



CESPU

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Comparação entre a estabilidade biomecânica de implantes de zircónia e implantes de titânio

Revisão Sistemática Integrativa

Arianna Iberico Torres

Tese conducente ao Grau de Mestre em Medicina Dentária (Ciclo Integrado)

Gandra, 9 de setembro de 2021



CESPU

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Arianna Iberico Torres

Tese conducente ao Grau de Mestre em Medicina Dentária (Ciclo Integrado)

Comparação entre a estabilidade biomecânica de implantes de zircónia e implantes de titânio

Revisão Sistemática Integrativa

Trabalho realizado sob a Orientação do Prof Doutor António Sérgio de Oliveira e Silva

Declaração de Integridade

Eu, acima identificado, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração deste trabalho, confirmo que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou à prática de plágio (ato pelo qual um indivíduo, mesmo por omissão, assume a autoria do trabalho intelectual pertencente a outrem, na sua totalidade ou em partes dele). Mais declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciadas ou redigidas com novas palavras, tendo neste caso colocado a citação da fonte bibliográfica.

Agradecimentos

Agradeço, aos meus pais, porque me ensinaram que, com perseverança e trabalho árduo, eu conseguiria alcançar tudo aquilo a que me propusesse. Igualmente, por fazerem todos os possíveis, para eu poder receber a melhor educação académica, moral e artística.

Ao meu irmão, por todo o apoio que me deu neste último ano e por ser um grande exemplo para mim.

Aos meus professores, por tudo o que me ensinaram.

Ao meu orientador Prof. António Sérgio Silva por pela sua disponibilidade, paciência e ajuda.

E finalmente, aos meus amigos, que estiveram sempre presentes, perto ou longe, e tornaram esta caminho mais agradável.

Resumo

O titânio é amplamente utilizado para o fabrico de implantes, mas após terem sido relatados casos de hipersensibilidade e de estética comprometida, procuraram-se materiais alternativos. Desta pesquisa nasceram os implantes de zircónio, que devido à sua cor branca e biocompatibilidade, entre outras coisas, foram capazes de competir com os implantes de titânio.

O objetivo principal desta revisão sistemática integrativa foi comparar a estabilidade biomecânica dos implantes de zircónio e titânio, a fim de perceber as vantagens e desvantagens de cada um. Para este efeito, foi efectuada uma pesquisa na base de dados PUBMED utilizando a combinação dos seguintes termos: "dental implants" E "zirconia" OU "zirconium" E "titanium" E "osseointegration" E "primary stability" E "bacterial adhesion" OU "biofilms" E "Stress, Mechanical". A pesquisa identificou 529 estudos, dos quais 24 foram considerados relevantes para esta investigação.

Estes estudos forneceram dados importantes, concluindo-se que tanto a zircónia como os implantes de titânio têm vantagens e desvantagens, pelo que o implante mais adequado deve ser seleccionado de acordo com o propósito a ser empregado. A zircónia é mais propensa à fracturas e tem uma osteointegração inferior à do titânio, no entanto esta inibe a adesão bacteriana em maior grau do que o titânio. Em relação à estabilidade primária, pode-se deduzir que para este factor é mais importante avaliar a densidade óssea e os defeitos ósseos do que o próprio material do implante.

Palavras-chave

implantes dentários, zircónia, titânio, osteointegração, estabilidade primária, aderência bacteriana/biofilms, stress mecânico.

Abstract

Titanium is widely used for the manufacture of implants, but after cases of hypersensitivity and compromised esthetics were reported, alternative materials were searched. From this research were resulted zirconium implants, which due to their white color and biocompatibility, among other things, were able to compete with titanium implants.

The purpose of this integrative systematic review was to compare the biomechanical stability of zirconium and titanium implants to understand the advantages and disadvantages of each one of them. For this purpose, a search was performed in the PUBMED database using the combination of the following terms: "dental implants" AND "zirconia" OR "zirconium" AND "titanium" AND "osseointegration" AND "primary stability" AND "bacterial adhesion" OR "biofilms" AND "Stress, Mechanical". The search identified 529 studies, of which 24 were considered relevant to this investigation.

These studies provided important data, and it was concluded that both zirconia and titanium implants have advantages and disadvantages, so the most suitable implant should be selected according to the purpose to be employed. Zirconia is more prone to fracture and has lower osseointegration than titanium, but it inhibits bacterial adhesion to a greater degree than titanium. Regarding primary stability, it can be deduced that for this factor it is more important to evaluate bone density and bone defects than the implant material itself.

Keywords

dental implants, zirconia, titanium, osseointegration, primary stability, bacterial adhesion/biofilms, mechanical stress

Índice

1. Introdução	1
2. Objetivos	4
3. Metodologia de pesquisa bibliográfica	5
4. Resultados.....	7
5. Desenvolvimento	36
5.1 Capacidade de integração.....	36
5.1.1 Principais fatores que afetam a osteointegração.....	36
5.1.2 Velocidade de osteointegração.....	38
5.1.3 Perda óssea em implantes de titânio e zircônia	39
5.1.4 Regeneração óssea guiada	40
5.1.5 Capacidade de adesão aos tecidos moles	40
5.2 Estabilidade primaria.....	41
5.3 Afinidade com a placa bacteriana	41
5.4 Resistência a fraturas.....	42
6. Conclusão.....	43
Referencias Bibliográficas.....	45

1. Introdução

Desde o início da concepção da ideia do implante, a escolha de um material apropriado foi a chave para o sucesso futuro do implante. Em 1938 Strock colocou o primeiro implante de cobalto-crómio-molibdênio, que teve relativo sucesso (1). Mas o verdadeiro avanço na implantologia moderna foi iniciado há 50 anos (2) com o Professor Brånemark, que observou a propriedade do titânio de desenvolver um acoplamento permanente com o osso a que chamou "osteointegração".(2,3) Foi após desta descoberta que o titânio foi considerado como um material permanente para implantes dentários. E é assim que a utilização de implantes endósseos osseointegrados foi introduzida em 1982 nos Estados Unidos.(1)

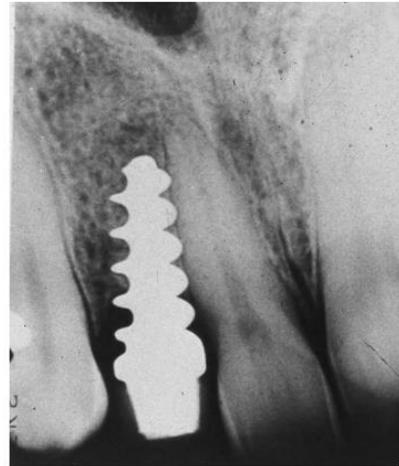


Imagem 1 - Primeiro implante endósseo de longa duração em 1938, aqui mostrado após 8 anos.

Mais tarde no final da década de 1960 o Professor André Schroeder foi o primeiro em documentar o contacto directo osso-implante para implantes de titânio em secções histológicas não calcificadas e sobre as reacções dos tecidos moles aos implantes de titânio. (2)

Inevitavelmente, cada um destes dois pioneiros suíços criaram sua propia equipa de investigação e depois de a sua contribuição de muitos estudos pré-clínicos e clínicos, foi desenvolvido na década de 1980 as directrizes cirúrgicas básicas para a realização previsível de osteointegração.(2)

Embora as duas equipas tenham concordado com as directrizes estabelecidas, as ideias apresentadas relativas à modalidade de integração à superfície do implante eram diferentes. Por isso, juntamente com um sócio industrial para os orientar com engenharia, fabrico, marketing e vendas, cada um concebeu um implante e com ele

nasceram as empresas de implantes dentários mais bem sucedidas até à data: Nobel Biocare e Straumann (por o Dr. Fritz Straumann). (2,3)

Com o passar do tempo, surgiram novas ideias para desenvolver o implante certo. No início deste século, foi feita muita investigação sobre o desenho e o procedimento cirúrgico dos implantes (2). No entanto, a investigação está agora a questionar o material de escolha para implantes.

A noção de uma alternativa aos implantes de titânio tem crescido nos últimos 40 anos. Isto deve-se principalmente a três situações. 1) O aumento dos casos de pacientes com hipersensibilidade ao titânio(4,5) . 2) Estudos com dados importantes sobre o titânio: seu processo corrosivo quando entra em contacto com fluoreto ou uma liga metálica e saliva; a oxidação da superfície por o biofilme bacteriano num ambiente ácido; ou sua indução de uma imunomodulação não específica e auto-imune(4). Finalmente, 3) aspectos estéticos considerados quando o implante tem de ser colocado no sector anterior (4,5). Este último factor está a tornar-se muito mais importante hoje em dia com a crescente procura de estética na área dentária(6). Como o titânio é cinzento escuro, compromete a estética em pacientes com um periodonto biótipo fino ou com o aparecimento de uma recessão gengival.(5)

O material proposto como alternativa é o zircónia (2,4,7,8). Esta ideia de implantes de zircónia surgiu pela primeira vez em 2006 (6), mas este material já era considerado como uma cerâmica de alto desempenho na investigação de Garvie et al. em 1975 (9). A zircónia (ZrO_2) é um dióxido de cerâmica policristalino do metal de transição zircónio (Zr). Este material pode competir com o titânio devido à sua semelhante osteointegração, distribuição de tensão e rugosidade superficial(4–7). A zircónia também tem vantagens como a resistência a altas temperaturas(6,9,10), resistência ao desgaste(6), estabilidade química(6,10), as suas possíveis capacidades bacteriófobas(8), e seu cor branco que a torna altamente estética(4–6,8). Além disso, estudos indicam que a zircónia reduz a formação de placas na superfície do implante, levando a uma melhor cicatrização dos tecidos periodontais (5,6,10).

Esta revisão sistemática integrativa visa comparar a estabilidade biomecânica dos implantes de zircônio e titânio, a fim de perceber as vantagens e desvantagens de cada um.

2. Objetivos

Objetivo principal

- Comparar entre a estabilidade biomecânica de implantes de zircónia e implantes de titânio

Objetivos secundários

- Comparar a **capacidade de integração** em tecidos duros e moles dos implantes de zircónia e implantes de titânio
- Comparar a **estabilidade primária** dos implantes de zircónia e implantes de titânio
- Comparar a **afinidade com a placa bacteriana** dos implantes de zircónia e implantes de titânio
- Comparar a **resistência a fraturas** dos implantes de zircónia e implantes de titânio

3. Metodologia de pesquisa bibliográfica

A pesquisa bibliográfica foi realizada no PUBMED (via National Library of Medicine) recorrendo às palavras-chave e sua associação: "dental implants" E "zirconia" OU "zirconium" E "titanium" E "osseointegration" E "primary stability" E "bacterial adhesion" OU "biofilms" E "Stress, Mechanical".

A revisão bibliográfica deste trabalho baseou-se em 32 artigos selecionados sobre o tema, devidamente analisados de acordo com os seguintes critérios:

Critérios de inclusão:

- Artigos escritos em inglês, espanhol ou português;
- Artigos com texto completo;
- Artigos escritos até Dezembro 2020, dos últimos 5 anos
- Artigos nos quais se verificasse a presença das palavras-chave ou alguma associação entre as mesmas;
- Artigos com resumos considerados relevantes para o desenvolvimento deste trabalho;
- Artigos presentes na bibliografia de artigos resultantes da pesquisa inicial e que suscitasse algum interesse para o desenvolvimento deste trabalho.
- Artigos que relatam sobre a comparação entre a estabilidade biomecânica de implantes de zircónia e implantes de titânio.
- Artigos que sejam meta-análises; revisões sistemáticas; estudo de coorte; estudos de corte transversal; Investigação pré-clínica; análise de elementos finitos .

Critérios de exclusão:

- Artigos que não cumpriram os critérios de inclusão;
- Artigos que, após análise detalhada, não mostraram relevância para o desenvolvimento deste trabalho;
- Artigos que não incluíssem as palavras chave.
- Artigos que não foi tema implantes de liga de zircônio e titânio.

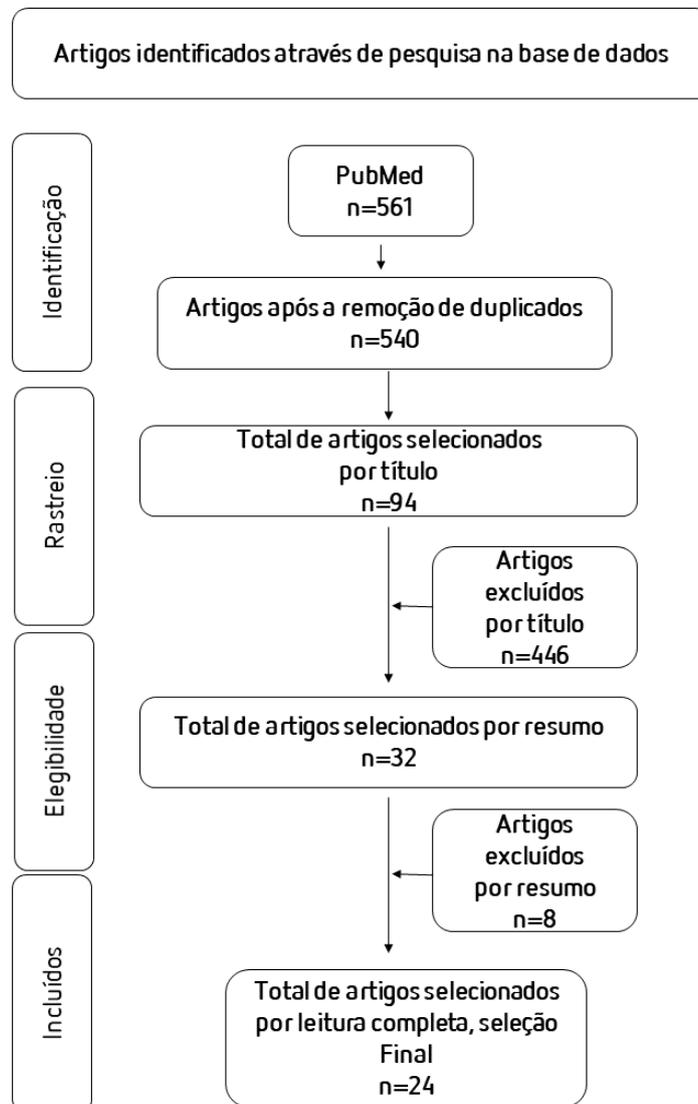
As combinações utilizadas na pesquisa foram as seguintes:

- 1) (((dental implants) AND (zirconia) OR (zirconium)) AND (titanium)) AND (osseointegration)
- 2) (((dental implants) AND (zirconia) OR (zirconium)) AND (titanium)) AND (primary stability)
- 3) (((dental implants) AND (zirconia) OR (zirconium)) AND (titanium)) AND (bacterial adhesion) AND (biofilms)
- 4) (((dental implants) AND (zirconia) OR (zirconium)) AND (titanium)) AND (Stress, Mechanical)
- 5) (((dental implants) AND (zirconia) OR (zirconium)) AND (titanium)) AND (Stress, Mechanical) NOT (abutments)

4. Resultados

A pesquisa bibliográfica mediante as combinações de palavras-chave identificou-se um total de 561 artigos no PubMed como mostra o Fluxograma (Figura 1). Após eliminar os duplicados e a leitura dos títulos e resumos dos artigos, 529 foram os excluídos por não atenderem aos critérios de inclusão. Os restantes 32 estudos potencialmente relevantes foram então avaliados. Desses estudos, 8 foram excluídos por não fornecerem dados abrangentes considerando o objetivo do presente estudo. Assim, 24 estudos foram incluídos nesta revisão.

Figura 1. Diagrama de fluxo de estratégias de busca usada neste estudo



Entre estes artigos encontram-se 13 investigações pré-clínicas; das quais 6 são in vitro e 7 são estudos com animais. Há também 1 meta-análise, 6 revisões sistemáticas. Além disso, existem 1 análises de elementos finitos que avaliam a resistência à fractura dos sujeitos a serem comparados. E incluiu-se também 1 estudo transversal observacional e 2 estudos de coorte.

Cada um destes artigos seleccionados proporciona informações para cada um dos objectivos secundários. Por isso 18 artigos (75,00%) comparam a capacidade de integração em tecidos duros e moles dos implantes de zircónia e implantes de titânio, 1 (4,17%) comparam a estabilidade primária dos dois tipos de implantes, outros 3 artigos(12,50%) comparam a afinidade com a placa bacteriana dos implantes e 4 artigos (16,67%) comparam a resistência a fraturas dos mesmos. (Tabela 1) Os principais resultados são os seguintes:

Tabela 1. Dados relevantes recolhidos dos estudos seleccionados.

AUTOR (ANO)	OBJECTIVO	METODOLOGIA	RESULTADOS	CONCLUSÃO
Bosshardt, D Chappuis, V. Buser, D. (2017)	Descrever a sequência temporal da osteointegração e os efeitos das modificações da superfície do implante e da composição química do biomaterial a grande volume sobre a osteointegração. A integração dos tecidos moles, embora importante para o sucesso a longo prazo dos implantes dentários, não será discutida.	<i>Revisão sistemática</i>	A cicatrização óssea em redor dos implantes dentários segue o padrão e a sequência da osteogênese intramembrana com formação de osso primário em primeiro lugar seguido mais tarde pela formação de osso lamelar e de fibras paralelas. A aposição óssea na superfície do implante começa mais cedo no osso trabecular do que no osso compacto. Enquanto o primeiro osso novo pode ser encontrado na superfície do implante cerca de 1 semana após a instalação, a remodelação óssea começa entre 6 e 12 semanas e continua ao longo da vida. A remodelação óssea também envolve a interface osso-implante, expondo assim transientemente porções da superfície do implante. As	<ul style="list-style-type: none"> • A cura óssea em redor dos implantes segue o padrão e a sequência da osteogênese intramembrana, começando com a formação de osso primário e seguido mais tarde pela formação de osso com fibras paralelas e por osso lamelar. A remodelação óssea também envolve a interface osso-implante. • Os implantes contemporâneos feitos de titânio comercialmente puro de grau 4, TiZr e zircónio com uma superfície de micro-rosa são biologicamente bem tolerados e rapidamente osseointegrados, como demonstrado em muitas experiências animal e em algumas experiências humanas. Os implantes de Ti6Al4V de superfície-

			<p>modificações superficiais que criam superfícies de micro-implantes aceleram o processo de osteointegração de implantes de titânio, como demonstrado em numerosas experiências em animais. O jacto de areia seguido de ácido pode actualmente ser considerado como a técnica gold standard para criar superfícies de micro-implantes. As modificações químicas da superfície, resultando em maior hidrofiliabilidade, aumentam ainda mais a velocidade de osteointegração de implantes de titânio e titânio-zircónio, tanto em animais como em humanos. As modificações superficiais dos implantes de zircónio e zircónio aluminizado também têm influência na velocidade de osteointegração, e alguns tipos de implantes alcançam</p>	<p>modificada podem comportar-se de forma diferente.</p> <ul style="list-style-type: none"> • As células gigantes multinucleadas parecem ser uma parte integrante do processo normal de osteointegração. Contudo, em certos materiais dentários-implantes, estas células estão presentes em maior número. • A presença de células gigantes multinucleadas durante o processo de osteointegração não pode prever a futura perda de implantes. • Altas taxas de sucesso e sobrevivência para certos sistemas de implantes corroboram a segurança e longevidade da osteointegração. • A perda de implantes não relacionada com a peri-implantite clássica requer mais investigações. Os factores do
--	--	--	--	--

			<p>altos valores de contacto osso-implante em animais. Embora frequentemente discutidos independentemente uns dos outros, as características da superfície, tais como topografia e química, são virtualmente inseparáveis. Sistemas de implantes contemporâneos e bem documentados com superfícies de micro implantes, colocados por clínicos devidamente treinados e experientes, demonstram altas taxas de sobrevivência a longo prazo. No entanto, ocorrem falhas de implantes. Uma baixa percentagem de implantes é diagnosticada com peri-implantite após 10 anos em função. Além disso, um baixo número de implantes parece ser perdido por razões principais que não a infecção induzida pelo biofilme. Os</p>	<p>paciente, tais como (poli)medicação, interferem com o sistema imunitário bem como com as células ósseas e a rotação óssea e podem, sozinhos ou em combinação com outros factores, contribuir para a perda óssea dos implantes osseointegrados.</p>
--	--	--	---	---

			factores do paciente, tais como medicamentos que interferem com o sistema imunitário e as células ósseas, podem ser um elemento que contribui para a perda óssea contínua e devem, portanto, ser monitorizados e estudados com mais detalhe.	
Hanawa, T. (2020)	Comparar as propriedades da zircónia e do titânio.	<i>Revisão sistemática</i>	As propriedades mecânicas do titânio são superiores às da zircónia; alguns estudos demonstraram que a zircónia pode ser utilizada como implante dentário, especialmente como pilar. Está em curso uma extensa investigação sobre o tratamento de superfície para inibir a adesão bacteriana e melhorar os fenómenos de osteointegração e adesão dos tecidos moles, o que torna difícil avaliar as propriedades dos próprios materiais sem tratamento de superfície. A	A propriedade mecânica do titânio é superior à da zircónia, enquanto alguns estudos demonstraram que a zircónia é aceitável para utilização como implante dentário, especialmente para pilar. A investigação actual sobre o tratamento de superfície tem-se concentrado na inibição da adesão bacteriana e na melhoria da osteointegração e adesão dos tecidos moles, o que torna difícil avaliar as propriedades dos próprios materiais sem tratamento de superfície. A osteointegração do titânio é superior à da própria

			<p>osteointegração do titânio é superior à da própria zircónia sem tratamento de superfície; após tratamento de superfície, ambos os materiais apresentam uma osteointegração comparável. A morfologia da superfície é mais importante para a osteointegração do que a composição da superfície. Para inibir a adesão bacteriana, a zircónia é superior ao titânio, e portanto, mais adequada para pilares. Ambos os materiais mostram uma capacidade semelhante para a adesão de tecidos moles.</p>	<p>zircónia sem tratamento de superfície, enquanto a morfologia da superfície é um factor mais importante para a osteointegração do que a composição superficial. No caso da adesão bacteriana, a zircónia é superior ao titânio, o que sugere que é adequada para pilares. Por outro lado, ambos os materiais apresentam propriedades semelhantes para a adesão de tecidos moles. Gostaríamos de demonstrar novamente que todos os materiais têm tanto vantagens como desvantagens, pelo que os materiais óptimos devem ser seleccionados de acordo com o propósito.</p>
<p>Lee J., Bance M. (2019)</p>	<p>Descrever a fisiologia da osteointegração.</p>	<p><i>Revisão sistemática</i></p>	<p>Os dispositivos de implantes de condução óssea dependem da osteointegração dos implantes de titânio com o crânio subjacente, caracterizado pela cicatrização</p>	<p>Os dispositivos de implantes de condução óssea (BCIDs) dependem da osteointegração e do processo imunitário que cria uma interface estrutural entre a superfície do implante de titânio</p>

			<p>endóssea e formação de osso desnovo tanto ao redor como sobre a superfície do implante. Os passos chave na osteointegração são a resposta inicial do tecido ao implante, osteogénese peri-implantar, e remodelação óssea peri-implantar. Há cada vez mais evidências de que a osteointegração é principalmente um processo imuno-mediado, sendo os actores-chave a cascata complementar e os macrófagos, que formam parte da imunidade inata do hospedeiro. A concepção e composição do implante, factores sistémicos do paciente, técnica cirúrgica e características de carga podem todos afectar o sucesso da osteointegração.</p>	<p>e o osso do crânio subjacente. Este fenómeno é caracterizado pela de-novo osteogénese peri-implantar e remodelação óssea e, quando completo, impede a continuação do movimento do implante em relação ao osso subjacente. O desenho e modificação do implante, factores sistémicos e locais, técnica cirúrgica, e condições de carga contribuem para o sucesso ou fracasso da osteointegração.</p>
Roehling, S., Schlegel K.,	Avaliar se os implantes de zircónio demonstram	<i>Revisão sistemática</i>	Foi incluído um total de 37 estudos para extracção de	A zircónia e os implantes de titânio demonstram uma

<p>Woelfler H., Gahlert M. (2019)</p>	<p>diferenças na integração de tecidos duros e moles em comparação com os implantes de titânio em estudos pré-clínicos.</p>	<p>Em Março de 2017, foi realizada uma pesquisa electrónica (MEDLINE, EMBASE) e manual para identificar estudos pré-clínicos comparando os implantes de zircónio e titânio. Os resultados primários foram o contacto osso-implante (BIC) e a remoção de torque para fora (RTQ), respectivamente, as medições push-in (PI). Os resultados secundários incluíram dimensões de largura biológica (BW).</p>	<p>dados após rastreio de 91 de 1.231 títulos seleccionados. Foram identificados trinta e sete estudos experimentais utilizando seis espécies diferentes. Os períodos de seguimento variaram entre 0,4 e 56 semanas. Para o titânio, foram estimados valores médios de 59,1% (95% CI: 53,3 - 64,8), 102,6 Ncm (95% CI: 81,5 - 123,6), e 25,1 N (95% CI: 20,2 - 30,0) para BIC, RTQ, e PI, respectivamente. Os valores médios para a zircónia foram 55,9% (95% CI: 51,6 - 60,1), 71,5 Ncm (95% CI: 51,1 - 91,9), e 22,0 N (95% CI: 13,2 - 30,7) para os parâmetros correspondentes. Factores de confusão tais como espécies animais, material de implante, protocolo de carregamento, e duração do estudo ou carregamento influenciaram significativamente os resultados. Foi relatada uma</p>	<p>capacidade semelhante de integração de tecidos moles e duros. No entanto, o titânio tende a mostrar um processo de osteointegração inicial mais rápido em comparação com a zircónia. É importante notar que não só as características materiais, mas predominantemente as espécies animais e os protocolos de estudo podem influenciar significativamente os resultados.</p>
---	---	---	---	---

			<p>integração qualitativa semelhante de tecidos moles para zircónia e implantes de titânio. No entanto, foram assumidos processos de maturação mais rápidos dos tecidos epiteliais e conjuntivos em redor dos implantes de zircónia. Quantitativamente, foram avaliadas dimensões semelhantes de BW para titânio (3,5 mm; 95% CI: 2,9 - 4,2) e zircónia (3,2 mm; 95% CI: 2,7 - 3,7), enquanto que o protocolo de carga influenciou significativamente os resultados.</p>	
<p>Rupp F., Liang L., Geis-Gerstorfer J., Scheideler L., Hüttig F.</p>	<p>Descrever as características da superfície dos implantes dentários e explicar a sua importância.</p>	<p><i>Revisão sistemática</i></p> <p>Os métodos e abordagens actuais aplicados para análises topográficas, de humedecimento e energéticas de superfície são destacados. São apresentados os conhecimentos actuais</p>	<p>A maioria das superfícies comercializadas e experimentais baseia-se em métodos de modificação de superfícies aditiva ou subtractiva comumente disponíveis, tais como decapagem, decapagem ou anodização. Diferentes</p>	<p>A investigação e os resultados em curso provocaram uma mudança de paradigma durante a última década: Em vez de se concentrar principalmente em características topográficas, em primeiro lugar a rugosidade superficial, o novo paradigma inclui agora o papel das</p>

(2018)		sobre possíveis mecanismos que explicam a influência da rugosidade e da hidrofobicidade na interface biológica.	parâmetros de altura, espacial, híbrido e rugosidade funcional foram identificados como possíveis candidatos capazes de prever o resultado nas interfaces de tecidos duros e moles. Do mesmo modo, foi provado que os implantes hidrofílicos melhoram o contacto inicial com o sangue, para apoiar a cicatrização da ferida e assim acelerar a osteointegração.	propriedades de humedecimento para as respostas biológicas interfaciais e considera os efeitos inter-relacionados da topografia e da humedecimento, ou seja, fenómenos de humedecimento induzidos por micro e nano-rugosidade. Investigações muito recentes identificaram também efeitos sinérgicos das superfícies nanoestruturadas e da hidrofobicidade sobre a resposta biológica, impulsionando uma vez mais a investigação internacional neste campo interessante. Na próxima década pode esperar-se a disponibilidade de superfícies inteligentes e adaptadas que optimizem as respectivas interfaces de implantes híbridos de acordo com os seus requisitos funcionais de uma forma altamente específica. Descobertas inovadoras sobre o humedecimento e nano-rugosidade não são só relevante no campo da implantologia
--------	--	---	---	--

				dentária. Os resultados actuais e futuros têm um impacto em todas as superfícies de implantes maxilo-faciais ou ortopédicos que requerem funcionalidade osteogénica específica para integração endóssea a curto ou longo prazo, tal como nos implantes cardiovasculares em contacto constante com o sangue.
Hafezeqoran A., Koodaryan R. (2017)	Avaliar e comparar implantes dentários de zircónia com diferentes topografias de superfície, com foco no contacto osso-implante e torque de remoção..	<i>Revisão sistemática</i> A revisão sistemática das publicações extraídas foi realizada para comparar o contacto osso-implante (BIC) com os valores de torque de remoção (RT) de implantes dentários de titânio e implantes dentários de zircónia modificados maquinados e revestidos.	Um total de quinze artigos sobre os valores BIC e RT foram incluídos na análise quantitativa. Não foi observada diferença significativa nos valores BIC entre o titânio e os implantes de zircónia maquinada ($p=0,373$; 95% CI: -0,166 a 0,443). Contudo, foram observados valores BIC significativamente melhores para implantes de zircónia gravada com ácido em comparação com os de	Os implantes de zircónia gravada com ácido podem servir como um possível substituto para uma osteointegração bem sucedida.

			implantes de titânio ($p=0,032$; 95% CI: 0,068 a 1,461). Os implantes de zircónia não modificados mostraram valores BIC favoráveis em comparação com os implantes de zircónia de superfície modificada ($p=0,021$; 95% CI: -0,973 a -0,080).	
Roehling S., Gahlert M., Janner S., Meng B., Woelfler H., Cochran D. (2019)	Investigar radiograficamente a perda óssea peri-implantar induzida por ligaduras em redor de implantes carregados de titânio (Ti-SLA) e zircónio (ZrO ₂ -ZLA) utilizando um modelo canino.	<i>Estudio de coorte</i> Quarenta implantes de titânio e zircónio carregados com jacto de areia e ácido foram colocados alternadamente nas mandíbulas de cinco caninos (20 Ti-SLA, 20 ZrO ₂ -ZLA). Os implantes foram restaurados após 6 semanas de cura sem carga. Após 4 semanas de carga funcional, os procedimentos de higiene oral foram interrompidos e a perda óssea peri-implantar experimental	Antes da colocação da ligadura, todos os implantes foram osseointegrados com sucesso e nenhum sinal clínico ou radiográfico de infecções peri-implantares foi detectável. Duas semanas após a remoção da ligadura, perdeu-se um implante de titânio; contudo, não foram observadas falhas de implantes de zircónia durante o estudo. Radiograficamente, os implantes de zircónia revelaram estatisticamente menos perda óssea peri-implantar de cristais em	Estes resultados demonstram uma inflamação significativamente reduzida induzida pela ligadura e perda óssea para implantes ZrO ₂ -ZLA em comparação com os implantes Ti-SLA no modelo canino.

		<p>foi iniciada com a colocação de ligaduras de algodão. Após 8 semanas de progressão activa, as ligaduras foram removidas e foi permitida a acumulação da placa por mais 16 semanas de progressão espontânea (sem ligaduras). Foram feitas radiografias padronizadas na colocação do implante, na carga funcional, e a cada 2 semanas durante a progressão activa e espontânea da perda óssea.</p>	<p>comparação com os implantes de titânio no final do período de progressão activa (Ti-SLA: 3,92 mm; ZrO2-ZLA: 2,65 mm; $P < .01$); contudo, não ocorreram diferenças significativas após o período de progressão espontânea ($P = .6$). Combinando os períodos de progressão activa e espontânea, os implantes de zircónia demonstraram uma perda óssea peri-implantar significativamente reduzida em comparação com os implantes de titânio (Ti-SLA: 3,76 mm; ZrO2-ZLA: 2,42 mm; $P < .01$).</p>	
<p>Oeschger C. E., Bosshardt, Dieter D.</p>	<p>Avaliar a resposta óssea crestal a um implante de duas peças de zircónio em comparação com um implante de titânio de controlo utilizando</p>	<p><i>Estudio de coorte</i> Trinta implantes de zircónia e 30 implantes de titânio foram colocados em mandíbulas posteriores curadas de</p>	<p>Os valores médios de DIB aumentaram entre 4 e 16 semanas de carga tanto para a zircónia (de 1,66 a 2,25 mm; $P < 0,0001$) como para o titânio (de 1,81 a 1,95 mm; $P = 0,06$). A zircónia produziu</p>	<p>Os implantes de zircónia mostraram uma perda óssea crestal mais pronunciada do que os implantes de titânio entre 4 e 16 semanas após a carga, após o ganho ósseo inicial.</p>

<p>Roehling, Stefan</p> <p>Gahlert, Michael</p> <p>Cochran, David L.</p> <p>Janner, Simone F.M.</p>	<p>radiografias periapicais (PAs) e histometria.</p>	<p>cinco caninos. Foram cimentadas restaurações de um dente em cerâmica pura, após 6 semanas de cicatrização. Três observadores mediram a distância entre o ombro do implante e o osso da crista (DIB) na colocação, carregamento, e colheita após 4 ou 16 semanas em função. Foram analisados a influência do material do implante e o tempo de carga no DIB, e também a concordância de inter-observadores. Além disso, a distância histométrica entre o ombro do implante e a maioria do contacto osso-implante coronal (IS-cBIC) foi comparada com a DIB.</p>	<p>valores IS-cBIC médios de 2,18 mm e 2,48 mm ($P < 0,001$) e titânio de 2,23 mm e 2,34 mm ($P = 0,27$) após 4 e 16 semanas, respectivamente. Os avaliadores atingiram um excelente coeficiente de correlação intraclassa. As PAs subestimaram a perda óssea em média em 0,39 mm.</p> <p>Relevância clínica: As dimensões do tecido peri-implantar crestal podem mostrar alterações mais pronunciadas em torno de implantes de zircônia de duas peças durante a cicatrização precoce. As AP podem subestimar a perda óssea peri-implantar.</p>	
---	--	---	--	--

<p>Thoma D., Lim H., Paeng, K., Jung U., Hämmerle C., Jung R. (2019)</p>	<p>Avaliar histologicamente e radiograficamente a integração de tecidos moles (resultado primário) e duros de implantes dentários de duas peças de titânio e zircônia com/sem defeitos de deiscência vestibular.</p>	<p><i>Investigação pré-clínica (estudo com animais) cães</i></p> <p>Em seis cães, cinco implantes foram colocados aleatoriamente em ambos os lados da mandíbula: (a) Z1: um implante de zircônia (superfície modificada) dentro da leito osseo, (b) Z2: um implante de zircônia (superfície padrão) dentro da leito osseo, (c) T: um implante de titânio dentro da leito osseo, (d) Z1_D: um implante Z1 colocado com uma deiscência óssea vestibular (3 mm de altura, largura idêntica à do corpo do implante), e (e) T_D: um implante de titânio colocado com uma deiscência óssea vestibular. Duas semanas de cicatrização e 6 meses</p>	<p>Resultados: O nível mediano da mucosa de margo mudou mais apicalmente ao longo do tempo em todos os grupos (significância estatística limítrofe nos grupos Z1_D: - 0,52 mm e T_D: -1,26 mm). A altura mediana da mucosa peri-implantar nos grupos Z1_D e T_D foi maior com 2 semanas e 6 meses, mas a alteração linear na mucosa peri-implantar foi estatisticamente significativa apenas para o grupo T_D ao longo do tempo (-1,45 mm). Z1 demonstrou um maior contacto osso-implante em comparação com Z2 e T. Foi observada uma alteração mínima dos níveis ósseos marginais radiográficos em todos os grupos (<1 mm).</p>	<p>Quando foi apresentada deiscência vestibular, os implantes de titânio apresentaram uma perda significativa da altura da mucosa peri-implantar em comparação com os implantes de zircônia com superfície modificada, dada a maior deslocação apical da mucosa da marga. Uma superfície modificada de zircônia melhorou a osteointegração.</p>
--	--	--	---	---

		de carga foram aplicados em cada hemimandibular, respectivamente.		
Martins R., Cestari T. M., Arantes R. V.N., Santos P. S., Taga R., Carbonari M. J., Oliveira R. C. (2018)	Comparar a osteointegração de implantes de zircónio maquinados que contêm ítria (M-Y-TZP) com implantes de titânio maquinados (M-Ti) e com meios de jacto reabsorvíveis (RBM- Ti).	<i>Investigação pré-clínica (estudo com animais)</i> Os implantes M-Y-TZP, M-Ti e RBM-Ti foram colocados aleatoriamente nas tíbias de coelhos. Etiquetas ósseas fluorocromáticas (tetraciclina, alizarina e calceína) foram administradas em diferentes períodos de tempo. Após 8 semanas, a osteointegração foi avaliada em termos de contacto osso-implante (BIC), nova área óssea (nBA), área óssea cortical	Os implantes RBM-Ti mostraram maior reabsorção do osso cortical remanescente e formação óssea (rBA = 36,9% e nBA = 38,8%) do que os implantes M-Y-TZP (rBA = 48% e nBA = 26,5%). Os valores BIC não mostraram diferenças entre os grupos na região cortical (média = 52,2%) mas na região medular, foram 0,45 vezes mais elevados no grupo RBM-Ti (51,2%) do que no grupo M-Y-TZP (35,2%). Em todos os grupos, foi observada uma elevada incorporação de tetraciclina (2ª a 4ª semanas), seguida de alizarina (4ª a 6ª	Todos os implantes favoreceram a formação óssea e, conseqüentemente, promoveram a estabilidade primária. A formação óssea em torno dos fios foi mais rápida nos implantes RBM-Ti e M-Y-TZP do que nos implantes M-Ti, mas a remodelação óssea limitada com implantes M-Y-TZP ao longo do tempo pode ter efeitos significativos na estabilidade secundária, sugerindo cautela para a sua utilização como um substituto alternativo para os implantes de titânio.

		remanescente (rBA) e quantificação temporal dos fluorocromos, utilizando análises micro-CT e histomorfométricas.	semanas) e calceína (6ª a 8ª semanas). Na região cortical, a incorporação de tetraciclina foi semelhante entre os implantes RBM-Ti (49,8%) e M-Y-TZP (35,9%), mas superior aos implantes M-Ti (28,2%). Subsequentemente, a alizarina e a calceína foram 1,1 vezes mais elevadas nos implantes RBM-Ti do que nos outros implantes. Na região medular, não foram observadas diferenças significativas para todos os fluorocromos.	
Benic G. I., Thoma D. S., Sanz-Martin I., Munoz F., Hämmerle C. H.F.,	Testar se a regeneração óssea guiada (GBR) de defeitos peri-implantares em zircônia (ZrO2) difere da GBR em implantes de titânio (Ti), no que respeita à integração óssea do implante e do material de enxerto osseo.	<i>Investigação pré-clínica (estudo com animais)cães</i> Os pré-molares e molares maxilares foram extraídos em sete cães. Após 5 meses, foram criados quatro defeitos de osso semi-selado em cada maxila. A colocação do implante e o GBR	AA mediu $8,6 \pm 4,0$ mm ² para implante ZrO2 + grânulos DBBM, $4,7 \pm 1,6$ mm ² para implante ZrO2 + colagénio DBBM, $5,1 \pm 1,9$ mm ² para implante ZrO2 + bloco de DBBM, e $7,6 \pm 2,8$ mm ² para implante Ti + grânulos DBBM. Não houve diferenças estatisticamente significativas	Os implantes de zircónio e titânio enxertados com grânulos DBBM e cobertos com uma membrana de colagénio não têm um desempenho diferente no que respeita ao contorno da crista aumentada, à formação NB, e à osteointegração do implante.

<p>Cantalapiedra A., Fischer J., Jung R. E. (2017)</p>		<p>simultâneo foram realizados utilizando as seguintes modalidades atribuídas aleatoriamente: (1) implante ZrO₂ + granulado de mineral ósseo bovino desproteínizado (DBBM) + uma membrana de colagénio (CM), (2) implante ZrO₂ + DBBM com 10% de matriz de colagénio + CM, (3) implante ZrO₂ + bloco de DBBM + CM, e (4) implante Ti + granulado DBBM + CM. Após 3 meses, foi preparada uma secção histológica central de cada sítio. Foram realizadas avaliações histomorfométricas avaliando a área aumentada (AA) dentro do defeito ósseo anterior (resultado primário), a área de osso novo (NB),</p>	<p>entre as modalidades de tratamento ($P > 0,05$). NB atingiu $2,0 \pm 1,7$ mm² para implante ZrO₂ + grânulos de DBBM, $0,9 \pm 0,9$ mm² para implante ZrO₂ + colagénio DBBM, $2,1 \pm 0,9$ mm² para implante ZrO₂ + bloco de DBBM, e $0,8 \pm 0,6$ mm² para implante Ti + grânulos DBBM. fBIC-DEF ascendeu a $2,1 \pm 1,7$ mm² para implante de ZrO₂ + granulado de DBBM, a $2,7 \pm 1,1$ mm² para implante de ZrO₂ + colagénio DBBM, a $2,9 \pm 1,2$ mm² para implante de ZrO₂ + bloco de DBBM, e a $3,4 \pm 0,4$ mm² para implante de Ti + granulado de DBBM. O BIC mediu $70 \pm 19\%$ para implante ZrO₂ + granulado de DBBM, $69 \pm 22\%$ para implante ZrO₂ + colagénio DBBM, $77 \pm 30\%$ para implante ZrO₂ + bloco de DBBM, e $66 \pm 27\%$ para</p>	
--	--	--	--	--

		substituto ósseo (BS), e tecido não mineralizado (NMT) dentro de AA em mm ² . Além disso, a distância entre o contacto osso-implante mais coronal e a margem do defeito ósseo anterior (fBIC-DEF), e a fracção de contacto osso-implante (BIC) foram medidas em mm.	implante Ti + grânulos de DBBM.	
Rottmar M., Müller E., Guimond- Lischer S., Stephan M., Berner S., Maniura- Weber K. (2019)	Investigar como a interacção de uma superfície de zircónia microestruturada (ZLA) com sangue influencia seu potencial de osseointegração em comparação com o titânio microestruturado (SLActive) com ou sem nanoestruturas adicionais(SLA).	<i>Investigação pré-clínica</i> A zircónia microestruturada e as superfícies micro (e nano)estruturadas de titânio foram fabricadas por jacto de areia seguido de acondicionamento ácido e as suas características topográficas, bem como físico-químicas, foram cuidadosamente caracterizadas. Em	Nos últimos anos, os implantes dentários de zircónia têm ganho maior atenção especialmente para pacientes com biótipos gengivais finos ou pacientes que procuram uma restauração sem metal. Embora as propriedades físicas e químicas da superfície do material governem a interacção sangue-material e subsequentes processos de	Foi fabricada uma superfície de zircónia microestruturada e comparada com implantes de titânio bem estabelecidos. Enquanto a adsorção de fibrinogénio foi significativamente aumentada na superfície de zircónia, juntamente com a maior trombogenicidade em comparação com ambas as superfícies de titânio, o potencial de osteointegração de ZLA após 28 d foi menor em comparação

		<p>seguida, foi aplicada uma abordagem avançada in vitro que imitava a interacção inicial das superfícies de material com o sangue aquando da implantação. Foi estudada a adsorção de fibrinogénio, a coagulação do sangue humano, bem como a sua influência nas decisões do destino celular das células ósseas e progenitoras humanas primárias (HBC).</p>	<p>osteointegração, os princípios organizacionais subjacentes à interacção de indicações bioquímicas e biofísicas ainda não são bem compreendidos.</p> <p><i>Resultados:</i> As micro e nanoestruturas de superfície obtidas em superfícies de titânio eram afiadas com picos rugosos enquanto que as superfícies de zircónia eram menos rugosas com estruturas mais superficiais, mais redondas e granulares. Em comparação com as superfícies de titânio, a superfície de zircónia mostrou maior adsorção de fibrinogénio, níveis mais elevados de fibrinogénio total acessível γ-cadeia de moieties produzindo em maior adesão e activação plaquetária e consequentemente trombogenicidade. A mineralização do HBC em</p>	<p>com o SLActive, mas foi significativamente aumentado em comparação com o SLA. Os resultados sugerem que a influência da química da superfície do ZLA na dobragem das proteínas em combinação com as características topográficas é responsável pela menor diferenciação osteogénica do HBC, muito provavelmente através de uma sinalização alterada da integrina. Além disso, parece que as superfícies com aumento da trombogenicidade oferecem um maior potencial de osteointegração. A quantidade total de trombos obtidos não está contudo 1:1 correlacionada com a mineralização do HBC e justifica uma investigação detalhada sobre a composição biomolecular do trombo e os mecanismos subjacentes à forma como os sinais moleculares equilibram as decisões de destino do HBC.</p>
--	--	---	--	---

			superfícies microestruturadas foi significativamente mais elevada em zircónia do que em titânio, mas foi significativamente inferior em comparação com superfícies de titânio com nanoestruturas. Significativade: Este estudo fornece conhecimentos sobre a interacção sangue-material e subsequentes eventos celulares que são importantes para o desenvolvimento da superfície do implante.	
Lim HC, Jung RE, Hämmerle CHF, Kim MJ, Paeng KW, Jung UW, Thoma DS. (2018)	Validar um modelo experimental para avaliar a integração tecidual de implantes de titânio e zircónio com e sem defeitos de iscência vestibular.	<i>Investigação pré-clínica (estudo com animais) cães</i> Em 3 cães, 5 implantes foram colocados aleatoriamente em ambos os lados das mandíbulas: 1) Z1: um implante de zircónia (superfície modificada) dentro da leito osseo, 2) Z2: um implante de zircónia	As dimensões do tecido mole peri-implantar variaram dependendo do implante e do tempo de cicatrização. O nível da margem da mucosa foi localizado mais apicalmente às 6 semanas do que às 2 semanas em todos os grupos, excepto no grupo T. A presença de um defeito de iscência bucal não resultou numa diminuição das	A superfície modificada de Z1 demonstrou valores BIC mais elevados do que a superfície de Z2. Houve diferenças mínimas na margem da mucosa entre 2 e 6 semanas na presença de um defeito de iscência. O presente modelo pode servir como uma ferramenta útil para o estudo dos defeitos de iscência peri-implantar a nível dos tecidos duros e moles.

		(superfície padrão) dentro da leito osseo, 3) T: um implante de titânio dentro da leito osseo, 4) Z1_D: um implante Z1 colocado com um defeito deiscência ósea vestibular (3 mm), e 5) T_D: um implante de titânio colocado com um defeito deiscência ósea vestibular (3 mm). Os tempos de cicatrização foram de 2 semanas (um lado da mandíbula) e 6 semanas (o lado oposto).	dimensões totais dos tecidos moles entre 2 e 6 semanas (4,80±1,31 e 4,3 mm no grupo Z1_D, e 4,47±1,06 e 4,5±1,37 mm no grupo T_D, respectivamente). Os valores de contacto osso-implante (BIC) foram mais elevados no grupo Z1 em ambos os pontos de tempo (34,15%±21,23% em 2 semanas, 84,08%±1,33% em 6 semanas). Os defeitos de deiscência vestibular nos grupos Z1_D e T_D não mostraram mais perda óssea às 6 semanas em comparação com as 2 semanas.	
Thoma DS, Benic GI, Muñoz F, Kohal R, Sanz Martin I, Cantalapedra AG, Hämmerle CH, Jung RE.	Testar se as alterações do nível ósseo marginal dos implantes de zircónio carregados são ou não semelhantes às alterações do nível ósseo de um implante	<i>Investigação pré-clínica (estudo com animais) cães</i> Em seis cães, todos os pré-molares e os primeiros molares foram extraídos na mandíbula. Quatro meses depois, três	Os implantes foram colocados com sucesso. Até à inserção da coroa, dois implantes foram fraccionados (um VC, um ZD). Em sacrifício, mais 5 implantes foram (parcialmente) fracturados (um BPI, quatro ZD), e um osteointegração perdida (VC).	Os implantes de zircónia eram mais propensos à fractura antes e depois da carga com coroas suportadas por implantes em comparação com os implantes de titânio. Foram encontradas diferenças individuais e variabilidade na extensão das alterações do nível ósseo durante

(2016)	dentário de uma só peça de titânio de grau 4.	implantes de zircónia (BPI, VC, ZD) e um implante de controlo de titânio de uma peça (STM) foram colocados aleatoriamente em cada hemimandíbula e deixados para cicatrização transmucosa (linha de base). Seis meses mais tarde, as coroas CAD/CAM foram cimentadas. O sacrifício foi programado com 6 meses de pós-carga. Foram feitas radiografias digitais na colocação dos implantes, inserção das coroas e sacrifício. Foram calculadas alterações marginais do nível ósseo, e as comparações intra e intergrupais foram ajustadas por factores de confusão.	Não ocorreu nenhuma decementação das coroas. Todos os sistemas de implantes demonstraram uma perda estatisticamente significativa (excepto VC) de osso marginal entre a linha de base e a inserção da coroa variando entre 0,29 mm (VC; P = 0,116) e 0,80 mm (ZD; P = 0,013). A perda óssea marginal estimada entre a linha de base e 6 meses de carga variou entre 0,19 mm (BPI) e 1,11 mm (VC), sendo estatisticamente significativa apenas para STM e VC (P < 0,05). As alterações nos níveis ósseos marginais foram estatisticamente diferentes entre implantes de zircónia e implantes de controlo (STM vs. BPI P = 0,007; vs. VC P = 0,001; vs. ZD P = 0,011).	o período de estudo de 12 meses entre os diferentes tipos de implantes e materiais.
--------	---	---	--	---

<p>AlFarraj AA, Sukumaran A, Al Amri MD, Van Oirschot AB, Jansen JA. (2018)</p>	<p>Comparar o contacto ósseo com os implantes Zr e Ti no osso trabecular femoral dos coelhos. Além disso, foram incluídos implantes fornecidos com um revestimento de hidroxiapatite (HA), uma vez que se provou anteriormente que tal revestimento aumentava a estabilidade do implante secundário.</p>	<p><i>Investigação pré-clínica (estudo com animais) coelhos</i></p> <p>Um total de 32 implantes constituídos por 16 Zr (8 HA revestidos) e 16 Ti (8 HA revestidos) foram instalados no cômulo femoral de 16 coelhos. Após 8 semanas de cura, os cômilos femorais incluindo os implantes foram recuperados e estudados histologicamente. A percentagem de contacto osso-implante (BIC) foi avaliada e analisada estatisticamente.</p>	<p>Os valores BIC dos implantes Zr e Ti não revestidos mostraram valores BIC comparáveis ($45,1 \pm 14,8$ vs. $45,5 \pm 13,1$). A percentagem BIC foi ligeiramente superior para os implantes de Zr e Ti revestidos de HA ($60,3 \pm 17,1$, $59,8 \pm 16,4$, respectivamente) em comparação com os não revestidos, mas os testes estatísticos indicaram que esta diferença não era significativa.</p>	<p>Os implantes de Zr e Ti mostram um contacto osso-implante comparável após 8 semanas de implante no modelo de coelho actualmente utilizado. Além disso, a deposição de um revestimento de HA salpicado em ambos os implantes de Zr e Ti não melhorou ainda mais a sua integração óssea.</p>
---	--	--	---	---

<p>Gehrke SA, Prados-Frutos JC, Prados-Privado M, Calvo-Guirado JL, Aramburú Júnior J, Pérez-Díaz L, Mazón P, Aragonese JM, De Aza PN. (2019)</p>	<p>Efectuar uma avaliação histológica comparativa in vivo da formação óssea em torno de titânio (superfície maquinada e tratada) e implantes de zircónio.</p>	<p><i>Investigação pré-clínica (estudo com animais) coelhos</i></p> <p>Foram utilizados 50 implantes de titânio comercialmente puro grau IV, sendo que 25 implantes com superfície maquinada (grupo TiM), 25 implantes com superfície tratada (grupo TiT) e, 25 implantes foram fabricados em zircónio puro (grupo Zr). Os implantes (n = 20 por grupo) foram instalados na tibia de 10 coelhos. A distribuição dos implantes foi aleatória (n = 3 implantes por tibia). Cinco implantes de cada grupo foram analisados por microscopia electrónica de varrimento e um profilómetro laser óptico para caracterização da</p>	<p>Resultados: Os resultados dos valores de torque de remoção (média ± desvio padrão) mostraram para o grupo TiM $15,9 \pm 4,18$ N cm, para o grupo TiT $27,9 \pm 5,15$ N cm e para o grupo Zr $11,5 \pm 2,92$ N cm, com diferença estatística significativa entre os grupos ($p < 0,0001$). No entanto, o BIC% apresentou valores semelhantes para todos os grupos ($35,4 \pm 4,54$ para o grupo TiM, $37,8 \pm 4,84$ para o grupo TiT e $34,0 \pm 6,82$ para o grupo Zr), sem diferenças estatísticas ($p = 0,2171$).</p>	<p>A qualidade do novo tecido ósseo formado em redor dos implantes de titânio apresenta uma densidade superior (maturação / <i>maturation</i>) em comparação com os implantes de zircónia.</p>
--	---	---	--	--

		<p>rugosidade da superfície. Seis semanas após a implantação, 10 implantes de cada grupo foram removidos em contra-torque para análise do valor de torque máximo. As restantes amostras foram processadas, incluídas na historesina e cortadas para obter lâminas não descalcificadas para análises histomorfológicas e medição histomorfométrica da percentagem de contacto osso-implante (BIC%). Foram feitas comparações entre os grupos utilizando um nível de significância de 5% ($p < 0,05$) para avaliar as diferenças estatísticas.</p>		
--	--	--	--	--

Schepke U, Meijer GJ, Meijer HJ, Walboomers XF, Cune M. (2017)	Descrever as características histológicas e histomorfométricas de um implante de zircónia endósseo funcional e recuperada num sujeito humano.	<i>estudo de corte transversal- observacional</i> Um implante de zircónia maxilar (ZV3) colocado num homem de 52 anos de idade foi recuperado após 2 anos de serviço sem compromissos e preparado para avaliação microscópica ligeira.	O exame histológico demonstrou uma boa osteointegração. As medições de contacto ósseo revelaram uma percentagem média de contacto osso-implante de 55,8% (SD 3,8%).	Os dados histológicos fornecem mais provas do potencial dos implantes de zircónia para osseointegrar a um grau semelhante ao do titânio em humanos.

<p>Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. (2018)</p>	<p>Avaliar a sobrevivência dos implantes, perda óssea marginal peri-implantar, complicações técnicas e biológicas, bem como os resultados estéticos dos implantes de zircónia em estudos clínicos.</p>	<p><i>Meta-análise</i></p> <p>Foram realizadas pesquisas electrónicas (Medline, Embase) e manuais para identificar estudos clínicos publicados entre Janeiro de 2004 e Março de 2017 investigando implantes dentários de zircónia com um seguimento médio de pelo menos 12 meses. Os resultados primários foram a sobrevivência dos implantes e a perda óssea marginal peri-implantar. Os resultados secundários incluíram complicações técnicas e biológicas, assim como resultados estéticos. Foram realizadas meta-análises para estimar a sobrevivência dos implantes e a perda óssea marginal.</p>	<p>Resultados: De 943 títulos, foram seleccionados 264 abstracts. Subsequentemente, 80 artigos de texto integral foram analisados, e 18 estudos foram incluídos para extracção de dados. Foram investigados implantes de uma (14 estudos) e de duas peças de zircónia (4 estudos). Foram identificados implantes de zircónia comercialmente disponíveis (CA) (510 implantes, 398 pacientes) e não comercialmente disponíveis (NCA) (618 implantes, 343 pacientes). Para implantes CA (seguimento: 12-61,20 meses), foram relatadas complicações técnicas (1,6%), fracturas de implantes (0,2%) e complicações biológicas (4,2%). As metanálises estimaram taxas de sobrevivência de 1 e 2 anos de 98,3% (95% CI: 97,0%-99,6%) e 97,2% (95% CI:</p>	<p>Desde 2004, as taxas de sobrevivência dos implantes CA melhoraram significativamente em comparação com os implantes NCA. Os implantes CA de 1 peça de zircónia mostraram taxas de sobrevivência médias semelhantes de 1 e 2 anos e perda óssea marginal após 1 ano, em comparação com os dados publicados para implantes de titânio. No entanto, são necessários mais dados clínicos a longo prazo para confirmar os resultados a curto prazo promissores actualmente avaliados.</p>
---	--	---	--	---

			94,7%-99,7%), respectivamente, e uma perda óssea marginal média de 0,7 mm (95% CI: 0,4-1,0 mm).	
Ibrahim A, Heitzer M, Bock A, Peters F, Möhlhenrich SC, Hölzle F, Modabber A, Kniha K. (2020)	Avaliar os efeitos dos desenhos de implantes na estabilidade primária em diferentes densidades ósseas e defeitos ósseos.	<i>Investigação pré-clínica</i> Foram utilizados cinco tipos de implantes (nível de tecido cônico, nível de tecido, nível de zircônio, nível de osso, e implantes BLX). Os implantes foram inseridos em quatro blocos ósseos artificiais diferentes, representando grupos de densidade óssea variável: D1, D2, D3, e D4. Para além do grupo de controlo, foram preparados três tipos diferentes de defeitos. Utilizando a análise da frequência de ressonância e os valores de torção de entrada e saída, foi avaliada a estabilidade	Com um aumento do tamanho dos defeitos, todos os tipos de implantes apresentaram valores reduzidos de estabilidade do implante medidos pelos valores do quociente de estabilidade do implante (ISQ). A perda de estabilidade foi a mais pronunciada em torno dos defeitos circulares. A zircónia e os implantes de nível ósseo apresentaram os valores ISQ mais elevados, enquanto os implantes de titânio de nível tecidual apresentaram os parâmetros de estabilidade mais baixos. A inserção do implante sem qualquer corte de fio levou a uma pequena melhoria na estabilidade do	Em comparação com implantes sem defeitos peri-implantares, o defeito de três paredes e uma parede geralmente não proporcionava uma perda significativa de estabilidade primária. Deve esperar-se uma perda significativa de estabilidade quando se inserem implantes em defeitos circulares. Implantes com uma distância de rosca mais agressiva poderiam aumentar a estabilidade primária.

		primária de cada implante.	implante primário em todas as densidades ósseas.	
Roehling S, Astasov-Frauenhoffer M, Hauser-Gerspach I, Braissant O, Woelfler H, Waltimo T, Kniha H, Gahlert M. (2016)	Comparar a formação de biofilme em zircónia e superfícies de implantes de titânio utilizando um biofilme in vitro de três espécies e amostras de placas humanas.	<i>Investigação pré-clínica</i> Foram produzidos discos experimentais feitos de titânio (Ti) ou zircónio (ZrO ₂) com uma topografia de superfície maquinada (M) ou com jacto de areia (SLA) e acondicionamento ácido (ZLA). Foi aplicado um biofilme in vitro de três espécies ou amostras de placa humana para a adesão bacteriana a cada tipo de disco, que após 72 horas de incubação foi avaliado utilizando um modelo de câmara de fluxo anaeróbico.	A zircónia mostrou uma redução estatisticamente significativa na espessura do biofilme de três espécies em comparação com o titânio (ZrO ₂ -M: 8,41 µm; ZrO ₂ -ZLA: 17,47 µm; Ti-M: 13,12 µm; Ti-SLA: 21,97 µm); contudo, não foram encontradas diferenças em relação à massa e metabolismo do biofilme de três espécies. A análise da placa humana mostrou valores de densidade óptica de 0,06 e 0,08 para o ZrO ₂ -M e ZrO ₂ -ZLA, e valores de 0,1 e 0,13 para o Ti-M e Ti-SLA, respectivamente; indicando uma redução estatisticamente significativa da massa do biofilme humano em zircónia em comparação com o titânio.	As superfícies de implantes de zircónia mostraram uma redução estatisticamente significativa na formação de biofilme de placa humana após 72 horas de incubação num modelo experimental de câmara de fluxo anaeróbico em comparação com as superfícies de implantes de titânio.

			Além disso, a zircônia revelou uma redução estatisticamente significativa na espessura da placa humana (ZrO ₂ -M: 9,04 μm; ZrO ₂ -ZLA: 13,83 μm; Ti-M: 13,42 μm; Ti-SLA: 21,3 μm) mas um metabolismo da placa humana semelhante ao do titânio.	
Al-Ahmad A, Karygianni L, Schulze Wartenhorst M, Bächle M, Hellwig E, Follo M, Vach K, Han JS. (2016)	A hipótese nula foi que as superfícies de zircônia de implante oral com baixa rugosidade média da superfície (Ra<200 nm) não são significativamente diferentes das superfícies de titânio no que diz respeito à adesão inicial de bactérias orais e formação de biofilme in situ.	<i>Investigação pré-clínica</i> A adesão bacteriana inicial após 2 h, e a formação do biofilme após 1 dia e 3 dias, foram analisadas in situ em amostras de zircônia tetragonal estabilizada com 3 mol% de ítria, bem como em amostras de zircônia tetragonal co-dopada com alumina e nióbio. Material de implante de titânio puro e placas de esmalte bovino serviram como controlos. As bactérias orais	A inflamação da mucosa provocada por bactérias e o desenvolvimento de periimplantite pode levar à falha do implante oral. Não foram detectadas diferenças significativas entre as superfícies cerâmicas e de titânio, quer pela adesão bacteriana inicial, quer pelo teor de estreptococos orais do biofilme in situ. A espessura do biofilme oral nas superfícies do implante quase duplicou após três dias, em comparação com o primeiro dia de exposição oral. No	As superfícies de zircônio do implante oral com baixa rugosidade superficial são comparáveis às superfícies de titânio no que diz respeito à adesão bacteriana inicial e formação do biofilme.

		<p>inicialmente aderentes foram determinadas por coloração 4',6-diamidino-2-fenilindole. A espessura do biofilme, grau de cobertura superficial e conteúdo de estreptococos orais dentro do biofilme foram medidos por hibridização in situ fluorescente.</p>	<p>entanto, os valores da espessura do biofilme entre as diferentes superfícies e controlos do implante não diferiram significativamente em nenhum ponto de medição após 1 dia ou 3 dias de formação do biofilme. Apenas foram detectadas diferenças significativas no grau de cobertura entre o dia 1 e o dia 3 para cada grupo de material de implante testado. O conteúdo de estreptococos orais aumentou significativamente em paralelo com o aumento da idade do biofilme do dia 1 para o dia 3.</p>	
--	--	---	---	--

<p>Al-Zordk W, Ghazy M, El-Anwar M. (2020)</p>	<p>Analisar o impacto das micro-tensões sobre as tensões geradas no osso peri-implantar em redor da zircónia de diâmetro reduzido e dos implantes de titânio sob carga.</p>	<p><i>Investigação pré-clínica</i></p> <p>Foram feitos dois implantes de zircónia feitos por medida, microespiras ou pescoço liso, e duas réplicas de titânio. Foram registadas tensões na região peri-implantar sob carga vertical de 200-N. Foram criados dois modelos de elementos finitos tridimensionais. Os implantes de zircónio e titânio foram testados sob carga vertical de 200-N e carga oblíqua de 150-N a 30, 45, e 60 graus.</p>	<p>A tensão peri-implantar mais baixa ($40 \pm 6 \mu\epsilon$) sob carga vertical foi relacionada com o implante de zircónio microespiras. A carga oblíqua mostrou uma maior tensão de Von Mises no osso em comparação com a carga vertical. A tensão de von Mises aumentou aumentando o ângulo de carga em aproximadamente 2 MPa por grau. Sob carga oblíqua, os implantes mostraram mais stress no osso peri-implantar e no próprio implante. Por outro lado, as tensões totais encontravam-se dentro dos limites fisiológicos em todos os casos testados.</p>	<p>As tensões no interior do osso cortical peri-implantar em redor do implante de diâmetro reduzido com micro-tarefas pareciam ser superiores em comparação com o osso de pescoço liso. Os implantes de zircónia de diâmetro reduzido induziram menos tensão no osso em comparação com os implantes de titânio, sugerindo que a zircónia é uma alternativa viável para o titânio.</p>
<p>Lopez CAV, Vasco MAA, Ruales E, Bedoya KA, Benfatti CM, Bezzon OL,</p>	<p>Comparar os principais picos de tensão no osso peri-implantar em redor dos implantes de titânio e zircónio, utilizando o</p>	<p><i>Análise de elementos finitos</i></p> <p>Foram construídos quatro grupos de modelos tridimensionais para os testes: G1, implante de</p>	<p>O pico de tensão diminuiu 12% nos implantes de zircónia com 2 partes para a carga axial e 30% para a carga oblíqua. Nos implantes de corpo único, as tensões de</p>	<p>Embora os valores de tensão em megapascals sejam semelhantes, pode concluir-se que os implantes de zircónia diminuem os picos de tensão na área óssea peri-implantar em redor da</p>

<p>Deliberador TM. (2018)</p>	<p>método dos elementos finitos.</p>	<p>titânio hexagonal externo com um pilar de zircónia; G2, implante de zircónia com um pilar de zircónia; G3, implante de titânio de um só corpo; e G4, implante de zircónia de um só corpo. Cargas axiais e oblíquas de 100 N a 458 foram simuladas na coroa protética.</p>	<p>pico diminuíram 12% na carga axial e 34% na carga oblíqua quando foi utilizado um implante de zircónia em comparação com um implante de titânio.</p>	<p>plataforma do implante quando comparados com os implantes de titânio.</p>
<p>Rajan A, Sivarajan S, Vallabhan CG, Nair AS, Jayakumar S, Pillai AS. (2018)</p>	<p>Este estudo tinha como objectivo investigar a hemocompatibilidade dos materiais de implantes de zircónio e titânio após tratamento de superfície com jacto de areia e acondicionamento ácido (SLA).</p>	<p><i>Investigação pré-clínica</i> Sessenta amostras foram obtidas de fabricantes de dimensão 10mm × 3mm, trinta de cada foram de titânio pré-fabricado de qualidade médica (Ti-6Al-4V) e trinta de zircónio sinterizado. Papéis de grão de carboneto de silício de 240 a 1200µm, foram utilizados para polir a superfície do espécime. As superfícies foram enxaguadas com água</p>	<p>A1 (titânio polido) mostrou os valores médios mais elevados após exposição, em contagem de plaquetas ($184,67 \pm 1,29$), contagem de Leucócitos ($7,27 \pm 0,08$), e tempo de Trombina ($10,15 \pm 0,34$) enquanto que o valor médio mais elevado do tempo de Protrombina após exposição foi mostrado por A2 (titânio tratado com SLA) com um valor médio de $10,04 \pm 0,24$. Significado clínico: O sucesso do implante depende da sua</p>	<p>O tratamento de superfície com jacto de areia e acondicionamento ácido (SLA) utilizando partículas de alumina de 150 microns e 20% de ácido clorídrico aumentou a rugosidade superficial dos materiais de implantes de titânio e zircónio e titânio polido mostrou uma hemocompatibilidade máxima.</p>

		<p>para remover quaisquer partículas remanescentes após o polimento. Posteriormente, a limpeza ultra-sónica foi feita durante 5 minutos utilizando água destilada. As amostras de controlo incluíam 15 amostras de titânio (grupos A1) e zircónia (grupos B1). Os restantes 15 espécimes (grupos A2 e B2) foram jateados utilizando partículas de alumina de 150 microns e utilizando 20% de ácido clorídrico, o acondicionamento ácido foi feito durante 30 segundos. Os espécimes foram digitalizados sob microscópio electrónico após tratamento de superfície para fins de análise e avaliados quanto às características da superfície. Antes da</p>	<p>biocompatibilidade e da sua propriedade de osteointegração. A interacção adversa entre o sangue e a superfície artificial é detectada pelo teste de hemocompatibilidade para materiais médicos, para saber se a superfície pode activar ou destruir os componentes do sangue. O sucesso da colocação do implante depende também da interacção entre o sangue e a amostra.</p>	
--	--	--	--	--

		<p>exposição das amostras ao sangue, foram calculados valores de tempo de trombina, hemólise percentual, protrombina, agregação e activação plaquetária, e valores de tempo de trombina. A cada amostra foi adicionado 1 ml de sangue para análise. Os valores antes e depois da exposição das amostras a sangue foram anotados. Utilizando um teste t, os valores anotados foram avaliados estatisticamente.</p>		
--	--	---	--	--

5. Desenvolvimento

5.1 Capacidade de integração

5.1.1 Principais fatores que afetam a osteointegração

Atualmente, sabe-se que a osteointegração é principalmente um processo imuno-mediado. É por essa razão que o complemento em cascata e os macrófagos que formam parte da imunidade inata do hospedeiro são peças fundamentais do seu sucesso (11). Imediatamente após a implantação, proteínas do sangue (por exemplo albumina, imunoglobulinas ou fibrinogênio) são adsorvidas em concentrações e composição dependentes do material nas superfícies do implante. Segue-se uma multiplicidade de processos biológicos, incluindo a coagulação do sangue, responsável pela formação de trombos no topo do material, bem como a resposta imunitária. O trombo formado, uma mistura de fibrina, células sanguíneas e uma mistura de citocinas, na superfície do implante fornece a primeira matriz temporária no local da lesão e tem um papel fundamental na inflamação, regeneração dos tecidos e integração do implante(12). Rottmar et al. (2019) referem que, estudos anteriores, demonstraram não só o importante papel dos materiais do implante na adsorção de proteínas e formação de trombos, mas também o impacto do coágulo sanguíneo na diferenciação de células humanas de ósseas primário e as células progenitoras (HBC)(12). Dito isto, Rottmar et al. (2019) referem também que a adsorção de fibrinogênio foi significativamente aumentada na superfície de zircônia, juntamente com a maior trombogenicidade, em comparação com as superfícies de titânio, o que poderia indicar uma melhor osteointegração para implante dentário de zircônia.

Rupp (2018) menciona que agora se sabe também que é importante prestar atenção às propriedades de humedecimento da superfície do implante dentário

a fim de se obter uma boa resposta biológica interfacial, por outras palavras, os implantes hidrofílicos melhoram o contacto com o sangue para uma osteointegração mais rápida e uma melhor cicatrização da ferida. No seu estudo, Rupp também afirma que este fenómeno de humedecimento é induzido pela micro e nano- rugosidade da superfície do implante.(13)

Esta questão também é discutida no estudo de Rajan et al. (2018) onde afirmam que o sucesso da colocação do implante depende também da interacção entre o sangue e o implante. É por isso que consideram que o tratamento da superfície do implante com um jacto de areia e acondicionamento ácido (SLA), utilizando partículas de alumina de 150 microns e 20% de ácido clorídrico, é de suma importância para aumentar a rugosidade da superfície e contribuir para uma melhor osteointegração. No seu estudo eles prepararam da forma acima referida a superfície dos implantes de zircónio e titânio e a máxima hemocompatibilidade foi alcançada por ambos os tipos de implantes.(14)

Além da rugosidade do implante, outras características do implante, tais como o desenho, o tratamento da superfície(15) e a composição podem afectar a osteointegração(11). No entanto, Hanawa (2020) afirma que a morfologia da superfície é mais importante para a osteointegração do que a composição da superfície(6). Adicionalmente, Lee e Bance (2019) refere que os factores sistémicos e locais do paciente, a técnica cirúrgica, e as condições de carga contribuem para o sucesso ou fracasso da osteointegração(11).

De acordo com Hanawa (2020) e Rottmar et al. (2019) a osteointegração do titânio é superior à da própria zircónia sem tratamento de superfície(6,12); mas após tratamento de superfície, ambos os materiais apresentam uma osteointegração comparável(6,16). Igualmente Schepke (2017) refere que os dados histológicos fornecem mais provas do potencial dos implantes de zircónia para osteointegrar a um grau semelhante ao do titânio em humanos(17,18).

Valores de contacto osso-implante (BIC)

A percentagem de contacto osso-implante (BIC) é frequentemente utilizada para avaliar a osteointegração(19).

Os 4 artigos revistos que avaliam o percentagem de contacto osso-implante (BIC) concluem que não há diferença estatisticamente significativa em termos de este valor entre os implantes de zircónias e os de titânio(19–22).

Mesmo assim, Gehrke et al. (2019) indica que a qualidade do novo tecido ósseo formado em redor dos implantes de titânio apresenta uma densidade superior ou, dito de outro modo, maturação superior em comparação com os implantes de zircónia (22).

5.1.2 Velocidade de osteointegração

Roehling, Schlegel, Woelfler e Gahlert (2019) na sua revisão sistemática de estudos pré-clínicos concluem que o titânio tende a mostrar um processo de osteointegração inicial mais rápido em comparação com a zircónia.(18)

No entanto, esta diferença procura ser compensada com modificações na superfície dos implantes de zircónia. Num estudo pré-clínico com cães Lim et al. (2018) descobriram que, aparentemente, o grupo de implantes de zircónia com superfície modificada alcançou um nível de osteointegração mais rápido e mais elevado em comparação com o grupo de implante de zircónia sem superfície modificada.(19) Por outra parte, Bosshardt, Chappuis e Buser (2017) na sua revisão sistemática constataram que as modificações superficiais dos implantes de zircónio e zircónio aluminizado também têm influência na velocidade de osteointegração.(7)

5.1.3 Perda óssea em implantes de titânio e zircónia

Oeschger et al. (2020) fizeram um estudo comparativo de coorte no qual colocaram 30 implantes de zircónia e 30 implantes de titânio para substituir os caninos mandibulares. Os resultados deste estudo mostraram que os implantes de zircónia tinham uma perda óssea crestal mais pronunciada do que os implantes de titânio entre 4 e 16 semanas após a carga, após o ganho ósseo inicial (23).

Por outro lado Roehling, Schlegel, Woelfler e Gahlert (2018) realizaram um meta-análise no qual concluíram que os implantes de zircónia comercialmente disponíveis de 1 peça mostraram uma perda óssea marginal após 1 ano (média=0,7 mm) semelhante a perda óssea marginal mostrada com os implantes de titânio(24).

Da mesma maneira Roehling, Gahlert, Janner, et al. (2019) no seu estudo de coorte com uma mostra de 40 implantes (20 implantes de titânio e 20 implantes de zircónia) avaliados durante 16 semanas confirma que a inflamação e perda óssea induzida pela ligadura foi significativamente menor em implantes de zircónia em comparação com os implantes de titânio(25).

Como se pode observar nos estudos relatados, os dados sobre perda óssea são inconsistentes e, portanto, não se podem tirar conclusões sobre a diferença na perda óssea entre os implantes de titânio e de zircónio.

5.1.4 Regeneração óssea guiada

Benic et al. (2017) referem que para o regeneração óssea guiada (GBR) de defeitos ósseos peri-implantares os implantes de zircônio e titânio enxertados com grânulos de mineral ósseo bovino desproteínizado (DBBM) e cobertos com uma membrana de colagénio não têm um desempenho diferente em diferente no que respeita ao contorno da crista aumentada, à formação novo osso, e à osteointegração do implante.(26)

5.1.5 Capacidade de adesão aos tecidos moles

Hanawa (2020) e Roehling, Schlegel, Woelfler e Gahlert (2019) indicam que, em condições normais, tanto implantes de zircônio como implantes de titânio. mostram uma capacidade semelhante para a adesão e integração de tecidos moles.(6,18) Por outro lado Thoma et al. (2019) menciona que quando foi apresentada deiscência vestibular, os implantes de titânio apresentaram uma perda significativa da altura da mucosa peri-implantar em comparação com os implantes de zircónia com superfície modificada, dada a maior deslocação apical da mucosa da marga.(16)

5.2 Estabilidade primária

Ibrahim et al. (2020) conduziram uma investigação pré-clínica ou estudo in vitro com o objectivo de avaliar os efeitos dos desenhos de implantes na estabilidade primária em diferentes densidades ósseas e defeitos ósseos. Como resultado deste estudo, foi possível afirmar o seguinte:

- 1) O aumento no diâmetro do implante pode aumentar a estabilidade do implante mais do que um aumento igual no comprimento do implante.
- 2) A zircónia e os implantes de nível ósseo apresentaram os valores estabilidade do implante mais elevados, enquanto os implantes de titânio de nível tecidual apresentaram os parâmetros de estabilidade mais baixos.
- 3) Se tamanho do defeito ósseo aumenta, os valores de estabilidade de todos os tipos de implante diminuem, mas a perda de estabilidade mais pronunciada ocorre nos defeitos circulares. Isto constata que a estabilidade do implante mostra uma diminuição significativa quando o 50% da superfície do implante não está incrustada no osso.

5.3 Afinidade com a placa bacteriana

Hanawa (2020) explica que para inibir a adesão bacteriana, a zircónia é superior ao titânio, e é por esta razão que ele acredita que os implantes de zircónio são a melhor alternativa para pilares (6).

Do mesmo modo, Roehling, Astasov-Frauenhoffer, Hauser-Gerspach et al. (2017), no seu estudo in vitro têm encontrado que, após 72 horas de incubação num modelo experimental de câmara de fluxo anaeróbico, as superfícies de implantes de zircónia mostraram uma redução estatisticamente significativa na formação de biofilme de

placa humana em comparação com as superfícies de implantes de titânio. Além disso, a zircônia revelou uma redução estatisticamente significativa na espessura da placa humana, mas um metabolismo da placa humana foi semelhante em ambos tipos de implantes (27).

No entanto, Al-Ahmad et al. (2016) encontrou que a adesão bacteriana inicial e formação do biofilme em as superfícies de zircônia com baixa rugosidade superficial são semelhantes às superfícies de titânio (28).

5.4 Resistência a fraturas

Hanawa (2020) assegura que a propriedade mecânica do titânio é superior à da zircônia(6). Igualmente Thoma et al. (2016) constatam em seu estudo que os implantes de zircônia são mais propensos à fratura antes e depois da carga com coroas suportadas por implantes em comparação com os implantes de titânio(29).

Não obstante Lopez et al. (2018) após fazer uma análise dimensional de elementos finitos, menciona algo positivo sobre os implantes de zircônio e repara que estes diminuem os picos de tensão óssea peri-implantar em comparação com os apresentados com os implantes de titânio (30). Do mesmo modo, Al-Zordk et al. (2020) observam que os implantes de zircônia de diâmetro reduzido induziram menos tensão no osso em comparação com os implantes de titânio (31).

6. Conclusão

Na presente revisão integrativa, foi possível encontrar informações importantes sobre zircónia e implantes dentários de titânio, a partir do qual se podem obter as seguintes conclusões:

- Tanto a zircónia como os implantes de titânio têm vantagens e desvantagens, pelo que o implante mais adequado deve ser seleccionado de acordo com o propósito ou caso a ser empregado, tendo em conta as próprias características do paciente.
- Em termos gerais, o titânio tem uma osteointegração superior à da zircónia. No entanto, os artigos analisados indicam que o tratamento de superfície dos implantes de zircónia pode levar a alterações que reduzem esta diferença na capacidade de osteointegração. Também referem que os valores BIC, a capacidade de adesão dos tecidos moles e o desempenho nos tratamentos de regeneração óssea guiada são semelhantes para ambos os tipos de implantes.
- Ainda não existem estudos suficientes que comparem a estabilidade dos dois tipos de implantes. Contudo, da informação encontrada pode-se deduzir que para este factor é mais importante avaliar a densidade óssea e os defeitos ósseos do que o próprio material do implante.
- A zircónia inibe a adesão bacteriana em maior grau do que o titânio.
- Os implantes dentários em zircónia são mais propensos à fractura do que os implantes dentários em titânio. Além disso, os implantes de zircónia exercem menos stress no osso do que os implantes de titânio.

Como demonstrado neste trabalho, a zircónia tem elementos positivos para a implantologia dentária. Este é um material que ainda precisa de ser investigado. Factores tais como as diferentes gerações de zircónio devem ser considerados em investigação posterior. Sugere-se também a avaliação dos aspectos discutidos neste trabalho sobre implantes de titânio e zircónia que também se encontram agora no mercado.

Referencias Bibliográficas

1. Block MS. Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg.* 2018;76(1):11–26.
2. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000.* 2017;73(1):7–21.
3. Greenberg AM. Dental Implants and Evolving Discipline. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* [Internet]. 2015;27(2):ix–x. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.coms.2015.03.001>
4. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: A literature review. *J Oral Implantol.* 2011;37(3):367–76.
5. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol 2000.* 2017;73(1):241–58.
6. Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dent Mater J.* 2020;39(1):24–36.
7. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol 2000.* 2017 Feb;73(1):22–40.
8. Rezaei NM, Hasegawa M, Ishijima M, Nakhaei K, Okubo T, Taniyama T, et al. Biological and osseointegration capabilities of hierarchically (Meso-/micro-/nano-scale) roughened zirconia. *Int J Nanomedicine.* 2018;13:3381–95.
9. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* 2018;97(2):140–7.
10. Chen YW, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices.* 2016;13(10):945–63.

11. Lee JWY, Bance ML. Physiology of Osseointegration. *Otolaryngol Clin North Am* [Internet]. 2019;52(2):231–42. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.otc.2018.11.004>
12. Rottmar M, Müller E, Guimond-Lischer S, Stephan M, Berner S, Maniura-Weber K. Assessing the osteogenic potential of zirconia and titanium surfaces with an advanced in vitro model. *Dent Mater* [Internet]. 2019;35(1):74–86. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.10.008>
13. Rupp F, Liang L, Geis-Gerstorfer J, Scheideler L, Hüttig F. Surface characteristics of dental implants: A review. *Dent Mater* [Internet]. 2018;34(1):40–57. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.007>
14. Rajan A, Sivarajan S, Vallabhan CG, Nair AS, Jayakumar S, Pillai AS. An in vitro study to evaluate and compare the hemocompatibility of titanium and zirconia implant materials after sandblasted and acid etched surface treatment. *J Contemp Dent Pract*. 2018;19(12):1449–55.
15. Martins R, Cestari TM, Arantes RVN, Santos PS, Taga R, Carbonari MJ, et al. Osseointegration of zirconia and titanium implants in a rabbit tibiae model evaluated by microtomography, histomorphometry and fluorochrome labeling analyses. *J Periodontal Res*. 2018;53(2):210–21.
16. Thoma DS, Lim HC, Paeng KW, Jung UW, Hämmerle CHF, Jung RE. Tissue integration of zirconia and titanium implants with and without buccal dehiscence defects—A histologic and radiographic preclinical study. *Clin Oral Implants Res*. 2019;30(7):660–9.
17. Schepke U, Meijer G, Meijer H, Walboomers X, Cune M. Osseointegration of a Zirconia Implant: A Histologic Assessment. *Int J Prosthodont*. 2017;30(4):370–2.
18. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Zirconia compared to titanium dental implants in preclinical studies—A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2019;30(5):365–95.

19. Lim HC, Jung RE, Hämmerle CHF, Kim MJ, Paeng KW, Jung UW, et al. Tissue integration of zirconia and titanium implants with and without buccal dehiscence defects. *J Periodontal Implant Sci.* 2018;48(3):182–92.
20. Hafezeqoran A, Koodaryan R. Effect of Zirconia Dental Implant Surfaces on Bone Integration: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Biomed Res Int.* 2017;2017.
21. AlFarraj AA, Sukumaran A, Al Amri MD, Van Oirschot AB, Jansen JA. A comparative study of the bone contact to zirconium and titanium implants after 8 weeks of implantation in rabbit femoral condyles. *Odontology.* 2018;106(1):37–44.
22. Gehrke SA, Prados-Frutos JC, Prados-Privado M, Calvo-Guirado JL, Aramburú Júnior J, Pérez-Díaz L, et al. Biomechanical and histological analysis of titanium (machined and treated surface) versus zirconia implant materials: An in vivo animal study. *Materials (Basel).* 2019;16(6).
23. Oeschger CE, Bosshardt DD, Roehling S, Gahlert M, Cochran DL, Janner SFM. Crestal bone response to loaded zirconia and titanium implants: a radiographic and histometric analysis in canines. *Clin Oral Investig.* 2020;24(10):3609–17.
24. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(July):135–53.
25. Roehling S, Gahlert M, Janner S, Meng B, Woelfler H, Cochran DL. Ligature-Induced Peri-implant Bone Loss Around Loaded Zirconia and Titanium implants. *Jomi.* 2019;1–26.
26. Benic GI, Thoma DS, Sanz-Martin I, Munoz F, Hämmerle CHF, Cantalapiedra A, et al. Guided bone regeneration at zirconia and titanium dental implants: a pilot histological investigation. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(12):1592–9.
27. Roehling S, Astasov-Frauenhoffer M, Hauser-Gerspach I, Braissant O, Woelfler H, Waltimo T, et al. In Vitro Biofilm Formation on Titanium and Zirconia Implant

- Surfaces. *J Periodontol.* 2016;88(3):298–307.
28. Al-Ahmad A, Karygianni L, Wartenhorst MS, Bächle M, Hellwig E, Follo M, et al. Bacterial adhesion and biofilm formation on yttrium-stabilized, tetragonal zirconia and titanium oral implant materials with low surface roughness - An in situ study. *J Med Microbiol.* 2016;65(7):596–604.
 29. Thoma DS, Benic GI, Muñoz F, Kohal R, Sanz Martin I, Cantalapiedra AG, et al. Marginal bone-level alterations of loaded zirconia and titanium dental implants: An experimental study in the dog mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(4):412–20.
 30. Lopez CAV, Vasco MAA, Ruales E, Bedoya KA, Benfatti CM, Bezzon OL, et al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in zirconia and titanium dental implants. *J Oral Implantol.* 2018;44:409–15.
 31. Al-Zordk W, Ghazy M, El-Anwar M. Stress Analysis Around Reduced-Diameter Zirconia and Titanium One-Piece Implants With and Without Microthreads in the Neck: Experimental and Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2020;35(2):305–12.