



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ZIRCÓNIA, UMA ALTERNATIVA ESTÉTICA PARA IMPLANTES
NA ZONA ANTERIOR**

Trabalho submetido por
João Miguel Roque do Vale Afonso
para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

setembro de 2021



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ZIRCÓNIA, UMA ALTERNATIVA ESTÉTICA PARA IMPLANTES
NA ZONA ANTERIOR**

Trabalho submetido por
João Miguel Roque do Vale Afonso
para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Paulo Maurício

setembro de 2021

“O êxito não se consegue só com qualidades especiais. É sobretudo um trabalho de constância, de método e de organização.”

Jean-Pierre Sergent

AGRADECIMENTOS

Porque nenhum caminho, seja ele fácil ou difícil, deve ser percorrido sozinho. Aqui deixo os meus sinceros agradecimentos a todos aqueles que desde sempre me procuraram apoiar e me mostraram que nenhuma adversidade da vida deve ser considerada impossível.

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

Ao Prof. Doutor André Chen, que sempre se mostrou pronto a esclarecer variadas dúvidas relativas ao presente tema, que me mostrou “ao vivo” a aplicabilidade prática dos implantes cerâmicos e que se disponibilizou a enviar-me fotografias que neste trabalho constam. Um obrigado nunca será suficiente.

À minha mãe, irmã, e “avozinha”, as três mulheres mais importantes da minha vida que me educaram, vêm a crescer e me fizeram tornar no homem que sou hoje. Obrigado por serem o meu exemplo a seguir, por me apoiarem incondicionalmente e me mostrarem que na vida nada se consegue sem trabalho e dedicação.

Ao meu pai, pelas “histórias do passado” contadas, por todo apoio dado e pela presença na minha vida.

À Box 36, por sermos um grupo unido e mostrarmos que quando se trabalha em equipa ninguém nos para. Ao Miguel Rento, pelas histórias que partilhamos juntos ao longo de 5 anos de faculdade. Ao João Pinto, a recente aquisição à nossa box que trouxe muitas gargalhadas e momentos inesquecíveis.

Ao Dr. Pedro Rodrigues, por me ter aceitado na sua equipa de Triagens e Urgências. Consigo aprendi que para sermos os melhores temos que nos dedicar a 100% havendo sempre tempo para no final de um longo dia de trabalho contemplar o por do sol da Costa da Caparica.

Aos meus melhores amigos de infância, Tiago, Malcata e Vaz, que desde o início me proporcionaram momentos de felicidade e me ajudaram a levantar quando caí. Que mais memórias sejam criadas e que a nossa amizade perdure, para sempre.

À Filipa, por estares do meu lado, por me fazeres comer mais comida vegetariana, por me dares a conhecer Sintra de uma ponta à outra, mas, acima de tudo, por me fazeres genuinamente feliz.

Ao Conselho de Praxe, por todos os ensinamentos e por me ter dado irmãos que levo para a vida.

Em último lugar, a ti Egas Moniz, por seres a minha segunda casa e por me teres dado os melhores 5 anos da minha vida. Estou te eternamente grato por todas as aventuras que me ofereceste e, acima de tudo, por todas as lições de vida que me deste.

RESUMO

A utilização de implantes dentários para a substituição de espaços edêntulos é, atualmente, uma opção terapêutica bastante válida e bem documentada. Por mais de quatro décadas, o titânio convencional tem sido o material padrão para o fabrico dos mesmos.

Apesar do sucesso clínico dos implantes em titânio, complicações biológicas e técnicas podem ocorrer. Em adição, complicações estéticas são frequentes uma vez que este tipo material apresenta uma cor acinzentada. Na região anterior, principalmente se existir uma linha labial alta, a presença de descoloração da mucosa peri-implantar é considerada uma desvantagem do titânio, comprometendo a estética.

Conseqüentemente, todos estes fatores culminaram na ascensão dos implantes cerâmicos. Estes não são uma descoberta recente no campo da implantologia oral, uma vez que já tinham sido introduzidos nos anos sessenta.

Inicialmente, os implantes cerâmicos eram fabricados em óxido de alumínio, mas, devido às suas fracas propriedades mecânicas, foram removidos do mercado e substituídos por implantes fabricados em zircónia tetragonal estabilizada com ítria.

Assim, a zircónia é atualmente o material de escolha para o fabrico de implantes dentários de cerâmica. Além da seleção do material do implante, o tratamento de superfície à qual o implante é sujeito costuma ser realizado para se obter uma superfície rugosa. Esta mesma demonstrou melhorar o contato osso-implante e, conseqüentemente, a osteointegração.

No entanto, da mesma forma que nos implantes convencionais, estão reportadas em diversos casos clínicos a existência de complicações técnicas e biológicas que condicionam as taxas de sucesso e de sobrevivência dos implantes em zircónia.

Neste contexto, a presente revisão narrativa tem como objetivo analisar as características e indicações da reabilitação com recurso a implantes em zircónia na zona anterior comparando-as com as reabilitações com implantes convencionais de titânio.

Palavras-chave: Implante; Zircónia; Zona anterior; Reabilitação Unitária.

ABSTRACT

The use of dental implants to replace edentulous spaces is currently a very valid and well-documented therapeutic option. For more than four decades, conventional titanium implants have been used as standard material for their manufacture.

Despite the clinical success of titanium implants, biological and technical complications can occur. In addition, aesthetic complications are frequent as this type of material has a grayish color. In the anterior region, especially if there is a high lip line, the presence of discoloration of the peri-implant mucosa is considered a disadvantage of titanium, compromising aesthetics.

Consequently, all these factors culminated in the rise of ceramic implants. These are not a recent discovery in the field of oral implantology, as they were already introduced in the sixties.

Initially, ceramic implants were made of aluminum oxide, but due to their poor mechanical properties, they were removed from the market and replaced by implants made of tetragonal zirconia stabilized with yttria.

Thus, zirconia is currently the material of choice for the manufacture of ceramic dental implants. In addition to the selection of the implant material, the surface treatment in which the implant is subjected is usually carried out to obtain a rough surface. It has been shown to improve bone-implant contact and, consequently, osseointegration.

However, as with conventional implants, the existence of technical and biological complications that affect the success and survival rates of zirconia implants are reported in several clinical cases.

In this context, this narrative review aims to analyze the characteristics and indications of rehabilitation using implants in zirconia in the anterior zone, comparing them with rehabilitations with conventional titanium implants.

Keywords: Implant; Zirconia; Anterior zone; Unitary Rehabilitation.

ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO	13
II. DESENVOLVIMENTO	17
1. Zircónia, Estado de Arte	17
2. Titânio vs. Zircónia.....	20
3. Como são os implantes em zircónia?.....	23
4. Biologia e Biomecânica	24
4.1 Tratamento de Superfície.....	25
4.1.1 Implantes em zircónia maquinados.....	27
4.1.2 Jato de areia e ataque ácido.....	28
4.1.3 Ultra Violeta	30
4.1.4 Modificação por laser	31
4.1.5 Revestimentos bioativos	32
4.2 Tecidos Duros	35
4.3 Tecidos Moles.....	41
5. Taxas de Sucesso e de Sobrevivência.....	48
5.1 Taxas de sobrevivência e sucesso em implantes de titânio.....	51
5.2 Taxas de sobrevivência em implantes de zircónia.....	52
5.3 Taxas de sucesso em implantes de zircónia	54
6. Opções de Reabilitação: Uma peça Vs. Duas peças	57
7. Falhas e complicações em implantes	64
7.1 Complicações técnicas em implantes de zircónia.....	66
7.2 Complicações biológicas em implantes de zircónia	69
III. CONCLUSÃO	71
IV. BIBLIOGRAFIA	73

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Colocação de implante em zircónia. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.	15
Figura 2: zirconium -retirado de https://www.ferralloy.com/tag/zirconium-ingots/	18
Figura 3: As três fases do zircónio (imagem retirada de Stawarczyk et al, 2017).....	18
Figura 4: Colocação de implante em zircónia. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.	24
Figura 5: Colocação de implante em zircónia. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.	25
Figura 6: Esquematização e imagens de microscópio eletrónico de varrimento de diferentes modificações de superfície em implantes de zircónia: maquinados; ataque ácido; jateamento; revestimentos bioativos (imagem retirada de Schünemann et al., 2019).....	27
Figura 7: Colocação de implante em zircónia com recurso a guia cirúrgica. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.....	36
Figura 8: Esquema da interação do implante em zircónia com tecido mole e duro (imagem retirada de Yoshinari,2020).....	42
Figura 9: Interação tecido mole com implante em zircónia. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.....	46
Figura 10: Vista oclusal de implante em zircónia unitário. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.....	47
Figura 11: Vista oclusal de implante em zircónia de duas peças após colocação. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.....	54
Figura 12: Colocação de implante em zircónia unitário com recurso a guia cirúrgica. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.....	57
Figura 13: Sequência de cimentação definitiva de coroa cerâmica em implante de zircónia unitário. Fotografias cedida pelo Prof. Doutor André Chen.....	58
Figura 14: “Aseptic loosening” -retirado de Cionca et al., 2015.	60
Figura 15: Sequência de colocação de implante em zircónia de duas peças com recurso a guia cirúrgica. Fotografias cedida pelo Prof. Doutor André Chen.....	63
Figura 16: Fratura incipiente ao nível do primeiro fio (marcada com uma seta branca) -retirado de Burtcher et al., 2011.....	68

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Distinção entre zircónia tetragonal, zircónia cúbica, zirconium e zircon – adaptado de https://implante.institute/blog/o-que-e-a-zirconia/47	19
Tabela 2: Variadas marcas comerciais de implantes em zircónia presentes, atualmente, no mercado.....	23
Tabela 3: Revestimentos de zircónia apresentando vantagens biológicas em termos de bioatividade, osteointegração e efeitos antibacterianos. Adaptado de (Schünemann et al., 2019).	35
Tabela 4: Escala de Qualidade de Implante. Adaptado de (Misch et al., 2008).	50

LISTA DE ABREVIATURAS

Al₂O₃ – Óxido de alumínio

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

BIC - *Bone to implant contact* / Contacto osso – implante

BOP - *Bleeding on probing* / Hemorragia à sondagem

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

CAL - *Clinical attachment level* / Nível inserção periodontal

CaO - Óxido de cálcio

CaP - Fosfato de cálcio

CeO₂ – Dióxido de cério

CO₂ - Dióxido de carbono

FEA - *Finite Analise Element* / Análise de elemento finito

HA- Hidroxiapatite

HA/TCP - Hidroxiapatite reforçada com fosfato de cálcio

HF - Ácido hidrofluorídrico

hFOB - *Human fetal osteoblast cell line* / Células humanas fetais osteoblásticas

IG - Índice gengival

IL-1 β – Interleucina 1 beta

IP – Índice de placa

MBL - *Margin Bone Loss* / Perda óssea marginal

MgO – Óxido de magnésio

PES - Pink aesthetic score

PV - Periotest®

SLA - *Sandblasted. Large-grit, acid-etched*

TRQ - Torque de remoção

t→m - Transição da fase tetragonal para fase monolítica

TNF- α - Fator de necrose tumoral alfa

UV - Ultra violeta

Y₂O₃ - Trióxido de ítrio

Y-TZP - *Yttrium-stabilized tetragonal zirconia* / Zircónia tetragonal estabilizada com ítrio

ZLA - *Sandblasted. Large-grit, acid-etched in zirconia*

ZrO₂ - Dióxido de zircónia

I. INTRODUÇÃO

O avanço no campo da implantologia dentária é atribuído ao sueco Per-Ingvar Brånemark, que inseriu o primeiro implante de titânio num paciente em 1965. Desde essa data o titânio tornou-se no material mais utilizado para o fabrico de implantes. Este é caracterizado por baixa densidade, grande resistência mecânica, um alto ponto de fusão e baixo grau de expansão térmica (Depprich et al., 2014; Roehling et al., 2015).

Ao longo dos anos foram criados quatro tipos principais de implantes dentários, os subperiosteais, de forma em lâmina, em estrutura de ramo e de forma endóssea. Os implantes dentários endósseos são rosqueados, inseridos tanto na maxila como na mandíbula e têm como finalidade substituir a raiz do dente ausente (Gaviria et al., 2014).

O prognóstico a longo prazo dos implantes orais endósseos foi amplamente documentado para pacientes total e parcialmente desdentados, sendo um desafio complexo do ponto de vista estético aquando da sua execução no setor anterior. A aparência natural de dentes isolados substituídos em falta na zona estética da maxila requer vasta experiência do médico dentista dada a alta exigência por parte dos pacientes (Andreiotelli & Kohal, 2009; Burtscher et al., 2011; Roehling et al., 2015; Silva et al., 2008).

Como alternativa estética surgiram, então, os implantes em cerâmica pura (Silva et al., 2008). Estes foram introduzidos em 1960, por Sandhaus, sendo inicialmente produzidos em óxido de alumínio (Balmer et al., 2020; Rodriguez et al., 2018).

Tendo em conta as elevadas exigências estéticas pretendidas no setor anterior, os implantes de óxido de alumínio tinham a vantagem de mimetizar a cor do dente natural, atraindo o interesse dos clínicos. Outra vantagem deste material era que possuía uma boa osteointegração, integrando-se diretamente ao tecido ósseo do hospedeiro (Roehling et al., 2019).

No entanto, este tipo de implantes apresenta propriedades biomecânicas pobres, nomeadamente um alto módulo de elasticidade de 340 GPa, tornando-se suscetível a fraturas em massa quando submetido a forças extra axiais (Balmer et al., 2020). Estudos clínicos mostram taxas de sobrevivência a longo prazo entre 65% e 92%. Assim, a heterogeneidade destes valores impediu a sua utilização rotineira (Cionca et al., 2017).

Consequentemente, os implantes em óxido de alumínio foram removidos do mercado no início da década de 90 uma vez que as suas propriedades biomecânicas e resultados clínicos insatisfatórios não trouxeram segurança e previsibilidade aos clínicos (Andreiotelli & Kohal, 2009; Balmer et al., 2020; Cionca et al., 2017; Rodriguez et al., 2018; Roehling et al., 2018).

Nos anos seguintes, ainda na década de 90, um novo material cerâmico denominado de dióxido de zircónia (ZrO_2) foi introduzido na implantologia. Este novo tipo de implante é recomendado para situações estéticas altamente exigentes que envolvem principalmente a zona anterior da maxila, áreas com tecidos moles comprometidos e para pacientes com sensibilidade ao metal (Afrashtehfar & Del Fabbro, 2018; Roehling et al., 2018).

A discussão sobre este material revolucionário tem sido crescente nos últimos anos tendo em conta o facto de que os implantes em zircónia podem ter sido introduzidos sem validação suficiente (Afrashtehfar & Del Fabbro, 2018) e que cada vez mais empresas têm criado diferentes implantes dentários fabricados em dióxido de zircónia (Burtscher et al., 2011).

Os implantes em zircónia diferem a nível da sua composição, design e tratamento de superfície. Os dois materiais à base de zircónia mais utilizados e avaliados são a zircónia tetragonal estabilizada com ítria (YTZ) e a zircónia tetragonal estabilizada com alumina (ATZ) (Haro Adánez et al., 2018).

Durante a última década, as características biomecânicas dos implantes em cerâmica melhoraram, principalmente com a introdução de policristal de zircónia tetragonal parcialmente estabilizado com 3% mol ítria (óxido de ítria). Esta torna-se, então, na cerâmica ideal para implantes uma vez que apresenta um resultado estético melhorado, mas também uma boa biocompatibilidade e osteointegração (Cionca et al., 2017; Depprich et al., 2014; Grassi et al., 2015; S Pieralli et al., 2017).

Em comparação com outras cerâmicas, como o óxido de alumínio previamente mencionado, a zircónia apresenta propriedades biomecânicas superiores que lhe permite ter uma maior capacidade de resistir às forças oclusais orais (Roehling et al., 2019).

Entre as várias propriedades físicas e químicas promissoras que a zircónia exhibe temos a alta tenacidade à fratura (Roehling et al., 2018); a resistência à flexão (900-1200 MPa) (Andreiotelli & Kohal, 2009; Balmer et al., 2020; Cionca et al., 2017; Haro Adánez et al.,

2018; Hashim et al., 2016; Roehling et al., 2018); baixo módulo de elasticidade; baixa condutividade térmica (Cionca et al., 2017; Hashim et al., 2016); resistência ao desgaste e à corrosão (Cionca et al., 2017).

Atualmente, o uso de implantes em zircónia tornou-se numa alternativa possível ao titânio na implantologia tendo em conta os maiores requisitos específicos do paciente para implantes e soluções protéticas sem recurso a metal e os resultados positivos de estudos pré-clínicos e clínicos (Balmer et al., 2020; Hashim et al., 2016).



Figura 1: Colocação de implante em zircónia. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.

II. DESENVOLVIMENTO

1. Zircónia, Estado de Arte

O zircónio como material biomédico foi introduzido há 40 anos para solucionar o problema da fragilidade da alumina e a conseqüente falha potencial das próteses ortopédicas. Atualmente, mais de 600.000 cabeças femorais em zircónio foram implantadas em todo o mundo, principalmente nos Estados Unidos e na Europa (Chevalier, 2005).

Por outro lado, tendo em conta um aumento exponencial da exigência estética e o aparecimento de tecnologia digital, houve uma busca pela melhoria dos materiais cerâmicos (Kozmacs et al., 2017).

O zircónio foi introduzido na área da Medicina Dentária por volta dos anos 90 sendo o seu uso impulsionado com a introdução da tecnologia CAD-CAM (Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing). Este ganhou uma especial preferência por parte dos médicos dentistas devido às suas propriedades físicas, mecânicas, biológicas e químicas (Belo et al., 2013; Guess et al., 2012).

Como descrito anteriormente, caracteriza-se por ser um material denso, de homogeneidade monocristalina, baixa condução térmica, baixo potencial de corrosão e boa radiopacidade. A Y-TZP apresenta alta resistência à flexão (900-1200 MPa) e à fratura (9-10 Mpa m^{0.5}) (Guess et al., 2012).



Figura 2: zirconium -retirado de <https://www.ferralloy.com/tag/zirconium-ingots/>

O zircónio, cuja matéria-prima é o zirconium (Zr), é um material polimórfico que existe na natureza em três formas alótropas: fase monolítica (m) estável à temperatura ambiente até 1170°C. Passando esta temperatura transforma-se para fase tetragonal (t), sendo estável até 2370°C (Prado et al., 2019). Após esta temperatura altera-se para a fase cúbica (c) permanecendo inalterada até à sua temperatura de fusão de 2680°C (Prado et al., 2019; Zarone et al., 2019).

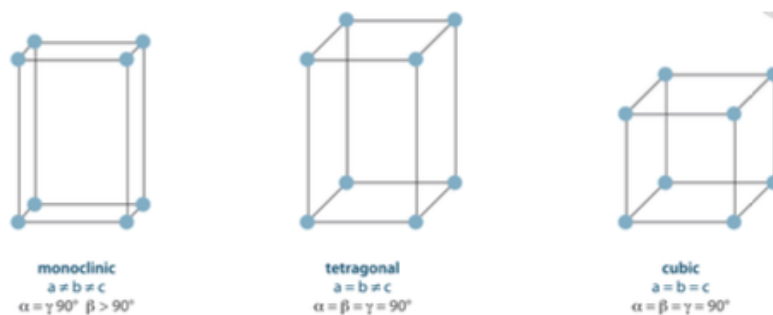





Figura 3: As três fases do zircónio (imagem retirada de Stawarczyk et al, 2017).

Durante o processo de arrefecimento, a massa fundida de zircónio puro, a fase cúbica primeiro cristaliza à temperatura de 2680°C, passa depois para a fase tetragonal a 2370°C e finalmente à temperatura de 1170°C dá-se a transformação para a fase monolítica, até à temperatura ambiente, na qual o zircónio está disponível (Stawarczyk et al., 2017).

Esta transformação final da fase tetragonal para a fase monolítica é descrita como transformação martensítica e caracteriza-se por um aumento de volume na ordem dos 4% (Stawarczyk et al., 2017; Yoshimura et al., 2007).

Este aumento de volume durante o arrefecimento torna impossível sintetizar cerâmicas a partir de zircónio puro, uma vez que leva a um excesso de tensão e a um desenvolvimento de *cracks* na estrutura da cerâmica. A transformação martensítica durante o arrefecimento pode ser prevenida pela adição de óxidos estabilizantes (como por exemplo, óxido de cálcio (CaO), de magnésio (MgO) , de ítrio (Y₂O₃) ou de cério (CeO₂)) que são incorporados na rede cristalina do zircónio. Com isto, a estrutura é arrefecida até à temperatura ambiente, na forma tetragonal ou na nova forma cúbica tetragonal. O zircónio mais encontrado no mercado é o estabilizado com óxido de ítrio (Y-TZP) (Belo et al., 2013; Stawarczyk et al., 2017).

Tabela 1: Distinção entre zircónia tetragonal, zircónia cúbica, zirconium e zircon – adaptado de <https://implante.institute/blog/o-que-e-a-zirconia/47>

	Zirconium	Zircónia Tetragonal	Zircon
			
Família do material	Metal	Cerâmica	Mineral
Fórmula Química	Zr	ZrO ₂ + Y ₂ O ₃	ZrSiO ₄
Nome Químico	Zirconium	Zircónia Tetragonal estabilizada com ítrio	Silicato de zirconium
Aplicações	Construção	Medicina Dentária Material Aeroespacial	Raramente utilizado

2. Titânio vs. Zircónia

Há mais de quarenta anos que os implantes dentários em titânio se tornaram no “*gold standard*” podendo estes ser constituídos por titânio puro ou ligas. (Haro Adánez et al., 2018; Pieralli et al., 2017). Apresentando boas propriedades biológicas, biocompatibilidade, mecânicas e físicas, estes implantes têm proporcionado estabilidade, longevidade e taxas de sucesso bastante satisfatórias (Grassi et al., 2015).

Independentemente das conveniências que apresenta, o titânio possui desvantagens que devem ser discutidas e ponderadas aquando a sua seleção como plano de tratamento para um determinado paciente (Pieralli et al., 2017). Desta forma, as preocupações técnicas e biológicas, aliadas às solicitações específicas dos pacientes para um tratamento “*metal free*” levaram à busca de materiais alternativos, como é o caso da zircónia. Este material tem passado por uma vasta pesquisa experimental e clínica tendo como intuito poder-se aferir a sua viabilidade como substituto do titânio, garantindo resultados de sucesso a longo prazo (Haro Adánez et al., 2018).

A cor acizentada característica do implante em titânio condiciona muito a estética final, principalmente quando inserido na região anterior ou pré-molar maxilar e quando existe uma linha labial alta. Por outro lado, a presença de um fenótipo gengival fino ao redor do implante pode levar à descoloração do tecido mole peri-implantar devido à cor escurecida e opaca do titânio (Andriotelli & Kohal, 2009; Depprich et al., 2014; Grassi et al., 2015; Haro Adánez et al., 2018; Roehling et al., 2019). Assim, a zircónia, sendo um material branco que mimetiza a cor do dente natural, pode levar a melhor resultados estéticos, ultrapassando esta dificuldade existente nos implantes convencionais (Liñares et al., 2016).

As reações de hipersensibilidade a implantes em titânio podem ser também uma complicação. Estas manifestam-se normalmente na cavidade oral como eczema facial, gengiva hiperplásica edemaciada não queratinizada, dor, erupções cutâneas ou, pontualmente a perda do implante (Haro Adánez et al., 2018).

Em 2008, um estudo clínico realizado em 1500 pessoas documentou uma prevalência de alergia a este metal de 0,6% (nove pacientes). Assim, possivelmente devido à base genética que apresentam, foi observado que muitas pessoas que sofrem variadas alergias ou que apresentaram reações alérgicas anteriores a joias ou outros metais têm tendência

a uma maior probabilidade de desenvolver uma alergia a um implante em titânio (Sicilia et al., 2008).

Esta aparente sensibilidade ao titânio pode ser explicada a partir de várias hipóteses. Em condições desfavoráveis, como pH ácido, fricção mecânica, contacto próximo com amálgama ou restaurações em ouro, estes implantes sofrem corrosão e libertam iões ou micropartículas que podem induzir inflamação nos tecidos orais e não orais. Por outro lado, tanto o titânio como outros metais de transição apresentam uma alta afinidade por proteínas. As proteínas da membrana celular ligadas ao titânio (neoantígenos) podem induzir reações autoimunes, enquanto que as proteínas intracelulares ligadas ao titânio podem perturbar a fisiologia celular normal (Müller & Valentine-Thon, 2006).

Embora a alergia ao titânio tenha uma baixa taxa de prevalência, para pacientes com histórico de alergias significativas anteriores, pode ser particularmente aconselhável realizar uma avaliação de alergia a metais e testes específicos de alergia antes de colocar implantes permanentes de tal material. E, caso o resultado seja positivo, avaliar outras alternativas, como a zircónia (Sicilia et al., 2008).

Por outro lado, foi relatado que o titânio ativa macrófagos, seja diretamente ou após a fagocitose. A captação fagocítica *in vitro* de titânio por macrófagos foi claramente demonstrada num estudo. Esses macrófagos ativados podem secretar citocinas pró e anti-inflamatórias, um desequilíbrio que tem sido implicado em vários processos patológicos (Müller & Valentine-Thon, 2006). Noutro estudo, níveis mais baixos de infiltrado inflamatório e expressão de citocinas foram observados no tecido adjacente à cerâmica quando comparado ao titânio. Em contraste, a produção de citocinas pró-inflamatórias (especialmente IL-1 β e TNF- α) em torno dos implantes de titânio foi observada em concentrações mais elevadas do que nos dentes, apesar da saúde do tecido gengival e do acúmulo de placa escasso. No entanto, o impacto destes fenómenos permanece desconhecido (Rodriguez et al., 2018).

Num estudo efetuado em *beagles*, foram colocados implantes em titânio com plasma nas respetivas mandíbulas e, posteriormente, foram registadas partículas de titânio em gânglios regionais, em ossos e nos pulmões (Weingart et al., 1994).

Desta forma, estão descritos dois tipos de reações do hospedeiro: hipersensibilidade e efeitos tóxicos / pró-inflamatórios. Existe alguma plausibilidade biológica para uma ligação entre corrosão, presença de partículas de titânio e complicações biológicas. No entanto, a prova de uma sequência unidirecional de eventos causais não existe ainda (Mombelli et al., 2018).

Além de complicações estéticas e biológicas, os implantes em titânio também apresentam complicações técnicas que irão influenciar as respectivas taxas de sobrevivência/sucesso. Estas podem ser divididas em *major* (requer novas construções ou grandes reparações), médias (possível de reparar, mas requer mais tempo e custos) e *minor* (fácil de reparar em consultório). Adler et al. afirmam que as complicações minor são as mais prevalentes e que são facilmente tratadas (Adler et al., 2019).



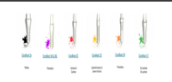




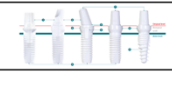
Numa revisão sistemática, Pjetursson et al. constam que as complicações técnicas mais frequentes num período de observação de 5 anos em implantes de titânio foram: fratura do material de restauração (acrílico, cerâmica ou compósito) (13,5%); perda de acesso ao orifício da restauração (5,4%); afrouxamento do parafuso (5,3%); perda de retenção por parte do cimento em restaurações cimentadas (4,7%); fratura do implante ou da infraestrutura metálica da prótese (0,5%) (Pjetursson et al., 2012).

3. Como são os implantes em zircónia?

Da mesma forma que nos implantes convencionais em titânio, os implantes cerâmicos em zircónia são fabricados por enumeras marcas comerciais. No entanto, algumas não estão disponíveis no mercado português.

Na tabela seguinte são apresentadas as marcas comerciais mais utilizadas com as respetivas características como o sistema que utilizam, tipo de conexão, comprimento e diâmetro:

Tabela 2: Variadas marcas comerciais de implantes em zircónia presentes, atualmente, no mercado.

Marca	Sistema	Conexão	Comprimento	Diâmetro	
Straumann®- PURE Ceramic	Peça Única	-	8 mm	3,3 mm	
	2 Peças	Quadrada	10 mm 12 mm 14 mm	4,1 mm	
biohorizons camlog – Ceralog® System	Peça Única	-	8 mm	4 mm	
	2 Peças	Hexagono	10 mm 12 mm		
CeraRoot®	Peça Única	-	8 mm 10 mm 12 mm 14 mm	4,1 mm 4,8 mm 6,5 mm	
	2 Peças	Hexagono	10 mm 12 mm 14 mm	3,6 mm 4,1 mm 4,8 mm	
© TAV Dental	Peça Única	-	8 mm	3,6 mm	
	2 Peças	Hexagono	10 mm 12 mm 14 mm	4,1 mm 4,8 mm	
Nobel Biocare™	Peça Única	-	8 mm	4,2 mm	
	2 Peças	Inter-X	10 mm 12 mm 14 mm	5,5 mm	
© Z 7	Peça Única	-	8 mm	3,7 mm	
	2 Peças	Dodecaedro	10 mm 13 mm	4,3 mm 5 mm	
Zeramex®	Peça Única	-	8 mm	3,5 mm	
	2 Peças	Bolt-In-Tube (four cross-shaped)	10 mm 12 mm 14 mm	4,2 mm 5,5 mm	
© Z Systems	Peça única	-	8 mm	3,6 mm	
			10 mm 12 mm	4 mm 5 mm	

4. Biologia e Biomecânica

O sucesso dos implantes dentários em zircónia depende de propriedades biológicas como a boa osteointegração e reações favoráveis dos tecidos moles (Blaschke & Volz, 2006).

A estabilidade a longo prazo do implante é garantida pela osteointegração adequada que permitirá uma ancoragem suficiente no local recetor. Assim, é fundamental avaliar a aposição óssea na interface do implante tendo em conta o design do implante, diferentes biomateriais e as modificações efetuadas na superfície (Mihatovic et al., 2017).



Figura 4: Colocação de implante em zircónia. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.

Por outro lado, a fixação estável ao tecido circundante também irá ditar o prognóstico final da reabilitação com recurso ao implante dentário. A capacidade de um pilar de implante formar um vínculo firme com a mucosa peri-implantar é altamente dependente da sua biocompatibilidade, topografia de superfície e energia de superfície. Estas propriedades são os principais fatores de influência na adesão, proliferação e colonização de células envolvidas no processo de cicatrização de feridas ao redor do pilar e a subsequente fixação ao tecido circundante (Shahramian et al., 2019).

Do ponto de vista biomecânico, o bom funcionamento de um implante depende da sua força e resistência para resistir a cargas mastigatórias funcionais espectáveis. Propriedades como o módulo de elasticidade são de grande importância influenciando a transmissão de carga ideal para o osso circundante. Torna-se, então, numa chave para a sobrevivência do implante a longo prazo (Silva et al., 2008).

Por outro lado, aspetos macroscópicos, como comprimento do implante, diâmetro e geometria do implante, bem como diferentes parâmetros da rosca, incluindo profundidade, espessura, passo, forma e ângulo da face devem ser analisados para garantir as propriedades biomecânicas ideais (Osman et al., 2013).

O estudo das propriedades mecânicas dos implantes cerâmicos é fundamental uma vez que, apesar da sua ótima biocompatibilidade e estética, a sua fragilidade ainda é uma desvantagem. Além disso, apesar das melhorias significativas nas propriedades mecânicas da cerâmica estrutural, o seu sucesso a longo prazo pode ser limitado pela fadiga microestrutural, particularmente pelos *cracks* que vão surgindo gradualmente (Silva et al., 2008).

4.1 Tratamento de Superfície

No processo de cicatrização óssea, células como os macrófagos e osteoblastos identificam um corpo externo e ativam-se. Os osteoblastos vão estabelecer um contacto direto com a superfície do implante e mantêm-se assim até serem diferenciados em osteócitos, ficando integrados na matriz óssea mineralizada. Os osteócitos vão ajudar na preservação do micro ambiente a longo prazo (Pellegrini et al., 2018).



Figura 5: Colocação de implante em zircónia. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.

As modificações da superfície do implante servem para otimizar o contacto osso-implante, aumentando a superfície de contacto entre o implante e as células ósseas (Depprich et al., 2014).

Deste modo, diferentes superfícies de implantes são utilizadas com a finalidade de estimularem o crescimento e diferenciação dos osteoblastos durante o processo de osteointegração (Pellegrini et al., 2018).

A superfície do implante é um dos fatores mais críticos para a obtenção de uma osteointegração bem sucedida e de longo prazo. Assim, tanto nos implantes em titânio como nos de zircónia está comprovado que a rugosidade da superfície do implante até certo grau leva a um aumento da integração óssea dentro de um período de cicatrização onde o implante não é sujeito a cargas (Roehling et al., 2015).

A osteointegração de implantes policristais de zircónia ítria-tetragonal (Y-TZP) pode ser comparável à dos implantes de titânio. Modificações de superfícies na parte endóssea têm o potencial de melhorar a consolidação óssea inicial e a resistência ao torque de remoção (Liñares et al., 2016; Oliva et al., 2010).

Atualmente existe uma discussão considerável sobre a modificação e estrutura da superfície dos implantes em zircónia. Os estudos disponíveis sobre as respostas de osteointegração e a interação implante-osso desses implantes ainda estão longe de ser suficientes. Desta forma, a topografia de superfície ideal para um implante dentário permanece indefinida (Kim et al., 2015).



Figura 6: Esquemática e imagens de microscópio eletrônico de varrimento de diferentes modificações de superfície em implantes de zircônia: maquinados; ataque ácido; jateamento; revestimentos bioativos (imagem retirada de Schünemann et al., 2019).

4.1.1 Implantes em zircônia maquinados

Uma meta-análise encontrou valores de contacto osso-implante equivalentes para zircônia maquinada (33,74 - 84,17%) em comparação com implantes de titânio (31,8 - 87,95%). A falta de diferença significativa entre os implantes de zircônia e titânio pode levar à conclusão de que o implante de zircônia é tão osteocondutor quanto o implante de titânio (Hafezeqoran & Koodaryan, 2017).

Thoma et al., em 2015, mostraram em mandíbulas de cães que os implantes em zircônia não modificados tinham uma percentagem de BIC após 12 meses de colocação do implante e 6 meses de carga estatisticamente semelhante aos implantes em titânio tratados com jato de areia e ácido (78%-88% e 88% respetivamente).

Roehling et al. analisaram o biofilme em 3 tipos de superfície em zircônia relativamente ao titânio e concluíram que não havia diferenças significativas entre titânio e zircônia em termos de massa total de biofilme e metabolismo. No entanto, a zircônia revelou uma redução significativa da espessura da placa (Roehling et al., 2016).

Assim, não apenas a rugosidade da superfície pode ser um fator importante para a formação de biofilme, mas também a composição da matéria (comparando metais à cerâmica) sugerindo uma disposição reduzida para formação de placa perimplantar e subsequente potencial de infecções peri-implantares em zircónia em comparação com o implante de titânio. No entanto, mais estudos *in vivo* devem ser realizados para confirmar os respectivos dados experimentais (Roehling et al., 2016).

Implantes de zircónia maquinados têm sido estudados mostrando resultados promissores no aumento da osteointegração e uma atividade antibacteriana adicional (Schünemann et al., 2019).

4.1.2 Jato de areia e ataque ácido

A abrasão com partículas aero-transportadas, conhecida como tratamento de superfície jateada, seguido de ataque ácido (tratamento SLA), pode aumentar a área de superfície dos implantes de zircónia para osteointegração (Schünemann et al., 2019).

Uma rugosidade adequada para implantes em zircónia pode ser obtida por jato de areia, seguido de condicionamento ácido. O jato de areia com recurso a alumina leva a uma superfície áspera com bordos afiados, que podem ser suavizados por tratamento com ácido hidrófluorídrico (Fischer et al., 2016).

Gahlert et al. (2007) conclui que superfícies de implantes em zircónia com jato de areia melhoraram significativamente a osteogénese e osseointegração peri-implantar quando comparadas com superfícies de titânio maquinadas. Neste ensaio com recurso a porcos anões foi registado o torque de remoção de 64 implantes: em zircónia jateados com partículas de Al_2O_3 , em zircónia maquinada e titânio jateado com partículas (com 0,2–0,5 μm de Al_2O_3). Os resultados mostraram valores de torque de remoção significativamente maiores para zircónia jateada (40,5 N / cm) e titânio (105,2 N / cm) do que aqueles registados em superfícies de zircónia maquinada (25,9 N / cm).

Relativamente ao tratamento de superfície com recurso a ácido, um estudo efetuado por Xie et al. (2015) avaliou três tipos de ácido: acético, cítrico e hidrófluorídrico (mais eficiente a aumentar a rugosidade de superfície).

De acordo com o teste de resistência à flexão no presente estudo, os corpos de prova Y-TZP imersos em ácido HF 5% por 1 e 5 dias não mostraram qualquer diminuição na resistência à flexão em comparação com o grupo controle. Ao contrário, a resistência à flexão dos corpos de prova dos grupos de ácido 40% HF diminuiu, mesmo que o tempo de imersão fosse de apenas 2 h. Além disso, a imersão em HF de 5% resultou em valores de dureza Vickers de superfície mais altos em comparação com a imersão em HF de 40%. Assim, estes resultados sugerem que os efeitos adversos são agravados por concentrações mais altas de ácido (Xie et al., 2015).

Um ensaio pré-clínico delineado por Liñares et al. conclui que a integração do implante em cerâmica de óxido de zircónia com superfície de ZLA no tecido ósseo não difere significativamente de um implante de titânio com superfície sujeita a ataque ácido.

Tendo em conta a organização do tecido mole, esta difere entre os implantes em zircónia e titânio, com epitélio sulcular mais curto para a zircónia do que para o titânio. Este facto, combinado com um maior grau de organização de colagénio, demonstra um maior grau de integração do tecido mole ao redor do implante em cerâmica em comparação com o de titânio (Liñares et al., 2016).

No entanto, o *stress* mecânico induzido pelo jato de areia provoca na zircónia estabilizada com ítria uma transição da fase tetragonal para a fase monolítica (t→m). A fração de volume monolítico encontra-se na faixa de 10-15%. Esta quantidade é independente da pressão do jato de areia, mas depende do tamanho da partícula da alumina usada para o jato de areia. O gradiente da fase monolítica estende-se a uma profundidade de alguns micrômetros, dependendo das condições do jato de areia (Fischer et al., 2016).

Esta transição de fase pode melhorar as propriedades mecânicas da zircónia devido à introdução de tensões compressivas, mas também pode causar a degradação da zircónia afetando sua densidade e estabilidade mecânica (Schünemann et al., 2019).

Uma transição t→m leva inicialmente a um reforço do material devido a uma compressão superficial resultante do aumento de volume associado à transição de fase. A estabilidade a longo prazo de tal superfície ainda não foi comprovada. Uma transição t→m pode ser revertida por um tratamento térmico mais alto do que a temperatura de transição de fase (Fischer et al., 2016).

Desta forma, implantes de zircónia devem ser jateados com partículas macias e arredondadas, evitando-se o uso de partículas pontiagudas para diminuir a formação de microfissuras. Mais estudos envolvendo testes de fadiga são necessários para avaliar os parâmetros de jateamento de areia para atingir a rugosidade desejada e diminuir a formação de microfissuras (Fischer et al., 2016).

4.1.3 Ultra Violeta

É plausível que o tratamento de superfície do implante com luz ultravioleta (UV) imediatamente antes da colocação do implante possa levar à remoção da contaminação orgânica e aumentar a molhabilidade da superfície. Esta vai atrair proteínas e células sem alterar as propriedades mecânicas da superfície do implante em zircónia (Henningsen et al., 2018).

Henningsen et al. relataram um aumento na molhabilidade de superfícies de zircónia tratadas por luz ultravioleta para um estado ultra-hidrofílico. Tal acontece uma vez que a luz ultravioleta pode induzir a excitação de eletrões, aumentando a energia da superfície da zircónia.

Tendo em conta um estudo pré-clínico, a análise histomorfométrica revelou que as amostras em zircónia tratadas com UV tiveram um processo de osteointegração mais rápido e maior percentagem de contacto osso-implante (86,5%) quando comparadas à zircónia não tratada por 2 e 4 semanas de implantação. Após 4 semanas, as amostras não tratadas ainda tinham tecido conjuntivo fibroso na interface osso-implante, enquanto as amostras tratadas com UV estavam quase totalmente circundadas por osso (Brezavšček et al., 2016).

Outro estudo mostrou que a zircónia tratada com UV tornou-se super-hidrofílica e aumentou a fixação e disseminação de osteoblastos derivados do osso alveolar humano após 21 dias, quando comparada com amostras não tratadas, concluindo que o tratamento com UV pode induzir uma osteointegração mais rápida e maior percentagem de BIC (Tuna, Wein, Altmann, et al., 2015).

O tratamento de superfície com UV é uma estratégia promissora para promover a morfogênese óssea em torno dos implantes de zircônia, no entanto estudos adicionais *in vivo* são necessários para validar esse conceito (Brezavšček et al., 2016; Henningsen et al., 2018; Tuna, Wein, Swain, et al., 2015).

4.1.4 Modificação por laser

O tratamento de superfície com recurso a laser também é uma alternativa promissora para modificar e melhorar a osteointegração da zircônia. Devido à modificação rápida e específica de materiais orgânicos e inorgânicos, o processamento de superfície a laser tem despertado um maior interesse e provado ser uma técnica controlável e flexível para modificar as propriedades de superfície de biomateriais (Hao et al., 2005).

Hao et al. verificaram que a rugosidade da superfície diminuiu após o tratamento a laser. Além disso, o tratamento com laser de CO₂ gerou características de molhabilidade superiores, representadas pelo menor ângulo de contato com os líquidos de teste, que se deveu principalmente ao aumento da energia de superfície.

No presente estudo foi verificado, ainda, que existe uma maior densidade de cobertura de osteoblastos mais alta nas amostras após o tratamento com laser de CO₂ do que na amostra não tratada. Em adição, tendo em conta a faixa de densidade de potência do laser, o aumento da mesma causou um aumento na densidade de cobertura de células. É certo que os níveis de densidades de potência do tratamento com laser de CO₂ são um fator significativo na promoção da adesão de células de osteoblastos humanos hFOB. Assim, esta técnica aparenta ser capaz de melhorar a resposta das células ao implante em zircônia (Hao et al., 2005).

Assim, o tratamento a laser tem sido aplicado com o intuito de promover superfícies micro-digitações nos implantes em zircônia. Estas micro-digitações apresentam um potencial efeito benéfico na organização e deposição de colagénio nas superfícies dos implantes. Existe, então, uma melhor fixação de tecidos moles e duros, reduzindo o nível de reabsorção óssea marginal e das recessões de tecidos moles (Delgado-Ruiz et al., 2015).

Num estudo efetuado em tíbias de coelhos, foi avaliado o contacto entre osso-implante em 4 grupos de implantes: (grupo A) 20 implantes de titânio; (grupo B) 20 implantes de zircónia micro-ranhurados; (grupo C) 20 implantes de titânio suplementados com melatonina e (grupo D) 20 implantes de zircónia micro-ranhurados suplementados com melatonina. Neste mesmo foi descrito que, após a primeira semana e a quarta semana, o grupo D apresentou maior nível de contacto entre o implante e a estrutura óssea com menos espaços vasculares e formação óssea mais madura (Calvo-Guirado et al., 2015).

Assim, implantes em zircónia tratados a laser mostram resultados promissores, porém mais estudos envolvendo humanos são necessários para validação clínica (Delgado-Ruiz et al., 2015; Hao et al., 2005).

4.1.5 Revestimentos bioativos

Atualmente, existe a ambição de aumentar as propriedades biológicas e mecânicas dos implantes com recurso à técnica de revestimento dos mesmos. Estes revestimentos em superfícies de zircónia foram desenvolvidos para aumentar a biocompatibilidade, o potencial antibacteriano e a bioatividade (Schünemann et al., 2019).

Os revestimentos bioativos sobre zircónia têm demonstrado vantagens de bioatividade, pois apresentam a capacidade de induzir a formação de hidroxiapatite num ambiente biológico, essencial para a subsequente proliferação óssea. Existem inúmeros materiais de revestimento com propriedades biológicas favoráveis sendo eles: sílica, magnésio, hidrogénio, carbono, fosfato de cálcio, hidroxiapatite, dopamina, e grafina (Schünemann et al., 2019).

Sílica:

Nas últimas décadas, os *vidros sol-gel bioativos* têm sido investigados uma vez que são osteocondutores, tornando-se particularmente adequados na confeção de próteses. Estes estimulam a osteogénese com iões de sílica e cálcio solúveis que ativam as células osteoprogenitoras no local do implante, promovendo o crescimento do tecido ósseo (Catauro et al., 2015).

Laranjeira et al. compararam o comportamento *in vitro* da adesão de fibroblastos e o efeito antibacteriano em diferentes tipos de superfícies de zircónia micropartidas revestidas de sílica.

Os resultados indicaram que o revestimento bioativo microestruturado parece ser uma estratégia eficiente para melhorar a integração do tecido mole em implantes de zircónia, protegendo-os da inflamação peri-implantar e melhorando a sua estabilização a longo prazo. Esta nova abordagem de revestimento de sílica micropadrão em substratos de zircónia pode gerar novos implantes dentários promissores, com superfícies que fornecem pistas físicas para guiar as células e melhorar seu comportamento (Laranjeira et al., 2014).

Fosfato de cálcio:

Devido à sua composição química próxima ao mineral ósseo (apatite biológica), as principais cerâmicas bioativas utilizadas para implantes são as cerâmicas de fosfato de cálcio (CaP). A eficiência dessas cerâmicas CaP está relacionada tanto com a sua natureza química como com a sua estrutura porosa. Para ser invadida pelo crescimento ósseo e para permitir a circulação dos fluidos corporais, as cerâmicas de CaP devem ser porosas (volume total de poros próximo a 60%), ou seja, devem conter tanto macroporos de pelo menos 100 μm - a maioria deles entre 150 e 300 μm - como microporos inferiores a 5–10 μm , sendo esta última fração não superior a 5–10% (Le Ray et al., 2010).

No entanto, os revestimentos de fosfato de cálcio exibem uma estabilidade pobre e fornecem uma fraca força de ligação ao substrato. Para superar essas desvantagens dos revestimentos de fosfato de cálcio, foi preconizada a utilização de revestimentos de hidroxiapatite reforçada com fosfato tricálcico (HA / TCP) sobre superfícies de zircónia (Schünemann et al., 2019; Yang et al., 2013).

Apesar de serem bio-reabsorvíveis e osteocondutores, é necessário avaliar a eficácia deste biomaterial a partir de ensaios *in vivo*. Neste sentido, os implantes em coelhos já mostraram alguns resultados promissores (Le Ray et al., 2010).

Hidroxiapatite:

Hidroxiapatite (HA) é a forma mineral natural da apatite de cálcio, principal componente dos ossos e dentes. Desta forma, é amplamente aceite como material de enxerto para o tratamento de defeitos ósseos e como material de revestimento para promover a osteogénese (Cho et al., 2015).

Assim, a HA foi o primeiro material usado para osteointegração em implantes dentários, embora o seu uso seja controverso, uma vez que é difícil produzir uma superfície revestida com HA cristalino com tamanho de poro e porosidade controlados (Cho et al., 2015).

O revestimento de HA, no estudo realizado por Cho et. al, reduziu o ângulo de contato significativamente e induziu hidrofiliabilidade. Assim, a hidratação rápida da superfície aumentou a adesão celular e a aposição óssea. Consequentemente, os autores sugerem que a molhabilidade aprimorada na superfície revestida com HA terá uma boa influência na osteointegração.

O presente estudo *in vitro* demonstrou que o revestimento de HA pode ser usado para o método de modificação da superfície do implante, mostrando uma resposta osteogénica favorável. No entanto, mais estudos *in vivo* são necessários para confirmar a eficácia dos implantes de zircónia revestidos com HA em relação à osteointegração (Cho et al., 2015).

Noutro estudo efetuado por Aboushelib & Shawky foi descrito que as camadas de zircónia enriquecidas com HA revelaram um volume significativamente maior de formação de osso novo ($33\% \pm 14$) em comparação com os de controlo ($21\% \pm 11$). A deposição de osso novo começou por revestir as paredes das cavidades dos poros e prosseguiu preenchendo todo o volume dos poros. O crescimento ósseo começou na superfície da camada e propagou-se em direção ao núcleo da mesma. Ilhas de partículas de hidroxiapatite aprisionadas foram observadas na matriz óssea mineralizada (Aboushelib & Shawky, 2017).

Tabela 3: Revestimentos de zircónia apresentando vantagens biológicas em termos de bioatividade, osteointegração e efeitos antibacterianos. Adaptado de (Schünemann et al., 2019).

Material Bioativo	Propriedades
Sílica	↑ Bioatividade ↓ Adesão bacteriana
Magnésio, Hidrogénio, Carbono	↑ Condutividade ↑ Hidrofilia de superfície
Fosfato de cálcio	Estimulante de regeneração óssea
Hidroxiapatite	Melhor resposta óssea
Dopamina	↑ Adesão de fibroblastos ↑ Resposta osteogénica ↑ Efeito antibacteriano
Grafina	Melhorar resistência biológica ao desgaste

4.2 Tecidos Duros

A substituição de dentes perdidos em pacientes parcial e totalmente desdentados com recurso a implantes dentários tornou-se numa opção de tratamento baseada na evidência em medicina dentária e depende da estabilização funcional e estrutural do implante no tecido ósseo circundante, denominada de osteointegração (Brånemark et al., 1969).

Desta forma, para que haja uma resposta positiva na interface osso-implante, Brånemark classificou seis fatores fulcrais que devem ser considerados: 1) biocompatibilidade; 2) design do implante; 3) superfície do implante; 4) estado do hospedeiro; 5) técnica cirúrgica e 6) condição de carga sobre o implante (Albrektsson & Albrektsson, 1987).

A osteointegração é, então, a consequência de uma cascata de eventos moleculares e celulares que ocorrem após o preparo do leito de implantação e colocação de um implante dentário. Assim, temos aposição de osso neoformado diretamente na superfície do implante. Todo este processo parece ser bastante semelhante ao observado na consolidação de fraturas ósseas (Pellegrini et al., 2018).

A albumina é uma das principais proteínas do plasma sanguíneo, e sua adsorção é a primeira etapa crítica para o estabelecimento da osteointegração, uma vez que esta proteína proporciona a fixação de células funcionais (Dini et al., 2020; Pellegrini et al., 2018). Esta, por sua vez, irá regular o cálcio citoplasmático e a proliferação celular dos osteoblastos, acelerando o processo de osteointegração (Dini et al., 2020).

A adsorção de albumina e de outras proteínas existentes no sangue também são influenciadas por características da superfície dos implantes dentários. São elas a rugosidade, a topografia, a quantidades de carbono, as ligações covalentes e o estado eletrostático (Dini et al., 2020).

Quando o implante incorpora o osso vai existir osteocondução, formação de novo osso e remodelação óssea. Assim, este processo caracteriza-se por migração de células osteogénicas diferenciadas para a superfície do implante (Menini et al., 2020; Pellegrini et al., 2018).

Existe, então, formação de novo osso através da mineralização da matriz. Esta remodelação óssea constante acompanhada pela reabsorção de osso antigo em favor da formação de novo osso acontece tanto nos implantes de titânio como nos de zircónia (Mihatovic et al., 2017)

Inicialmente, o titânio era o único material conhecido que tinha a capacidade de se osteointegrar. No entanto foi demonstrado que outros metais, como ligas de titânio, tântalo e nióbio, bem como vários materiais cerâmicos, eram igualmente capazes de osteointegração (Albrektsson & Wennerberg, 2019).

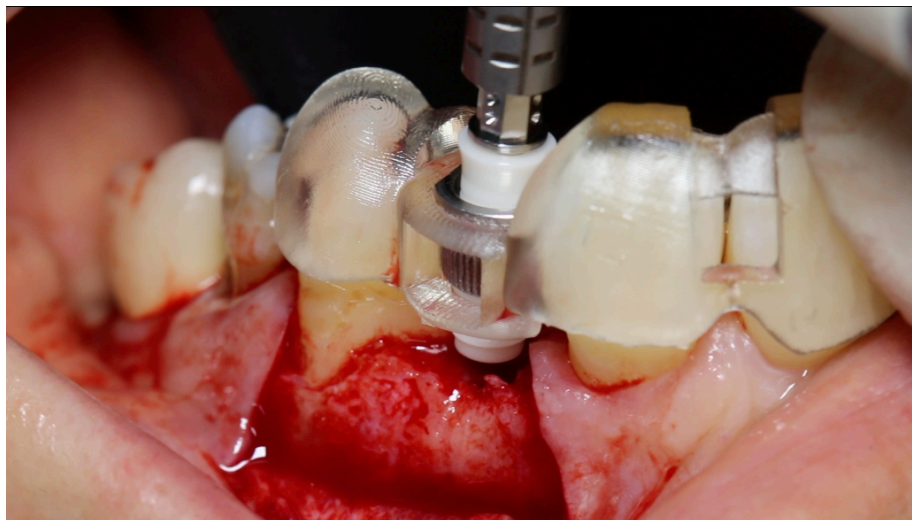


Figura 7: Colocação de implante em zircónia com recurso a guia cirúrgica. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.

O sucesso clínico dos implantes é baseado numa osteointegração adequada, caracterizada pela nova formação e remodelação óssea, resultando numa conexão/ligação funcional e estrutural direta da superfície do implante com o tecido ósseo circundante. As modificações da superfície do implante, especialmente a rugosidade da superfície, são

consideradas um fator importante para facilitar a osteointegração em implantes de titânio e zircônia (Mihatovic et al., 2017; Roehling et al., 2015)

Atualmente, existe pouca informação na literatura sobre a relação biomecânica entre o implante dentário em zircônia de uma peça e a sua estrutura óssea peri-implantar, especialmente no setor anterior, em contraste com a disponibilidade de dados clínicos para o titânio (Talmazov et al., 2020).

O método mais utilizado para avaliar a ligação do sistema osso-implante é a análise histomorfométrica do osso em contato com o implante (BIC), onde não pode existir qualquer interposição de tecido conjuntivo (Koch et al., 2010; Stefano Pieralli et al., 2018).

Também existem outros métodos para a avaliação da ancoragem do implante no osso como a análise de torque de remoção (RTQ) que quantifica o torque (Ncm) necessário para remover uma fixação; o teste *push-in* que calcula a combinação da resistência ao cisalhamento (osso em contato com parte axial da fixação) e resistência à compressão do osso no ápice do implante dentário (Stefano Pieralli et al., 2018).

Outro tipo de avaliação efetuada a nível ósseo marginal em redor dos implantes é a avaliação radiológica. Estas radiografias padronizadas são usadas em vários estudos, mas devem ser interpretadas com precaução. Fatores como o nível de precisão das medições, brilho da radiografia, experiência dos examinadores, ângulo de registo e características do implante podem ter influência nas medições (Balmer et al., 2020).

O titânio continua a ser o material de escolha para a obtenção e manutenção desta mesma anquilose funcional. Após o estabelecimento de propriedades mecânicas e uma biocompatibilidade excelente dos implantes em zircônia, a sua osteointegração foi examinada em vários estudos com recurso a animais (Cionca et al., 2017; Roehling et al., 2019).

Geralmente, os estudos pré-clínicos foram delineados com diferentes modelos de animais (com recurso a macacos, cães, porcos, ratos, coelhos, ovelhas, por exemplo). Estes resultados podem não ser comparáveis e, portanto, fidedignos para implicações clínicas no desempenho em humanos (Pieralli et al., 2018).

Uma vez que as experiências pré-clínicas com animais representam a aprovação final para o planeamento de estudos em humanos, as revisões sistemáticas de investigações em animais fornecem um conhecimento importante sobre como planear esses testes e como se pode interpretar os respetivos dados (Pieralli et al., 2018).

Em março de 2017, Roehling et. al efetuaram uma pesquisa eletrónica (Medline, Embase) e manual para identificar estudos pré-clínicos comparando implantes de zircónia e titânio (Roehling et al., 2019).

Considerando todos os modelos animais, os valores médios gerais de BIC foram de 59,1% (IC: 53,3–64,8) e de 55,9% (IC: 51,6–60,1) para implantes de titânio e zircónia, respetivamente. A meta-análise mostrou que o material do implante (zircónia em comparação com titânio e Y-TZP em comparação com ATZ) não teve nenhum efeito significativo nos valores de BIC avaliados (Roehling et al., 2019).

Tendo em conta todos os modelos animais, um valor médio geral de RTQ de 102,6 Ncm (CI: 81,5–123,6) foi estimado para o titânio e 71,5 Ncm (CI: 51,1–91,9) para a zircónia. A meta-análise estimou que os implantes de zircónia mostraram valores de RTQ reduzidos estatisticamente significativos em comparação com os implantes de titânio. Em contraste, o material do implante de zircónia (Y-TZP em comparação com ATZ) não teve nenhum efeito significativo no RTQ (Roehling et al., 2019).

A análise de meta-análise mostrou que o material do implante (zircónia em comparação com titânio e YTZP em comparação com ATZ) não teve nenhum efeito significativo nos valores de *push-in* avaliados (Roehling et al., 2019).

Desta forma, a revisão sistemática efetuada por Roehling et al. conclui que em amostras de animais os implantes de zircónia e titânio demonstram uma capacidade de integração de tecidos duros muito idêntica. No entanto, o titânio tendeu a mostrar um processo de osteointegração inicial mais rápido em comparação com a zircónia.

Pieralli et al., em 2018, também efetuaram uma meta-análise para determinar a taxa de osteointegração de implantes dentários de dióxido de zircónia (ZrO₂) em investigações pré-clínicas, portanto, em modelos animais.

Assim, 879 animais e 2.916 implantes foram considerados para os cálculos do BIC com base em 249 observações. Em geral, os implantes em titânio mostraram um BIC de 60,70 ± 4,76% (média ± DP) após o tempo médio de acompanhamento. Em comparação, os

implantes em zircónia mostraram um BIC reduzido de -3,47%. No entanto, a zircónia não foi significativamente diferente do titânio ($p > 0,31$) (Pieralli et al., 2018).

No geral, os implantes de titânio mostraram um RTQ de $102,71 \pm 15,98$ Ncm após o tempo médio de acompanhamento. Nenhuma diferença significativa foi encontrada para implantes em zircónia ($-7,31$ Ncm, $p = 0,44$). Outro aspeto fundamental a ter em conta foi que a rugosidade dos implantes em cerâmica influenciou de forma positiva os valores de RTQ (Pieralli et al., 2018).

Tendo em conta os testes de *push-in*, 126 animais e 252 implantes foram considerados para os cálculos. Como resultados, os implantes em titânio apresentaram valores *push-in* de $51,57 \pm 9,11$ N após o tempo médio de acompanhamento. Em comparação, os implantes em zircónia ($+ 2,53$ N) não apresentaram uma diferença significativa ($p > 0,15$) (Pieralli et al., 2018).

Assim, não foram encontradas diferenças significativas entre a zircónia e o titânio “*gold standard*”. Conclui-se, então, que o aumento da rugosidade da superfície e a carga do implante são considerados como fatores que afetam as variáveis de interesse ao analisar os dados recolhidos, independentemente da espécie animal (Hafezeqoran & Koodaryan, 2017; Pieralli et al., 2018).

É importante ressaltar que não apenas as características do material, mas predominantemente as espécies animais e os protocolos de estudo podem influenciar significativamente os resultados (Koch et al., 2010; Roehling et al., 2019). Desta forma, devem ser efetuados esforços na padronização de projetos de investigação com recurso a animais (Pieralli et al., 2018).

Numerosos estudos que avaliam o uso clínico de implantes em zircónia foram publicados durante a última década. Uma variedade de sistemas de implantes com grande diversidade em protocolos cirúrgicos e clínicos foram implementados utilizando uma ampla gama de designs de implantes com diferentes modificações de superfície (Cionca et al., 2017).

Roehling et al, em 2018, efetuou uma revisão sistemática de estudos clínicos para avaliar a sobrevivência do implante, perda óssea marginal peri-implantar, complicações técnicas e biológicas, bem como resultados estéticos de implantes em zircónia.

Pesquisas eletrónicas (Medline, Embase) e manuais foram realizadas para identificar estudos clínicos publicados entre janeiro de 2004 e março de 2017 investigando implantes

dentários em zircónia com um controlo médio de pelo menos 12 meses. Os resultados primários foram com base na taxa de sobrevivência do implante e na perda óssea marginal peri-implantar, portanto, tendo em conta a resposta dos tecidos duros (Roehling et al., 2018).

Assim, 376 implantes e 285 pacientes foram avaliados. A perda óssea marginal média avaliada em 1 ano foi de 0,7 mm (IC 0,4-1,0). No entanto, um alto grau de heterogeneidade foi encontrado entre os estudos ($I^2 = 95,9\%$, $p < 0,01$) (Roehling et al., 2018).

Neste mesmo estudo foi avaliada a diferença entre os implantes de zircónia descontinuados do mercado e os disponíveis no mesmo. Não foi encontrada nenhuma diferença estatisticamente significativa ($p = 0,28$). A meta-análise para implantes de zircónia disponíveis no mercado revelou que o tipo de colocação do implante, procedimentos de aumento ósseo simultâneos durante a colocação do implante, material do implante de zircónia e design do implante não tiveram nenhum efeito significativo sobre a MBL (Roehling et al., 2018).

Rodriguez et al e Roehling et al efetuaram estudos retrospectivos de 5 e 7 anos, respetivamente, e concluíram que os parâmetros clínicos e radiográficos eram consistentes com tecidos peri-implantar saudáveis (Rodriguez et al., 2018; Roehling et al., 2015).

Desta forma, no que diz respeito à remodelação óssea peri-implantar, os valores médios avaliados vão de acordo com os existentes em implantes de titânio após os períodos de investigação correspondentes e com os achados nos implantes dentários em zircónia após 1 e 2 anos de carga funcional (Roehling et al., 2015).

Uma análise de elemento finito (FEA), realizada por Talmazov et al, foi aplicada para compreender a interface osso-implante, permitindo que engenheiros e médicos dentistas avaliassem os materiais do implante e os seus efeitos nas estruturas ósseas circundantes (Talmazov et al., 2020).

Assim, este modelo tridimensional computadorizado, método comum na implantologia, permite compreender a biomecânica da interface osso-implante, especialmente a distribuição da tensão óssea cristal, onde as forças de carga óssea são maiores. (Gaviria et al., 2014; Talmazov et al., 2020).

Três modelos FEA diferentes: local edêntulo cicatrizado; defeito periodontal vertical sob compressão; extração imediata com colocação de enxerto ósseo, foram recriados para mimetizarem os cenários clínicos mais comuns (Talmazov et al., 2020).

Em geral, os implantes em zircónia comportam-se de forma mais favorável do que os implantes em titânio em termos de distribuições de tensões peri-implantar (Talmazov et al., 2020).

Tal conclusão deriva do facto de que devido à rigidez da zircónia e o seu módulo de elasticidade intrinsecamente alto, os implantes em zircónia transmitem menos *stress* de Von Mises e induzem menor tensão equivalente ao osso peri-implantar em comparação com os implantes de titânio (Talmazov et al., 2020).

Portanto, o osso peri-implantar em torno dos implantes em zircónia pode ser menos sujeito à reabsorção óssea peri-implantar biológica induzida mecanicamente. Assim, os implantes em zircónia podem ser considerados não apenas pelas suas propriedades estéticas, mas também pelas propriedades de modulação de tensões do material (Talmazov et al., 2020).

4.3 Tecidos Moles

O sucesso e a sobrevivência de um implante não dependem apenas da osteointegração. O tecido mole, que circunda a parte transmucosa do implante dentário, também apresenta uma função vital (Roehling et al., 2019; Sculean et al., 2014).

Surge, então, o termo “mucosa peri-implantar” definido como colar de tecido mole que envolve a parte transmucosa de um implante dentário que separa o osso peri-implantar da cavidade oral. Consequentemente, a fixação desta mesma ao implante cria um selamento biológico que evita o desenvolvimento de mucosite peri-implantar e peri-implantite, contribuindo para a sobrevivência a longo prazo do implante (Sculean et al., 2014).

Este selamento é devido à existência do epitélio peri-implantar, que corresponde ao epitélio juncional presente na dentição natural. A mucosa peri-implantar forma-se após o encerramento do retalho mucoperiosteal na cirurgia de implante de um ou dois estágios, por meio da cicatrização da ferida criada durante a colocação cirúrgica do implante. O processo de cicatrização da ferida em redor do implante começa no decorrer da cirurgia

por adsorção de proteínas na superfície do implante, seguida pela formação de um coágulo sanguíneo no local da ferida cirúrgica (Shahramian et al., 2019).

Assim, o estabelecimento de um selamento peri-mucosa estável e saudável que protege os tecidos subjacentes do ambiente intraoral depende fortemente da adesão, proliferação e colonização de fibroblastos e microorganismos. Propriedades da superfície do pilar, entre as quais a biocompatibilidade, topografia da superfície (ou seja, biomecânica) e energia de superfície são fatores de extrema importância (Van Brakel et al., 2012; Wennerberg et al., 2003).

A resposta de células do tecido mole, como os queratinócitos e fibroblastos, à molhabilidade da superfície dos implantes ósseos transmucosos (dentários) pode ser importante para o sucesso a longo prazo. Assim, a molhabilidade torna-se num fator fundamental no processo de confecção de uma barreira de tecido mole: Fibrointegração (Gittens et al., 2014).

Na topografia de superfície, multi-ranhuradas, uma combinação de macro-ranhuradas e micro-ranhuradas, são consideradas úteis para a produção de matriz extracelular. Estas topografias de superfície podem ajudar a fornecer selamento biológico ao redor dos implantes em zircónia (Yoshinari, 2020).

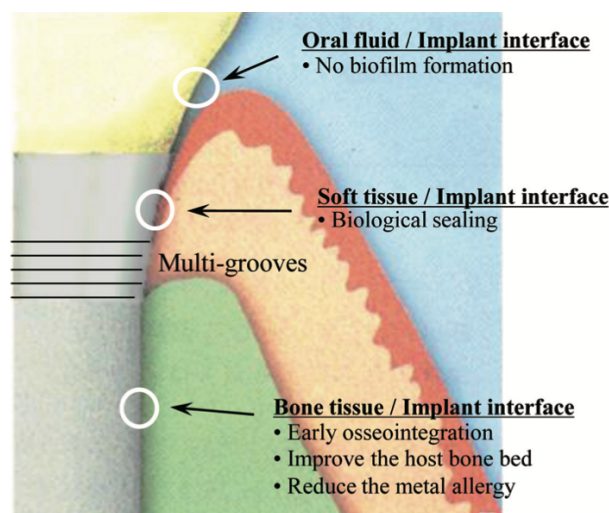


Figura 8: Esquema da interação do implante em zircónia com tecido mole e duro (imagem retirada de Yoshinari,2020).

Apesar da abundância de pesquisas relacionadas com a interface de implantes e osso, até ao momento, o nosso conhecimento relativamente à interface tecido mole/implante é limitado, e pesquisas adicionais são necessárias para avaliar a interface com diferentes materiais de implantes, como o caso da zircónia (Shahramian et al., 2019).

Relativamente à interação entre a zircónia com os tecidos moles peri-implantares existem potenciais vantagens, nomeadamente: formação de biofilme bacteriano significativamente reduzido, menos células inflamatórias nos tecidos moles peri-implantar e microcirculação significativamente aumentada quando comparadas com titânio e outros metais (Roehling et al., 2019).

Roehling et al., em 2016, realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de comparar a formação de biofilme em superfícies de implantes de zircónia e titânio usando um biofilme de 3 espécies e amostras de placa humana. As respetivas bactérias utilizadas foram as seguintes:

- *Streptococcus sanguinis*, que aderem à película adquirida de tecidos moles e duros na cavidade oral como um colonizador inicial criando pré-condições para a adesão de patógenos periodontais;
- *Porphyromonas gingivalis*, que é um patógeno periodontal que pode induzir mucosite peri-implantar e peri-implantite;
- *Fusobacterium nucleatum*, que não é apenas um patógeno necrosante que está relacionado a infeções por peri-implantite, mas também um patógeno que coagrega com muitas espécies e assim, aumenta a formação de biofilme patogénico.

Os resultados do ensaio pré-clínico concluíram que as superfícies de implantes em zircónia apresentam uma redução estatisticamente significativa na formação de biofilme de placa humana após 72 horas de incubação num modelo experimental de câmara de fluxo anaeróbio em comparação com superfícies de implantes em titânio (Roehling et al., 2016).

Os presentes resultados e a avaliação dos mesmos são fundamentais uma vez que as infeções peri-implantar estão entre as principais razões para falhas precoces e tardias dos implantes e a sua principal etiologia são a colonização microbiana (Roehling et al., 2016).

Tendo em conta os resultados promissores de vários estudos *in vitro*, a execução de ensaios clínicos em animais (mini-porcos, cães, coelhos, macacos e ovelhas) começou a ser uma realidade. Estes têm como intuito avaliar se os implantes em zircónia demonstram diferenças na integração dos tecidos duros e moles em comparação com implantes em titânio (Liñares et al., 2016; Roehling et al., 2019).

Aparentemente, não foram observadas diferenças significativas entre os implantes em zircónia e titânio na maioria dos estudos pré-clínicos tendo em conta a integração qualitativa do tecido mole (Haro Adánez et al., 2018; Roehling et al., 2019). No entanto, foi descrito que os processos de maturação foram mais rápidos nos tecidos epiteliais e conjuntivos em torno dos implantes em zircónia (Roehling et al., 2019).

Tendo em conta os vários estudos pré-clínicos existentes na literatura, é importante ressaltar que não apenas as características do material, mas predominantemente as espécies animais e os protocolos de estudo podem influenciar significativamente os resultados (Roehling et al., 2019).

Para uma compreensão mais profunda da influência do material do implante e das diferentes rugosidades nos parâmetros do tecido mole e duro, uma análise mais aprofundada do tecido conjuntivo em contacto com a superfície e a aparência e orientação do colagénio e vasos é recomendada (Liñares et al., 2016).

Como observado anteriormente, a zircónia tem demonstrado propriedades desejáveis tanto *in vitro* quanto *in vivo* em relação à osteointegração, metabolismo celular e resposta do tecido mole (Blaschke & Volz, 2006).

Atualmente, a maioria dos dados sobre implantes dentários em zircónia são obtidos por meio de testes em animais, mas alguns dados clínicos humanos já estão disponíveis (Blaschke & Volz, 2006).

As medições do tecido mole em redor dos implantes foram realizadas em cada consulta de controlo e descritas como dados secundários. Vários parâmetros foram selecionados, nomeadamente a hemorragia à sondagem, profundidade de sondagem, perda de inserção clínica, índice gengival, índice de placa, recessões gengivais e altura da papila. Além das

avaliações peri-implantar, os dentes adjacentes são frequentemente utilizados como referência (Pieralli et al., 2017).

Blaschke e Volz, em 2006, realizaram um estudo de 5 anos de implantes de zircônia em humanos. Trinta e quatro pacientes receberam um total de 66 implantes (em dióxido de zircônia) e foram monitorizados por um período de 2 a 5 anos. Os pacientes foram convidados para consultas de controle para reavaliar a resposta dos tecidos moles e duros aos implantes e restaurações (Blaschke & Volz, 2006).

Para avaliar clinicamente o estado de saúde dos tecidos moles em redor do implante, Índice de Placa (IP), Índice Gengival (IG) e nível de inserção foram registrados e comparados aos níveis com os dentes naturais dos pacientes (Blaschke & Volz, 2006).

Todos os parâmetros clínicos, como IP, IG, nível de inserção e profundidade de sondagem, revelaram condições saudáveis de tecidos moles. Os valores para o nível de inserção estavam todos na faixa dos dentes naturais dos pacientes, se não melhores. O IP e IG mostraram valores significativamente melhores em comparação com os dentes naturais dos pacientes (Blaschke & Volz, 2006).

A resposta do tecido mole à superfície da zircônia foi excelente. Não foram observados problemas comuns de tecidos moles, conforme relatado com implantes em titânio. Isso pode ser devido à baixa afinidade da placa da superfície do implante, tornando a higiene oral mais fácil para o paciente (Blaschke & Volz, 2006).

Noutro estudo efetuado por Balmer et al., nenhuma redução do CAL (Clinical Attachment Level) ou recessão da margem da mucosa pôde ser observado nos locais dos implantes durante todo o período de observação (5 anos em função), indicando condições estáveis do tecido mole ao redor dos implantes.

De igual forma do estudo efetuado por Blaschke & Volz, 2006, o tecido mole em redor dos implantes foi comparado com os dentes vizinhos. Os implantes mostraram uma recessão muito pequena, mas estatisticamente significativa da margem gengival (0,3 mm, $p < 0,001$) e redução na CAL (0,3 mm, $p = 0,002$). No entanto, estes valores muito baixos dificilmente podem ser considerados clinicamente relevantes (Balmer et al., 2020).

Por outro lado, o nível do tecido mole peri-implantar, que influência o comprimento da coroa, e a sua cor e textura são decisivos para a aparência "natural" das substituições de

dente unitário suportadas por implante. O resultado estético tornou-se o principal foco de interesse em áreas esteticamente sensíveis (Fürhauser et al., 2005).

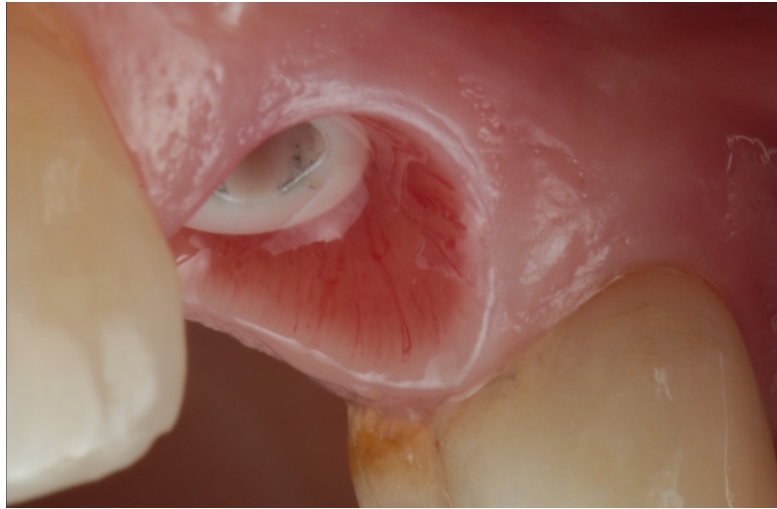


Figura 9: Interação tecido mole com implante em zircónia. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.

Desta forma, torna-se fundamental a utilização de instrumentos de avaliação estética, como o PES “Pink Aesthetic Score”. O PES é baseado em sete variáveis: papila mesial, papila distal, nível do tecido mole, contorno do tecido mole, deficiência do processo alveolar, cor e textura do tecido mole. Cada variável foi avaliada com um score de 2-1-0, sendo 2 o melhor e 0 o pior (Fürhauser et al., 2005).

As papilas mesial e distal são avaliadas quanto à integridade, incompletude ou ausência. Todas as outras variáveis foram avaliadas por comparação com um dente de referência, ou seja, o dente correspondente (região anterior) ou um dente vizinho (região pré-molar). A pontuação mais alta possível refletindo uma combinação perfeita do tecido mole peri-implantar com o dente de referência é de 14 (Fürhauser et al., 2005).

Payer et al., em 2013, publicaram uma série de casos prospetivos que utiliza este tipo de avaliação estética. A mesma investigação teve como objetivo avaliar o sucesso de implantes unitários em zircónia com restaurações provisórias colocados imediatamente após a cirurgia.

Um total de 20 implantes em zircónia foram inseridos em espaços de um único dente na maxila (11) e na mandíbula (9) de 20 pacientes. Os implantes foram restaurados com provisórios CAD / CAM de cerâmica pura sem contatos oclusais imediatamente após a

colocação. A restauração permanente de cerâmica pura foi realizada 4 meses após a cirurgia. Índice de placa (IP), hemorragia à sondagem (BOP), Periotest® (PV), Pink Aesthetic Score (PES), níveis médios de osso marginal radiográfico (MBL), taxa de sobrevivência e de sucesso do implante foram avaliados até 24 meses (Payer et al., 2013).

Assim, nesta mesma série de casos prospectivos as pontuações médias do PES com base nas avaliações clínicas foram de 8,13 ($\pm 1,5$) com uma mediana (EM) de 8 na linha de base 1h após a colocação da restauração permanente (4 meses após a inserção do implante), 9 ($\pm 2,5$; EM 9) 12 meses após inserção do implante e 10 (± 2 ; ME 11) 24 meses após a inserção do implante. Melhorias, embora não atingindo níveis significativos ($P = 0,022$), na pontuação total do PES foram encontradas em todos os pacientes durante o período de observação (Payer et al., 2013).

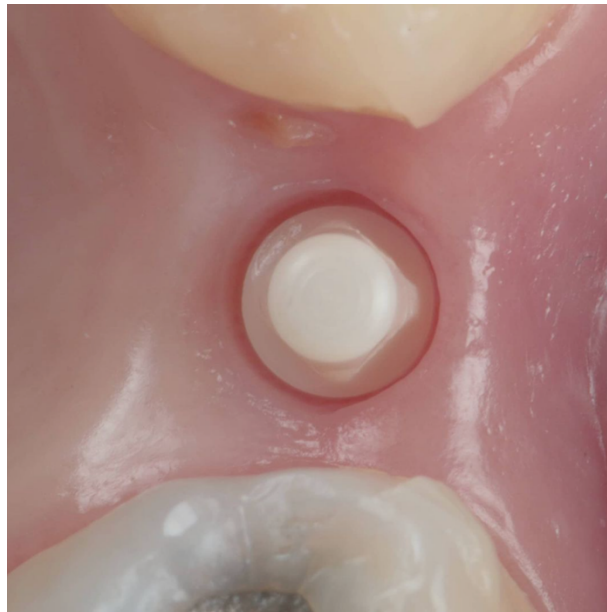


Figura 10: Vista oclusal de implante em zircónia unitário. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.

5. Taxas de Sucesso e de Sobrevivência

As taxas de sobrevivência são utilizadas para analisar o desempenho clínico dos implantes avaliados. O parâmetro de sobrevivência foi definido principalmente como um implante que permanece *in situ* com ou sem modificações durante o período de observação (Adler et al., 2019; S Pieralli et al., 2017; Pjetursson et al., 2012).

Ao aconselhar-se o paciente sobre diferentes opções de tratamento, as taxas de sobrevivência e a incidência de eventos biológicos e técnicos devem, portanto, basear-se em períodos médios de observação de pelo menos 5 anos para que sejam sempre prestadas informações confiáveis (Pjetursson et al., 2012).

O sucesso de um tratamento com recurso a implantes dentários é baseado em aspetos funcionais, incluindo mastigação e pronúncia, aspetos fisiológicos incluindo manutenção dos níveis ósseos marginais sem perda de osteointegração ou inflamação, e aspetos psicológicos incluindo satisfação estética (Han et al., 2014; Pjetursson et al., 2012).

Por outro lado, um implante bem-sucedido não pode mostrar reações alérgicas locais ou sistémicas, tóxicas ou outras reações negativas. Além disso não apresenta mobilidade e ainda suporta a reabilitação protética (Spies et al., 2015).

A avaliação das alterações do nível ósseo marginal é um dos critérios mais importante para a avaliação do sucesso dos implantes dentários (Pieralli et al., 2017).

No entanto, uma dificuldade em analisar múltiplos estudos com respeito ao sucesso clínico é que os vários autores não definem “sucesso” de maneira igual, apresentando diferentes interpretações (Adler et al., 2019; Haro Adánez et al., 2018).

De acordo com as conclusões declaradas no relatório de consenso dos procedimentos do Primeiro *Workshop* Europeu de Periodontologia, um perda óssea marginal de <1,5 mm após 1 ano de carga funcional e 0,2 mm de perda anual sucessivamente, pode ser definido como um resultado de tratamento bem-sucedido (Pieralli et al., 2017).

Existem na literatura variados critérios de sucesso sendo nesta revisão narrativa descritos alguns deles para melhor compreensão das taxas de sucesso que serão posteriormente indicadas. Assim, em 2003, Buch identifica algumas propostas internacionais:

- Albrektsson et al,1986:
 - Após 5 anos de carregamento, a taxa de sobrevivência do implante deve ser de pelo menos 85%, após 10 anos deve ser de pelo menos 80%;
 - O implante está no local;
 - O implante está clinicamente firme;
 - A radiografia não mostra translucidez peri-implantar contínua;
 - A perda óssea vertical é inferior a 0,2 mm/ano após o primeiro ano da duração da estadia;
 - Não há sintomas permanentes e/ou irreversíveis, como dor, infecção, neuropatia, parestesia ou lesão do canal mandibular.

Este critério é bastante utilizado atualmente, no entanto, não considera a quantidade de osso cristal perdido durante o primeiro ano (Misch et al., 2008).

- Buser et al,1990:
 - O implante está no local;
 - Não há queixas persistentes como dor, sensação de corpo estranho e/ou disestesia;
 - Não há infecção peri-implantar com secreção purulenta;
 - Não há evidência de mobilidade do implante;
 - Não há radiotransparência peri-implantar persistente.
- Jahn e d'Hoedt, 1992:
 - Perda óssea peri-implantar radiográfica <0,5 mm;
 - Perda óssea vertical peri-implantar <30% do comprimento do implante;
 - Mobilidade do implante <1 mm;
 - Satisfação do paciente (não inferior a 3 em uma escala de 1 a 6);
 - Profundidade de sondagem <4 mm.

Östman et al definiram a taxa de sucesso no seu estudo com base em dois graus. O grau de sucesso I foi definido como um implante sem sinais clínicos e radiográficos de patologia mostrando, no máximo, 2 mm de reabsorção óssea durante 1 ano de acompanhamento. O grau de sucesso II foi definido como um implante sem sinais clínicos

e radiográficos de patologia mostrando até 3 mm de reabsorção óssea durante 1 ano de acompanhamento (Östman et al., 2007).

Em 2007, uma Conferência de Consenso de Pisa, Itália (patrocinada pelo Congresso Internacional de Implantologistas Orais) modificou a Escala de Saúde de James – Misch e aprovou 4 categorias clínicas que apresentam as condições de sucesso, sobrevivência e falha do implante (Misch et al., 2008).

Assim, o termo sucesso do implante pode ser usado para descrever as condições clínicas ideais. Deve incluir um período de pelo menos 12 meses para implantes que servem como *abutments* protéticos. Podemos ainda distinguir os termos de sucesso inicial (por um período de 1 a 3 anos); sucesso intermediário (por 3 a 7 anos); e sucesso a longo prazo (por mais de 7 anos) (Misch et al., 2008).

Tabela 4: Escala de Qualidade de Implante. Adaptado de (Misch et al., 2008).

Escala de Qualidade de Implante Grupo	Condições Clínicas
I Sucesso (Saúde ótima)	a) Sem dor durante atividade b) 0 mobilidade c) < 2mm perda de osso radiográfico d) Sem história de exsudados
II Sobrevivência Satisfatória	a) Sem dor durante atividade b) 0 mobilidade c) 2-4 mm perda de osso radiográfico d) Sem história de exsudados
III Sobrevivência Comprometida	a) Pode ter sensibilidade durante atividade b) 0 mobilidade c) >4 mm perda de osso radiográfico (menos que ½ de corpo do implante) d) Profundidade de sondagem >7 mm e) Pode ter história de exsudados
IV Falha (Falha clínica ou absoluta)	Qualquer dos seguintes: a) Dor durante atividade b) Mobilidade c) Perda de osso radiográfico > ½ extensão do implante d) Exsudados não-controlados e) Não está presente em boca

5.1 Taxas de sobrevivência e sucesso em implantes de titânio

No início de 1980, um dos primeiros estudos longitudinais de 5 a 10 anos sobre a sobrevivência de implantes colocados em mandíbulas edêntulas para suportar próteses dentárias fixas revelou uma taxa de sobrevivência de 81% na maxila e uma taxa de sobrevivência de 91% para implantes nas mandíbulas (Adler et al., 2019).

Apesar da terapia com recurso a implantes dentários ser realizada há muitos anos e de um grande número de estudos terem sido produzidos anualmente, apenas alguns estudos com um período de acompanhamento superior a 10 anos que descrevem a ocorrência de todas as complicações foram publicados (Adler et al., 2019).

Além do presente estudo, há um número limitado de estudos com tempo de seguimento maior ou igual a 10 anos apresentando sobrevida e frequência de complicações. Estudos com longo tempo de acompanhamento geralmente relatam resultados para uma única marca de implante ou uma única modalidade de tratamento com implante e os critérios de sucesso variam. As principais questões que dificultam as comparações são a falta de consenso quanto aos critérios de sucesso, o diagnóstico de peri-implantite e a definição de complicações técnicas (Adler et al., 2019).

Uma das características destes artigos que estudam a taxa de sobrevivência a longo prazo é a sua suscetibilidade de perder pacientes para uma avaliação final. Assim, a categorização de pacientes que não comparecem às consultas de seguimento pode ser feita com os termos: mudou de residência (8%); morreu (25%); problemas de saúde (8%); problemas técnicos não especificados (9%) (Howe et al., 2019).

As taxas de sobrevivência e sucesso são geralmente usadas em estudos de implantologia como as principais medidas de resultado. Infelizmente, os termos variaram ao longo do tempo, dificultando comparações e tornando-se difícil tirar conclusões baseadas em evidências (Adler et al., 2019).

Neste estudo, no presente grupo de pacientes selecionado, a taxa de sobrevivência do implante em titânio após 15 anos foi de 82,6%. A taxa de sucesso foi de 20,6% quando incluídas todas as complicações. Restringindo complicações apenas à peri-implantite e complicações técnicas médias/maiores, a taxa de sobrevivência foi de 55,5% (Adler et al., 2019).

Mais recentemente, Velasco-Ortega et al, em 2020, efetuaram um estudo com o intuito de avaliar a longo prazo implantes convencionais em titânio sujeitos a condicionamento ácido. Quarenta e oito pacientes parcialmente ou totalmente desdentados foram tratados com recurso a 169 implantes (Velasco-Ortega et al., 2020).

Os implantes foram carregados após um período de cicatrização de 6–8 semanas na mandíbula e maxila, respectivamente. Tanto os implantes como as respetivas próteses dentárias tiveram um acompanhamento de pelo menos 17 anos (Velasco-Ortega et al., 2020).

A perda óssea marginal média foi de $1,91 \pm 1,24$ mm, variando de 1,1 a 3,6 mm. Durante o período de observação, vinte e dois pacientes (48,8%) apresentaram complicações sendo que a taxa de sobrevivência cumulativa para todos os implantes foi de 92,9% (Velasco-Ortega et al., 2020).

5.2 Taxas de sobrevivência em implantes de zircónia

No início de 2004, foram lançados no mercado os primeiros implantes dentários de zircónia de uma peça. Inicialmente, criar topografias de superfície micro rugosas sem comprometer a estabilidade biomecânica dos implantes em zircónia era um desafio técnico. Assim, as taxas de sobrevivência eram reduzidas e existiam muitas fraturas documentadas em implantes cerâmicos de primeira geração (Roehling et al., 2018).

Progressivamente, a indústria tem melhorado os processos de tratamento de superfície para obter implantes em zircónia micro-ranhurados com taxas de fratura reduzidas e resistência à fadiga. Em adição, os implantes em zircónia foram desenvolvidos a nível da sua microestrutura de superfície, mas também em relação ao seu design macroscópico, melhorando o seu desempenho clínico (Oliva et al., 2010).

Consequentemente, na última década, diferentes gerações de implantes em zircónia com diferentes diâmetros, designs, propriedades físicas e características de topografia de superfície foram surgindo no mercado (Grassi et al., 2015; Kniha et al., 2017). Este desenvolvimento possibilitou que os implantes em zircónia se tornassem numa opção de tratamento confiável com taxas de sobrevivência de mais de 96% por um período de investigação de 5 anos (Grassi et al., 2015).

Uma meta-análise efetuada por Pieralli et al, em 2017, abrangeu 398 implantes colocados sendo que 347 foram examinados até ao último acompanhamento. A respetiva taxa de sobrevivência após 12 meses variou entre 85% e 100%. Assim, a taxa de sobrevivência no intervalo de 1 ano foi de 95,6%.

Um outro dado relevante foi que, tendo em conta os dados disponíveis que excedem 1 ano de observação, uma redução esperada de 0,05% ao ano é expectável (Pieralli et al., 2017).

Considerando todos os estudos incluídos numa outra meta-análise efetuada por Roehling et al, 1.128 implantes em zircónia e 741 pacientes foram incluídos para averiguar-se a respetiva taxa de sobrevivência dos implantes (Roehling et al., 2018).

Tendo em conta os implantes removidos do mercado, foram incluídos dados sobre 618 implantes e 343 pacientes. As taxas de sobrevivência variaram entre 71,2% e 100% para um período de observação médio global de 6 anos (intervalo de 12-71 meses). A meta-análise estimou uma taxa de sobrevivência em 1 ano de 91,2% (IC 85,7–96,6) (Roehling et al., 2018).

Tendo em conta os implantes em zircónia disponíveis no mercado, um total de 510 implantes e 398 pacientes foram investigados em 9 estudos. As taxas de sobrevivência relatadas variaram de 93,3% a 100% para períodos médios de acompanhamento entre 12 e 61,20 meses. A meta-análise estimou uma taxa de sobrevivência de 1 ano de 98,3% (IC 97,0–99,6) (Roehling et al., 2018).

Assim, podemos observar que os implantes em zircónia atualmente disponíveis no mercado mostraram um aumento estatisticamente significativo nas taxas de sobrevivência em comparação com os implantes em zircónia removidos do mercado ($p = 0,028$) (Roehling et al., 2018).

Portanto, esta meta-análise efetuada por Roehling et al comprova que desde o início do ano 2000, o desempenho clínico dos implantes em zircónia tem melhorado consideravelmente.

Mais recentemente, em 2020, Balmer et al avaliaram os resultados clínicos e radiológicos de implantes em zircónia unitários restaurados com coroas únicas ou com próteses dentárias fixas ao longo de um período de observação de 5 anos em função.

Um total de 71 implantes foram colocados em 60 pacientes. Destes 71 implantes, sete implantes em seis pacientes não puderam ser avaliados porque os pacientes não compareceram ao acompanhamento de 5 anos e foram contados como desistentes. Consequentemente, a análise da taxa de sobrevivência foi baseada em 64 implantes em 54 pacientes sendo esta de 98,4% (Balmer et al., 2020).

No entanto, mais estudos clínicos de alto nível de evidência são necessários para confirmar a previsibilidade a longo prazo destes implantes (Pieralli et al., 2017; Roehling et al., 2018).

5.3 Taxas de sucesso em implantes de zircónia

Uma das dificuldades em analisar vários estudos com respeito à taxa de sucesso clínico é que dos vários autores nem todos definem “sucesso” da mesma maneira (Haro Adánez et al., 2018; Kniha et al., 2017). No entanto, a avaliação de um procedimento terapêutico requer uma avaliação realista da certeza do sucesso (Buch et al., 2003).

Um dos critérios de sucesso mais observado em relatórios clínicos é a taxa de sobrevivência, ou seja, se o implante ainda está fisicamente na boca ou foi removido. Os defensores deste método dizem que este fornece uma apresentação mais clara dos dados. Os críticos argumentam que os implantes que devem ser removidos devido à dor ou doença podem ser mantidos e são relatados como bem-sucedidos de forma errada (Misch et al., 2008).

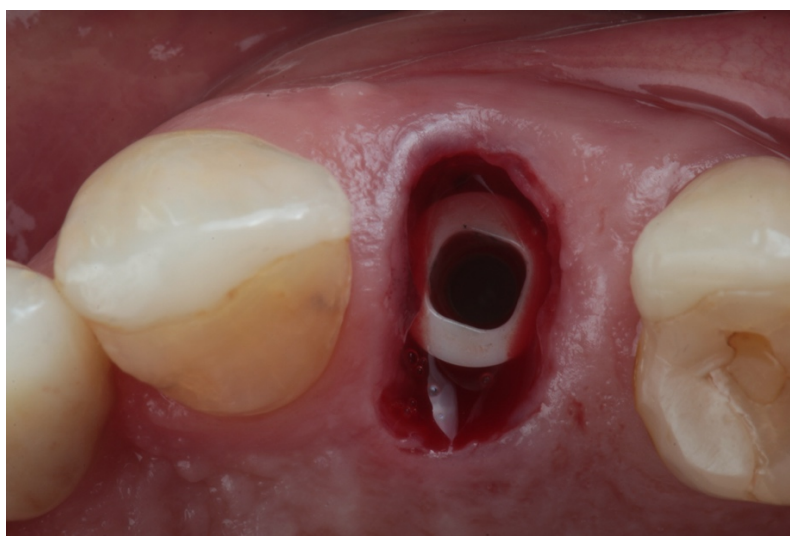


Figura 11: Vista oclusal de implante em zircónia de duas peças após colocação. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.

Um dente natural não é descrito na literatura como sucesso ou fracasso clínico. Em vez disso, as condições ideais para um dente são relatadas a partir de uma escala de qualidade de saúde que descreve as condições clínicas intraorais (Misch et al., 2008).

Em 2008, Oliva et al avaliaram a taxa de sucesso de 5 anos de três grupos de implantes em dióxido de zircônia. Um total de 831 implantes foi colocado em 378 pacientes com idade média de 48 anos. A taxa geral de sucesso dos mesmos após 5 anos de acompanhamento foi de 95% (92,77% para os implantes não revestidos, 93,57% para os implantes revestidos e 97,60% para os implantes onde foi efetuado ataque ácido) (Oliva et al., 2010).

A taxa de sucesso do grupo de superfície onde foi efetuado ataque ácido foi significativamente melhor do que as obtidas nos outros dois grupos. A superfície deste mesmo grupo apresentou maiores valores de rugosidade, o que pode justificar o melhor desempenho clínico (Oliva et al., 2010).

Neste estudo, os implantes foram designados como bem-sucedido se estivessem presentes sem mobilidade, sem dor, sem mucosite peri-implantar, sem perda óssea peri-implantar e sem fratura (Oliva et al., 2010). Desta forma, apesar de uma grande amostra e de diferenciarem o tipo de tratamento de superfície efetuado, não foi calculada a média da perda óssea marginal dos respectivos implantes.

Em 2015, Roehling et al. efetuaram um estudo retrospectivo com o objetivo de investigar o desempenho clínico de implantes em zircônia de primeira geração com superfície jateada até e após 7 anos de carregamento (Roehling et al., 2015).

Nenhum dos 161 implantes avaliados revelou história de infecções peri-implantar. Além disso, todos os 125 implantes sobreviventes, que foram acompanhados clínica e radiograficamente, atenderam aos critérios de sucesso. Assim, os implantes com diâmetro reduzido (3,25 mm) apresentaram a menor taxa de sucesso (58,8%) em comparação com os implantes com diâmetro de 4,0 mm (89,0%) e 5,0 mm (78,6%). Consequentemente, a taxa de sucesso geral foi de 77,6% (Roehling et al., 2015).

Após um período de investigação de no mínimo 7 anos de carregamento, a perda óssea perimplantar média foi de 1 mm. Dez implantes (8%) apresentaram algum ganho ósseo (variação entre 0,02 e 1,03 mm); 97 implantes (77,6%) apresentaram perda óssea de até

2 mm; 17 implantes (13,6%) apresentaram uma perda óssea entre 2 e 3 mm; 1 implante (0,8%) não apresentou nenhum grau de perda ou ganho ósseo após o período de investigação (Roehling et al., 2015).

As taxas de sobrevivência e sucesso avaliados atualmente para implantes em zircónia são inferiores em comparação com os dados bem estabelecidos sobre implantes em titânio com uma topografia de superfície moderadamente rugosa que mostra sobrevivência a longo prazo e taxas de sucesso de mais de 97% (Roehling et al., 2015).

Em 2020, Balmer et al avaliaram os resultados clínicos e radiológicos de implantes em zircónia unitários restaurados com coroas únicas ou com próteses dentárias fixas ao longo de um período de observação de 5 anos em função.

Em detalhe, após 5 anos em função: 57% (n = 36) dos implantes avaliados perderam menos de 1 mm de osso marginal; 22% (n = 14) perderam 1-1,5 mm; 10% (n = 6) perderam 1,5 –2 mm; e 2% (n = 1) perderam mais de 2 mm. 10% (n = 6) dos implantes mostraram um nível de osso marginal estável ou mesmo ganharam algum osso marginal (Balmer et al., 2020).

Os locais de implante com procedimentos de enxerto mostraram uma perda óssea marginal não significativamente diferente em comparação com locais sem quaisquer procedimentos de aumento ósseo (0,1 mm (CI: [-0,2, 0,5]) (p = 0,468)) (Balmer et al., 2020).

Tendo em conta todos os dados relativos à perda óssea marginal dos implantes em zircónia, podemos considerar que os mesmos apresentam valores semelhantes aos relatados para os implantes em titânio (Pieralli et al., 2017).

No entanto, existe um consenso de que existe heterogeneidade nos presentes estudos e que são necessários mais dados e estudos clínicos em relação ao desempenho clínico de médio e a longo prazo dos implantes em zircónia de uma peça comercialmente disponíveis (2ª geração) para uma avaliação final e coerente (Morton et al., 2018; Spies et al., 2015).

6. Opções de Reabilitação: Uma peça Vs. Duas peças

Atualmente, a maioria dos implantes em zircónia produzidos são implantes de uma peça. No entanto, estes sistemas têm várias limitações. Especialmente em zonas estéticas, a colocação cirúrgica do implante pode nem sempre atender aos requisitos prostodônticos e, não existindo com pilares angulados, pode haver comprometimento do posicionamento do implante (Cionca et al., 2017; Payer et al., 2015).



Figura 12: Colocação de implante em zircónia unitário com recurso a guia cirúrgica. Fotografia cedida pelo Prof. Doutor André Chen.

Por outro lado, correções secundárias para conseqüente retificação devem ser evitadas, uma vez que podem afetar gravemente a resistência à fratura da zircónia (Cionca et al., 2017).

Outro facto a ser considerado ao usar implantes de peça única de qualquer material é que as forças de carga na parte supramucosa do implante (*abutment*) ocorrerão por meio da atividade mastigatória e movimentos da língua imediatamente após a sua colocação, influenciando todo o processo de osteointegração (Payer et al., 2013, 2015).

Mesmo que um paciente receba uma tala de proteção removível de ajuste perfeito, como geralmente é recomendado pelos fabricantes, ainda não está claro se um implante de peça única poderá cicatrizar num ambiente sem a presença de *stress* (Payer et al., 2015).

A estabilidade primária (torque de inserção > 25 N cm) parece ser um parâmetro importante no sucesso de implantes carregados imediatamente, ao passo que contactos

oclusais desigualmente distribuídos podem contribuir para o fracasso (Rodriguez et al., 2018).

Na zona estética, os implantes são frequentemente inseridos mais profundamente para evitar a visibilidade da margem da coroa. Isso, no entanto, aumenta o risco de deixar inadvertidamente o excesso de cimento na área submucosa. Este excesso pode ser invisível, mesmo nas radiografias, e pode induzir infecção local (Cionca et al., 2017).



Figura 13: Sequência de cimentação definitiva de coroa cerâmica em implante de zircónia unitário.
Fotografias cedida pelo Prof. Doutor André Chen.

A cimentação é, então, a única opção para conectar elementos protodônticos a implantes inteiros. No entanto, uma vantagem destes mesmos implantes de uma peça é que podem minimizar a perda óssea, uma vez que evitam o *microgap* e os micromovimentos do pilar do implante (Vohra et al., 2015).

Em relação aos implantes de uma peça, um estudo *in vitro* realizado por Kohal et al, em 2011, avaliou os efeitos do carregamento cíclico e da preparação na resistência à fratura de um sistema de implante em zircónia tendo identificado dois padrões de fratura.

Quarenta e oito implantes foram divididos em dois grupos de vinte e quatro implantes: grupo A (sem modificação) e grupo B (preparação de chanfro de 1 mm). Estes grupos foram divididos em três subgrupos de oito implantes cada (1: sem carga artificial; 2: carga artificial (98 N; 1,2 milhões de ciclos de carregamento); e 3: carga artificial (98 N; 5 milhões de ciclos de carregamento)). Após a conclusão do carregamento, a resistência à fratura de cada implante foi determinada numa máquina de testes universal (Kohal et al., 2011).

Quando os implantes não foram preparados, a linha de fratura era horizontal, no limite da resina de inclusão. Em contraste, quando os implantes foram modificados por retificação, a fratura foi verticalmente paralela ao longo eixo. Esta retificação diminuiu significativamente a resistência à fratura (de 804 N quando preparado para 2.084 N quando não preparado) (Kohal et al., 2011).

Dentro das limitações do respetivo estudo *in vitro*, os autores concluíram que a preparação de implantes orais em zircónia inteiros pode diminuir sua resistência à fratura; o carregamento por 1,2 milhões de ciclos (semelhante a 5 anos de utilização) não causa redução estatisticamente significativa na resistência à fratura de implantes em zircónia; o carregamento por 5 milhões de ciclos (quase 20 anos de utilização) diminui a resistência à fratura dos implantes de zircónia (Kohal et al., 2011).

No entanto, mesmo os valores mais baixos da resistência média à fratura dos implantes utilizados estão acima dos valores das forças de mastigação oclusais fisiológicas (Kohal et al., 2011).

A maioria dos sistemas tem um *design* de parafuso de uma peça. No entanto, há ambições de fabricar implantes em zircónia de duas peças comparáveis aos implantes de titânio de duas peças (Kohal et al., 2009).

Cionca et al, em 2015, publicaram um estudo clínico prospetivo cujo objetivo principal foi avaliar os resultados de um ano de um novo sistema de implantes em cerâmica de duas peças, sendo o pilar protético cimentado dentro do implante. Posteriormente são restaurados com coroas de cerâmica total. Assim, um total de 49 implantes foram colocados em 32 pacientes. A taxa de sobrevivência cumulativa, 1 ano e 2 anos após o carregamento, foi de 87%.

Dois pilares, em dois pacientes diferentes, fraturaram. Em ambos os casos, o resíduo do pilar fraturado foi removido e, posteriormente, um novo pilar e coroa foram colocados com sucesso. O primeiro incidente ocorreu na região do primeiro molar superior esquerdo, 10 dias após a colocação da coroa, sendo a razão da falha um erro técnico devido a um problema de comunicação entre a clínica e o laboratório. O segundo incidente ocorreu na região do primeiro molar inferior esquerdo, 8 meses após a colocação da coroa. O motivo desta fratura é desconhecido (Cionca et al., 2015).

Cinco implantes foram perdidos havendo um padrão de falha comum que surgiu claramente: a mobilidade dos implantes aumentou repentinamente; não haviam sinais anteriores ou simultâneos de infecção (avermelhado, inchaço, sangramento, supuração ou dor); nem qualquer outro tipo de problema técnico. Todos os implantes puderam ser desparafusados sem esforço e sem induzir hemorragia ou supuração. Consequentemente, excluiu-se a peri-implantite como causa (Cionca et al., 2015).

Em conjunto, estes achados sugerem que houve quebra mecânica súbita da interface entre o implante e o osso. Esta mesma resposta por parte do organismo não foi ainda explicada (Cionca et al., 2015).

Na literatura ortopédica está descrito um processo não infeccioso que resulta na reabsorção óssea. Este mesmo é denominado de “*Aseptic loosening*” e parece ter uma etiologia multifatorial (Allain et al., 1999).

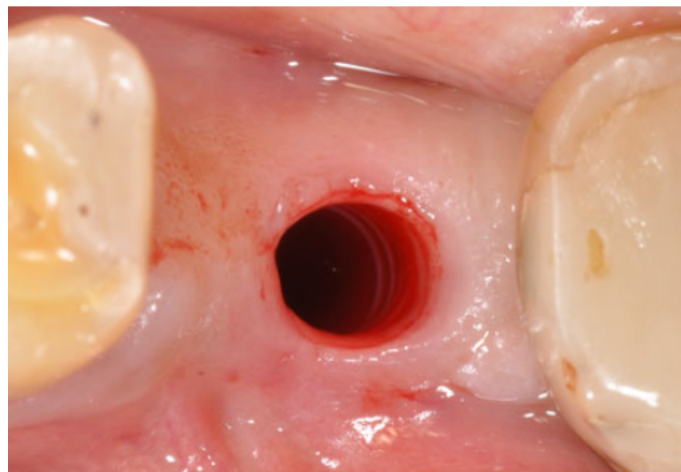


Figura 14: “*Aseptic loosening*” -retirado de Cionca et al., 2015.

O presente estudo clínico prospectivo conclui que a substituição de dentes únicos na área posterior foi possível com este novo sistema de implante (de duas peças) totalmente em cerâmica. As falhas foram devido ao afrouxamento assético. No entanto, monitorização adicional a longo prazo é necessário para demonstrar a sua durabilidade (Cionca et al., 2015).

Um outro estudo prospectivo randomizado controlado foi efetuado, em 2015, com o objetivo de avaliar o comportamento dos implantes em zircónia de duas peças em comparação com os implantes em titânio por um período de até 24 meses (Payer et al., 2015).

Um total de 31 implantes (16 cerâmicos e 15 em titânio) foram inseridos com estabilidade primária (> 30 Ncm) na maxila e na mandíbula de 22 pacientes) não necessitando de aumento de osso ou de tecido mole. Após um período de cicatrização de 6 meses na maxila e 4 meses na mandíbula, os pilares de cerâmica foram cimentados com adesivo aos implantes em zircónia e a restauração definitiva em cerâmica pura foi realizada com cerâmica de alta densidade (Payer et al., 2015).

Neste estudo, um implante em zircónia de 4,0 mm de largura e 10 mm de comprimento substituindo um segundo molar inferior foi perdido 8 meses após a restauração. Nenhuma outra complicação ou efeitos adversos graves relacionados ao implante foram registados durante a cicatrização e o posterior período de observação de até 2 anos, resultando numa sobrevivência geral e taxa de sucesso de 93,3% para implantes de zircónia e 100% para implantes de titânio (perda óssea marginal de 1,48 mm e 1,43 mm, respetivamente) (Payer et al., 2015).

Dentro dos limites da população de estudo muito pequena e do curto período de observação, parece que a conexão de *abutment* de implante adesivo é capaz de suportar as forças de carga clínicas, independentemente da localização do implante na boca do paciente. No entanto, a utilização de dique de borracha ao nível cristal para uma fixação adesiva adequada é muito complexa, tendo que ser simplificada para que tenha uma aceitação mais ampla por parte dos médicos dentistas (Payer et al., 2015).

Brull et al., em 2014 avaliaram retrospectivamente o desempenho clínico dos implantes endósseos em zircónia tanto de uma peça como de duas peças. Neste, setenta e quatro pacientes parcialmente desdentados receberam um total de 121 implantes endósseos Y-

TZP (55 de uma peça e 66 de duas peças) em todas as regiões da maxila e mandíbula (Brull et al., 2014).

Neste estudo, em vez de serem utilizados pilares de zircónia pré-fabricados, foi utilizado outro método. Foram utilizados, então, pilares de fibra de vidro modificados fixados com adesivo ao implante (Brull et al., 2014).

Na população estudada, três implantes falharam (um de uma peça e dois de duas peças), resultando numa taxa de sobrevivência de 96,5% após 3 anos. Concretamente, um implante nunca se osteointegrou; outro implante perdeu a osteointegração num paciente que recebeu extenso aumento ósseo e o terceiro implante fraturou. Nenhum *abutment* reforçado com fibra afrouxou ou fraturou durante o período de observação (Brull et al., 2014).

Por outro lado, a perda óssea marginal ao redor dos implantes nos anos consecutivos foi rara e estava dentro da faixa clinicamente aceitável. Ocasionalmente, foi observado ganho de osso marginal, principalmente nos casos em que os implantes foram colocados relativamente logo após a extração do dente (Brull et al., 2014).

Assim, o estudo conclui que os implantes sobreviventes (tanto os de uma peça como os de duas peças) mostraram condições saudáveis de mucosa com sangramento significativamente menor na sondagem ao redor dos mesmos, quando comparados aos dentes naturais (Brull et al., 2014).

Tendo como base os estudos e as características de ambos os tipos de implantes cerâmicos anteriormente referidos, é possível tirar certas conclusões relativamente à escolha dos mesmos para os mais variados tipos de casos clínicos:

Ao usar implantes em zircónia de uma peça, as dificuldades relacionadas à margem prostodôntica da submucosa, a remoção do excesso de cimento e a dificuldade de remoção de implante devem ser consideradas (Morton et al., 2018). Embora as evidências atuais mostrem que os implantes em zircónia inteiros têm um resultado clínico muito bom, estudos clínicos a longo prazo ainda são necessários para apoiar seu uso clínico (Haro Adánez et al., 2018).

Assim, a colocação de implantes em zircónia de uma peça deve ser conduzida proteticamente de acordo com as diretrizes estabelecidas para o projeto do implante (Morton et al., 2018).

Em comparação com o design de uma peça, a evidência clínica relativa aos implantes em zircónia de duas peças permanece insuficiente para justificar o seu uso clínico. Outras questões relativas à seleção do material do *abutment*, tipo de parafuso e método de retenção permanecem sem resposta (Haro Adánez et al., 2018). Desta forma, só podem ser recomendados com cuidado devido a dados de suporte insuficientes (Morton et al., 2018).

Mais estudos clínicos com foco em implantes de zircónia de duas peças comercialmente disponíveis (2ª geração) são necessários para fornecer suporte para uso como uma alternativa às indicações limitadas dadas para o projeto de implantes de uma peça (Morton et al., 2018; Roehling et al., 2018).

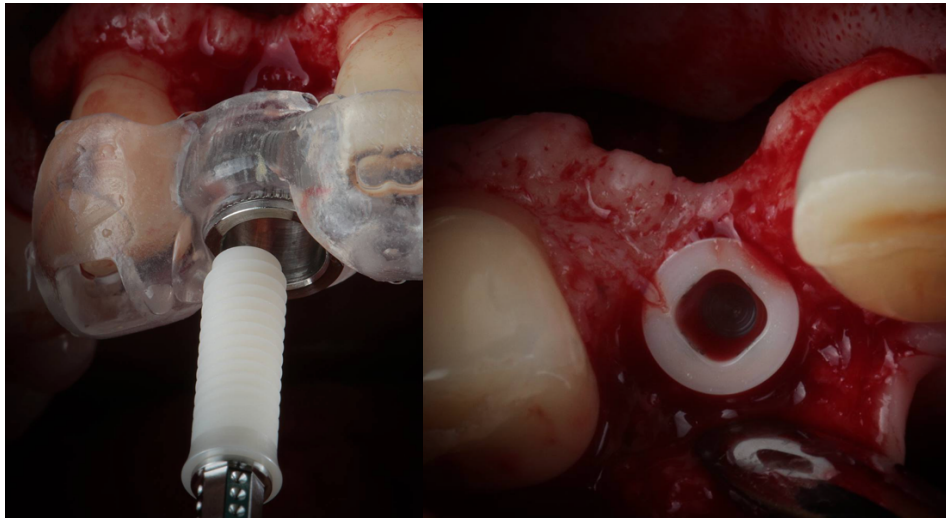


Figura 15: Sequência de colocação de implante em zircónia de duas peças com recurso a guia cirúrgica. Fotografias cedida pelo Prof. Doutor André Chen.

7. Falhas e complicações em implantes

Os implantes dentários geralmente fornecem bons resultados para pacientes parcialmente desdentados e para substituição de perda de um único dente. No entanto, alguns pacientes apresentam falhas nos mesmos (Adler et al., 2019; Han et al., 2014).

Os preditores primários de falha de implantes são má qualidade óssea, doença periodontal, doenças sistémicas, tabagismo, idade avançada, localização do implante, hábitos parafuncionais, perda de integração do implante e prótese inadequada (Manor et al., 2009).

Como visto anteriormente no capítulo das taxas de sucesso e sobrevivência, o sucesso do tratamento com recurso a implantes é baseado em aspetos funcionais, incluindo mastigação e pronúncia, aspectos fisiológicos incluindo manutenção dos níveis ósseos marginais sem perda de osteointegração ou inflamação e aspetos psicológicos incluindo a satisfação estética (Han et al., 2014; Pjetursson et al., 2012).

Consequentemente, a falha de um implante dentário pode ser definida como implante removido, perdido, móvel ou fraturado (Buser et al., 2012).

As complicações com recurso a implantes dentários não são raras e a sua taxa varia dependendo da sua definição. Assim, não existe ainda consenso sobre o que incluir e relatar como complicação. No entanto, existe na literatura a distinção entre complicações biológicas e técnicas (Adler et al., 2019).

No âmbito das complicações biológicas, estas podem ser consideradas como mucosite peri-implantar: definida como a presença de hemorragia à sondagem e/ou supuração sem aumento da profundidade de sondagem em comparação com o exame anterior e ausência de perda óssea progressiva; ou por peri-implantite: definida como a presença de hemorragia à sondagem e/ou supuração com aumento da profundidade de sondagem e perda óssea progressiva em comparação com o exame anterior (Adler et al., 2019; Berglundh et al., 2018; Haro Adánez et al., 2018).

No entanto, considerando apenas os implantes em zircónia, variados autores concluíram que não são as infeções bacterianas, mas sim a carga prematura que podem causar as falhas deste tipo de implantes (Cionca et al., 2015; Hashim et al., 2016; Roehling et al.,

2016). Estes achados contrastam, então, com os resultados obtidos para implantes de titânio, cujas principais razões para o fracasso precoce foram a inflamação peri-implantar, seguida por falha na osteointegração (Han et al., 2014).

Tendo em conta as complicações técnicas, estas podem ser classificadas como (1) *major*, como fratura do implante, fratura do abutment e perda de supra-estruturas; (2) *médias*, como fratura do abutment, fraturas do verniz ou da estrutura e complicações fonéticas, e (3) *minor*, como afrouxamento do parafuso, perda de retenção, desconexão, perda de vedação do orifício do parafuso e ajustes oclusais (Pjetursson et al., 2012).

As falhas de um implante também podem ser categorizadas de acordo com o tempo em falhas iniciais e tardias que correspondem a antes e depois da ocorrência da osteointegração, respetivamente (Han et al., 2014). Por outro lado, a perda precoce também pode ser definida como uma perda ocorrida antes do carregamento protético e a perda tardia como uma perda ocorrida após o carregamento protético (Adler et al., 2019; Roehling et al., 2018).

As falhas precoces são geralmente causadas pelo aparecimento de tecido mole entre o implante e o osso (fibrointegração), infeção ou contaminação da superfície do implante, trauma durante a cirurgia ou insuficiência do tempo de cura antes de carregar (Han et al., 2014). A técnica cirúrgica ao invés das forças oclusais pode ser uma razão para a perda precoce de implantes (Rodriguez et al., 2018).

As falhas tardias estão relacionadas com problemas durante procedimentos cirúrgicos e restauradores ou durante a terapia de manutenção. Podem resultar da quebra do equilíbrio biológico por infeção ou perturbação do equilíbrio biomecânico por trauma (Han et al., 2014), e também associados a fatores relacionados com a higiene do doente.

Uma melhor compreensão das diferentes causas de falha ajudaria os médicos dentistas a tratar e, idealmente, prevenir possíveis falhas (Han et al., 2014; Manor et al., 2009). Para minimizar a ocorrência de falhas é fundamental compreender a sua patogénese e fatores de risco, descrever os sinais e sintomas e esclarecer as implicações clínicas futuras (Manor et al., 2009).

7.1 Complicações técnicas em implantes de zircónia

A incidência de complicações técnicas compreende os valores de 1,6% a 2,1% para implantes em zircónia comercialmente disponíveis para períodos de observação de 2-5 anos (Becker et al., 2015; Roehling et al., 2018).

Entre as complicações técnicas mais frequentes existem: fratura das coroas unitárias em cerâmica; fratura da coroa em cerâmica; fraturas dos pilares de fibra de vidro; descimentação da coroa (Haro Adánez et al., 2018; Roehling et al., 2018).

Ocorreram um total de 15 complicações técnicas. Destas, 4 eram fraturas de pilar (3 de duas peças e 1 de uma peça). Além disso, os outros 2 pilares de zircónia fraturados de implantes de duas peças foram resolvidos pela cimentação de novos. O motivo da falha relatado por esses autores foi um problema de comunicação com o laboratório (Haro Adánez et al., 2018).

Um estudo efetuado por Becker et al, em 2015, observou complicações técnicas em apenas um paciente (num total de 52). Aos 23 meses de carregamento, o pilar de fibra de vidro de um implante em zircónia de duas peças fraturou, causando a fratura subsequente da coroa cimentada. Num outro estudo, dois pilares, em dois pacientes diferentes, fraturaram (num total de 49). Em ambos os casos, o resíduo do *abutment* fraturado foi removido, um novo *abutment* foi inserido e uma nova coroa foi colocada com sucesso. Tais fraturas foram consideradas um erro técnico devido a um problema de comunicação entre a clínica e o laboratório (Cionca et al., 2015).

Tendo em conta implantes de uma única peça, Gahlert et al. constataram que a maioria dos eventos adversos relacionados à prótese foi baseada numa calibração incorreta do scanner de laboratório, o que levou a um deslocamento vertical das respetivas coroas finais. No entanto, essas coroas foram posteriormente substituídas por coroas novas (Gahlert et al., 2015).

Uma outra complicação técnica associada a implantes em zircónia de uma peça é a fratura do pilar. Esta mesma ocorreu num estudo durante a tentativa mal sucedida de remoção da coroa devido a um erro de cimentação (Jung et al., 2015).

Tendo em conta as complicações técnicas relacionadas com a coroa, um estudo realizado por Cannizzaro et al., 2010 observou três tipos: descimentação; fratura; produção de uma nova coroa tendo em conta que após a remoção de tecidos hipertróficos, a gengiva recuou excessivamente.

Uma das complicações mais indesejáveis em implantologia é a fratura do implante. Em comparação com relatos de fraturas de implantes de cerâmica em óxido de alumínio relatos de fraturas de implantes em zircónia de uma peça são raros (Andreiotelli & Kohal, 2009).

Uma das explicações mais plausíveis para a fratura dos implantes cerâmicos é que a retificação do pilar do implante na preparação para o suporte de restauração subsequente possa induzir o início ou a propagação de fissuras ao longo do implante em zircónia, levando à fratura mesmo (Haro Adánez et al., 2018).

Além disso, a associação entre diâmetro e fratura de implantes em zircónia também é considerada altamente significativa (Burtscher et al., 2011; Gahlert et al., 2013; Roehling et al., 2015). Três estudos evidenciaram este mesmo facto:

Burtscher et al, em 2011, avaliaram 13 implantes fraturados sendo que 12 destas fraturas (92%) eram em implantes de diâmetro reduzido de 3,25 mm. Todas as fraturas ocorreram num período de 8 a 26 meses após o carregamento protético na região anterior nos incisivos e pré-molares da maxila e mandíbula.

Com base no alinhamento e formato das superfícies de fratura já por exame macroscópico e microscópico de luz, pode ser mostrado que a maioria dos implantes falhou devido a cargas de flexão. A direção de propagação da fissura foi sempre de palatino, respetivamente, lingual para vestibular. Esta situação de carregamento corresponde, por exemplo, à clássica mordida numa maçã (Burtscher et al., 2011).

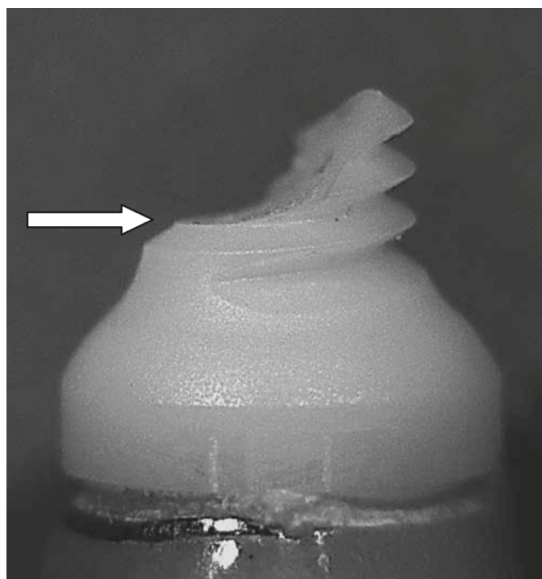


Figura 16: Fratura incipiente ao nível do primeiro fio (marcada com uma seta branca) -retirado de Burtcher et al., 2011.

Por outro lado, o *crack* localizou-se em 10 dos 13 implantes investigados no nível da primeira rosca do implante. Assim, este facto comprova claramente que esses implantes foram bem osteointegrados (Burtcher et al., 2011).

Num outro estudo, efetuado por Gahlert et al, os implantes com diâmetro reduzido (3,25 mm) apresentaram a menor taxa de sobrevivência (59,5%) em comparação com os diâmetros de 4,0 mm (90,6%) e 5,0 mm (73,9%). Assim, a taxa de sobrevivência de implantes com diâmetro de 3,25 mm foi significativamente menor em comparação com implantes com diâmetro de 4,0 mm (Gahlert et al., 2013).

Um estudo clínico retrospectivo de implantes em zircónia com 7 anos de carregamento também demonstrou que os implantes com diâmetro reduzido (3,25 mm) apresentaram a menor taxa de sobrevivência (58,5%) em comparação com os implantes com diâmetro de 4,0 mm (88,9%) e 5,0 mm (78,6%) (Roehling et al., 2015).

Desta forma, implantes em zircónia com diâmetro reduzido (3,25 mm) não devem ser recomendados para uso clínico uma vez que os efeitos de sobrecarga podem fraturar a estrutura do implante (Burtcher et al., 2011; Gahlert et al., 2013).

O jato de areia, para o tratamento de superfície, também pode potenciar a fratura do implante. Este tem como consequência uma concentração dupla de tensões mecânicas que levam à sobrecarga local do material e subsequente início de micro-fraturas.

Inicialmente, as ranhuras da rosca causam concentração e multiplicação das tensões mecânicas. Posteriormente, os micro-entalhes gerados pelo processo de jato de areia levam a concentrações de tensões devido ao seu efeito de entalhe (Burtscher et al., 2011).

7.2 Complicações biológicas em implantes de zircónia

A incidência de complicações biológicas avaliadas atualmente de 4,2% a 7,7% para implantes em zircónia comercialmente disponíveis é comparável aos dados relatados em revisões sistemáticas sobre implantes em titânio para períodos de observação de 5 anos (5,2%-8,5%) (Haro Adánez et al., 2018; Jung et al., 2012; Pjetursson et al., 2012; Roehling et al., 2018).

As complicações biológicas observadas em implantes cerâmicos foram: peri-implantite, tecido hipertrófico, edema associado a infecção e hemorragia e não osteointegração (Haro Adánez et al., 2018).

Tendo em conta à peri-implantite, um estudo efetuado por Becker et al, em 2015, relatou uma frequência de peri-implantite de 37,5% num período de 12,3 meses em implantes em zircónia de duas peças colocados na zona posterior da mandíbula e da maxila. No entanto, deve ser realçado que os respetivos implantes-alvo apenas revelaram pequenas alterações no nível do osso cristal, não excedendo os 25% superiores do comprimento do implante. Esta mesma observação é apoiada por valores moderados de profundidade de sondagem observados nesses locais.

Um estudo clínico prospetivo, com o intuito de avaliar o desempenho de implantes dentários em dióxido de zircónia em espaços edêntulos de um único dente, reportou nove complicações biológicas associadas a edema, infecção e sangramento, representando estas 18,4% dos efeitos adversos relatados. Estas mesmas ocorreram entre a colocação do implante e a inserção da prótese final após 6 meses (Gahlert et al., 2015).

A presença de tecido mole hipertrófico peri-implantar 4 meses após carregamento foi descrita num estudo onde foi necessário remover este tecido e, posteriormente, uma nova coroa foi realizada (Cannizzaro et al., 2010).

Existe uma tendência geral de associar a perda óssea marginal progressiva não às reações inflamatórias à placa bacteriana, mas sim ao *design* do implante e aos restos de cimento nos tecidos moles peri-implantares (Roehling et al., 2018). No entanto, numa série de casos retrospectivos efetuada por Rodriguez et al, a cimentação não pareceu influenciar de forma negativa os resultados finais.

Os ensaios clínicos gerais devem, então, ser direcionados à análise do impacto da cimentação necessária para restaurações e pilares com os atuais sistemas de implante em zircónia a longo prazo (Rodriguez et al., 2018).

Um outro motivo de falha do implante em zircónia é a falta e/ou perda de osteointegração (Haro Adánez et al., 2018). Quando este tipo de implantes apresenta restaurações provisórias (não tendo contacto oclusal), são expostos a forças durante a função mastigatória e durante os movimentos da língua. Este contacto pode explicar a perda precoce do implante. Assim, os implantes em zircónia inteiros geralmente demonstraram uma tendência à perda precoce do implante (Hashim et al., 2016).

III. CONCLUSÃO

Nas últimas duas décadas, os implantes cerâmicos têm conseguido ganhar o seu lugar como uma alternativa valiosa ao titânio.

Do ponto de vista biológico, a zircónia apresenta características únicas como a menor afinidade à acumulação de placa bacteriana. Esta favorece a saúde dos tecidos moles ao redor dos implantes dentários e diminui o risco de incidência de doença periodontal.

As propriedades biomecânicas dos implantes em zircónia foram avaliadas em vários ensaios pré-clínicos e clínicos com sucesso. No entanto, as taxas de falha inicial dos sistemas de implantes em zircónia desenvolvidos e testados foram geralmente mais altas em comparação com os implantes convencionais. As falhas técnicas relativas à fratura do implante são uma questão delicada e um fator crítico para a utilização e aceitação na prática diária.

Os resultados disponíveis até ao momento relativamente às taxas de sobrevivência e sucesso indicam que os implantes em zircónia são inferiores aos de titânio.

Relativamente à escolha protética de implantes cerâmicos de uma ou duas peças, o design de uma peça apresenta maior evidência científica que o *design* de duas peças. Desta forma, mais estudos clínicos com foco em implantes em zircónia de duas peças são necessários para fornecer suporte para o seu uso como uma alternativa às indicações limitadas fornecidas para os implantes de uma peça.

Assim, atualmente as evidências para uma opinião mais baseada na evidência ainda estão incompletas. Podemos, no entanto, concluir que os implantes em zircónia atualmente ainda não são uma opção comum para a zona anterior.

A cor dos implantes poderá vir a ser um fator de escolha, mas há que desenvolver as opções protéticas de forma a termos as mesmas opções que temos nos implantes em titânio.

IV. BIBLIOGRAFIA

- 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). <https://doi.org/10.1186/s40729-017-0082-6>
- Adler, L., Buhlin, K., & Jansson, L. (2019). Survival and complications: A 9- to 15-year retrospective follow-up of dental implant therapy. *Journal of Oral Rehabilitation*, 47(1), 67–77. <https://doi.org/10.1111/joor.12866>
- Afrashtehfar, K. I., & Del Fabbro, M. (2018). Clinical performance of zirconia implants: A meta-review. *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*, 58(5), 567–577. <https://doi.org/10.3109/17453678709146401>
- Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2019). On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 21(S1), 4–7. <https://doi.org/10.1111/cid.12742>
- Allain, J., Le Mouel, S., Goutallier, D., & Voisin, M. C. (1999). Poor eight-year survival of cemented zirconia-polyethylene total hip replacements. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, 81(5), 835–842. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.81B5.9454>
- Andreioteelli, M., & Kohal, R. J. (2009). Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 11(2), 158–166. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00105.x>
- Balmer, M., Spies, B. C., Kohal, R. J., Hämmerle, C. H. F., 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>
- Becker, J., John, G., Becker, K., Mainusch, S., Diedrichs, G., & Schwarz, F. (2015). Clinical performance of two-piece zirconia implants in the posterior mandible and maxilla: a prospective cohort study over 2 years. *Clinical Oral Implants Research*, 28(1), 29–35. <https://doi.org/10.1111/clr.12610>
- Belo, Y. D., Souza, Q. N., Borba, M., & Bona, A. D. (2013). Zircônia tetragonal estabilizada por ítria: comportamento mecânico, adesão e longevidade clínica. *Cerâmica*, 59(352), 633–639. <https://doi.org/10.1590/s0366-69132013000400021>

- Berglundh, T., Armitage, G., Araujo, M. G., Avila-Ortiz, G., Blanco, J., Camargo, P. M., Chen, S., Cochran, D., Derks, J., Figuero, E., Hämmerle, C. H. F., Heitz-Mayfield, L. J. A., Huynh-Ba, G., Iacono, V., Koo, K.-T., Lambert, F., McCauley, L., Quirynen, M., Renvert, S., ... Zitzmann, N. (2018). Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *Journal of Clinical Periodontology*, 45(March), S286–S291. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12957>
- Berman, S. (2016). *Why Use Zirconium Parts and Components?* FeRRALLOY. <https://www.ferralloy.com/tag/zirconium-ingots/>
- Blaschke, C., & Volz, U. (2006). Soft and hard tissue response to zirconium dioxide dental implants - A clinical study in man. *Neuroendocrinology Letters*, 27(SUPPL. 1), 69–72.
- Brånemark, P. I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindström, J., & Ohlsson, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*, 3(2), 81–100. <https://doi.org/10.3109/02844316909036699>
- Brezavšček, M., Fawzy, A., Bächle, M., Tuna, T., Fischer, J., & Att, W. (2016). The effect of UV treatment on the osteoconductive capacity of zirconia-based materials. *Materials*, 9(12). <https://doi.org/10.3390/ma9120958>
- Brull, F., 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>
- Buch, R. S., Weibrich, G., & Wagner, W. (2003). Criteria of success in implantology. *Mund-, Kiefer- Und Gesichtschirurgie : MKG*, 7(1), 42–46. <https://doi.org/10.1007/s10006-002-0432-1>
- Burtscher, D., Grunert, I., Kniha, H., & Steinhauser, E. (2011). *Failure analysis of fractured dental zirconia implants*. 287–293. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02206.x>
- Buser, D., Janner, S. F. M., Wittneben, J. G., Brägger, U., Ramseier, C. A., & Salvi, G. E. (2012). 10-Year Survival and Success Rates of 511 Titanium Implants with a Sandblasted and Acid-Etched Surface: A Retrospective Study in 303 Partially Edentulous Patients. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(6), 839–

851. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2012.00456.x>
- Buser D., W. H. and L. N. (1990). Buser-1990-Tissue integration o.pdf. In *Clin Oral Impl Res* (Vol. 1, pp. 33–40).
- Calvo-Guirado, J. L., Aguilar Salvatierra, A., Gargallo-Albiol, J., Delgado-Ruiz, R. A., Maté Sanchez, J. E., & Satorres-Nieto, M. (2015). Zirconia with laser-modified microgrooved surface vs. titanium implants covered with melatonin stimulates bone formation. Experimental study in tibia rabbits. *Clinical Oral Implants Research*, 26(12), 1421–1429. <https://doi.org/10.1111/clr.12472>
- Cannizzaro, G., Torchio, C., Felice, P., Leone, M., & Esposito, M. (2010). Immediate occlusal versus non-occlusal loading of single zirconia implants. A multicentre pragmatic randomised clinical trial. *European Journal of Oral Implantology*, 3(2), 111–120.
- Catauro, M., Bollino, F., Papale, F., & Vecchio Cipriotti, S. (2015). Investigation on bioactivity, biocompatibility, thermal behavior and antibacterial properties of calcium silicate glass coatings containing Ag. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 422, 16–22. <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2015.04.037>
- Ceralog. (2017). *CERALOG® IMPLANT SYSTEM – FACTS AND FIGURES AT A GLANCE*.
https://www.camlog.com/fileadmin/user_upload/06_Mediacenter/EN/Dokumentationen/PDF/Catalogs_Brochures/XJ6708_02-2017_CERALOG_white_paper_EN_web.pdf
- CeraRoot. (n.d.). *CeraRoot Dental Implants*. <https://pro.ceraroot.com/>
- Chevalier, J. (2005). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27, 535–543. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.07.034>
- Cho, Y., Hong, J., Ryoo, H., Kim, D., Park, J., & Han, J. (2015). Osteogenic responses to zirconia with hydroxyapatite coating by aerosol deposition. *Journal of Dental Research*, 94(3), 491–499. <https://doi.org/10.1177/0022034514566432>
- 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., Müller, N., & Mombelli, A. (2015). Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: A prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 26(4), 413–418. <https://doi.org/10.1111/clr.12370>
- Delgado-Ruiz, R. A., Abboud, M., Romanos, G., Aguilar-Salvatierra, A., Gomez-

- Moreno, G., & Calvo-Guirado, J. L. (2015). Peri-implant bone organization surrounding zirconia-microgrooved surfaces circularly polarized light and confocal laser scanning microscopy study. *Clinical Oral Implants Research*, 26(11), 1328–1337. <https://doi.org/10.1111/clar.12461>
- 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>
- Dini, C., Nagay, B. E., Cordeiro, J. M., da Cruz, N. C., Rangel, E. C., Ricomini-Filho, A. P., de Avila, E. D., & Barão, V. A. R. (2020). UV-photofunctionalization of a biomimetic coating for dental implants application. *Materials Science and Engineering C*, 110(December 2019), 110657. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.110657>
- 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/clar.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., Pfundstein, G., Grunert, I., Kniha, H., & Roehling, S. (2013). Dental Zirconia Implants up to Three Years in Function: A Retrospective Clinical Study and Evaluation of Prosthetic Restorations and Failures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(3), 896–904. <https://doi.org/10.11607/jomi.2211>
- Gahlert, M., Kniha, H., Weingart, D., Schild, S., Gellrich, N. C., & Bormann, K. H. (2015). A prospective clinical study to evaluate the performance of zirconium dioxide dental implants in single-tooth gaps. *Clinical Oral Implants Research*, 27(12), e176–e184. <https://doi.org/10.1111/clar.12598>
- Gaviria, L., Salcido, J. P., Guda, T., & Ong, J. L. (2014). Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 40(2), 50. <https://doi.org/10.5125/jkaoms.2014.40.2.50>
- Gittens, R. A., Scheideler, L., Rupp, F., Hyzy, S. L., Geis-Gerstorfer, J., Schwartz, Z., & Boyan, B. D. (2014). A review on the wettability of dental implant surfaces II:

- Biological and clinical aspects. *Acta Biomaterialia*, 10(7), 2907–2918. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2014.03.032>
- 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>
- Guess, P. C., Att, W., & Strub, J. R. (2012). Zirconia in Fixed Implant Prosthodontics. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(5), 633–645. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2010.00317.x>
- Hafezeqoran, A., & Koodaryan, R. (2017). Effect of Zirconia Dental Implant Surfaces on Bone Integration: A Systematic Review and Meta-Analysis. *BioMed Research International*, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/9246721>
- Han, H.-J., Kim, S., & Han, D.-H. (2014). Multifactorial Evaluation of Implant Failure: A 19-year Retrospective Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(2), 303–310. <https://doi.org/10.11607/jomi.2869>
- Hao, L., Lawrence, J., & Chian, K. S. (2005). Osteoblast cell adhesion on a laser modified zirconia based bioceramic. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 16(8), 719–726. <https://doi.org/10.1007/s10856-005-2608-3>
- 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>
- Hashim, D., Cionca, N., Courvoisier, D. S., & Mombelli, A. (2016). A systematic review of the clinical survival of zirconia implants. *Clinical Oral Investigations*, 20(7), 1403–1417. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1853-9>
- Henningsen, A., Smeets, R., Heuberger, R., Jung, O. T., Hanken, H., Heiland, M., Cacaci, C., & Precht, C. (2018). Changes in surface characteristics of titanium and zirconia after surface treatment with ultraviolet light or non-thermal plasma. *European Journal of Oral Sciences*, 126(2), 126–134. <https://doi.org/10.1111/eos.12400>
- Howe, M. S., Keys, W., & Richards, D. (2019). Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 84(December 2018), 9–21. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.03.008>
- Institute, I. (2017). *O que é a Zircônia?* <https://implante.institute/blog/o-que-e-a-zirconia/47>
- Jung, R. E., Grohmann, P., Sailer, I., Steinhart, Y. N., Fehér, A., Hämmerle, C., Strub, J.

- R., & Kohal, R. (2015). 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/clar.12670>
- Jung, R. E., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M., & Thoma, D. S. (2012). Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 23(SUPPL.6), 2–21. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02547.x>
- Kniha, K., Kniha, H., Möhlhenrich, S. C., Milz, S., Hölzle, F., & Modabber, A. (2017). Papilla and alveolar crest levels in immediate versus delayed single-tooth zirconia implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(8), 1039–1044. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.02.007>
- Koch, F. P., Weng, D., Krämer, S., Biesterfeld, S., Jahn-Eimermacher, A., & Wagner, W. (2010). Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: A histomorphometric study in the dog. *Clinical Oral Implants Research*, 21(3), 350–356. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01832.x>
- Kohal, Ralf J., Wolkewitz, M., & Tsakona, A. (2011). The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: An in vitro investigation. *Clinical Oral Implants Research*, 22(8), 808–814. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02067.x>
- Kohal, Ralf Joachim, Finke, H. C., & Klaus, G. (2009). Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: An in vitro pilot study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 11(4), 323–329. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00116.x>
- Kozmacs, C., Hollmann, B., Arnold, W. H., Naumova, E., & Piwowarczyk, A. (2017). Polishing of monolithic zirconia crowns—results of different dental practitioner groups. *Dentistry Journal*, 5(4), 1–8. <https://doi.org/10.3390/dj5040030>
- 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).

- <https://doi.org/10.1088/1468-6996/15/2/025001>
- Le Ray, A. M., Gautier, H., Bouler, J. M., Weiss, P., & Merle, C. (2010). A new technological procedure using sucrose as porogen compound to manufacture porous biphasic calcium phosphate ceramics of appropriate micro- and macrostructure. *Ceramics International*, 36(1), 93–101. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2009.07.001>
- 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>
- Manor, Y., Oubaid, S., Mardinger, O., Chaushu, G., & Nissan, J. (2009). Characteristics of Early Versus Late Implant Failure: A Retrospective Study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(12), 2649–2652. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.07.050>
- Menini, M., Bagnasco, F., Calimodio, I., Di Tullio, N., Delucchi, F., Baldi, D., & Pera, F. (2020). Influence of Implant Thread Morphology on Primary Stability: A Prospective Clinical Study. *BioMed Research International*, 2020(1). <https://doi.org/10.1155/2020/6974050>
- Mihatovic, I., Golubovic, V., Becker, J., & Schwarz, F. (2017). Bone tissue response to experimental zirconia implants. *Clinical Oral Investigations*, 21(2), 523–532. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1904-2>
- 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>
- Mombelli, A., Hashim, D., & Cionca, N. (2018). What is the impact of titanium particles and biocorrosion on implant survival and complications? A critical review. *Clinical Oral Implants Research*, 29(March), 37–53. <https://doi.org/10.1111/clr.13305>
- Morton, D., Gallucci, G., Lin, W. S., Pjetursson, B., Polido, W., Roehling, S., Sailer, I., Aghaloo, T., Albera, H., Bohner, L., Braut, V., Buser, D., Chen, S., Dawson, A., Eckert, S., Gahlert, M., Hamilton, A., Jaffin, R., Jarry, C., ... Zhou, W. (2018). Group 2 ITI Consensus Report: Prosthodontics and implant dentistry. *Clinical Oral*

- Implants Research*, 29(May), 215–223. <https://doi.org/10.1111/clr.13298>
- Müller, K., & Valentine-Thon, E. (2006). Hypersensitivity to titanium: Clinical and laboratory evidence. *Neuroendocrinology Letters*, 27(SUPPL. 1), 31–35.
- NobelBiocare. (2019). *NobelPearl™ Tapered implant system Quick guide*. https://www.nobelbiocare.com/sites/default/files/GMT62827_NobelPearl_Quickguide_GB.pdf
- 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.
- Osman, R. B., Ma, S., Duncan, W., De Silva, R. K., Siddiqi, A., & Swain, M. V. (2013). Fractured zirconia implants and related implant designs: Scanning electron microscopy analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 24(5), 592–597. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02411.x>
- Östman, P. O., Hellman, M., Albrektsson, T., & Sennerby, L. (2007). Direct loading of Nobel Direct® and Nobel Perfect® one-piece implants: A 1-year prospective clinical and radiographic study. *Clinical Oral Implants Research*, 18(4), 409–418. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01346.x>
- Payer, M., Arnetzl, V., Kirmeier, R., Koller, M., Arnetzl, G., & Jakse, N. (2013). Immediate provisional restoration of single-piece zirconia implants: A prospective case series - results after 24 months of clinical function. *Clinical Oral Implants Research*, 24(5), 569–575. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02425.x>
- 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>
- Pellegrini, G., Francetti, L., Barbaro, B., & Del Fabbro, M. (2018). Novel surfaces and osseointegration in implant dentistry. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 9(4), e12349. <https://doi.org/10.1111/jicd.12349>
- 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, 38–46. <https://doi.org/10.1177/0022034516664043>
- Pieralli, Stefano, 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>
- Pjetursson, B. E., Thoma, D., Jung, R., Zwahlen, M., & Zembic, A. (2012). A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 23(SUPPL.6), 22–38. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02546.x>
- Prado, P. H. C. O., Monteiro, J. B., Campos, T. M. B., Thim, G. P., & de Melo, R. M. (2019). Degradation kinetics of high-translucency dental zirconias: Mechanical properties and in-depth analysis of phase transformation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103482>
- Rodriguez, A. E., Monzavi, M., Yokoyama, C. L., & Nowzari, H. (2018). Zirconia dental implants: A clinical and radiographic evaluation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(6), 538–544. <https://doi.org/10.1111/jerd.12414>
- Roehling, S., Astasov-Frauenhoffer, M., Hauser-Gerspach, I., Braissant, O., Woelfler, H., Waltimo, T., Kniha, H., & Gahlert, M. (2016). In Vitro Biofilm Formation on Titanium and Zirconia Implant Surfaces. *Journal of Periodontology*, 88(3), 298–307. <https://doi.org/10.1902/jop.2016.160245>
- Roehling, S., Schlegel, K. A., Woelfler, H., & Gahlert, M. (2018). Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 29(November 2017), 135–153. <https://doi.org/10.1111/clar.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/clar.13425>
- Roehling, S., Woelfler, H., Hicklin, S., Kniha, H., & Gahlert, M. (2015). A Retrospective Clinical Study with Regard to Survival and Success Rates of Zirconia Implants up to and after 7 Years of Loading. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(3), 545–558. <https://doi.org/10.1111/cid.12323>
- 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(July 2018), 1294–1305. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.01.062>

- Sculean, A., Gruber, R., & Bosshardt, D. D. (2014). Soft tissue wound healing around teeth and dental implants. *Journal of Clinical Periodontology*, *41*, S6–S22. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12206>
- Shahramian, K., Gasik, M., Kangasniemi, I., Walboomers, X. F., Willberg, J., Abdulmajeed, A., & Närhi, T. (2019). Zirconia implants with improved attachment to the gingival tissue. *Journal of Periodontology*, *91*(9), 1213–1224. <https://doi.org/10.1002/JPER.19-0323>
- Sicilia, A., Cuesta, S., Coma, G., Arregui, I., Guisasola, C., Ruiz, E., & Maestro, A. (2008). Titanium allergy in dental implant patients: A clinical study on 1500 consecutive patients. *Clinical Oral Implants Research*, *19*(8), 823–835. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01544.x>
- Silva, N. R. F. A., Coelho, P. G., Fernandes, C. A. O., Navarro, J. M., Dias, R. A., & Thompson, V. P. (2008). Reliability of one-piece ceramic implant. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, *88*(2), 419–426. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31113>
- Spies, B. C., Balmer, M., Patzelt, S. B. M., Vach, K., & Kohal, R. J. (2015). Clinical and patient-reported outcomes of a zirconia oral implant: Three-year results of a prospective cohort investigation. *Journal of Dental Research*, *94*(10), 1385–1391. <https://doi.org/10.1177/0022034515598962>
- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, *48*(5), 369–380. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a38057>
- Straumann®. (2014). *Basic information on the surgical and prosthetic procedures - Straumann® PURE Ceramic Implant*. 30.
- Talmazov, G., Veilleux, N., Abdulmajeed, A., & Bencharit, S. (2020). Finite element analysis of a one-piece zirconia implant in anterior single tooth implant applications. *PLoS ONE*, *15*(2), 1–14. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0229360>
- TavDental. (2018). *Zirconia Implants*. <https://tavdental.com/zirconia-implants/>
- Tuna, T., Wein, M., Altmann, B., Steinberg, T., Fischer, J., & Att, W. (2015). Effect of ultraviolet photofunctionalisation on the cell attractiveness of Zirconia implant materials. *European Cells and Materials*, *29*, 82–96. <https://doi.org/10.22203/eCM.v029a07>
- Tuna, T., Wein, M., Swain, M., Fischer, J., & Att, W. (2015). Influence of ultraviolet

- photofunctionalization on the surface characteristics of zirconia-based dental implant materials. *Dental Materials*, 31(2), e14–e24. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.10.008>
- Van Brakel, R., Meijer, G. J., Verhoeven, J. W., Jansen, J., De Putter, C., & Cune, M. S. (2012). Soft tissue response to zirconia and titanium implant abutments: An in vivo within-subject comparison. *Journal of Clinical Periodontology*, 39(10), 995–1001. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2012.01931.x>
- Velasco-Ortega, E., Jimenez-Guerra, A., Monsalve-Guil, L., Ortiz-Garcia, I., Nicolas-Silvente, A. I., Segura-Egea, J. J., & Lopez-Lopez, J. (2020). Long-term clinical outcomes of treatment with dental implants with acid etched surface. *Materials*, 13(7), 1–12. <https://doi.org/10.3390/ma13071553>
- Vohra, F., Al-Kheraif, A. A., Ab Ghani, S. M., Abu Hassan, M. I., Alnassar, T., & Javed, F. (2015). Crestal bone loss and periimplant inflammatory parameters around zirconia implants: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), 351–357. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.03.016>
- Wennerberg, A., Sennerby, L., Kultje, C., & Lekholm, U. (2003). Some soft tissue characteristics at implant abutments with different surface topography. A study in humans. *Journal of Clinical Periodontology*, 30(1), 88–94. <https://doi.org/10.1034/j.1600-051X.2003.10026.x>
- Xie, H., Shen, S., Qian, M., Zhang, F., Chen, C., & Tay, F. R. (2015). Effects of acid treatment on dental zirconia: An in vitro study. *PLoS ONE*, 10(8), 1–12. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0136263>
- Yang, J. Z., Sultana, R., Ichim, P., Hu, X. Z., Huang, Z. H., Yi, W., Jiang, B., & Xu, Y. (2013). Micro-porous calcium phosphate coatings on load-bearing zirconia substrate: Processing, property and application. *Ceramics International*, 39(6), 6533–6542. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2013.01.086>
- Yoshimura, H. N., Molisani, A. L., Narita, N. E., Gonçalves, M. P., & De Campos, M. F. (2007). Low cost partially-stabilized zirconia ceramic produced by powder mixing with additives of MgO-Y₂O₃-CaO system. *Ceramica*, 53(326), 116–132. <https://doi.org/10.1590/s0366-69132007000200003>
- Yoshinari, M. (2020). Future prospects of zirconia for oral implants —A review. *Dental Materials Journal*, 39(1), 37–45. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-151>
- Z7. (n.d.). *Z7 zirconia implant system*. <https://z7implants.com/home/?lang=pt-br>
- Zarone, F., Di Mauro, M. I., Ausiello, P., Ruggiero, G., & Sorrentino, R. (2019). Current

status on lithium disilicate and zirconia: A narrative review. *BMC Oral Health*, 19(1), 1–14. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0838-x>

Zeramex. (2021). *The future: natural, white and digital*. https://www.zeramex.com/docs/en/media_downloads/marketing_documents/zeramex_sales_brochure_en.pdf

ZSystems. (2021). *SOLVE EVERY CASE . WITH 100 % CERAMIC .* https://zsystems.com/fileadmin/user_upload/pdf/zsystems_produktkatalog_en.pdf