altura do pilar, o número de conexões, o ângulo de emergência e o material de que é feito vão ter influência nos tecidos moles envolventes (Laleman et al., 2023).

Semelhantemente aos implantes, os pilares constituídos por zircónia têm vindo a ganhar imensa popularidade no mundo da implantologia dentária, uma vez que são capazes de aliar a sustentação altas forças mecânicas e boa biocompatibilidade a uma estética de alto calibre, devido à sua cor esbranquiçada e semelhante ao dente natural. Além de todos estes benefícios, vários estudos *in vivo* e *in vitro* têm vindo a demonstrar que os pilares de zircónia são igualmente capacitados em comparação aos de titânio, o *gold standard*, em aspetos como a integração de tecidos moles e a adesão de microorganismos (Pesce et al., 2023).

Em 2020, Hanawa realizou um artigo de revisão onde comparou a zircónia com o titânio em vários parâmetros, abordando a adesão dos tecidos moles aos pilares de

zircónia (Hanawa, 2020). Através dos artigos e estudos analisados na sua revisão, Hanawa verificou no estudo de Welander e seus colaboradores realizado em cães que a distância entre a mucosa peri-implantar e a terminação apical da barreira epitelial era menor nos pilares fabricados de zircónia (1,75mm ao fim de 5 meses) do que nos de titânio (1,83mm ao fim de 5 meses). Porém, a diferença apresentada não é considerada significativa, demonstrando que não existe uma sobreposição da zircónia relativamente ao titânio e vice-versa (Hanawa, 2020; Welander et al., 2008).

Em 2023, Pesce et al., verificaram através da realização de uma meta-análise que os índices de placa analisados em pilares de zircónia e de titânio tinham uma diferença ínfima, o que demonstra, de acordo com esta revisão, que podem ser bastante equiparáveis (-1,29; 95% CI [-3,75–1,17], $P = 0,30$) (Koller et al., 2020; Lops et al., 2013; Payer et al., 2015; Pesce et al., 2023).

5.3. Tratamento de superfície

Na área da implantologia oral, a osteointegração é um processo biológico de elevada complexidade que origina o contacto de forma direta do osso do hospedeiro com o implante em questão. O desenvolvimento deste procedimento está dependente de várias condicionantes, passando estas pelas características do implante, do hospedeiro, do local cirúrgico e também do tipo de osso (Schünemann et al., 2019).

Nos dias que correm, o contacto entre osso e implante (BIC) é geralmente usado para descrever o grau de osteointegração. Na verdade, é influenciado pela rugosidade da sua superfície e também pela resposta biológica do hospedeiro (Rausch et al., 2021; Sanon et al., 2015; Wennerberg et al., 2014).

As características da superfície de um implante podem ser medidas macro, micro e nanoscopicamente, sendo que são avaliados diferentes parâmetros em cada grandeza. Por um lado, a nível macroscópico são avaliadas as espiras do implante, quanto à sua fisionomia, estrutura e *design*. Por outro lado, quer a nível microscópico quer a nível nanoscópico, são analisadas características mais ligadas à topografia da superfície do implante (Jin et al., 2024).

Se recuarmos até ao início de 2004, ano em que a zircónia se estabeleceu no mercado como material para o fabrico de implantes, as *guidelines* utilizadas para a

construção das superfícies dos implantes de zircónia eram as mesmas que eram usadas para os implantes de titânio (Roehling et al., 2023; Rohr et al., 2022).

No entanto, com o passar do tempo estes evoluíram e hoje em dia assumem uma estrutura completamente diferente àquela que tinham nos seus primórdios. Atualmente, os implantes de zircónia apresentam-se com superfícies caracterizadas por variarem entre moderadamente rugosas a rugosas com as margens suavizadas, criadas através de derivados tipos de tratamento como o jateamento com posterior ataque ácido, com laser, sinterização aditiva de pequenas partículas de zircónia ou por via de moldagem por injeção. A criação e desenvolvimento de revestimentos constituídos por sílica, grafeno, dopamina, magnésio e algumas moléculas bioativas são outra opção para o tratamento das superfícies (Rohr et al., 2022; Schünemann et al., 2019).

Dada a vasta quantidade de soluções apresentadas para o tratamento de superfície dos implantes de zircónia, é necessário haver uma categorização para uma melhor perceção do conceito. Podemos então agrupá-las em grupos de acordo com o tipo de tratamento utilizado, tal como fizeram Ban et al., em 2021. Posto isto, são possíveis formar três grupos: endurecimento, ativação de superfície e formação de revestimentos bioativos (Ban, 2021).

5.3.1. Endurecimento

5.3.1.1. Jato de areia

A zircónia é um material que assume uma forma hidrofóbica quando polida, o que em nada favorece uma boa osteointegração. No entanto, a sua superfície pode melhorar neste aspeto através do aumento de rugosidade das suas paredes (Ban, 2021).

O jateamento com jato de areia ou a abrasão por partículas transportadas pelo ar, como também é conhecido, é um procedimento que cria micro-rugosidades na superfície dos implantes. Basicamente, trata-se da libertação de partículas, através de um impulso formado pela compressão do ar no jato. Esta libertação das partículas a alta velocidade vai fazer com que se formem micro porosidades na superfície do implante, aumentando assim a sua área e promovendo consequentemente uma melhor osteointegração (Karthigeyan et al., 2019; Kou et al., 2013).

O tratamento de superfície em questão, como qualquer outro, apresenta as suas vantagens, mas também algumas desvantagens. A grande vantagem da utilização do jato de areia é a capacidade de alcançar uma abrasão anisotrópica homogênea e bastante suave em materiais de dureza elevada, tais como as cerâmicas e os vidros. Contudo, a desvantagem mais preponderante deste procedimento é a facilidade de alteração da composição química da superfície do implante através da contaminação pelas partículas de alumínio, as mais utilizadas devido ao seu baixo custo, elevada dureza e particular configuração em agulha. No entanto, este problema pode ser superado com um posterior tratamento com ácido hidrófluorídrico aquecido, que tem a função de remover qualquer vestígio de alumínio restante do jato de areia (Fischer et al., 2016; Karthigeyan et al., 2019; Oliva et al., 2010).

Para além dessa desvantagem, ainda há que ter em conta que é necessário uma exatidão elevada na angulação e distância do jato em relação à superfície do implante durante o jateamento com as partículas, uma vez que uma má angulação ou uma distância errada podem causar alterações na resistência à flexão (Ghodsí et al., 2017).

Em 2018, Janner et al. realizaram um estudo em porcos jovens onde foram colocados implantes de zircônia pré-submetidos a um tratamento de superfície com jato de areia e posterior ataque ácido. Os resultados foram bastante favoráveis, conseguindo-se alcançar uma percentagem de BIC de 75,6% ao fim de 10 semanas e de 71,2% ao fim de 22 semanas. Dois anos antes, Liñares et al. haviam realizado um estudo em que colocaram implantes de zircônia pré submetidos ao mesmo tratamento de superfície em cães. Os resultados obtidos foram ainda mais surpreendentes em relação ao estudo de Janner et al., visto que foi conseguida uma percentagem superior (86,2%), embora num período mais reduzido (8 semanas) (Janner et al., 2018; Liñares et al., 2016).

5.3.1.2. Ataque ácido

O tratamento de superfícies dos implantes de zircônia através de ataque ácido é outro método conhecido para aumentar a sua rugosidade. Este tratamento pode ser realizado em combinação com o jato de areia ou pode ser realizado sozinho, como exemplificaram Kubasiewicz-Ross et al. nos seus estudos em 2018 (Kubasiewicz-Ross et al., 2018).

O ataque ácido pode ser realizado com diferentes soluções, podendo estas ser o ácido fluorídrico, o ácido nítrico ou até mesmo o ácido sulfúrico. Sendo que a zircônia se apresenta como um material com elevada resistência a este tipo de soluções, o ácido mais utilizado e com melhor eficiência é o ácido fluorídrico (HF) aquecido (Fischer et al., 2016; R. J. Kohal et al., 2013; Oliva et al., 2010).

São algumas as vantagens deste tratamento quando comparado, por exemplo, ao jateamento de areia. Com o ataque ácido, é possível criar uma superfície homogênea em termos de rugosidade, seja qual for o seu formato ou dimensão e a possibilidade de *chipping* do implante fica inviável, visto que não é exercida qualquer tipo de força/tensão sobre o implante. Contudo e apesar de ser uma ótima opção de preparação de superfície, tem uma grande desvantagem, uma vez que as soluções ácidas que são utilizadas podem modificar a composição química dos materiais do implante, provocando variações desfavoráveis (Ban, 2021).

5.3.1.3. Tratamento com radiação laser

O tratamento da superfície através de radiação laser tem sido cada vez mais um tema a ser explorado e estudado pela comunidade científica, visto que é um tratamento eficaz, porém recente. Este método, quando comparado com o jateamento de areia ou mesmo o próprio ataque ácido, é descrito como mais apropriado e efetivo, dado que não provoca qualquer tipo de dano no material, contaminação descontrolada e possível intoxicação, quando utilizado de forma correta (Chen et al., 2024).

Nos dias que correm, existe uma grande diversidade de lasers que podem ser utilizados para o tratamento de superfície de implantes de zircônia. As modificações na morfologia do implante podem ser controladas através da utilização de diferentes intensidades, tempos, tipos e frequências de radiação. Os lasers podem ser utilizados em radiação contínua ou através de pulsações, sendo que a última opção irradia o laser em períodos muito curtos (pico ou femtosegundos) ou curtos (mili ou nanosegundos). Atualmente existem e são utilizados na prática clínica uma panóplia de diferentes lasers tais como: *Nd: YAG*, *Er: YAG*, *CO₂*, *Er*, *Cr: YSGG*, e *Nd: YVO₄*. (Cunha et al., 2022).

A evidência científica apoia fortemente este tratamento de superfície, uma vez que está relatado que a modificação por laser influencia positivamente a adesão, morfologia, diferenciação e proliferação de osteoblastos e fibroblastos, o que promove uma melhor

osteointegração do implante nos tecidos duros do hospedeiro e um favorável ajuste aos seus tecidos peri-implantares. Além disso, o tratamento com laser provoca um aumento da molhabilidade da zircónia, o que também contribui para uma melhor adesão das células ósseas regeneradoras (Karthigeyan et al., 2019; Schünemann et al., 2019).

No entanto, apesar de todas as vantagens que a modificação por laser apresenta, este método pode ser bastante perigoso quando utilizado de forma errada. Muitas vezes, durante e após a modificação com laser, são observadas algumas fissuras na superfície dos implantes de zircónia. Essas fissuras são causadas pelo aquecimento provocado pelos sistemas de laser que desempenham a sua função em pulsações de nanossegundos, como por exemplo o CO₂. Para além disso, o tratamento de superfície com laser pode provocar a transição da zircónia da forma tetragonal (FT) para forma monolítica (FM), como verificaram Roitero et al., nos seus estudos (Roitero et al., 2018). Esta transição leva a um aumento do nível de degradação a baixa temperatura e uma consequente perda da composição estrutural ideal do material que constitui o implante (Cunha et al., 2022; Han et al., 2021; Qu & Liu, 2021; Roitero et al., 2018).

5.3.1.4. Ativação de superfície

5.3.1.4.1. Radiação ultravioleta e radiação com plasma

O tratamento de superfície com radiação ultravioleta (RUV) também tem sido alvo de estudo pela comunidade científica, à semelhança do tratamento por modificação com radiação laser. Foram e estão constantemente a ser realizados vários estudos de modo a entender se realmente este tipo de tratamento de superfície é tão ou mais eficaz que todos os já conhecidos (Abdullatif & Al-Askar, 2022).

Um exemplo desses estudos foi o realizado por Inuma et al. (2019), onde juntamente com os seus colaboradores, tentaram perceber qual era o tipo de resposta dos tecidos do hospedeiro após a colocação de implantes de zircónia submetidos a um tratamento de superfície com RUV. Este estudo animal *in vivo* foi realizado em 16 ratos, onde foram implantados cilindros cónicos de zircónia, de modo a simular os implantes usados na prática clínica. Os 16 animais foram divididos em quatro grupos: um grupo de controlo (sem qualquer tipo de tratamento de superfície), grupo sujeito a RUV, grupo sujeito a ataque com ácido fluorídrico e o último grupo com cilindros sujeitos a uma combinação de tratamento através de ataque ácido com ácido fluorídrico e de RUV. Os

Tabela I – Valores de contacto entre osso e implante ao fim de 2, 4 e 9 semanas (adaptado de Krautwald et al., 2022).

Período de cicatrização	Tratamento de superfície	Quantidade (n)	Valor médio de BIC (em %)	Min/Máx (em %)
2 semanas	Controlo	5	56,82	51,63/61,72
	CAP	4	49,09	21,85/60,58
	UV	4	60,01	39,03/80,11
4 semanas	Controlo	4	36,51	26,52/47,97
	CAP	5	45,66	30,06/69,91
	UV	4	35,10	23,25/49,62
9 semanas	Controlo	6	44,66	24,5/70,74
	CAP	5	43,30	29,58/51,22
	UV	5	43,20	29,01/61,95

resultados demonstraram um maior ganho de rugosidade das superfícies no grupo submetido ao ataque ácido (351,80 nm) e uma surpreendente perda de rugosidade no grupo submetido apenas ao tratamento com RUV (3,09 nm), comparativamente ao grupo de controlo (3,23 nm). O BIC também foi um parâmetro alvo de análise e verificaram que o valor mais baixo tinha sido registado no grupo submetido a tratamento com RUV (50,

32 %), conseguindo ser inferior ao próprio grupo de controlo (58,10 %). Após a análise destes e de outros critérios, tais como o ângulo de contacto e a integração dos tecidos moles, Iinuma et al. (2019) chegaram à conclusão de que os implantes tratados com uma combinação entre a RUV e o ataque ácido com ácido fluorídrico eram os mais favoráveis a serem utilizados (Iinuma et al., 2019).

Outro estudo utilizado para perceber a eficácia do tratamento de superfície com RUV, foi o conduzido por Krautwald e seus colaboradores em 2022. Neste estudo de investigação in vivo foram utilizados 54 IIP de zircónia, sendo que 18 implantes não foram submetidos a qualquer tipo de tratamento e os restantes foram divididos em dois grupos: 18 implantes foram tratados com RUV e os outros 18 implantes foram colocados num reator onde foram tratados com plasma frio e atmosférico de argão (CAP). Ambos os grupos receberam os respetivos tratamentos de superfície durante 12 minutos. Após análise dos registos realizados nos diferentes períodos de tempo pós-cirurgia (2, 4 e 9 semanas), chegaram à conclusão que este tipo de tratamento com RUV não se destacou do grupo de controlo e do grupo submetido a tratamento através de radiação com plasma

frio e atmosférico de argão, visto que os valores de BIC foram muito semelhantes (Tabela I) (Krautwald et al., 2022).

Com base nestes dois estudos, compreende-se que ambos os tipos de tratamento são pouco eficazes no que diz respeito à integração dos tecidos moles face ao implante, ao BIC e à formação de rugosidades nas superfícies dos mesmos, isto quando comparado a tratamentos já mencionados anteriormente (Iinuma et al., 2019; Krautwald et al., 2022).

5.3.1.4.2. Revestimentos bioativos

A implementação de revestimentos bioativos na superfície dos implantes é outra solução para aperfeiçoar as suas propriedades e obter um melhor desempenho clínico. Está estudado e relatado cientificamente que este tipo de revestimentos aumenta a capacidade de formação de hidroxiapatite em ambiente biológico, o que é fulcral para a propagação e crescimento ósseo (Qu & Liu, 2021; Schünemann et al., 2019).

Ao longo do tempo foram analisadas várias substâncias com possível utilização para a formação destes revestimentos. Das estudadas, apenas algumas foram capazes de reunir as características necessárias para o efeito pretendido e são essas as utilizadas para a revestir os implantes usados na prática clínica nos dias de hoje: sílica, nitrogénio, magnésio, fosfato de cálcio, dopamina, carbono e hidroxiapatite (Schünemann et al., 2019).

A sílica é utilizada como revestimento dos implantes de zircónia, no entanto nunca na sua forma natural. O *RKKP* (Raviogli Krajewski, Kirsch, Piancastelli) um vidro bioativo à base de sílica está descrito na literatura como um bom revestimento de superfícies em zircónia, uma vez que demonstra ótimas respostas celulares em relação à osteointegração, como foi demonstrado por Stanic et al., em 2002 (Stanic et al., 2002).

Laranjeira et al., através dos seus estudos em 2014, também chegaram à conclusão de que os revestimentos bioativos microestruturados conseguem aumentar a capacidade da integração dos tecidos moles aos implantes de zircónia, sendo capazes de defender os tecidos contra a inflamação peri-implantar (Laranjeira et al., 2014).

Em 2013, Kou et al., estudaram os revestimentos compostos por nanotubos de carbono e concluíram que estes podem aumentar o nível de rugosidade das superfícies implantares, melhorando a osteointegração do implante no osso do hospedeiro. Pardun et

al., (2015) desenvolveram um estudo onde avaliaram o nível de estabilidade mecânica e adesão de revestimentos com magnésio na sua composição, onde salientaram a relevância deste tipo de revestimento bioativo no que toca à otimização da atividade dos osteoblastos e da proliferação e diferenciação celular. Mais recentemente, em 2021, Sun e Kong abordaram os benefícios dos implantes de zircónia revestidos em toda a sua superfície com iões de magnésio e tripéptidos de arginina, glicina e aspartato, avaliando a adesão das células ósseas progenitoras e a propagação e migração dos osteoblastos. Os estudos destes autores ajudaram a chegar à conclusão de que os revestimentos com estes três elementos promovem uma melhor resposta biológica do hospedeiro relativamente ao implante. O magnésio melhora o comportamento e adesão celular, o nitrogénio melhora a integração com os tecidos moles e a estabilidade num longo período de tempo e o carbono apresenta resultados bastante positivos no que toca à rugosidade da superfície dos implantes de zircónia, ajudando assim na osteointegração (Kou et al., 2013; Pardun et al., 2015; Sun & Hong, 2021).

O fosfato de cálcio é um material igualmente utilizado para revestir os implantes de zircónia dada as suas características semelhantes à apatite biológica, uma substância com uma composição química semelhante ao osso humano na sua fase mineral. Este material é considerado bioativo, uma vez que estimula a regeneração óssea e acelera a proliferação e adesão celular (Dorozhkin, 2009).

Apesar de demonstrar bastante disponibilidade química para ser utilizado como material de revestimento, o fosfato de cálcio apresenta-se como uma substância instável e com uma fraca capacidade de adesão ao substrato em questão, o osso humano. De modo a colmatar estes problemas, foram estudados e analisados vários tipos de fosfato de cálcio e percebeu-se que, de todos eles, a hidroxiapatite (HA) é aquela que melhor características apresenta (Schünemann et al., 2019).

A HA constitui o principal componente mineral dos ossos e apresenta capacidades bioativas que favorecem a resposta dos tecidos e aprimoram a osteointegração. Foi reportado que a zircónia enriquecida com HA demonstrou uma maior formação de novo osso em comparação com a zircónia sem HA e para além disso, está relatado que o revestimento de HA melhora significativamente a estabilidade do revestimento e a força de adesão da zircónia (Aboushelib & Shawky, 2017; Pardun et al., 2015).

A dopamina é outro dos materiais utilizados para o revestimento dos implantes de zircónia dado o seu potencial para melhorar as características de osteointegração e acelerar a osteogénese (Schünemann et al., 2019).

Relativamente à dopamina, esta é utilizada como revestimento através de um sucessor seu, a levedopa ou l-dopa. Esta substância é um constituinte das proteínas de adesão dos mexilhões marinhos e é conhecida pela sua propriedade de adesão a materiais orgânicos e inorgânicos existentes em meio marinho. Liu et al., (2013) realizaram um estudo em que tentaram perceber o efeito desta substância, comparando a *performance* da zircónia embebida em l-dopa e a zircónia sem qualquer tipo de revestimento. Após análise dos resultados, verificaram que a zircónia revestida teve um melhor comportamento no que diz respeito à atividade osteoblástica, comparativamente à zircónia inalterada, visto que houve uma melhor adesão e proliferação celular e desenvolvimento de citoesqueleto (Y.-T. Liu et al., 2013).

6. Taxa de sucesso dos implantes de zircónia

A taxa de sucesso dos implantes de zircónia é um tema bastante controverso, visto que dificilmente se chega a um consenso para definir este conceito. Muitos dos clínicos utilizam a taxa de sobrevivência como o principal critério para o sucesso do implante, isto é, se o implante permanece em boca ou se foi fisicamente removido. No entanto, alguns críticos desaprovam esta ideia, dizendo que alguns implantes que deveriam ser removidos devido a dor ou patologia associada são mantidos e classificados como bem sucedidos (Misch et al., 2008).

O sucesso de qualquer tipo de implante, incluindo os de zircónia, engloba alguns fatores que interagem entre si e acabam por depender uns dos outros. Albrektsson et al., definiram que taxa de sucesso tem que ser avaliada através de (Albrektsson et al., 1986):

- A biocompatibilidade do material de que o implante é feito;
- O aspeto e estrutura micro e macroscópica da superfície do implante;
- O estado do leito implantar num contexto de saúde (sem estar infetado) e morfológico (osso com boa qualidade);
- A técnica cirúrgica utilizada por si só;
- A fase de cicatrização, que não pode ser perturbada de qualquer maneira;

- A posterior fase protética, que engloba o desenho protético e a fase de carga a longo prazo. Aqui são tidas em conta as considerações de desenho, os materiais utilizados, a localização dos implantes e a carga antecipada, juntamente com as considerações higiénicas e estéticas.

No ano de 2008 no Congresso Internacional de Implantologistas Orais (ICOI) em Pisa, deu-se uma conferência onde se conseguiu chegar a alguns consensos relativamente à definição de taxa de sucesso e taxa de sobrevivência. O grau de sobrevivência foi dividido por quatro grupos, sendo que a cada um foram atribuídas condições clínicas específicas (Tabela II) (Misch et al., 2008).

Tabela II- Classificação da taxa de sucesso para implantes dentários (adaptada de Misch et al., 2008).

Grupos da escala de qualidade do implante	Condições clínicas
I. Sucesso (saúde ótima)	a) Sem dor ou sensibilidade durante função
	b) Mobilidade 0
	c) <2 mm perda óssea radiográfica desde a cirurgia inicial
	d) Sem historial de exsudados
II. Sobrevivência satisfatória	a) Sem dor em função
	b) Mobilidade 0
	c) 2-4 mm de perda óssea radiográfica
	d) Sem historial de exsudados
III. Sobrevivência comprometida	a) Pode existir alguma sensibilidade em função
	b) Sem mobilidade
	c) Perda óssea radiográfica >4 mm (menos de metade do corpo do implante)
	d) Profundidade de sondagem >7 mm
	e) Pode existir historial de exsudados

IV. Falha (clínica ou falha absoluta)	Qualquer uma das seguintes:
	a) Dor em função
	b) Mobilidade
	c) Perda óssea radiográfica superior a metade do tamanho do corpo do implante
	d) Exsudado descontrolado
	e) Fora da cavidade oral

O grupo I corresponde a uma situação de sucesso, indicando um estado de saúde ideal. Não há sinais de dor durante a palpação, percussão ou função, e o implante mantém-se completamente estável sob cargas inferiores a 500 g, sem apresentar mobilidade em qualquer direção. A perda óssea crestal radiograficamente observada é inferior a 2,0 mm em relação ao momento da cirurgia de colocação do implante, e não existe qualquer registo de exsudado. O prognóstico dos implantes neste grupo é considerado muito positivo, variando de bom a excelente (Misch et al., 2008).

Os implantes do Grupo II são classificados como em "sobrevivência" e encontram-se em condições de saúde aceitáveis. Embora sejam estáveis, podem ter um histórico de problemas clínicos ou mostrar potencial para os mesmos. Não se verifica dor ou sensibilidade à palpação, percussão ou durante a função, e não há sinais de mobilidade visível com cargas inferiores a 500 g. A perda óssea crestal, observada radiograficamente, varia entre 2,0 e 4,0 mm desde a inserção do implante. O prognóstico varia entre bom e muito bom, dependendo da estabilidade do osso crestal (Misch et al., 2008).

Os implantes do Grupo III também são considerados em "sobrevivência", mas apresentam peri-implantite de grau ligeiro a moderado, indicando uma condição de saúde mais comprometida. Estes implantes não causam dor durante a função e não apresentam mobilidade vertical ou horizontal inicial. Verifica-se uma perda óssea crestal radiográfica superior a 4 mm desde a colocação do implante, mas inferior a 50% da área circundante. As profundidades de sondagem aumentaram em relação aos valores iniciais, podendo alcançar até metade do comprimento do implante, muitas vezes associadas a hemorragia durante a sondagem. Episódios de exsudato, quando presentes, podem ter persistido por mais de 2 semanas. O prognóstico varia entre favorável e incerto, dependendo da capacidade de reduzir e controlar o stress após as correções cirúrgicas melhorarem a condição dos tecidos moles e duros (Misch et al., 2008)

O grupo IV refere-se à falha clínica ou total do implante. A remoção do implante é necessária se ocorrer alguma das seguintes situações: dor à palpação, percussão ou durante a função, mobilidade horizontal e/ou vertical, perda óssea progressiva e sem controlo, presença de exsudato persistente e incontrolado, ou perda óssea superior a 50% em torno do implante. Implantes que foram colocados cirurgicamente, mas que não puderam ser restaurados são igualmente incluídos nesta categoria de falha. Independentemente de o implante se manter na boca ou já ter sido removido, é classificado como falha em todos os registos estatísticos. Implantes que exfoliaram ou foram removidos cirurgicamente também são considerados falhas dentro deste grupo (Misch et al., 2008).

Num estudo realizado por Borgonovo et al. em 2013, foram analisados clínica e radiologicamente ao longo de 4 anos 28 IIP de zircónia da marca *WhiteSky*. Estes implantes são de uma peça, submetidos a um tratamento de superfície com jato de areia. O objetivo deste estudo foi avaliar vários parâmetros, sendo a taxa de sucesso um dos mais importantes. Neste estudo os critérios utilizados para medir a taxa de sucesso foram a ausência de mobilidade, a ausência de parestesia ou dor reportada pelo paciente, ausência de radiotransparência, MBL inferior a 1,5mm ao longo do primeiro ano do implante em função e uma perda óssea marginal adicional no valor de 0,2mm por ano. Ao longo dos 4 anos de *follow-up*, não houve falha de implantes, nenhuma dor nem parestesia foram reportadas e houve total ausência de radiotransparência peri-implantar. Assim sendo, de acordo com os critérios utilizados, houve uma taxa de sucesso correspondente a 100%. No fim do seu estudo, Borgonovo et al., chegaram à conclusão de que, a juntar aos critérios utilizados para definir a taxa de sucesso, a ausência de mobilidade é um fator de igual importância e que faz parte dos parâmetros fulcrais para alcançar o sucesso dos implantes de zircónia (Borgonovo et al., 2013).

Em 2023, Oliva et al. publicaram um estudo em que fizeram um *follow-up* de 15 anos de 1828 implantes de zircónia. Os implantes usados eram IIP e pertenciam ao sistema de implantes *CeraRoot* submetidos a um tratamento de superfície com ataque ácido. Podiam assumir seis diferentes formatos anatómicos com seis indicações cirúrgicas diferentes, de modo a que fosse possível simular ao mais alto rigor o perfil de emergência da dentição natural (Figura 3). Neste estudo, além da avaliação de vários critérios tais como a taxa de sobrevivência ou o número de implantes perdidos, a taxa de sucesso também foi alvo de análise. De acordo com os autores, um implante apresentava-se como

bem-sucedido se simultaneamente sobrevivesse e não apresentasse perda óssea peri-implantar persistente. Dados os critérios escolhidos, os autores obtiveram uma taxa de sucesso de 98,19% (Oliva & Oliva, 2023).

Numa meta-análise realizada em 2023 por Padhye et al., foram comparadas as taxas de sucesso e de sobrevivência dos implantes de zircônia com as dos implantes de titânio. O autor e seus colaboradores tiveram algumas dificuldades a calcular e comparar



Figura 3 - Diferentes tipos de implantes do sistema CeraRoot utilizados para diferentes ocasiões (adaptado de Oliva & Oliva et al., 2023).

a taxa de sucesso, uma vez que os critérios utilizados nos diferentes estudos não eram iguais, havendo uma disparidade entre si e uma indisponibilidade de realização de uma meta-análise, tendo os resultados sido apresentados individualmente (Koller et al., 2020; Osman et al., 2014; Padhye et al., 2023; Payer et al., 2015; Siddiqi et al., 2015).

Relativamente à análise dos IIP que tiveram um *follow-up* máximo de 12 meses, foram obtidas taxas de sucesso para os implantes de zircônia na ordem dos 67,6% (Siddiqi et al., 2015) e de 57,5% (Osman et al., 2014). Já para os IIP de titânio, os autores registraram valores de taxa de sucesso na ordem dos 66,7% (Siddiqi et al., 2015) e de 57,1% (Osman et al., 2014). É importante mencionar que a população e o *follow-up* utilizados nestes estudos foram os mesmos, porém os critérios para determinar a taxa de sucesso diferiam entre si (Osman et al., 2014; Padhye et al., 2023; Siddiqi et al., 2015).

No que diz respeito aos I2P, para um *follow-up* de 12 meses, o estudo realizado por Payer et al., em 2015, registou valores de taxa de sucesso de 93,3% para 16 I2P de zircônia e de 100% para 15 I2P de titânio (tabela III) (Payer et al., 2015).

No outro estudo, Koller et al., em 2020, verificaram as taxas de sucesso para *follow-ups* diferentes: 18, 24, 30 e 80 meses. Aqui os critérios que tinham de ser

respeitados para que qualquer implante fosse considerado como bem sucedido eram a presença do implante *in situ*, o *Periotest* teria que ter um valor inferior a +8, a ausência de radiotransparência peri-implantar, ausência de dor associada ao implante, dor ou parestesia e ausência de fratura do implante e a restauração protética tinha que estar intacta e ilesa (Koller et al., 2020).

A (tabela III) analisa de forma cronológica a taxa de sucesso quer dos I2P de zircônia quer dos I2P de titânio de acordo com os critérios escolhidos e apresenta resultados bastante positivos para ambos os materiais, visto que, aos 30 e 80 meses as taxas mantiveram-se iguais e quando comparadas relativamente ao material do implante, os valores não são muito distantes, apesar de haver uma taxa de sucesso ligeiramente superior para os I2P de titânio. Apesar da heterogeneidade relativamente aos critérios utilizados para classificar e medir a taxa de sucesso dos implantes de zircônia, existem fatores de elevada importância para a obtenção de um bom desfecho clínico e radiográfico, de modo a sustentar a utilização deste tipo de implantes na prática clínica. Estes critérios avaliam a performance dos tecidos moles e dos tecidos duros em relação à sustentação do implante no hospedeiro (Padhye et al., 2023).

Tabela III - Resultados das taxas de sucesso para os I2P de titânio e de zircônia (adaptado de Padhye et al., 2023).

Autor e ano	Tipo de implante	Tempo de follow-up (meses)	Taxa de sucesso (%)	
			Zircônia	Titânio
<i>Osman et al., (2014)</i>	I1P de zircônia e titânio	12	57,5	57,1
<i>Siddiqi et al., (2015)</i>		12	67,6	66,7
<i>Payer et al., (2015)</i>	I2P de zircônia e titânio	12	93,3	100
<i>Koller et al., (2020)</i>		18	93,3	100
		24	93,3	100
		30	85,7	93,3
		80	85,7	93,3

6.1. Desfecho clínico

O desfecho clínico é um dos aspetos que mede e ajuda a detetar a taxa de sucesso de qualquer tipo de tratamento, uma vez que engloba várias medições de diferentes parâmetros, o que torna a análise da eficiência do implante mais completa (Roehling et al., 2023).

Vários estudos têm vindo a ser desenvolvidos de modo a analisar e potenciar a *performance* clínica dos implantes de zircônia. São vários os parâmetros medidos nestes estudos, muitas vezes categorizados pelos autores como desfechos primários e secundários (Gul et al., 2024; Mohseni et al., 2023; Roehling et al., 2023).

A maioria dos estudos aborda a taxa de sobrevivência e a perda óssea marginal (MBL) como os desfechos clínicos primários. No entanto, neste trabalho, a MBL foi considerada como um desfecho radiográfico, sendo abordada e desenvolvida mais à frente. Relativamente aos desfechos clínicos secundários, estes variam de revisão para revisão e são escolhidos pelos autores de acordo com o objetivo e com a ideia que pretendem desenvolver no trabalho que estão a realizar.

Em 2017, Pieralli et al., publicaram uma revisão sistemática onde o foco principal era perceber qual a taxa de sobrevivência e a perda óssea marginal de implantes de zircônia restaurados com coroas unitárias ou próteses fixas. Em relação ao desfecho clínico primário, a taxa de sobrevivência foi utilizada para analisar a *performance* clínica dos implantes e para a sua determinação foram tidos em conta apenas os implantes que permaneceram *in situ*, independentemente de qualquer tipo de modificação estrutural por agentes externos que possam ter sofrido durante o período de observação. Dos 398 implantes inseridos e que constavam nos estudos que respeitavam os critérios de inclusão das meta-análises, 347 foram acompanhados até ao final do seguimento. Após 12 meses, as taxas de sobrevivência variaram entre 85% e 100%. De acordo com os diversos resultados dos estudos, a meta-análise revelou uma taxa de sobrevivência dos implantes ao fim de um ano de 95,6% (IC 95%: 93,3% - 97,9%). Com base nos dados disponíveis para além de um ano de observação, a segunda meta-análise estimou um decréscimo anual previsto de 0,05%. Foi ainda mencionado que os valores obtidos face à sobrevivência, poderiam ser considerados comparáveis aos obtidos em implantes de titânio que também suportassem coroas unitárias e próteses fixas parciais (Pieralli et al., 2017).

Alguns parâmetros tais como profundidade de sondagem, a hemorragia à sondagem, índice de hemorragia, índice de placa, recessão gengival, altura da papila e

perda de inserção clínica foram analisados em alguns dos estudos presentes na revisão. No entanto, a comparação destes parâmetros entre os diferentes estudos revelou resultados com alta variabilidade e heterogeneidade. Posto isto, os autores concluíram que seria mais eficaz realizar uma análise estatística através de exames padronizados e semelhantes dos tecidos moles (Pieralli et al., 2017).

Uns anos mais tarde, em 2023, Mohseni et al., e Roehling et al., realizaram duas revisões e meta-análises que avaliaram os *outcomes* clínicos e radiográficos em implantes de zircónia (Mohseni et al., 2023; Roehling et al., 2023).

No trabalho realizado por Roehling e seus colaboradores, o objetivo foi perceber quais os efeitos que os implantes fabricados com materiais que não o titânio tinham em questões como a sobrevivência do implante, a perda óssea marginal e complicações mecânicas e biológicas após pelo menos 5 anos da sua colocação. O autor e a sua equipa consideraram a taxa de sobrevivência como o desfecho primário e a profundidade de sondagem e perda óssea marginal (MBL) como desfechos secundários (Roehling et al., 2023).

Para efeitos desta revisão narrativa, apenas serão tidos em conta como desfechos clínicos a taxa de sobrevivência e a profundidade de sondagem.

Nesta revisão, a taxa de sobrevivência foi definida como a permanência do implante *in situ* durante o período de observação e os resultados de profundidade de sondagem foram recolhidos na última análise de *follow-up*, consoante o estudo (entre os 60 e os 120 meses) (Roehling et al., 2023).

Dos estudos elegíveis para a revisão, todos apresentaram resultados relativamente à taxa de sobrevivência em implantes de zircónia e apenas 5 relativamente à profundidade de sondagem (Balmer et al., 2020; Borgonovo et al., 2021; Brunello et al., 2022; Gahlert et al., 2022; Grassi et al., 2015; R.-J. Kohal et al., 2020).

No estudo realizado por Grassi et al., um total de 32 IIP de YTZ foram colocados em 17 pacientes e tiveram um follow-up de 61,2 meses. Foi obtida uma taxa de sucesso de 96,8% e uma profundidade de sondagem média de (0.53 ± 0.47) mm (Grassi et al., 2015).

Em 2020, Balmer et al., obtiveram resultados próximos relativamente à taxa de sobrevivência, uma vez que em 71 IIP de YTZ distribuídos por 60 pacientes conseguiram alcançar valores na ordem dos 98,4%, valores esses retirados após um follow-up de 60

meses. No entanto, no que diz respeito aos resultados obtidos referentes à profundidade de sondagem, houve um aumento significativo, obtendo-se números na ordem dos $3,3 \pm 0,6$ mm (Balmer et al., 2020).

No mesmo ano, Kohal et al., analisaram 53 I1P de ATZ (zircônia estabilizada com alumina) e obteve uma taxa de sobrevivência de 94,3% no follow-up de 5 anos. A profundidade de sondagem foi registada com valores médios de $(0,64 \pm 0,87)$ (R.-J. Kohal et al., 2020).

No ano seguinte, Borgonovo e os seus colaboradores avaliaram 29 I1P distribuídos por 12 pacientes diferentes. Os resultados obtidos foram muito positivos, visto que todos os implantes sobreviveram 120 meses após a sua colocação, tendo sido conseguida uma taxa de sobrevivência de 100%. Os resultados da profundidade de sondagem assemelham-se bastante aos obtidos no estudo de Balmer et al., sendo que o desvio padrão foi maior nesta análise ($3,26 \pm 1,46$ mm) (Borgonovo et al., 2021).

No estudo realizado por Gahlert et al., em 2022, 44 I1P de Y1Z colocados em 44 pacientes foram avaliados após 60 meses da sua colocação, sendo que a profundidade de sondagem não foi um desfecho tido em conta durante a análise. Posto isto, apenas a taxa de sobrevivência foi alvo de estudo e os resultados não diferiram muito dos obtidos nos estudos anteriores, estando na ordem dos 97,7% (Gahlert et al., 2022).

No mesmo ano, Brunello et al., examinaram 48 I2P fabricados com Y1Z em 48 pacientes com um *follow-up* médio de 111,1 meses. Neste estudo, o autor e a seus colaboradores obtiveram a taxa de sobrevivência mais baixa comparativamente aos outros estudos, apresentando resultados de 93,8%. No que se refere à análise da profundidade de sondagem, foram reportados valores de $3 \pm 0,6$ mm (Brunello et al., 2022).

Esta revisão sistemática demonstra que os implantes de zircônia disponíveis comercialmente constituem uma opção terapêutica sólida após um período de seguimento de 5 anos. No entanto, sugerem que são necessários mais estudos clínicos prospetivos de longo prazo e ensaios clínicos randomizados que comparem implantes de titânio, o *gold standard*, e zircônia para sustentar os bons resultados atualmente avaliados (Roehling et al., 2023).

Uns meses mais tarde, Mohseni e seus colaboradores decidiram realizar outra revisão sistemática e meta-análise, de modo a complementar os estudos anteriores sobre o tema. O objetivo dos autores foi avaliar os resultados clínicos de implantes dentários de

zircônia com base numa revisão sistemática da literatura atualizada. Nesta revisão, os autores agruparam 25 estudos e avaliaram duas vertentes diferentes da taxa de sobrevivência. A taxa de sobrevivência intervalar dos implantes foi determinada com base nas informações sobre os períodos de insucesso retiradas dos estudos incluídos, enquanto a taxa de sobrevivência cumulativa foi calculada ao longo do período máximo de seguimento relatado. Os resultados obtidos para cada vertente da taxa de sobrevivência foram organizados numa tabela (tabela IV) em que a taxa de sobrevivência cumulativa e taxa de sobrevivência intervalar foram registadas anualmente (Mohseni et al., 2023).

Tabela IV – Análise de sobrevivência com base numa tabela demonstrando a taxa de sobrevivência cumulativa de implantes de zircônia (adaptado de Mohseni et al. 2023).

Duração do intervalo de follow-up	Implantes no intervalo	Implantes retirados durante o intervalo	Implantes expostos a riscos	Implantes falhados	ISR (%)	CSR (%)	SE
0	4017	31	4001,5	124	96,9	96,9	0,27
1	3862	799	3462,5	24	99,3	96,2	0,30
2	3039	248	2915,0	10	99,7	95,9	0,32
3	2781	665	2448,5	2	99,9	95,8	0,33
4	2114	113	2057,5	1	100,0	95,8	0,33
5	2000	462	1769,0	9	99,5	95,3	0,36
6	1529	67	1495,5	0	100,0	95,3	0,36
7	1462	206	1359,0	2	99,9	95,1	0,38
8	1254	210	1149,0	0	100,0	95,1	0,38
9	1044	138	975,0	0	100,0	95,1	0,38
10	906	151	830,5	0	100,0	95,1	0,38
11	755	152	679,0	0	100,0	95,1	0,38
12	603	105	550,5	0	100,0	95,1	0,38
13	498	160	418,0	0	100,0	95,1	0,38
14	338	226	225,0	0	100,0	95,1	0,38
15	112	112	56,0	0	100,0	95,1	0,38

ISR – taxa de sobrevivência em cada intervalo; *CSR* – taxa de sobrevivência acumulativa após cada intervalo; *SE* – desvio padrão

Os autores verificaram que de acordo com os resultados obtidos, os implantes de zircônia parecem apresentar uma elevada taxa de sobrevivência cumulativa projetada após dez anos. No entanto, os resultados da análise da tabela relativa à taxa de sobrevivência devem ser interpretados com cautela, uma vez que a maioria dos casos foi observada apenas durante alguns anos. Não foram registradas falhas reconhecidas, pelo que a taxa de sobrevivência cumulativa permaneceu inalterada a partir do oitavo ano. Além disso, o número de casos incluídos no intervalo foi baixo após o décimo ano, e o número de casos censurados foi proporcionalmente elevado, o que reduz a confiança nos resultados (Mohseni et al., 2023).

No ano corrente (2024), Gul et al., realizaram uma revisão sistemática em que o objetivo foi avaliar o desfecho clínico de implantes de zircônia com diferentes estruturas e *designs*. De uma amostra inicial de 2728 estudos, apenas 4 foram incluídos nesta revisão. O único parâmetro utilizado e analisado como desfecho clínico foi a taxa de sobrevivência, que foi definida como a taxa de implantes que permaneceram no respectivo local de implantação e continuaram a ter as suas funcionalidades, independentemente de estarem isentos de complicações ou de terem apresentado complicações que possam ter sido tratadas sem resultar na perda do implante (Gul et al., 2024).

Dos 4 únicos estudos incluídos neste trabalho, 3 deles (Balmer et al., 2018, 2020; Jung et al., 2016) analisaram a mesma amostra só que em *follow-ups* de diferentes durações (1 ano, 3 anos e 5 anos). Estes três ensaios avaliaram 71 IIP com vários comprimentos (12 implantes com 8mm; 39 implantes com 10mm; 19 implantes com 12mm; e 1 implante com 14mm) e diâmetros (26 implantes com 4,0mm; 32 implantes com 4,5 mm; e 13 implantes com 5,5mm) (Balmer et al., 2018, 2020; Jung et al., 2016).

Após análise, foi demonstrada uma taxa de sobrevivência geral consistente de 98,4% ao longo dos três períodos de acompanhamento, com apenas um implante descrito como falhado (diâmetro de 4,0mm e comprimento de 10mm). Não houve variação significativa entre os implantes com diferentes diâmetros e comprimentos. Os implantes analisados foram jateados e tratados com ácido, apresentando uma rugosidade média de superfície de 1,2 micrómetros (Gul et al., 2024).

O quarto estudo incluído (Oliva, 2010) examinou 831 IIP e comparou três diferentes tipos de rugosidade de superfície. Todas as superfícies foram mecanicamente tratadas; posteriormente, um grupo foi submetido a ataque ácido, o segundo grupo foi tratado com um revestimento bioativo e o terceiro grupo manteve uma superfície não

revestida (Oliva et al., 2010). Após cinco anos de acompanhamento, foram registradas 42 falhas de implantes, com uma taxa geral de sobrevivência e sucesso de 95% (ataque ácido: 97,6%, revestimento bioativo: 93,5%, superfície não revestida: 92,7%), sendo que o tratamento de superfície com ataque ácido demonstrou taxas significativamente superiores em comparação com as superfícies submetidas a revestimento bioativo e sem qualquer tipo de revestimento (Oliva et al., 2010).

No geral, todos os estudos incluídos utilizaram um desenho de IIP em zircônia, e as taxas de sucesso e sobrevivência para os IIP incluídos variaram entre 95% e 98,4% após cinco anos de acompanhamento. O estudo de Jung e seus colaboradores relatou um caso de falha precoce do implante (devido à perda de osseointegração). Já Oliva e seus colaboradores, constataram que a maioria das falhas ocorreram no primeiro ano (90%), sendo que o restante (10%) ocorreu entre o primeiro e o segundo ano (Balmer et al., 2018, 2020; Gul et al., 2024; Jung et al., 2016; Oliva et al., 2010).

As revisões sistemáticas e meta-análises realizadas por autores tais como Pieralli et al. (2017), Mohseni et al. (2023) e Roehling et al. (2023) focaram-se em parâmetros como a taxa de sobrevivência e a perda óssea marginal, que são considerados essenciais para avaliar o desempenho dos implantes. A maioria dos estudos revelou taxas de sobrevivência superiores a 95%, com a maioria das falhas a ocorrerem no primeiro ano após a colocação dos implantes. Apesar dos resultados positivos, Mohseni, Pieralli, Roehling e os seus respectivos colaboradores alertam para a necessidade de interpretar os dados com cautela, especialmente devido ao baixo número de casos observados a longo prazo e ao elevado número de casos sem registros após o décimo ano. Assim, é essencial realizar mais estudos clínicos prospectivos e ensaios clínicos e controlados para consolidar estes achados e comparar os implantes de zircônia com os de titânio, que continuam a ser o padrão de referência na implantologia dentária (Mohseni et al., 2023; Pieralli et al., 2017; Roehling et al., 2023).

6.1.1. Avaliação radiográfica

O fenómeno da perda óssea marginal em redor dos implantes dentários, também conhecido como perda óssea peri-implantar, é um ponto crítico na sobrevivência dos implantes dentários. Este fenómeno está associado maioritariamente a patologia da peri-implantite que está definida como uma condição patológica associada à placa que ocorre nos tecidos ao redor de implantes dentários, caracterizada por inflamação na mucosa peri-

implantar e subsequente perda progressiva do osso de suporte (Cortellini et al., 2019; Schwarz et al., 2018).

A manutenção do nível ósseo marginal peri-implantar é fulcral para o sucesso a longo prazo do implante e são vários os fatores que entram em conta para que esse mesmo nível seja mantido. Estes fatores podem ser categorizados em locais, sistêmicos e sociais (Oswal et al., 2016).

Entre os fatores locais, estão incluídos o *design* do implante, a carga oclusal, as dimensões do implante e alguns aspetos relacionados com a interação biológica entre o implante e o hospedeiro. Os fatores relativos ao *design* do implante abrangem o tipo de conexão entre o implante e o pilar, assim como a dimensão do *microgap* entre os dois. Acrescentar temos aspetos como o tipo de implante (I1P ou I2P), a sua forma, as dimensões, a rigidez e o tratamento de superfície que atuam como fatores diferenciais para o nível de perda óssea marginal (Oswal et al., 2016).

Falando dos fatores biológicos que têm influência na perda óssea marginal são a peri-implantite, a qualidade do osso, a forma e tipo de procedimento cirúrgico realizado para a colocação do implante, a carga precoce do implante e uma osteointegração ineficaz (Broggini et al., 2006; Kowalski et al., 2021).

Entre outros fatores que podem contribuir para a perda óssea, destacam-se os fatores sistêmicos (como a idade do paciente, estado geral de saúde e predisposições genéticas) e os fatores sociais (incluindo o nível socioeconómico do paciente, hábitos de higiene oral e consumo de substâncias estimulantes). Ambos desempenham um papel importante relativamente à perda óssea marginal peri-implantar (Güven et al., 2020; Kowalski et al., 2021).

Nos últimos anos e dado o aumento da sua utilização no mundo da medicina dentária, os implantes de zircônia têm sido colocados à prova e vários estudos foram realizados de modo a perceber como é que o tecido ósseo mandibular e maxilar reagem quando estes são implantados (Borges et al., 2020)

De acordo com diversos estudos realizados ao longo dos anos que examinaram os critérios para o sucesso do tratamento com implantes (Albrektsson et al., 1986; Albrektsson & Zarb, 1993), uma perda óssea marginal de 1,5mm durante o primeiro ano de função do implante é considerada aceitável, seguida de uma perda óssea anual com valores não superiores a 0,2mm (Albrektsson et al., 1986).

Em 1998, Brägger et al., conseguiram alcançar um critério radiográfico importante para o sucesso do implante, chegando à conclusão de que a reabsorção óssea peri-implantar deveria situar-se entre 0,9 e 1,6mm durante o primeiro ano de função do implante de zircónia (Brägger et al., 1998).

Na revisão sistemática e meta análise realizada em 2023 por Roehling et al., onde foram avaliados os desfechos clínico e radiográfico de implantes fabricados por outros materiais que não titânio, como a zircónia tetragonal estabilizada com ítria (YTZ) e a zircónia tetragonal estabilizada com alumina (ATZ), para serem comparados posteriormente. Foram analisados vários parâmetros, sendo a perda óssea marginal um deles (Roehling et al., 2023).

Aquando da realização da meta-análise relativamente aos valores de perda óssea marginal (MBL) obtidos, apenas quatro estudos foram tidos em conta, visto que eram aqueles que se enquadravam nos critérios de inclusão. Em todos eles, a MBL foi calculada através de medições realizadas em radiografias periapicais tiradas periodicamente e de acordo com os objetivos dos autores. Os estudos foram realizados por Gahlert et al. em 2022, Borgonovo et al. em 2021, Balmer et al. em 2020 e Grassi et al. em 2015 (Roehling et al., 2023).

Em 2015, Grassi et al. obtiveram valores médios de MBL de $1,23 \pm 0,29$ mm para IIP de zircónia. Uns anos mais tarde em 2020, Balmer et al. alcançaram valores médios de $0,7 \pm 0,6$ mm num *follow-up* de sessenta meses e Kohal et al., chegaram a valores de ($0,81 \pm 0,77$) zircónia estabilizada com alumina No ano seguinte, Borgonovo et al. fizeram um estudo onde acompanharam e registaram a perda óssea marginal a cada seis meses através da análise radiográfica de periapicais. Os valores médios de perda óssea marginal obtidos estabeleceram-se pelos $0,92 \pm 0,97$ mm, tendo este estudo sido aquele em que o desvio padrão foi mais elevado. Por fim, em 2022, Gahlert et al., publicou um estudo clínico de uma amostra de 44 implantes de zircónia tetragonal estabilizada com ítria (YTZ), onde apenas 36 foram analisados nos diferentes *timings* estipulados (6, 12, 36 e 60 meses). Neste estudo mais recente, os valores médios obtidos relativamente à perda óssea marginal foram de $0,99 \pm 0,59$ mm (Balmer et al., 2020; Borgonovo et al., 2021; Gahlert et al., 2022; Grassi et al., 2015; Roehling et al., 2023).

Após analisada a meta-análise, os valores médios estimados para a MBL foram de 1,1 mm (95% CI: 0,9-1,3). Quando comparados com os resultados obtidos em estudos

previamente publicados por Borges et al., (2020) e por Roehling et al., (2018) relativamente aos implantes de zircónia, os resultados encontraram-se em conformidade com aqueles alcançados anteriormente. Ao serem comparados com os valores obtidos para estudos feitos com um *follow-up* de 5 anos em implantes de titânio, considerados o *gold standard*, os valores que se obtiveram após a realização desta meta-análise foram semelhantes (- 0,886 mm) (Karl & Albrektsson, 2017; Roehling et al., 2023).

No mesmo ano, mas uns meses mais tarde, em dezembro de 2023, Mohseni et al. publicaram outra revisão sistemática e meta-análise onde analisaram vários desfechos clínicos de uma imensa amostra de estudos onde o tema abordado eram os implantes de zircónia. A perda óssea marginal, à semelhança da revisão sistemática realizada por Roehling et al. em 2023, foi onde foi também possível fazer uma meta-análise dos resultados, só que desta vez foram tidos em conta vários períodos de *follow-up* diferentes, entre 2 a 132 meses (Mohseni et al., 2023).

De modo a ser realizada a análise da perda óssea marginal, os diversos tempos de *follow-up* foram agrupados em intervalos, de maneira a tornar mais fácil perceber em que altura, após a colocação do implante, a perda óssea era mais ou menos acentuada. Posto isto, os resultados foram categorizados em sete *timings* diferentes: dos 2 aos 6 meses, dos 12 aos 15 meses, dos 18 aos 24, dos 30 aos 36, aos 48 meses, aos 60 meses e dos 70 aos 132, tal como se verifica na (tabela V) (Mohseni et al., 2023).

Tabela V - Análise do modelo de efeitos aleatórios de DerSimonian-Laird para perda óssea marginal (MBL) em diferentes follow-ups (adaptada de Mohseni et al. 2023).

Follow-up (meses)	Estudos*/Implantes (n)	MBL estimada (95% CI) (mm)	SE	Valor p	Heterogenicidade
2-6	9/333	0.948 (0.641, 1.256)	0.157	<0.001	$\tau^2=0.196, p<0.001, I^2=91.941$
12-15	15/697	0.632 (0.434, 0.830)	0.101	<0.001	$\tau^2=0.130, p<0.001, I^2=93.299$
18-24	5/183	1.021 (0.274, 1.769)	0.381	0.007	$\tau^2=0.704, p<0.001, I^2=99.577$
30-36	7/413	0.892 (0.429, 1.354)	0.236	<0.001	$\tau^2=0.354, p<0.001, I^2=96.225$
48	2/36	2.060 (1.885, 2.235)	0.089	<0.001	$\tau^2=0.045, p=0,048, I^2=81.493$
60	5/217	0.958 (0.705, 1.211)	0.129	<0.001	$\tau^2=0.068, p<0.001, I^2=89.234$
70-132	6/321	1.175 (0.876, 1.473)	0.152	<0.001	$\tau^2=0.123, p<0.001, I^2=94.685$
<p><i>MBL</i> – perda óssea marginal; <i>95% CI</i> – intervalo de confiança de 95%; <i>SE</i> – erro standarizado</p> <p>*Quando os dados relativos à perda óssea marginal (MBL) para todos os implantes num estudo não estavam disponíveis (como valor médio global), foram inseridos os dados referentes ao valor médio dos diferentes subgrupos. Nestes casos, cada subgrupo foi considerado como um estudo independente.</p>					

Os valores médios de perda óssea marginal obtidos nesta meta-análise situaram-se entre os 0,632 mm e os 2,060 mm durante períodos de extensão prolongada, especificamente até aos 132 meses, verificando-se que os resultados alcançados foram bastante parecidos aos registados em estudos de implantes fabricados em titânio (Albrektsson et al., 2017; Chrcanovic et al., 2016, 2018; Wennerberg et al., 2014).

A alternância entre os valores médios de perda óssea marginal ao longo de diferentes períodos de tempo pode ser atribuída quer às diferenças no tamanho da amostra em distintos períodos de acompanhamento quer às diferentes configurações que os implantes podem assumir. Ainda que tenha existido uma disparidade entre os valores médios, estes não diferiram muito dos valores de uma MBL moderada inicial durante os primeiros meses pós-colocação, podendo assim não ser associados a qualquer patologia (Mohseni et al., 2023).

6.1.2. Limitações na obtenção do desfecho radiográfico

A maioria dos estudos sobre implantes de zircônia ou de qualquer outro tipo de material que avaliam a perda óssea marginal peri-implantar utilizam as radiografias periapicais como meio complementar de diagnóstico para a obtenção e medição dos valores.

Porém, e como qualquer outro meio complementar de diagnóstico, as radiografias panorâmicas apresentam algumas limitações (Leonardi Dutra et al., 2016).

As radiografias periapicais fornecem uma perspectiva bidimensional de uma estrutura tridimensional, neste caso o implante, o que pode levar a imprecisões na avaliação da morfologia óssea real. Esta limitação torna desafiante captar de forma plena a extensão da perda óssea marginal, uma vez que as imagens podem não representar as verdadeiras relações espaciais entre o implante e o osso peri-implantar (Al-Nomay et al., 2023; Lombardi et al., 2019).

A interpretação deste tipo de radiografias pode variar significativamente entre clínicos. Fatores tais como a experiência e o nível de habilidade podem conduzir a erros de diagnóstico, especialmente na determinação dos limites do osso em torno do implante. Clínicos com menos experiência podem ter algumas dificuldades em avaliar com a precisão necessária os níveis ósseos, levando a diagnósticos incorretos (Al-Nomay et al., 2023).

As radiografias periapicais permitem principalmente a avaliação a mesial e distal do osso ao redor do implante. Esta visão restrita pode ignorar outras áreas críticas, como as alturas ósseas vestibular e lingual, que são igualmente essenciais para uma avaliação abrangente da perda óssea marginal (Ismail & Al Yafi, 2024; Lombardi et al., 2019).

Ainda que as radiografias periapicais possam ser padronizadas até certo ponto, variações na técnica e angulação podem introduzir distorções e afetar a precisão das medições. Esta inconsistência pode comprometer a fiabilidade dos resultados obtidos pós-medições e revelar um impacto negativo nas avaliações longitudinais da perda óssea ao longo do tempo (Al-Nomay et al., 2023; Nandal et al., 2014).

Uma das soluções para colmatar todas estas limitações, principalmente na questão da ausência de perspectiva tridimensional, passa pela utilização de outros meios complementares de diagnóstico como a tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT). Este exame oferece uma resolução superior e uma visualização tridimensional,

proporcionando uma avaliação mais precisa das condições ósseas que rodeiam os implantes. Estas técnicas avançadas podem revelar detalhes que as radiografias periapicais podem não captar, porém têm um custo mais elevado (Al-Nomay et al., 2023; Ismail & Al Yafi, 2024).

7. Complicações

7.1. Complicações mecânicas

Alguns estudos *in vitro* reportaram que a estabilidade biomecânica dos implantes de zircónia, sejam eles I1P ou I2P, consegue suportar com cargas de 10 milhões de ciclos a 95N (R.-J. Kohal et al., 2020; Riemer, 2018).

No entanto, continuam a existir preocupações sobre a resistência à fratura na zircónia, visto que os protocolos de teste padronizados que avaliam o comportamento de envelhecimento dos implantes de zircónia têm-se focado principalmente nos pilares de zircónia, em vez de nos implantes propriamente ditos. Embora a resistência à fratura dos implantes de zircónia seja amplamente documentada em estudos *in vitro*, há uma evidente escassez de dados provenientes de estudos *in vivo*, especialmente em humanos (Attard et al., 2022).

As causas de fratura dos implantes têm várias etiologias que provêm e são influenciadas por vários fatores controláveis e não controláveis por parte do hospedeiro. Em 2022, Atalay realizou uma revisão narrativa onde estudou e analisou as complicações mecânicas dos implantes orais. Neste estudo foram revistas as causas de fratura dos implantes, tendo sido classificadas de acordo com a sua origem e fatores predisponentes. Atalay relatou que os principais fatores que podem causar fraturas em implantes abrangem o *design* do implante, as suas dimensões, o material do qual é fabricado, defeitos de fabrico, a posição e localização da sua implantação, os comportamentos parafuncionais, sobrecarga biomecânica ou fisiológica e o *design* protético (Atalay, 2022).

Relativamente ao biomaterial utilizado, foi descrito que os materiais mais biocompatíveis, tais como a zircónia, não apresentam uma resistência estrutural suficientemente alta e que as sobrecargas biomecânicas e fisiológicas são as principais causas de fraturas em implantes orais. Estas sobrecargas podem ocorrer quando as cargas estáticas excedem a resistência do material ou quando cargas dinâmicas mais leves

causam a fadiga e conseqüente alcance do ponto de rutura do mesmo. As sobrecargas estão maioritariamente ligadas a hábitos parafuncionais, como o bruxismo, e ao *design* da porção protética do implante. Em indivíduos com hábitos parafuncionais, o período de contacto entre os dentes é maior, o que pode resultar em cargas oclusais excessivas ou repetitivas, aumentando o risco de fratura do implante (Atalay & Öztaş, 2022; Gupta et al., 2015; Sanivarapu et al., 2016).

Apesar de raras, as fraturas dos implantes de zircónia ocorrem e existe evidência científica que comprova que estão particularmente mais suscetíveis a acontecer em implantes de diâmetros reduzidos (Sadowsky, 2023).

Num estudo realizado por Gahlert et al., em 2012, foram analisados micro e macroscopicamente 13 IIP de zircónia dos 170 colocados, sendo que estes 13 foram aqueles que se apresentaram com fratura. O período médio de permanência em boca foi de 36,75 meses, embora os períodos variassem entre os 20 e os 56 meses. Dos 13 implantes fraturados, 12 tinham um diâmetro inferior a 3,25 mm, 1 tinha o diâmetro de 4 mm e todos tinham sido colocados na zona anterior da mandíbula ou maxila. O estudo realizado identificou uma taxa de fratura de cerca de 10% da amostra total (170 implantes) num período médio de acompanhamento de 36,75 meses após a carga protética e 92% dos implantes fraturados eram implantes com diâmetro reduzido (3,25 mm). Após análise, os autores chegaram à conclusão que estes implantes de diâmetro reduzido não deveriam ser recomendados para utilização clínica, mas que seriam necessários mais testes e estudos que comprovem estes resultados (Gahlert et al., 2012).

Além das fraturas causadas pelos diferentes fatores predisponentes, outra complicação existente é a degradação a baixa temperatura da zircónia. Este fenómeno ocorre na zircónia pura estabilizada com ítria a pelo menos 2,5mol% e é provocado pela presença de água, que faz com que a zircónia passe da sua fase tetragonal estável para a sua fase monolítica, originando então esta degradação (Lughi & Sergo, 2010).

No entanto, não só a presença de água como também as forças de tensão acabam por provocar a degradação a baixa temperatura. Quando a zircónia em forma tetragonal (FT) é submetida a forças de tensão na ordem das centenas de MPa como as de mastigação, esta tende a transformar-se para a sua forma monolítica (FM), aumentando as suas dimensões. Esta expansão vai provocar um decréscimo no nível de tensão provocado pelas forças de mastigação, verificando-se o princípio de *Le Chatelier*:

“quando perturbado, um sistema em equilíbrio tende a reagir de forma a minimizar a perturbação” (Lughi & Sergo, 2010).

Num outro estudo realizado por Scherrer et al., em 2018, foram analisados 15 implantes de zircônia com a coroa ainda cimentada de diferentes marcas e fabricantes que fraturaram. Foram realizadas análises matemáticas e fractográficas e os autores chegaram à conclusão de que as partes fraturadas dos implantes de zircônia, juntamente com as suas coroas restauradoras, podem fornecer não apenas informações sobre a origem da falha através da fractografia, mas também conhecimentos sobre a carga oclusal da coroa em relação ao eixo do implante. Com isto, os autores perceberam que as forças de mastigação, as suas intensidades e local de aplicação nas coroas vão influenciar quer a localização do ponto de fratura do implante, quer a sua resistência à flexão (Scherrer et al., 2019).

7.2. Complicações biológicas

Além das poucas incapacidades demonstradas pelos implantes de zircônia a nível mecânico, estes podem desencadear algumas complicações biológicas, nomeadamente nos tecidos peri-implantares. As complicações mais comuns que estão envolvidas neste tipo de implantes e que são abordadas na literatura disponível até à data são as peri-implantites e a perda óssea, sendo que foram também reportados casos de recessão gengival, mucosite e gengiva hipertrófica (Gul et al., 2024).

A peri-implantite é uma condição patológica associada à placa que ocorre nos tecidos ao redor de implantes dentários, caracterizada por inflamação na mucosa peri-implantar e subsequente perda progressiva do osso de suporte (Schwarz et al., 2018)

A hemorragia à sondagem, a perda óssea e as profundidades de sondagem acentuadas podem resultar de fatores além da inflamação, como a inserção do implante a uma profundidade excessiva. Adicionalmente, o tipo e formato do implante, o tipo de conexão, os materiais utilizados no pilar e na supraestrutura, bem como o tipo de prótese, influenciam os tecidos peri-implantares, tanto duros quanto moles (Hämmerle et al., 1996; Mombelli et al., 2012).

São vários os fatores que levam a uma maior predisposição para o desenvolvimento da peri-implantite, passando estas pelos fortes hábitos tabágicos, historial de falha de implantes, historial de periodontite, defeitos ou fraca qualidade dos

tecidos moles como a falta de mucosa queratinizada, fraca higiene oral, fatores iatrogênicos ou ainda algumas doenças sistêmicas como a *diabetes mellitus* não controlada, imunossupressões e doenças cardiovasculares. De todos estes fatores, estudos indicam que fumar é o maior e mais observado, sendo que a presença de um historial de periodontite se apresenta imediatamente logo a seguir (Mombelli et al., 2012; Smeets et al., 2014).

A incidência da peri-implantite é baixa nos implantes constituídos por zircônia. Na revisão realizada por Sadowsky, o autor refere que após análise de alguns estudos que tinham como um dos parâmetros de avaliação a taxa de complicações biológicas, o desenvolvimento da peri-implantite não era reportado de forma regular, visto que por vezes não era sequer observado (Sadowsky, 2023).

Numa revisão e meta-análise realizada por Roehling et al., foram reportados casos de complicações biológicas em apenas 2 estudos (Balmer et al., 2020; Brunello et al., 2022; Roehling et al., 2023).

Por um lado, em 2020, no estudo realizado por Balmer et al., dos 71 IIP de zircônia colocados, apenas 1 reportou o desenvolvimento de peri-implantite após um *follow-up* de 5 anos (Balmer et al., 2020).

Por outro lado, Brunello e seus colaboradores levaram a cabo um estudo em 2022 em que avaliaram 48 I2P colocados num grupo de pacientes. Após um período de acompanhamento ao longo de 9 anos, foram obtidos dados relativamente a apenas 29 dos 48 I2P iniciais. Os autores verificaram o desenvolvimento de peri-implantite em 10 implantes e de mucosites peri-implantares em 10 implantes também, sendo que estas patologias se manifestaram antes dos 2 anos de *follow-up*. No entanto, após um tratamento adequado (desbridamento mecânico e medicação local com digluconato de clorohexidina para os casos de mucosite e terapia com laser *Er:YAG* para os casos de peri-implantite) todas as infeções foram resolvidas com sucesso, não se registando novas ocorrências de peri-implantite até ao final do acompanhamento. Contudo, ao fim de 9 anos de acompanhamento, foram detetados casos de inflamação através de medidas de profundidade de sondagem elevadas, evidenciada por hemorragia à sondagem, ao redor de 13 dos 29 pacientes que alcançaram o fim do estudo, sendo que não foram diagnosticados como peri-implantite (Brunello et al., 2022).

Nesta revisão sistemática de Roehling et al., no que diz respeito às complicações biológicas verificadas no último momento de registo de resultados em cada estudo, obteve-se uma percentagem geral de aproximadamente 7,7%, sendo que este valor se dividiu em: 5,5% para complicações em tecidos moles envolventes como a mucosite peri-implantar sem perda óssea; 0,4% para casos de ocorrência de peri-implantite; e 1,7% para perdas ósseas superiores a 2mm (Balmer et al., 2020; Brunello et al., 2022; Roehling et al., 2023).

8. Comparação com os implantes de titânio

8.1. Estética

O uso de implantes de titânio na zona estética muitas vezes promove uma grande suscetibilidade de descoloração dos tecidos moles peri-implantares, especialmente na presença de algum tipo de perda óssea localizada ou de um fenótipo gengival fino, fazendo com que os tecidos moles que envolvem o implante apresentem uma tonalidade algo acinzentada (Borges et al., 2020; Ruiz Henao et al., 2021; Siddiqi et al., 2015).

A exigência estética cada vez maior no mundo da implantologia oral conjugada à necessidade do fabrico de implantes sem metais, levou à procura de soluções que conseguissem responder às necessidades existentes (Padhye et al., 2023).

A zircónia apareceu no mercado com o objetivo de satisfazer maioritariamente as necessidades estéticas, uma vez que apresenta uma cor muito semelhante à do dente natural (Haimov et al., 2023).

De modo a avaliar esteticamente os implantes e os tecidos que os envolvem, foi criado o *Pink Esthetic Score* (PES). O PES é um instrumento que permite avaliar de forma reprodutível os resultados estéticos de restaurações unitárias suportadas por implantes e dos tecidos peri-implantares, com base em sete variáveis: papila mesial e distal, deficiência do processo alveolar, bem como o nível, contorno, cor e textura da mucosa peri-implantar (Fürhauser et al., 2005).

De acordo com Gosyn et al., e Belser et al., os valores de PES têm se ser superiores a 6 para serem considerados aceitáveis (Belser et al., 2009; Comisso et al., 2021; Cosyn et al., 2012).

Em julho de 2024, Morena et al., realizaram uma revisão sistemática e meta-análise de ensaios clínicos randomizados, onde compararam o comportamento clínico de implantes de zircónia e de titânio através da análise de vários parâmetros, sendo o PES um dos desfechos primários (Morena et al., 2024). Da amostra inicial de 788 estudos, apenas 6 enquadravam-se nos critérios de inclusão e, dos 6 apenas 4 incluíam dados relativamente aos PES (Bienz et al., 2021; Koller et al., 2020; Payer et al., 2015; Ruiz Henao et al., 2021). Quando analisaram o PES dos estudos incluídos, Morena et al., verificaram que Henao et al., apresentaram uma pontuação de 7,81 ($\pm 1,72$) para implantes de zircónia em comparação com 7,86 ($\pm 1,29$) observado nos implantes de titânio. No que diz respeito aos I2P de zircónia, Payer et al., relataram uma pontuação PES superior para a zircónia, com uma média de 10,33 ($\pm 2,06$; ME 9), em comparação com 9,0 ($\pm 3,54$; ME 10) para o grupo dos implantes de titânio. Estes resultados estão em concordância com um estudo anterior de Kohal et al., sugerindo que o material do implante pode não ter um impacto significativo nos parâmetros estéticos do tecido mole peri-implantar (R.-J. Kohal et al., 2020; Payer et al., 2015; Ruiz Henao et al., 2021).

Ao ter-se em consideração o PES, é fundamental recordar que a zona mais coronal assume uma importância crucial nos resultados funcionais e estéticos das restaurações implanto-suportadas, pois existe um limite de espessura abaixo do qual ocorre descoloração da mucosa. Neste sentido, Thoma et al., observaram que, com uma espessura de 1,68 mm ($\pm 0,91$) do tecido mole vestibular, a descoloração da mucosa é evidente em ambos os tipos de implantes dentários, sendo mais acentuada nos implantes de titânio devido ao seu tom mais acinzentado. Estas diferenças tornam-se particularmente significativas na reabilitação de áreas estéticas, especialmente em casos de perda óssea localizada ou fenótipo gengival fino (Morena et al., 2024; D. Thoma et al., 2016).

8.2. Biocompatibilidade

Ambos os materiais (titânio e zircónia) apresentam características que os tornam biocompatíveis para com o hospedeiro e os seus tecidos, no entanto existem algumas nuances em que os dois não são propriamente iguais (Silva et al., 2022; Sivaraman et al., 2018).

Os implantes de titânio são descritos pela evidência científica como o *gold standard*, no entanto apresentam algumas falhas no que toca à biocompatibilidade. Apesar de ser considerado uma substância bio inerte, o que significa que apresenta poucos ou nenhuns efeitos adversos sobre os tecidos circundantes, os implantes orais fabricados com este material podem enfrentar desafios relacionados com a sua integração com o tecido ósseo e gengival, especialmente quando o tratamento da superfície não é realizado de forma adequada (Liaw et al., 2015).

A osteointegração insuficiente pode acabar por comprometer a estabilidade do implante no tecido ósseo do hospedeiro, resultando em falhas, como o desenvolvimento de infeções e inflamações na zona peri-implantar (doenças peri-implantares) (Liaw et al., 2015).

A elevada reatividade do titânio e a sua afinidade com o oxigénio garantem a bioinércia principalmente através da formação de uma camada protetora na sua superfície (TiO_2), que é termodinamicamente estável e continuamente renovada (Adya et al., 2005).

Embora esta película bloqueie parcialmente a penetração de compostos metálicos do implante na cultura de osteoblastos ou no tecido ósseo *in vivo*, essa difusão passiva é lenta e contínua. No entanto, esta camada de óxido não apresenta a bioatividade necessária para promover uma ligação direta entre o implante e o osso, além de não ser idealmente robusta em termos mecânicos. Quando utilizado, forma-se tecido fibroso entre o implante e o osso, resultando numa osteointegração inadequada e, possivelmente, perda do implante com o passar do tempo (Legeros & Craig, 1993; X. Liu et al., 2004).

O titânio, quando corroído, liberta iões para o meio envolvente e acaba por influenciar qualquer processo que se desenvolva ao seu redor. Vários estudos relatam que muitos dos implantes de titânio falhados têm como motivo a corrosão do metal, que por sua vez vai causar uma fraca osteointegração, instabilidade implantar e, por fim, a rejeição do implante por parte do hospedeiro (Guglielmotti et al., 2019)

Alguns casos reportados por Olmedo et al., relatam o desenvolvimento de lesões de reação nos tecidos peri-implantares conjugada à presença histológica de partículas de titânio. O autor e a sua equipa também identificaram a presença de macrófagos contendo partículas de titânio no tecido peri-implantar de implantes orais humanos falhados (D. Olmedo et al., 2003; D. G. Olmedo et al., 2010).

Os implantes de zircónia apresentam propriedades que se requerem num implante relativamente à biocompatibilidade com os tecidos do hospedeiro (Gautam et al., 2016).

Relativamente aos tecidos moles, está evidenciado cientificamente através de estudos *in vivo* e *in vitro* que os implantes fabricados com zircónia são menos citotóxicos que os implantes fabricados com titânio (Gautam et al., 2016).

Num estudo realizado por Degidi e colaboradores, foi realizada uma comparação entre as respostas dos tecidos moles obtidas quando em contacto com a zircónia e com o titânio. Os autores observaram que, em torno dos implantes de titânio, a presença de infiltrado inflamatório, a densidade de microvasos e a expressão do fator de crescimento endotelial vascular (VEGF) eram superiores quando comparado às observadas em redor dos implantes de zircónia (Degidi et al., 2006).

A resposta dos tecidos duros é semelhante à dos tecidos moles, visto que após a realização de vários testes *in vivo* e *in vitro* em coelhos e ratos, não houve qualquer tipo de citotoxicidade local ou sistémica. Um estudo que implantou pastilhas de zircónia, solidificadas com 6% de Y_2O_3 (óxido de ítria), em fêmures de macacos, revelou que a zircónia é biocompatível com o tecido ósseo em avaliações *in vivo* (Meunier et al., 1986; Sharanraj et al., 2021). Quanto à proliferação de células, Kohal e seus colaboradores, em 2016, chegaram à conclusão de que não existem diferenças entre o titânio e a zircónia podendo mesmo ser superior na zircónia, tal como também foi concluído por Degidi e seus colaboradores, em 2006 (Degidi et al., 2006; R. Kohal et al., 2016).

A avaliação da adesão de placa bacteriana também é um fator a ter em conta quando se aborda a biocompatibilidade de um material. Foi demonstrado pela evidência científica que a zircónia tem uma afinidade consideravelmente menor do que os implantes de titânio (Gautam et al., 2016)

Assim sendo, a zircónia pode ser classificada como um material biocompatível uma vez que tem uma baixa afinidade para a placa bacteriana e não se verificando o desenvolvimento de reações adversas nem tóxicas após a colocação e posterior análise dos implantes (Singh et al., 2023).

IV. CONCLUSÃO

Os implantes de zircónia têm ganho bastante reconhecimento na comunidade da medicina dentária, visto que são uma alternativa bastante viável àquelas que têm vindo a ser utilizadas ao longo dos anos.

A zircónia apresenta várias vantagens que a colocam numa posição bastante privilegiada para a utilização na prática clínica, passando estas pela estética, pela relativamente baixa afinidade à placa bacteriana, não esquecendo das poucas, mas existentes desvantagens. Relativamente ao seu desenho, estes implantes podem assumir a estrutura de apenas uma peça ou podem ser constituídos por duas. Aquando da escolha do tipo de implante de zircónia a utilizar, são vários os fatores que são tidos em conta e todos eles influenciam a decisão do clínico, visto que o sucesso e a qualidade da cirurgia serão dependentes de todos eles.

Os desfechos clínicos e radiográficos dos implantes de zircónia têm vindo a apresentar bons resultados, sendo que são necessários mais estudos e mais evidência científica para incluir este tipo de implantes no leque de opções regulares providenciadas aos clínicos. As taxas de sucesso e sobrevivência são aceitavelmente elevadas, no entanto a sua avaliação varia bastante de estudo para estudo, no sentido em que os métodos utilizados são muitas vezes diferentes, não havendo uma homogeneidade nas definições utilizadas.

As complicações existem apesar de muito poucas, sendo que as mais presentes são a nível mecânico, através de pequenas fraturas.

Ao serem comparados com os implantes de titânio, os implantes de zircónia destacam-se principalmente em aspetos como a demanda estética por parte dos pacientes, a baixa incidência de toxicidade e a baixa incidência de complicações peri-implantares.

V. BIBLIOGRAFIA

Abdullatif, F. A., & Al-Askar, M. (2022). Does Ultraviolet Radiation Exhibit Antimicrobial Effect against Oral Pathogens Attached on Various Dental Implant Surfaces? A Systematic Review. *Dentistry Journal*, 10(6), 93. <https://doi.org/10.3390/dj10060093>

Aboushelib, M. N., & Shawky, R. (2017). Osteogenesis ability of CAD/CAM porous zirconia scaffolds enriched with nano-hydroxyapatite particles. *International Journal of Implant Dentistry*, 3(1), 21. <https://doi.org/10.1186/s40729-017-0082-6>

Adya, N., Alam, M., Ravindranath, T., Mubeen, A., & Saluja, B. (2005). Corrosion in titanium dental implants: Literature review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 5(3), 126. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.17104>

Afrashtehfar, K. I., & Del Fabbro, M. (2020). Clinical performance of zirconia implants: A meta-review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(3), 419–426. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.05.017>

Albrektsson, T., & Albrektsson, B. (1987). Osseointegration of bone implants: A review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 58(5), 567–577. <https://doi.org/10.3109/17453678709146401>

Albrektsson, T., Chrcanovic, B., Östman, P., & Sennerby, L. (2017). Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants. *Periodontology 2000*, 73(1), 41–50. <https://doi.org/10.1111/prd.12176>

Albrektsson, T., & Zarb, G. A. (1993). Current interpretations of the osseointegrated response: Clinical significance. *The International Journal of Prosthodontics*, 6(2), 95–105.

Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1(1), 11–25.

Alshali, S., Asali, R., & Almarghani, A. A. (2023). Prosthetically Driven Computer-Guided 1-Piece Zirconia Implant Placement and Restoration Replacing Missing Central Incisor: A Case Report. *Journal of Oral Implantology*, 49(1), 8–12. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-20-00378>

Andreiotelli, M., Wenz, H. J., & Kohal, R. (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>

ArRejaie, A. S., Al-Hamdan, R. S., Basunbul, G. I., Abduljabbar, T., Al-Aali, K. A., & Labban, N. (2019). Clinical performance of one-piece zirconia dental implants: A systematic review. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, *10*(2), e12384. <https://doi.org/10.1111/jicd.12384>

Assenza, B., Tripodi, D., Scarano, A., Perrotti, V., Piattelli, A., Iezzi, G., & D'Ercole, S. (2012). Bacterial Leakage in Implants With Different Implant–Abutment Connections: An In Vitro Study. *Journal of Periodontology*, *83*(4), 491–497. <https://doi.org/10.1902/jop.2011.110320>

Atalay, P. (2022). Mechanical Complications of Dental Implants: A Review. *Open Access Journal of Dental Sciences*, *7*(4). <https://doi.org/10.23880/oajds-16000349>

Atalay, P., & Öztaş, D. D. (2022). Fatigue resistance and fracture strength of narrow-diameter one-piece zirconia implants with angled abutments. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *34*(7), 1060–1067. <https://doi.org/10.1111/jerd.12944>

Attard, L., Lee, V., Le, J., Lowe, C., Singh, V., Zhao, J., & Sharma, D. (2022). Mechanical Factors Implicated in Zirconia Implant Fracture Placed within the Anterior Region—A Systematic Review. *Dentistry Journal*, *10*(2), 22. <https://doi.org/10.3390/dj10020022>

Augusto Alves Bento, V., Marcela De Luna Gomes, J., Davi Del Rei Daltro Rosa, C., Pedro Justino De Oliveira Limirio, J., Micheline Dos Santos, D., Coelho Goiato, M., & Piza Pellizzer, E. (2023). Steel drills versus zirconia drills on heat generation at the surgical site of dental implants: A systematic review and meta-analysis. *The Saudi Dental Journal*, S1013905223001748. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2023.09.001>

Balmer, M., Spies, B. C., Kohal, R., Hämmerle, C. H., Vach, K., & Jung, R. E. (2020). Zirconia implants restored with single crowns or fixed dental prostheses: 5-year results of a prospective cohort investigation. *Clinical Oral Implants Research*, *31*(5), 452–462. <https://doi.org/10.1111/clr.13581>

Balmer, M., Spies, B. C., Vach, K., Kohal, R., Hämmerle, C. H. F., & Jung, R. E. (2018). Three-year analysis of zirconia implants used for single-tooth replacement and three-unit fixed dental prostheses: A prospective multicenter study. *Clinical Oral Implants Research*, *29*(3), 290–299. <https://doi.org/10.1111/clr.13115>

Ban, S. (2021). Classification and Properties of Dental Zirconia as Implant Fixtures and Superstructures. *Materials*, *14*(17), 4879. <https://doi.org/10.3390/ma14174879>

Bankoğlu Güngör, M., Aydın, C., Yılmaz, H., & Gül, E. B. (2014). An Overview of Zirconia Dental Implants: Basic Properties and Clinical Application of Three Cases.

Journal of Oral Implantology, 40(4), 485–494. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-00109>

Barootchi, S., Askar, H., Ravidà, A., Gargallo-Albiol, J., Travan, S., & Wang, H.-L. (2020). Long-term Clinical Outcomes and Cost-Effectiveness of Full-Arch Implant-Supported Zirconia-Based and Metal-Acrylic Fixed Dental Prostheses: A Retrospective Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 35(2), 395–405. <https://doi.org/10.11607/jomi.7833>

Belser, U. C., Grütter, L., Vailati, F., Bornstein, M. M., Weber, H., & Buser, D. (2009). Outcome Evaluation of Early Placed Maxillary Anterior Single-Tooth Implants Using Objective Esthetic Criteria: A Cross-Sectional, Retrospective Study in 45 Patients With a 2- to 4-Year Follow-Up Using Pink and White Esthetic Scores. *Journal of Periodontology*, 80(1), 140–151. <https://doi.org/10.1902/jop.2009.080435>

Bienz, S. P., Hilbe, M., Hüsler, J., Thoma, D. S., Hämmerle, C. H. F., & Jung, R. E. (2021). Clinical and histological comparison of the soft tissue morphology between zirconia and titanium dental implants under healthy and experimental mucositis conditions—A randomized controlled clinical trial. *Journal of Clinical Periodontology*, 48(5), 721–733. <https://doi.org/10.1111/jcpe.13411>

Bollen, C. (2021). Working with Zirconia Implants Requires a Different Approach. *Journal of Dental Reports*. [https://doi.org/10.37191/Mapsci-JDR-2\(1\)-017](https://doi.org/10.37191/Mapsci-JDR-2(1)-017)

Bollen, C., Hakobayan, G., & Jörgens, M. (2024). One-piece versus two-piece ceramic dental implants. *British Dental Journal*, 236(5), 383–387. <https://doi.org/10.1038/s41415-024-7123-3>

Bömicke, W., Gabbert, O., Koob, A., Krisam, J., & Rammelsberg, P. (2017). Comparison of immediately loaded flapless-placed one-piece implants and flapped-placed conventionally loaded two-piece implants, both fitted with all-ceramic single crowns, in the posterior mandible: 3-year results from a randomised controlled pilot trial. *European Journal of Oral Implantology*, 10(2), 179–195.

Boothe, G. F., Stewart-Smith, D., Wagstaff, D., & Dibblee, M. (1980). The Radiological Aspects of Zircon Sand Use: *Health Physics*, 38(3), 393–398. <https://doi.org/10.1097/00004032-198003000-00014>

Borges, H., Correia, A., Castilho, R., & Fernandes, G. (2020). Zirconia Implants and Marginal Bone Loss: A Systematic Review and Meta-Analysis of Clinical Studies. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 35(4), 707–720.

<https://doi.org/10.11607/jomi.8097>

Borgonovo, A. E., Censi, R., Vavassori, V., Arnaboldi, O., Maiorana, C., & Re, D. (2015). Zirconia Implants in Esthetic Areas: 4-Year Follow-Up Evaluation Study. *International Journal of Dentistry*, 2015, 1–8. <https://doi.org/10.1155/2015/415029>

Borgonovo, A. E., Censi, R., Vavassori, V., Dolci, M., Calvo-Guirado, J. L., Delgado Ruiz, R. A., & Maiorana, C. (2013). Evaluation of the Success Criteria for Zirconia Dental Implants: A Four-Year Clinical and Radiological Study. *International Journal of Dentistry*, 2013, 1–7. <https://doi.org/10.1155/2013/463073>

Borgonovo, A. E., Ferrario, S., Maiorana, C., Vavassori, V., Censi, R., & Re, D. (2021). A Clinical and Radiographic Evaluation of Zirconia Dental Implants: 10-Year Follow-Up. *International Journal of Dentistry*, 2021, 1–10. <https://doi.org/10.1155/2021/7534607>

Brägger, U., Häfeli, U., Huber, B., Hämmerle, C. H. F., & Lang, N. P. (1998). Evaluation of postsurgical crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 9(4), 218–224. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1998.090402.x>

Broggini, N., McManus, L. M., Hermann, J. S., Medina, R., Schenk, R. K., Buser, D., & Cochran, D. L. (2006). Peri-implant Inflammation Defined by the Implant-Abutment Interface. *Journal of Dental Research*, 85(5), 473–478. <https://doi.org/10.1177/154405910608500515>

Brunello, G., Rauch, N., Becker, K., Hakimi, A. R., Schwarz, F., & Becker, J. (2022). Two-piece zirconia implants in the posterior mandible and maxilla: A cohort study with a follow-up period of 9 years. *Clinical Oral Implants Research*, 33(12), 1233–1244. <https://doi.org/10.1111/clr.14005>

Campelo, C. S., Chevallier, P., Vaz, J. M., Vieira, R. S., & Mantovani, D. (2017). Sulfonated chitosan and dopamine based coatings for metallic implants in contact with blood. *Materials Science and Engineering: C*, 72, 682–691. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.11.133>

Canullo, L., Menini, M., Santori, G., Rakic, M., Sculean, A., & Pesce, P. (2020). Titanium abutment surface modifications and peri-implant tissue behavior: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations*, 24(3), 1113–1124. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03210-x>

Chen, C., Cheng, Q., Han, Y., Wang, R., Kong, D., Chen, X., Zhu, Y., Lu, Y., & Zhou, H. (2024). A Clean, Rapid, and Controllable Approach for Establishing Bioactive

Surfaces on Zirconia Implants. *Advanced Materials Interfaces*, 11(2), 2300689. <https://doi.org/10.1002/admi.202300689>

Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2016). Turned versus anodised dental implants: A meta-analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 43(9), 716–728. <https://doi.org/10.1111/joor.12415>

Chrcanovic, B. R., Kisch, J., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2018). A retrospective study on clinical and radiological outcomes of oral implants in patients followed up for a minimum of 20 years. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 20(2), 199–207. <https://doi.org/10.1111/cid.12571>

Christel, P., Meunier, A., Dorlot, J. -M., Crolet, J. -M., Witvoet, J., Sedel, L., & Boutin, P. (1988). Biomechanical Compatibility and Design of Ceramic Implants for Orthopedic Surgery. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 523(1), 234–256. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1988.tb38516.x>

Cionca, N., Hashim, D., & Mombelli, A. (2017). Zirconia dental implants: Where are we now, and where are we heading? *Periodontology 2000*, 73(1), 241–258. <https://doi.org/10.1111/prd.12180>

Cionca, N., Hashim, D., & Mombelli, A. (2021). Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: Six-year results of a prospective cohort study. *Clinical Oral Implants Research*, 32(6), 695–701. <https://doi.org/10.1111/clr.13734>

Comisso, I., Arias-Herrera, S., & Gupta, S. (2021). Zirconium dioxide implants as an alternative to titanium: A systematic review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, e511–e519. <https://doi.org/10.4317/jced.58063>

Cortellini, S., Favril, C., De Nutte, M., Teughels, W., & Quirynen, M. (2019). Patient compliance as a risk factor for the outcome of implant treatment. *Periodontology 2000*, 81(1), 209–225. <https://doi.org/10.1111/prd.12293>

Cosyn, J., Eghbali, A., De Bruyn, H., Dierens, M., & De Rouck, T. (2012). Single Implant Treatment in Healing Versus Healed Sites of the Anterior Maxilla: An Aesthetic Evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(4), 517–526. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2010.00300.x>

Cunha, W., Carvalho, O., Henriques, B., Silva, F. S., Özcan, M., & Souza, J. C. M. (2022). Surface modification of zirconia dental implants by laser texturing. *Lasers in Medical Science*, 37(1), 77–93. <https://doi.org/10.1007/s10103-021-03475-y>

Degidi, M., Artese, L., Scarano, A., Perrotti, V., Gehrke, P., & Piattelli, A. (2006). Inflammatory Infiltrate, Microvessel Density, Nitric Oxide Synthase Expression,

Vascular Endothelial Growth Factor Expression, and Proliferative Activity in Peri-Implant Soft Tissues Around Titanium and Zirconium Oxide Healing Caps. *Journal of Periodontology*, 77(1), 73–80. <https://doi.org/10.1902/jop.2006.77.1.73>

Depprich, R., Naujoks, C., Ommerborn, M., Schwarz, F., Kübler, N. R., & Handschel, J. (2014). Current Findings Regarding Zirconia Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(1), 124–137. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2012.00454.x>

Dorozhkin, S. V. (2009). Calcium Orthophosphates in Nature, Biology and Medicine. *Materials*, 2(2), 399–498. <https://doi.org/10.3390/ma2020399>

Fischer, J., Schott, A., & Martin, S. (2016). Surface micro-structuring of zirconia dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 27(2), 162–166. <https://doi.org/10.1111/clr.12553>

Fürhauser, R., Florescu, D., Benesch, T., Haas, R., Mailath, G., & Watzek, G. (2005). Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: The pink esthetic score. *Clinical Oral Implants Research*, 16(6), 639–644. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01193.x>

Gahlert, M., Burtscher, D., Grunert, I., Kniha, H., & Steinhauser, E. (2012). Failure analysis of fractured dental zirconia implants. *Clinical Oral Implants Research*, 23(3), 287–293. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02206.x>

Gahlert, M., Kniha, H., Laval, S., Gellrich, N.-C., & Bormann, K.-H. (2022). Prospective Clinical Multicenter Study Evaluating the 5-Year Performance of Zirconia Implants in Single-Tooth Gaps. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 37(4), 804–811. <https://doi.org/10.11607/jomi.9289>

Ganbold, B., Kim, S.-K., Heo, S.-J., Koak, J.-Y., Lee, Z. H., & Cho, J. (2019). Osteoclastogenesis Behavior of Zirconia for Dental Implant. *Materials*, 12(5), 732. <https://doi.org/10.3390/ma12050732>

Gautam, C., Joyner, J., Gautam, A., Rao, J., & Vajtai, R. (2016). Zirconia based dental ceramics: Structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Transactions*, 45(48), 19194–19215. <https://doi.org/10.1039/C6DT03484E>

Ghodsi, S., Zeighami, S., Gheidari, A., Mahgoli, H., & Rohanian, A. (2017). Effect of Sandblasting Angle and Distance on Biaxial Flexural Strength of Zirconia-based Ceramics. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 18(6), 443–447. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-2062>

Grassi, F., Capogreco, M., Consonni, D., Bilardi, G., Buti, J., & Kalemaj, Z. (2015). Immediate Occlusal Loading of One-Piece Zirconia Implants: Five-Year

Radiographic and Clinical Evaluation. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(3), 671–680. <https://doi.org/10.11607/jomi.3831>

Guglielmotti, M. B., Olmedo, D. G., & Cabrini, R. L. (2019). Research on implants and osseointegration. *Periodontology 2000*, 79(1), 178–189. <https://doi.org/10.1111/prd.12254>

Gul, A., Papia, E., Naimi-Akbar, A., Ruud, A., & Vult Von Steyern, P. (2024). Zirconia dental implants; the relationship between design and clinical outcome: A systematic review. *Journal of Dentistry*, 143, 104903. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.104903>

Gupta, S., Gupta, H., & Tandan, A. (2015). Technical complications of implant-causes and management: A comprehensive review. *National Journal of Maxillofacial Surgery*, 6(1), 3. <https://doi.org/10.4103/0975-5950.168233>

Güven, S. Ş., Cabbar, F., & Güler, N. (2020). Local and systemic factors associated with marginal bone loss around dental implants: A retrospective clinical study. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 51(2), 128–141. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a42950>

Haimov, E., Sarikov, R., Haimov, H., & Juozdbalys, G. (2023). Differences in Titanium, Titanium-Zirconium, Zirconia Implants Treatment Outcomes: A Systematic Literature Review and Meta-Analysis. *Journal of Oral and Maxillofacial Research*, 14(3). <https://doi.org/10.5037/jomr.2023.14301>

Halim, F. C., Pesce, P., De Angelis, N., Benedicenti, S., & Menini, M. (2022). Comparison of the Clinical Outcomes of Titanium and Zirconia Implant Abutments: A Systematic Review of Systematic Reviews. *Journal of Clinical Medicine*, 11(17), 5052. <https://doi.org/10.3390/jcm11175052>

Hämmerle, C. H. F., Brägger, U., Bürgin, W., & Lang, N. P. (1996). The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI® implants on marginal soft and hard tissues. *Clinical Oral Implants Research*, 7(2), 111–119. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1996.070204.x>

Han, J., Zhang, F., Van Meerbeek, B., Vleugels, J., Braem, A., & Castagne, S. (2021). Laser surface texturing of zirconia-based ceramics for dental applications: A review. *Materials Science and Engineering: C*, 123, 112034. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2021.112034>

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>

Haro Adánez, M., Nishihara, H., & Att, W. (2018). A systematic review and meta-analysis on the clinical outcome of zirconia implant–restoration complex. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(4), 397–406. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.04.007>

Hisbergues, M., Vendeville, S., & Vendeville, P. (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 88B(2), 519–529. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31147>

Iinuma, Y., Hirota, M., Hayakawa, T., & Ohkubo, C. (2019). Surrounding Tissue Response to Surface-Treated Zirconia Implants. *Materials*, 13(1), 30. <https://doi.org/10.3390/ma13010030>

Ismail, A., & Al Yafi, F. (2024). The Role of Radiographic Imaging in the Diagnosis and Management of Periodontal and Peri-Implant Diseases. *Dental Clinics of North America*, 68(2), 247–258. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2023.09.002>

Janner, S. F. M., Gahlert, M., Bosshardt, D. D., Roehling, S., Milz, S., Higginbottom, F., Buser, D., & Cochran, D. L. (2018). Bone response to functionally loaded, two-piece zirconia implants: A preclinical histometric study. *Clinical Oral Implants Research*, 29(3), 277–289. <https://doi.org/10.1111/clr.13112>

Jin, H. W., Noubissi, S., & Wiedemann, T. G. (2024). Comparison of Zirconia Implant Surface Modifications for Optimal Osseointegration. *Journal of Functional Biomaterials*, 15(4), 91. <https://doi.org/10.3390/jfb15040091>

Jung, R. E., Grohmann, P., Sailer, I., Steinhart, Y., Fehér, A., Hämmerle, C., Strub, J. R., & Kohal, R. (2016). Evaluation of a one-piece ceramic implant used for single-tooth replacement and three-unit fixed partial dentures: A prospective cohort clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 27(7), 751–761. <https://doi.org/10.1111/clr.12670>

Karl, M., & Albrektsson, T. (2017). Clinical Performance of Dental Implants with a Moderately Rough (TiUnite) Surface: A Meta-Analysis of Prospective Clinical Studies. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(4), 717–734. <https://doi.org/10.11607/jomi.5699>

Karthigeyan, S., Ravindran, A., Bhat, R. R., Nageshwarao, M., Murugesan, S., & Angamuthu, V. (2019). Surface modification techniques for zirconia-based bioceramics: A review. *Journal of Pharmacy And Bioallied Sciences*, 11(6), 131. https://doi.org/10.4103/JPBS.JPBS_45_19

Kelly, J., & Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: An

overview☆. *Dental Materials*, 24(3), 289–298.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.005>

Kim, J.-C., & Yeo, I.-S. L. (2021). Bone Response to Conventional Titanium Implants and New Zirconia Implants Produced by Additive Manufacturing. *Materials*, 14(16), 4405. <https://doi.org/10.3390/ma14164405>

Kohal, R. J., Bächle, M., Att, W., Chaar, S., Altmann, B., Renz, A., & Butz, F. (2013). Osteoblast and bone tissue response to surface modified zirconia and titanium implant materials. *Dental Materials*, 29(7), 763–776.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.003>

Kohal, R., Schwindling, F. S., Bächle, M., & Spies, B. C. (2016). Peri-implant bone response to retrieved human zirconia oral implants after a 4-year loading period: A histologic and histomorphometric evaluation of 22 cases. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 104(8), 1622–1631.
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.33512>

Kohal, R.-J., Spies, B. C., Vach, K., Balmer, M., & Pieralli, S. (2020). A Prospective Clinical Cohort Investigation on Zirconia Implants: 5-Year Results. *Journal of Clinical Medicine*, 9(8), 2585. <https://doi.org/10.3390/jcm9082585>

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>

Kou, W., Akasaka, T., Watari, F., & Sjögren, G. (2013). An In Vitro Evaluation of the Biological Effects of Carbon Nanotube-Coated Dental Zirconia. *ISRN Dentistry*, 2013, 1–6. <https://doi.org/10.1155/2013/296727>

Kowalski, J., Lapinska, B., Nissan, J., & Lukomska-Szymanska, M. (2021). Factors Influencing Marginal Bone Loss around Dental Implants: A Narrative Review. *Coatings*, 11(7), 865. <https://doi.org/10.3390/coatings11070865>

Krautwald, L., Smeets, R., Stolzer, C., Rutkowski, R., Guo, L., Reitmeier, A., Gosau, M., & Henningsen, A. (2022). Osseointegration of Zirconia Implants after UV-Light or Cold Atmospheric Plasma Surface Treatment In Vivo. *Materials*, 15(2), 496.
<https://doi.org/10.3390/ma15020496>

Kubasiewicz-Ross, P., Hadzik, J., & Dominiak, M. (2018). Osseointegration of zirconia implants with 3 varying surface textures and a titanium implant: A histological

and micro-CT study. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 27(9), 1173–1179. <https://doi.org/10.17219/acem/69246>

Kunrath, M. F., Gupta, S., Lorusso, F., Scarano, A., & Noubissi, S. (2021). Oral Tissue Interactions and Cellular Response to Zirconia Implant-Prosthetic Components: A Critical Review. *Materials*, 14(11), 2825. <https://doi.org/10.3390/ma14112825>

Labetić, A., Klaser, T., Skoko, Ž., Jakovac, M., & Žic, M. (2024). Flexural Strength and Morphological Study of Different Multilayer Zirconia Dental Materials. *Materials*, 17(5), 1143. <https://doi.org/10.3390/ma17051143>

Laleman, I., & Lambert, F. (2023). Implant connection and abutment selection as a predisposing and/or precipitating factor for peri-implant diseases: A review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 25(4), 723–733. <https://doi.org/10.1111/cid.13185>

Laleman, I., Lambert, F., Gahlert, M., Bacevic, M., Woelfler, H., & Roehling, S. (2023). The effect of different abutment materials on peri-implant tissues—A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 34(S26), 125–142. <https://doi.org/10.1111/clr.14159>

Laranjeira, M. S., Carvalho, Â., Pelaez-Vargas, A., Hansford, D., Ferraz, M. P., Coimbra, S., Costa, E., Santos-Silva, A., Fernandes, M. H., & Monteiro, F. J. (2014). Modulation of human dermal microvascular endothelial cell and human gingival fibroblast behavior by micropatterned silica coating surfaces for zirconia dental implant applications. *Science and Technology of Advanced Materials*, 15(2), 025001. <https://doi.org/10.1088/1468-6996/15/2/025001>

Lee, D. J., & Saponaro, P. C. (2019). Management of Edentulous Patients. *Dental Clinics of North America*, 63(2), 249–261. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.11.006>

Legeros, R. Z., & Craig, R. G. (1993). Journal of Bone and Mineral Research. *Journal of Bone and Mineral Research*, 8(S2), S583–S596. <https://doi.org/10.1002/jbmr.5650081328>

Leonardi Dutra, K., Haas, L., Porporatti, A. L., Flores-Mir, C., Nascimento Santos, J., Mezzomo, L. A., Corrêa, M., & De Luca Canto, G. (2016). Diagnostic Accuracy of Cone-beam Computed Tomography and Conventional Radiography on Apical Periodontitis: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Endodontics*, 42(3), 356–364. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.12.015>

Liaw, K., Delfini, R. H., & Abrahams, J. J. (2015). Dental Implant Complications. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, 36(5), 427–433.

<https://doi.org/10.1053/j.sult.2015.09.007>

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. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12543>

Liu, X., Chu, P., & Ding, C. (2004). Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 47(3–4), 49–121. <https://doi.org/10.1016/j.mser.2004.11.001>

Liu, Y.-T., Lee, T.-M., & Lui, T.-S. (2013). Enhanced osteoblastic cell response on zirconia by bio-inspired surface modification. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 106, 37–45. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2013.01.023>

Lombardi, T., Berton, F., Salgarello, S., Barbalonga, E., Rapani, A., Piovesana, F., Gregorio, C., Barbati, G., Di Lenarda, R., & Stacchi, C. (2019). Factors Influencing Early Marginal Bone Loss around Dental Implants Positioned Subcrestally: A Multicenter Prospective Clinical Study. *Journal of Clinical Medicine*, 8(8), 1168. <https://doi.org/10.3390/jcm8081168>

Lops, D., Bressan, E., Chiapasco, M., Rossi, A., & Romeo, E. (2013). Zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implant prostheses after 5 years of function in posterior regions. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(1), 281–287. <https://doi.org/10.11607/jomi.2668>

Lughi, V., & Sergo, V. (2010). Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, 26(8), 807–820. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.04.006>

Menini, M., Conserva, E., Tealdo, T., Bevilacqua, M., Pera, F., Signori, A., & Pera, P. (2013). Shock Absorption Capacity of Restorative Materials for Dental Implant Prostheses: An In Vitro Study. *The International Journal of Prosthodontics*, 26(6), 549–556. <https://doi.org/10.11607/ijp.3241>

Menini, M., Dellepiane, E., Chvartzaid, D., Baldi, D., Schiavetti, I., & Pera, P. (2015). Influence of Different Surface Characteristics on Peri-implant Tissue Behavior: A Six-Year Prospective Report. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(4), 389–395. <https://doi.org/10.11607/ijp.4066>

Meunier, P. C. A., Lee, A. J. C., Christel, P., Meunier, A., & European Society for Biomaterials (Eds.). (1986). *Biological and biomechanical performance of biomaterials: Proceedings of the Fifth European Conference on Biomaterials, Paris, France*,

September 4 - 6, 1985. European Conference on Biomaterials, Amsterdam. Elsevier.

Misch, C. E., Perel, M. L., Wang, H.-L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P., Steigmann, M., Rebaudi, A., Palti, A., Pikos, M. A., Schwartz-Arad, D., Choukroun, J., Gutierrez-Perez, J.-L., Marenzi, G., & Valavanis, D. K. (2008). Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dentistry*, *17*(1), 5–15. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3181676059>

Mödinger, Y., Teixeira, G. Q., Neidlinger-Wilke, C., & Ignatius, A. (2018). Role of the Complement System in the Response to Orthopedic Biomaterials. *International Journal of Molecular Sciences*, *19*(11), 3367. <https://doi.org/10.3390/ijms19113367>

Mohseni, P., Soufi, A., & Chrcanovic, B. R. (2023). Clinical outcomes of zirconia implants: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations*, *28*(1), 15. <https://doi.org/10.1007/s00784-023-05401-8>

Mombelli, A., Müller, N., & Cionca, N. (2012). The epidemiology of peri-implantitis. *Clinical Oral Implants Research*, *23*(s6), 67–76. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02541.x>

Morena, D., Leitão-Almeida, B., Pereira, M., Resende, R., Fernandes, J. C. H., Fernandes, G. V. O., & Borges, T. (2024). Comparative Clinical Behavior of Zirconia versus Titanium Dental Implants: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Journal of Clinical Medicine*, *13*(15), 4488. <https://doi.org/10.3390/jcm13154488>

Müller, K., & Valentine-Thon, E. (2006). Hypersensitivity to titanium: Clinical and laboratory evidence. *Neuro Endocrinology Letters*, *27 Suppl 1*, 31–35.

Nandal, S., Ghalaut, P., & Shekhawat, H. (2014). A radiological evaluation of marginal bone around dental implants: An in-vivo study. *National Journal of Maxillofacial Surgery*, *5*(2), 126–137. <https://doi.org/10.4103/0975-5950.154813>

Oliva, J., & Oliva, X. (2023). 15-Year Post-Market Clinical Follow-up Study of 1,828 Ceramic (Zirconia) Implants in Humans. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, *38*(2), 357–366. <https://doi.org/10.11607/jomi.10000>

Oliva, J., Oliva, X., & Oliva, J. D. (2010). Five-year success rate of 831 consecutively placed Zirconia dental implants in humans: A comparison of three different rough surfaces. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, *25*(2), 336–344.

Olmedo, D., Fernández, M. M., Guglielmotti, M. B., & Cabrini, R. L. (2003).

Macrophages Related to Dental Implant Failure: *Implant Dentistry*, 12(1), 75–80. <https://doi.org/10.1097/01.ID.0000041425.36813.A9>

Olmedo, D. G., Paparella, M. L., Brandizzi, D., & Cabrini, R. L. (2010). Reactive lesions of peri-implant mucosa associated with titanium dental implants: A report of 2 cases. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 39(5), 503–507. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2009.11.007>

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>

Oswal, M., Amasi, U., Oswal, M., & Bhagat, A. (2016). Influence of three different implant thread designs on stress distribution: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(4), 359. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.191283>

Padhye, N. M., Calciolari, E., Zuercher, A. N., Tagliaferri, S., & Donos, N. (2023). Survival and success of zirconia compared with titanium implants: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations*, 27(11), 6279–6290. <https://doi.org/10.1007/s00784-023-05242-5>

Parate, K. P., Naranje, N., Vishnani, R., & Paul, P. (2023). Polyetheretherketone Material in Dentistry. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.46485>

Pardun, K., Treccani, L., Volkmann, E., Streckbein, P., Heiss, C., Gerlach, J. W., Maendl, S., & Rezwani, K. (2015). Magnesium-containing mixed coatings on zirconia for dental implants: Mechanical characterization and in vitro behavior. *Journal of Biomaterials Applications*, 30(1), 104–118. <https://doi.org/10.1177/0885328215572428>

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>

Pesce, P., Del Fabbro, M., Menini, M., De Giovanni, E., Annunziata, M., Khijmatgar, S., & Canullo, L. (2023). Effects of abutment materials on peri-implant soft tissue health and stability: A network meta-analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 67(4), 506–517. https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_22_00223

Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(98\)00010-6](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00010-6)

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>

Pieralli, S., Kohal, R.-J., Lopez Hernandez, E., Doerken, S., & Spies, B. C. (2018). Osseointegration of zirconia dental implants in animal investigations: A systematic review and meta-analysis. *Dental Materials*, 34(2), 171–182. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.10.008>

Pigatto, P. D., Berti, E., Spadari, F., Bombeccari, G. P., & Guzzi, G. (2011). Exfoliative cheilitis associated with titanium dental implants and mercury amalgam. *Journal of Dermatological Case Reports*, 5(4), 89–90. <https://doi.org/10.3315/jdcr.2011.1084>

Qu, Y., & Liu, L. (2021). Zirconia Materials for Dental Implants: A Literature Review. *Frontiers in Dental Medicine*, 2, 687983. <https://doi.org/10.3389/fdmed.2021.687983>

Rahmati, M., & Mozafari, M. (2018). A critical review on the cellular and molecular interactions at the interface of zirconia-based biomaterials. *Ceramics International*, 44(14), 16137–16149. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2018.06.196>

Rausch, M. A., Shokoohi-Tabrizi, H., Wehner, C., Pippenger, B. E., Wagner, R. S., Ulm, C., Moritz, A., Chen, J., & Andrukhov, O. (2021). Impact of Implant Surface Material and Microscale Roughness on the Initial Attachment and Proliferation of Primary Human Gingival Fibroblasts. *Biology*, 10(5), 356. <https://doi.org/10.3390/biology10050356>

Riemer, L. (2018). *Keramische Implantatsysteme und der Einfluss künstlicher hydrothormaler Alterung auf ihre Bruchfestigkeit—Eine In-vitro Untersuchung*. Albert-Ludwigs-Universität Freiburg. <https://doi.org/10.6094/UNIFR/15682>

Roehling, S., Gahlert, M., Bacevic, M., Woelfler, H., & Laleman, I. (2023). Clinical and radiographic outcomes of zirconia dental implants—A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 34(S26), 112–124. <https://doi.org/10.1111/clr.14133>

Roehling, S., Schlegel, K. A., Woelfler, H., & Gahlert, M. (2018). Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 29(S16), 135–153. <https://doi.org/10.1111/clr.13352>

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

<https://doi.org/10.1111/clr.13425>

Rohr, N., Hoda, B., & Fischer, J. (2022). Surface Structure of Zirconia Implants: An Integrative Review Comparing Clinical Results with Preclinical and In Vitro Data. *Materials*, 15(10), 3664. <https://doi.org/10.3390/ma15103664>

Roitero, E., Ochoa, M., Anglada, M., Mücklich, F., & Jiménez-Piqué, E. (2018). Low temperature degradation of laser patterned 3Y-TZP: Enhancement of resistance after thermal treatment. *Journal of the European Ceramic Society*, 38(4), 1742–1749. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2017.10.044>

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), clr.13788. <https://doi.org/10.1111/clr.13788>

Sadowsky, S. J. (2023). Zirconia Implants: A Mapping Review. *Oral*, 4(1), 9–22. <https://doi.org/10.3390/oral4010002>

Sala, L., Zufía, J., Blasi, G., & Carrillo-de-Albornoz, A. (2023). Clinical evaluation and patient related outcomes of one- and two-piece zirconia implants at five years of loading: A case series study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 35(4), 577–585. <https://doi.org/10.1111/jerd.13002>

Sanivarapu, S., Moogla, S., Kuntcham, R., & Kolaparthi, L. (2016). Implant fractures: Rare but not exceptional. *Journal of Indian Society of Periodontology*, 20(1), 6. <https://doi.org/10.4103/0972-124X.154190>

Sanon, C., Chevalier, J., Douillard, T., Cattani-Lorente, M., Scherrer, S. S., & Gremillard, L. (2015). A new testing protocol for zirconia dental implants. *Dental Materials*, 31(1), 15–25. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.09.002>

Saridag, S., Tak, O., & Alniacik, G. (2013). Basic properties and types of zirconia: An overview. *World Journal of Stomatology*, 2(3), 40. <https://doi.org/10.5321/wjs.v2.i3.40>

Scherrer, S. S., Mekki, M., Crottaz, C., Gahlert, M., Romelli, E., Marger, L., Durual, S., & Vittecoq, E. (2019). Translational research on clinically failed zirconia implants. *Dental Materials*, 35(2), 368–388. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.11.033>

Schünemann, F. H., Galárraga-Vinueza, M. E., Magini, R., Fredel, M., Silva, F., Souza, J. C. M., Zhang, Y., & Henriques, B. (2019). Zirconia surface modifications for implant dentistry. *Materials Science and Engineering: C*, 98, 1294–1305. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.01.062>

Schwarz, F., Derks, J., Monje, A., & Wang, H. (2018). Peri-implantitis. *Journal of Clinical Periodontology*, 45(S20). <https://doi.org/10.1111/jcpe.12954>

Shafie, H. R., & Ballard, M. L. (2014). Abutment Preparation Techniques for One-Piece Titanium and Zirconia Implants. Em H. R. Shafie (Ed.), *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments* (1.^a ed., pp. 133–176). Wiley. <https://doi.org/10.1002/9781118928547.ch9>

Sharanraj, V., Ramesha, C. M., Kavya, K., Kumar, V., Sadashiva, M., Chandan, B. R., & Naveen Kumar, M. (2021). Zirconia: As a biocompatible biomaterial used in dental implants. *Advances in Applied Ceramics*, 120(2), 63–68. <https://doi.org/10.1080/17436753.2020.1865094>

Siddiqi, A., Kieser, J. A., De Silva, R. K., Thomson, W. M., & Duncan, W. J. (2015). Soft and Hard Tissue Response to Zirconia versus Titanium One-Piece Implants Placed in Alveolar and Palatal Sites: A Randomized Control Trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(3), 483–496. <https://doi.org/10.1111/cid.12159>

Silva, R. C. S., Agreli, A., Andrade, A. N., Mendes-Marques, C. L., Arruda, I. R. S., Santos, L. R. L., Vasconcelos, N. F., & Machado, G. (2022). Titanium Dental Implants: An Overview of Applied Nanobiotechnology to Improve Biocompatibility and Prevent Infections. *Materials*, 15(9), 3150. <https://doi.org/10.3390/ma15093150>

Singh, P. V., Reche, A., Paul, P., & Agarwal, S. (2023). Zirconia Facts and Perspectives for Biomaterials in Dental Implantology. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.46828>

Sivaraman, K., Chopra, A., Narayan, A. I., & Balakrishnan, D. (2018). Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(2), 121–133. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.07.003>

Smeets, R., Henningsen, A., Jung, O., Heiland, M., Hammächer, C., & Stein, J. M. (2014). Definition, etiology, prevention and treatment of peri-implantitis – a review. *Head & Face Medicine*, 10(1), 34. <https://doi.org/10.1186/1746-160X-10-34>

Stanic, V., Nicoli Aldini, N., Fini, M., Giavaresi, G., Giardino, R., Krajewski, A., Ravaglioli, A., Mazzocchi, M., Dubini, B., Ponzi Bossi, M. G., & Rustichelli, F. (2002). Osteointegration of bioactive glass-coated zirconia in healthy bone: An in vivo evaluation. *Biomaterials*, 23(18), 3833–3841. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(02\)00119-9](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(02)00119-9)

Sun, L., & Hong, G. (2021). Surface Modifications for Zirconia Dental Implants: A Review. *Frontiers in Dental Medicine*, 2, 733242.

<https://doi.org/10.3389/fdmed.2021.733242>

Tang, K., Luo, M.-L., Zhou, W., Niu, L.-N., Chen, J.-H., & Wang, F. (2023). The integration of peri-implant soft tissues around zirconia abutments: Challenges and strategies. *Bioactive Materials*, 27, 348–361.

<https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2023.04.009>

Thoma, D., Ioannidis, A., Cathomen, E., Hämmerle, C., Hüsler, J., & Jung, R. (2016). Discoloration of the Peri-implant Mucosa Caused by Zirconia and Titanium Implants. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 36(1), 39–45. <https://doi.org/10.11607/prd.2663>

Thoma, D. S., Lim, H., Paeng, K., Jung, U., Hämmerle, C. H. F., & Jung, R. E. (2019). Tissue integration of zirconia and titanium implants with and without buccal dehiscence defects—A histologic and radiographic preclinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 30(7), 660–669. <https://doi.org/10.1111/clr.13451>

Traini, T., Caputi, S., Gherlone, E., Degidi, M., & Piattelli, A. (2014). Fibrin Clot Extension on Zirconia Surface for Dental Implants: A Quantitative In Vitro Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(5), 718–727. <https://doi.org/10.1111/cid.12038>

Trisi, P., Berardini, M., Falco, A., & Vulpiani, M. P. (2015). Effect of Temperature on the Dental Implant Osseointegration Development in Low-Density Bone: An In Vivo Histological Evaluation. *Implant Dentistry*, 24(1), 96–100. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000204>

Valentine-Thon, E., Müller, K., Guzzi, G., Kreisel, S., Ohnsorge, P., & Sandkamp, M. (2006). LTT-MELISA is clinically relevant for detecting and monitoring metal sensitivity. *Neuro Endocrinology Letters*, 27 Suppl 1, 17–24.

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

Welander, M., Abrahamsson, I., & Berglundh, T. (2008). The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clinical Oral Implants Research*, 19(7), 635–641. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01543.x>

Wennerberg, A., Jimbo, R., Stübinger, S., Obrecht, M., Dard, M., & Berner, S. (2014). Nanostructures and hydrophilicity influence osseointegration: A biomechanical study in the rabbit tibia. *Clinical Oral Implants Research*, 25(9), 1041–1050. <https://doi.org/10.1111/clr.12213>

Winkelhoff, A., & Cune, M. (2014). Zirconia Dental Implants: A Clinical, Radiographic, and Microbiologic Evaluation up to 3 Years. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(4), 914–920. <https://doi.org/10.11607/jomi.3293>

Zarb, G. A., & Koka, S. (2012). Osseointegration: Promise and platitudes. *The International Journal of Prosthodontics*, 25(1), 11–12.