



Polo Ipatinga - Av. Selim José de Sales, 1733
Bairro Canaã - Ipatinga/MG

ROLDÃO LAGE BHERING

IMPLANTES OSTEOINTEGRADOS DE ZIRCÔNIA

IPATINGA / MG

2020

FACULDADE DE SETE LAGOAS
Polo Ipatinga - Av. Selim José de Sales, 1733
Bairro Canaã - Ipatinga/MG

ROLDÃO LAGE BHERING

IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS DE ZIRCONIA

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao curso de pós-graduação em Odontologia pela FACSETE – Faculdade Sete Lagoas como requisito para obtenção de título de especialista em Implantodontia.

Orientador: Rilton Moraes

IPATINGA / MG

2020

FACULDADE SETE LAGOAS – FACSETE

ROLDÃO LAGE BHERING

IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS DE ZIRCONIA

Monografia apresentada para obtenção de Grau de Especialista em Implantodontia pela Faculdade de Sete Lagoas polo Ipatinga , Ipatinga- MG.

Aprovada em ___/___/___ pela Banca Examinadora composta por:

Prof. Orientador

Prof. Avaliador

Prof. Avaliador

AGRADECIMENTO

Primeiramente quero agradecer a DEUS, fonte de vida e libertação, por ter me dado saúde, sabedoria e força para superar as dificuldades e obstáculos que enfrentamos a cada dia. A todos da minha família que, de alguma forma, incentivaram-me na constante busca pelo conhecimento. Em especial aos meus pais Jadir e Elisabet, por me apresentar a simplicidade e o gosto pela vida, incluindo valores sem os quais jamais teria me tornado pessoa, buscando de fato todos os dias, ser mais humano. A Tayrine minha esposa que adentrou em minha vida e me faz crescer como homem, como pessoa, que dentre suas possibilidades me fez enxergar um mundo novo. Espero tê-la sempre perto de mim, pois ao seu lado não sei o que não pode ser melhor. A escola, seu corpo docente, direção e administração que oportunizaram a janela que hoje vislumbro um horizonte superior, pela acendrada confiança no mérito e ética aqui presentes. A todos os professores do curso de Especialização de Implantodontia, que fizeram parte diretamente desta minha trajetória, pelos ensinamentos que instigaram minhas reflexões e utopias a respeito da Implantodontia, sobretudo, não abandonar o pensamento reflexivo e contestador. Aos meus amigos, com os quais pude desfrutar momentos de descontração, aprendizado, motivação e amizade. Obrigado por torcerem por mim e me incentivarem não só na vida profissional, mas em todos os assuntos.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho as pessoas que lutam diariamente ao meu lado, transmitindo fé, amor, alegria, determinação, paciência, e coragem, tornando os meus dias mais felizes e bonitos.

RESUMO

Mediante á alta demanda estética e funcional na reabilitação de elementos perdidos, tendo em vista os atuais materiais disponíveis e suas limitações, a cerâmica a base Zircônia pode vir ser um material promissor e de grande aplicação em implantes dentários, devido a suas propriedades físicas, boa capacidade de osteointegração e excelente biocompatibilidade. As evidencias científicas validam uma nova opção na implantodontia em relação a grande utilização do titânio, e principalmente, no aprimoramento da estética das peças protéticas e restauradoras, proporcionando a satisfação dos pacientes e profissionais envolvidos nesta especialidade.

Palavras chave: Implantes; Biomateriais; Titânio; Zircônia; Osteointegração.

ABSTRACT

Due to the high aesthetic and functional demand in the rehabilitation of lost elements, considering the available and materials limitations, a zirconia-based ceramic can be a promising material and a great application in dental implants, due to its characteristics, good osteointegration capacity and excellent biocompatibility. As valid scientific evidence for a new implant option in relation to a large use of titanium, and mainly, no improvement in the aesthetics of prosthetic and restorative parts, the satisfaction of patients and professionals involved in this specialty is applied.

Keywords: Implants; Biomaterials; Titanium; Zirconia; Osteointegration

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1- Valores de parâmetros associados a propriedades mecânicas das cerâmicas de Y-TZP e Ce-TZP.

FIGURA 2- Cor acinzentada do implante metálico transparecendo através da fina mucosa no ICS.

FIGURA 3- Cor acinzentada do implante metálico transparecendo através da fina mucosa do ICI.

FIGURA 4- Implantes cerâmicos Y-TZP de corpo único para região dos ICS.

FIGURA 5- Restaurações *metalfree* após o tempo de cura dos implantes Y-TZP. Observa-se a naturalidade do periodonto.

FIGURA 6- Imagens esquemáticas de diferentes modificações de superfície de zircônia: usinadas, ácido gravado, jateado, ZLA e revestimentos multicamadas.

FIGURA 7- Revestimentos de zircônia mostrando vantagens biológicas em termos de bioatividade, osseointegração e efeitos antibacterianos.

SUMÁRIO

| | |
|--|----|
| INTRODUÇÃO | 10 |
| 2. REVISÃO DE LITERATURA..... | 11 |
| 2.1 PROPRIEDADES QUÍMICAS E MICROESTRUTURAS..... | 11 |
| 2.2 OSTEOINTEGRAÇÃO | 14 |
| 2.3 COMPATIBILIDADE PERIIMPLANTAR | 17 |
| 2.4 PROPRIEDADES FÍSICAS..... | 18 |
| 2.4.1 comparação com outros materiais | 19 |
| 2.7 TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE..... | 24 |
| 3 DISCUSSÃO..... | 31 |
| 4 CONCLUSÃO..... | 33 |

INTRODUÇÃO

O corpo humano é constituído por três componentes básicos: água, colágeno e hidroxiapatita. Este último composto representa a fase mineral dos ossos e dentes, que é responsável por fornecer estabilidade estrutural ao corpo, protegendo órgãos vitais como pulmões e coração, funcionando como um depósito regulador de íons (AZEVEDO et al., 2007). São muitas as situações que geram perda de tecidos funcionais como ossos e dentes, considerando a ocorrência de traumas, alterações patológicas e neoplasias resultantes de grandes comorbidades. Dessa forma, têm-se buscado formas de substituição dos tecidos perdidos e reabilitação oral desses pacientes.

De acordo com Morell et al (2019), o implante dentário é a estrutura em forma de parafuso que serve para substituir a peça raiz de um dente natural perdido e é colocada no osso maxilar ou mandibular por intervenção cirúrgica, onde alcança uma união com o osso que serve como âncora para o dente substituto. Um ou vários dentes perdidos podem ser substituídos.

Rodriguez et al (2018) relatou que os implantes dentários de cerâmica foram sugeridos na década de 1960, introduzido por Sandhaus. Nesta ocasião, os primeiros implantes cerâmicos eram feitos de óxido de alumínio e foram retirados do mercado devido às fracas propriedades biomecânicas e resultados clínicos insatisfatórios. Atualmente, a cerâmica de dióxido de zircônio (zircônia) em implantes dentários está emergindo como uma alternativa ao titânio, principalmente devido à cura superior dos tecidos moles.

O material mais utilizado atualmente para a fabricação dos implantes dentários é o titânio comercialmente puro, por causa da sua excelente biocompatibilidade e propriedades mecânicas. No entanto a cor cinza do titânio pode ser desvantajosa e gera problemas estéticos, especialmente se a situação dos tecidos moles não é o ideal e a cor escura aparece através da mucosa periimplantar fina (DEPPRICH, 2008).

Com o sucesso desse fator de reabilitação houve uma preocupação muito grande em se aliar a retomada da função, estética e saúde dos tecidos periodontais ao tratamento restaurador. O acúmulo do biofilme tem sido considerado como uma das principais

causas de falhas nos implantes, dessa necessidade surgiu a urgência no aprimoramento dos biomateriais para a otimização desses processos (AZEVEDO et al., 2007). Uma boa alternativa é a utilização dos implantes de zircônia, que possuem cor branca e a aparente menor afinidade com a formação de biofilme bacteriano (RODRIGUEZ et al., 2018).

Dentre as cerâmicas odontológicas, a zircônia apresenta elevadas propriedades físicas e químicas, como altos valores de resistência à flexão, tenacidade à fratura (semelhante ao metal) e dureza, alto módulo de elasticidade, além de ótima estabilidade dimensional e biocompatibilidade com os tecidos da cavidade bucal (Nakamura et al., 2010). Além disso, o material possui valores relativamente elevados de tenacidade à fratura e de resistências mecânicas e a abrasão (MONZAVI; NOUMBISSI; NOWZARI, 2017). Vários estudos laboratoriais e clínicos como o de Borgonovo et al., (2013), Spies et al., (2015), e Galvão et al., (2016), comprovam o sucesso da utilização do material.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 PROPRIEDADES QUÍMICAS E MICROESTRUTURAIS

Zircônia (ZrO_2) não ocorre na natureza como óxido puro e é encontrado na badeleita e na zircônita ($ZrSiO_4$). Dos dois minérios, a zircônita é a mais abundante, porém menos pura e necessita de quantidade significativa de processamento para obter zircônia. A zircônia é uma cerâmica polimorfa que possui três estruturas cristalinas: monoclinica, cubica e tetragonal. A zircônia pura tem a estrutura monoclinica na temperatura ambiente e é estável até $1170^\circ C$. Entre esta temperatura e $2.370^\circ C$, ela se transforma em zircônia tetragonal, e, acima de $2.370^\circ C$, em zircônia cubica. Após o processamento, durante o resfriamento, a tetragonal se transforma em monoclinica a uma temperatura de $970^\circ C$, aproximadamente. Esta fase de transformação está associada a 3% a 4% de expansão volumétrica. (PICONI C; MACCAURO, 1999). As propriedades relevantes para aplicação da zircônia na área de saúde são alcançadas pela adição de óxidos que permitem estabilizar a fase tetragonal da zircônia à temperatura ambiente (CIUCCIO et al., 2010).

A adição de óxidos compostos estabilizadores, como CaO, MgO, CeO, Y₂O₃ à zircônia pura permite gerar materiais multifásicos conhecidos como zircônia parcialmente estabilizada (PSZ) cuja microestrutura à temperatura ambiente geralmente consiste de zircônia cúbica como fase principal, com zircônia monoclinica e tetragonal precipita como fase menor. A formação de zircônias parcialmente estabilizadas que combinadas com as variações de processos pode resultar em cerâmicas que demonstrem propriedades excepcionais, tais como: alta resistência a fraturas; excelente resistência de uso; alta dureza; excelente resistência química; bom refratário; bom condutor de íons de oxigênio (AZEVEDO et al., 2007).

A zircônia pura não costuma ser utilizada sem adição de agentes de estabilização estrutural, uma vez que a transformação da fase tetragonal para monoclinica, durante o resfriamento subsequente à etapa de sinterização, provoca expansão volumétrica e consequente ruptura da cerâmica. Quando estabilizada com 3 mol% de ítria, a zircônia pode manter sua estrutura tetragonal a altas temperaturas e ser metaestável a temperatura ambiente Este material, designado Y-TZP (yttria tetragonal zirconia polycrystals) tem sido uma alternativa para a alumina como biomaterial (MORAES et al., 2004; CHEVALIER, 2006; CHEVALIER et al., 2004).

Para produção da cerâmica de zircônia de elevada resistência à flexão, alta tenacidade à fratura, bem como resistência ao desgaste, esses materiais devem apresentar granulometria fina e uniforme, predominantemente na estrutura tetragonal com a adição controlada de óxidos estabilizantes (CIUCCIO et al., 2010). No estudo de Takodoro e Muccillo (2001), foi definido que para que a fase tetragonal seja retida à temperatura ambiente em composições contendo 2% a 3% em mol de Y₂O₃, (YTZP), o tamanho médio de grãos crítico é ~ 0,2 µm.

O diagrama de fases da zircônia ítria (Y-TZP) exhibe uma ampla faixa de composições para a fase tetragonal e para o campo de fases misto tetragonal mais cúbico. Comparativamente a outras soluções sólidas à base de zircônia, os principais fatores que auxiliam a estabilização da fase tetragonal na zircônia ítria são a baixa temperatura eutectóide e o elevado limite de solubilidade. Para a estabilização da fase tetragonal é importante que a cerâmica apresente alta densidade, resultando uma compressão entre os grãos. A microestrutura é um dos principais fatores que controlam a retenção da fase tetragonal à temperatura ambiente e, portanto, existe

um tamanho de grão crítico abaixo do qual a transformação de fase tetragonal para monoclinica ($t \rightarrow m$) não acontece espontaneamente (TAKODORO; MUCCILLO, 2001).

Inicialmente a zircônia céria foi vista como uma alternativa para substituir a zircônia ítria para fins estruturais. Apresentando maior resistência à transformação de fases $t \rightarrow m$, a zircônia céria passou a ser bastante pesquisada. Porém ainda existem algumas divergências entre os diagramas sugeridos, principalmente em temperaturas inferiores a 1400 °C. De forma geral, o diagrama de fases apresenta uma ampla faixa de composições para a fase tetragonal, permitindo a preparação de cerâmicas puramente tetragonais entre 12% e 18% em mol de CeO_2 (Ce-TZP). Esta faixa de composições é bem maior do que a da zircônia ítria. Para composições superiores a 18% em mol de céria há formação da fase cúbica e, na região do diagrama de fases rica em céria, a estrutura cúbica é predominante.

FIGURA 1- Valores de parâmetros associados a propriedades mecânicas das cerâmicas de Y-TZP e Ce-TZP.

| PARÂMETRO (unidade) | Y-TZP | Ce-TZP |
|--|----------|---------|
| Resistência à flexão (MPa) | 800-1300 | 500-800 |
| Tenacidade à fratura ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) | 6-15 | 6-30 |
| Dureza Vickers (GPa) | 10-12 | 7-10 |

Imagem: Takodoro; Muccillo, 2001.

Apesar da Ce-TZP apresentar elevadas resistência ao choque térmico e à transformação de fases tetragonal para monoclinica, sua resistência mecânica é inferior à da Y-TZP. Uma das causas apontadas para isto é o tamanho de grãos, que nesta cerâmica, varia entre 0,5 μm e 3 μm , independente dos procedimentos experimentais empregados no processamento.

Uma característica interessante de transformação a cerâmica de zircônia endurecida é a formação de camadas compressivas em sua superfície. Grãos tetragonais de superfície não são restringidos pela matriz e podem se transformar em monoclinicos espontaneamente ou devido a processos abrasivos que pode induzir tensões de compressão a uma profundidade de vários microns sob a superfície (PICONI; MACCAURO, 1999). A transição da fase superficial e o consequente endurecimento

da superfície podem ter um papel relevante na melhoria das propriedades mecânicas e de desgaste das peças de zircônia.

Os cerâmicos à base de zircônia apresentam várias vantagens sobre outros materiais cerâmicos, devido à atuação de mecanismos de transformação de aumento da tenacidade operando em sua micro-estrutura, elevando assim suas propriedades mecânicas. Este comportamento é decorrente do mecanismo de reforço por transformação de fases, em que os grãos de zircônia tetragonal, ao serem transformados para a fase monoclinica, induzem um campo de tensões que dificulta a propagação de trinca e, portanto, a ruptura da peça cerâmica (CIUCCIO et al., 2010).

Em comparação com outras cerâmicas, como a alumina, a zircônia Y-TZP apresenta diversas vantagens biomecânicas, tendo sido referenciada nos últimos 12 anos como a opção mais adequada para Implantodontia (HISBERGUES; VENDEVILLE; VENDEVILLE, 2009; HOCHSCHEIDT et al., 2011; ÖZKURT; KAZAZOĞLU, 2011; VOLZ; BLASCHKE, 2004).

2.2 OSTEOINTEGRAÇÃO

A sustentação dos dentes se dá por meio do osso, do cimento e do ligamento periodontal, que formam o conhecido periodonto de sustentação. A osseointegração, por sua vez, é caracterizada por uma “anquilose funcional” entre a superfície do implante introduzido e o leito fisiológico de inserção. Entretanto, a ausência do cimento e do ligamento periodontal resulta na transmissão direta das cargas mastigatórias ao osso, na alteração da propriocepção e no impedimento de movimentação ortodôntica (SORDI et al., 2018).

Antônio Scarano et al. (2003) analisou a resposta óssea a implantes cerâmicos de zircônia que foram inseridos na tíbia de coelhos machos, na análise dos cortes histológicos da superfície de osseointegração foi observada em contato próximo dos tecidos do leito com as superfícies cerâmicas de zircônia; em algumas áreas, muitos osteoblastos estavam presentes diretamente na zircônia. A porcentagem de contato osso-implante (BIC) foi de 68,4% - 62,4%. No estudo observou-se osso maduro, com poucos espaços medulares presente, além de pequenos osteoblastos secretores ativos apareciam nas porções mais coronais e apicais do implante. Nenhuma célula

inflamatória foi encontrada. Este estudo concluiu que esses implantes são altamente biocompatíveis e osteocondutores, capazes de se aderir às estruturas da área receptora.

É de fundamental importância a obtenção da osteointegração para minimização do risco de rejeição dos implantes, para a manutenção da homeostasia dos tecidos envolvidos, além de evitar qualquer tipo de desconforto ao paciente. Sabe-se que este fenômeno está diretamente ligado ao formato e a adaptação do implante ao leito receptor. O sucesso dos implantes intraósseos está diretamente relacionado ao princípio da osteointegração, ou seja, a ancoragem osso-implante. Como a topografia da superfície de um biomaterial tem um impacto importante sobre a osteointegração, diversas modificações químicas de superfícies físicas têm sido desenvolvidas para melhorar a cicatrização óssea de implantes (DEPPRICH et al., 2008).

A Y-TZP (zircônia tetragonal poli cristalina estabilizada com ítrio) parece ser um material adequado para implantes dentários por causa da sua biocompatibilidade, proximidade de sua cor com o dente e excelentes propriedades físicas e mecânicas. Estudos recentes em animais também mostraram sucesso cicatrização de implantes de zircônia com o osso. Como a fabricação convencional de vários implantes zircônia geralmente resulta em superfícies realmente lisas, apenas poucos estudos tem investigado a superfície áspera com modificações de implantes. Esta é uma crítica, uma vez que já foi demonstrado que a rugosidade da superfície e topografia também influenciam na osteointegração de implantes de zircônia (DEPPRICH et al, 2008).

Depprich et al. (2008) realizou um estudo no qual 48 implantes de zircônia e titânio foram introduzidos na Tíbia de 12 mini Pigs, e após 1, 4 ou 12 semanas os animais foram sacrificados e as amostras contendo os implantes foram examinados em termos de técnicas histológicas e ultraestruturais. Os resultados histológicos mostraram contato ósseo direto na superfície de zircônio e titânio. O contato com implante ósseo, medido por histomorfometria, foi ligeiramente menor no titânio do que em superfície de zircônia não entanto não foi observada diferenças estatisticamente significantes entre os dois grupos.

Kohal et al (2009) realizou um estudo no qual implantes de zircônia com duas topografias de superfície distintas foram comparados com os de titânio com topografias semelhantes. Nesta ocasião, implantes de titânio e zircônia foram

colocados nos fêmores de 42 ratos machos Sprague – Dawley. Após um período de cicatrização de 28 dias, a capacidade de carga entre o osso e a superfície do implante foi avaliada por um teste de flexão, foi concluído que o teste pushin mostrou valores mais altos para as superfícies texturizadas do implante, sem significância estatística entre titânio (34N) e zircônia (45,8N). Além disso foi aceito que todas as superfícies testadas de implantes de zircônia e titânio eram biocompatíveis e osseocondutivas.

É sabido que a topografia da superfície, a química e a rugosidade afetam a taxa e a qualidade da formação de novos tecidos (DELIGIANNI et al. 2001). Não apenas o material em si, mas também a estrutura de sua superfície é um dos fatores mais importantes para a osseointegração bem-sucedida, crucial para a cicatrização óssea peri-implantar (SCHROEDER et al. 1981). A cicatrização óssea ao redor dos implantes foi descrita como uma combinação de eventos de formação óssea ao longo da superfície do implante e estimulou a cicatrização de feridas e a remodelação dos tecidos circundantes. Modificações de superfície podem melhorar a cicatrização óssea e a integração de implantes de titânio e resultar em maiores taxas de contato osso-implante (GOTFREDSSEN et al. 2000; LI et al. 2002 ; BUTZ et al., 2006).

O alto grau de biocompatibilidade deste material tem sido demonstrado anteriormente. Histológica análise de discos implantado em músculos de coelho não revelaram efeitos carcinogênicos, tóxicos ou imunológicos deste material. Testes in vitro, confirmaram que a zircônia não tem nenhum efeito oncogênico, de grande importância para o sucesso em longo prazo do o implante e com grau suficiente de osteointegração do material. Também pode indicar melhor cicatrização, devido à biocompatibilidade superior da superfície cerâmica, resultando em osteointegração acelerada do implante zircônia. O fato é que o percentual de aposição óssea sobre o implante de zircônia em comparação aos implantes de titânio foi menor apesar de sua menor rugosidade (HOFFMANN, 2008).

O contato osso-implante (BIC) pode ser medido por análises histomorfométricas em diferentes momentos no período de osteointegração. Estudos anteriores relataram resultados semelhantes para a cura óssea em torno de implantes de zircônia ou titânio. No entanto, superfícies à base de zircônia revelaram um número

menor de bactérias quando comparadas às superfícies de implantes de titânio em relação a ensaios microbiológicos.

2.3 COMPATIBILIDADE PERIIMPLANTAR

O sucesso do tratamento com implantes osteointegrados depende da saúde dos tecidos adjacentes, responsáveis não apenas pela ancoragem óssea, mas também pelo selamento de proteção promovido pelos tecidos moles periimplantares. Para tanto, é necessário o estabelecimento de uma conexão transmucosa adequada entre o ambiente oral e o implante intraósseo. Da mesma maneira que o tecido gengival, a mucosa periimplantar é composta de epitélio oral, o qual pode ser ceratinizado ou não, epitélio sulcular e epitélio juncional, os quais são sustentados pelo tecido conjuntivo (SORDI et al., 2018).

O epitélio juncional periimplantar também apresenta hemidesmossomos, porém em menor quantidade e com maior espaço intercelular. Este se forma ao redor do implante ou do componente protético a ele unido, com posição apical às células do sulco periimplantar e localização de 1 a 1,5 mm da crista alveolar. Possivelmente, isso ocorre devido a uma adesão entre o tecido conjuntivo e o implante, o qual é responsável por prevenir a migração epitelial, assegurando a formação de uma barreira de proteção (HERMANN et al., 2000). A periintegração, ou seja, a biocompatibilidade dos tecidos moles nos implantes dentários cerâmicos representa esta eficiência de barreira, podendo ser imediata e ao longo prazo para proteção do osso subjacente ao ambiente externo, impedindo a reabsorção óssea marginal (HOCHSCHEIDT et al., 2014; WELANDER et al., 2008; WENZ et al., 2008).

Uma característica importante da zircônia é a sua estabilidade química que a torna menos suscetível a causar uma reação biológica adversa, podendo ser considerada um material bioinerte, permitindo assim a sua utilização na fabricação de implantes ortopédicos e odontológicos (CIUCCIO et al., 2010). Porém, a zircônia foi reivindicada como um biomaterial inerte embora a adsorção de proteínas no sangue, plaquetas e migração de células osteogênicas sugiram uma interação biológica com superfícies à base de zircônia (YIN; ALAO; SONG, 2017). Isso deve ser

mais bem investigado, considerando a ligação química e os processos contínuos de deterioração do material.

Testes de alergologia do ZrO₂ indicaram que não há potencial alergênico ou respostas inflamatórias não-específicas (HISBERGUES; VENDEVILLE; VENDEVILLE, 2009; HOFFMANN, 2008).

No que diz respeito à constituição dos tecidos, sabe-se que o tecido periimplantar, quando comparado aos tecidos periodontais, é mais rico em colágeno, apresenta menor quantidade de fibroblastos, menor vascularização sanguínea e menor renovação celular. Isto resulta em uma propagação mais rápida do infiltrado inflamatório para apical. Assim, perante a colonização bacteriana e a presença de biofilme, a destruição óssea pode apresentar-se precocemente e de maneira mais extensa nos tecidos periimplantares (SORDI et al., 2018).

A qualidade e quantidade dos tecidos periimplantares e das estruturas protéticas em meio bucal têm papel fundamental na obtenção e manutenção da osseointegração. Esta pode ser comprometida pelo acúmulo do biofilme, uma das principais causas de insucessos na Implantodontia. No estudo de Salihoğlu (2011) e Scarano (2004) nos implantes dentários Y-TZP constatou-se pouca afinidade por *Streptococcus sanguis* e *Porphyromonas gingivalis*, com menor acúmulo de biofilme, fato justificado pelas propriedades químicas e lisura de superfície da cerâmica.

A colonização de bactérias e/ou formação de placas nos discos de zircônia em estudos in vivo mostrou um acúmulo significativamente menor em comparação aos discos de titânio. Scarano et al. (2004) demonstraram que o óxido de zircônio tinha uma menor afinidade com a colonização bacteriana em 10 pacientes, comparando a área de superfície coberta por bactérias após 24 horas. Os resultados foram de 12,1% e 19,3% para óxido de zircônia e titânio, respectivamente.

2.4 PROPRIEDADES FÍSICAS

Cerâmicas de zircônia (ZrO₂) apresentam elevada resistência química e refratariedade e podem apresentar elevadas propriedades mecânicas e condutividade iônica. De acordo com Andreiotelli et al.(2008), o ZrO₂ possui boas características

físico-químicas, incluindo alta resistência flexural (900–1, 200 MPa), dureza Vickers (1, 200) e módulo Weibull (10–12). Em decorrência desses bons resultados, têm sido aplicadas nas indústrias química, petroquímica, metalúrgica e mecânica.

Os implantes de zircônia são bioinertados e possuem excelente resistência à corrosão e ao desgaste, boa biocompatibilidade e alta resistência à flexão e tenacidade à fratura (SCARANO, 2003). Além disso, a zircônia possui alta resistência à fratura devido à sua propriedade de absorção de energia durante transformação martensítica de partículas tetragonais em partículas monoclinicas. A zircônia é radiopaca, claramente visível nas radiografias e sua cor de marfim é semelhante à cor do dente natural (ROSENGREN, et al., 2002 ; SCHULTZE-MOSGAU, et al., 2000)

Ainda assim, quando se trata de desvantagens, a degradação em baixa temperatura, também conhecida como envelhecimento, é considerada um dos principais inconvenientes das zircônias. É um processo que resulta em degradação das propriedades mecânicas devido à transformação espontânea progressiva da fase tetragonal metaestável em monoclinica a temperaturas acima de 200°C na presença de vapor de água. Isso causa redução na resistência, tenacidade e densidade do material. No entanto, a redução no tamanho dos grãos e / ou o aumento na concentração de óxidos estabilizadores reduzem a taxa de transformação (OSMAN & SWAIN, 2015).

2.4.1 comparação com outros materiais

Alumina densamente sinterizada (Al_2O_3) e a cerâmica policristal de zircônia tetragonal estabilizada com ítria (Y-TZP) são atualmente os materiais de escolha para os pilares de cerâmica. A cerâmica de zircônia tem o dobro da resistência à flexão da alumina (SCARANO, 2003). No entanto, quando se trata de implantes orais, a zircônia tem se mostrado repetidamente superior a outras cerâmicas em termos de resistência à flexão e tenacidade à fratura. Seu baixo módulo de elasticidade e condutividade térmica, baixa afinidade à placa e alta biocompatibilidade, além de sua cor branca, tornaram a cerâmica de zircônia uma alternativa muito atraente ao titânio na odontologia de implantes (HASHIM et al., 2016). Schünemann et al (2019) afirma que embora os implantes de zircônia ofereçam benefícios estéticos sobre os implantes de titânio, os materiais à base de titânio ainda

possuem maior resistência mecânica sobre a zircônia e atualmente é o material de primeira escolha para implantes dentários.

De acordo com a metanálise realizada por Hashim et al. em 2016, a taxa geral de sobrevivência de implantes de zircônia foi de 92% (IC95% 87 - 95) após 1 ano de função, com heterogeneidade significativa entre os estudos. Em comparação, as taxas gerais de sobrevivência de implantes de titânio que suportam coroas simples (SC) foram de 97,2% em 5 anos e 95,2% em 10 anos. Embora as taxas de sobrevivência dos implantes de titânio que suportam prótese dentária fixa (DPF) sejam de 97,2 e 93,1% após 5 e 10 anos, respectivamente.

É do conhecimento dos clínicos casos de fenótipos gengivais finos, onde a susceptibilidade de perda óssea marginal e recessão dos tecidos periimplantares deixam visíveis problemas de difíceis soluções (DUN, 2008; KAN et al., 2011). A margem gengival livre muito fina pode deixar um halo escuro devido à cor do implante ou do pilar metálico, impedindo a difusão e reflexão da luz. Com a introdução dos pilares de zircônia (ZrO₂) aumentaram as possibilidades estéticas na Odontologia. Graças a maior tenacidade e resistência de flexão, quando comparadas com as cerâmicas vítreas e infiltradas, as restaurações com Y-TZP proporcionaram longevidade e estética (HOCHSCHEIDT et al., 2014).

FIGURA 2- Cor acinzentada do implante metálico transparecendo através da fina mucosa no ICS.



Imagem: Hochscheidt et al., 2014.

FIGURA 3- Cor acinzentada do implante metálico transparecendo através da fina mucosa do ICI.



Imagem: Hochscheidt et al., 2014.

FIGURA 4- Implantes cerâmicos Y-TZP de corpo único, para região dos ICS.



Imagem: Hochscheidt et al., 2014.

FIGURA 5- Restaurações *metalfree* após o tempo de cura dos implantes Y-TZP. Observa-se a naturalidade do periodonto.



Imagem: Hochscheidt et al., 2014.

Estudos em animais demonstraram repetidamente que os implantes de zircônia são comparáveis, se não superiores, aos implantes de titânio em termos de biocompatibilidade e osteointegração (SCARANO et al., 2003; ICHIKAWA et al., 1992; KOHAL et al., 2004).

2.5 DESEMPENHO CLÍNICO

Poucos estudos foram publicados analisando o resultado clínico dos implantes dentários de zircônia. Rodriguez et al. (2018) elaborou uma série retrospectiva de casos consecutivos para avaliar o resultado clínico dos implantes dentários de zircônia com 1 a 5 anos de acompanhamento. Mediante os achados clínicos e radiográficos chegou-se a conclusão de que a taxa geral de sucesso dos implantes de zircônia foi de 92%. Dentro das limitações da presente avaliação clínica, os implantes de zircônia proporcionaram excelentes resultados clínicos e estéticos. Uma perda óssea periimplantar média de 0,3 mm foi medida em 33,3% dos implantes e 66,7% não foram afetados por perda óssea periimplantar radiográfica detectável. Dois implantes em dois pacientes falharam.

Os baixos índices gengivais e de placa foram valores predominantes para restaurações intermediárias e finais. A aparente menor afinidade ao acúmulo de placa pode favorecer a saúde dos tecidos moles ao redor dos implantes dentários de zircônia e diminuir o risco de inflamação ou infecção.

Liñares, Grize e Muñoz, (2016) não relataram diferença na altura dos tecidos moles entre os implantes de zircônia e titânio. No entanto, o epitélio juncional foi menor (ZrO₂ = 0,76 mm vs Ti = 1,40 mm) e maior conteúdo de colágeno em torno dos implantes de peça única de zircônia quando comparados aos implantes de peça única de titânio.

O objetivo do estudo de Andreiotelli e Kohal (2008), foi avaliar a resistência à fratura do ZrO₂ de peça única 2 implantes orais simulando forças oclusais exercidas na cavidade oral. Nesse contexto, é necessário considerar que a gama de forças de mordida pode variar acentuadamente de uma área da boca para outra e de um indivíduo para outro. Em uma investigação clínica recente avaliando as forças de mordida e mastigação, as forças máximas de mordida na dentição posterior variaram de 250 a 400N e na dentição anterior de 140 a 170N. As forças normais de mastigação na dentição posterior variaram de 110 a 125N, e na dentição anterior de 60 a 75N. Uma carga de ciclo de 98N foi usada neste estudo para simular as forças fisiológicas de mordida e mastigação na dentição anterior. Os valores médios de resistência à fratura para os vários implantes expostos ou não à boca artificial excederam 400N. Os valores de fratura estão dentro dos limites da aceitação clínica, quando comparados às forças fisiológicas na cavidade oral. Os valores também excederam 300N, que parece ser o valor mínimo da resistência à fratura proposto para restaurações da dentição posterior.

Portanto, por meio da avaliação *in vitro* da resistência à fratura e à compressão dos implantes de zircônia, após a ciclagem mecânica, foi concluído que eles podem suportar a carga fisiológica, mas deixaram dúvidas nas situações de alto estresse, como no bruxismo. (YILMAZ; AYDIN; GUL, 2007; ÇAĞLAR et al. 2010)

Os implantes dentários de zircônia de uma peça são imediatamente expostos a forças de mastigação que podem desempenhar um papel no processo de osseointegração. Estabilidade primária (torque de inserção > 25 N cm e /ou leitura do quociente de estabilidade do implante > 60) parece ser um parâmetro importante no sucesso de implantes carregados imediatamente, enquanto os contatos oclusais desigualmente distribuídos podem contribuir para a falha.

KOHAL, WOLKEWITZ e TSAKONA (2011), estabeleceram que tanto a preparação quanto a carga cíclica de implantes de zircônia podem reduzir sua

resistência à força de fratura. No entanto, eles relataram que mesmo os implantes com baixa resistência à fratura podem suportar intervalos prolongados de carga oclusal média.

Embora a técnica cirúrgica possa ser fator determinante para a ocorrência de falhas e a consequente perda precoce dos implantes. Outros fatores como biótipo ósseo e gengival, condições sistêmicas, posicionamento do implante 3D, superfície do implante, tabagismo ou histórico de doença periodontal podem influenciar mais a estabilidade óssea da crista (RODRIGUEZ et al., 2018).

2.7 TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE

As modificações no desenho do corpo e na superfície do implante têm sido sugeridas para aumentar o sucesso em ossos menos densos por meio do hipotético ganho de uma melhor ancoragem e uma maior área de superfície para a distribuição das cargas oclusais.

A capacidade do implante de suportar cargas é dependente da qualidade da interface osso-implante, conseqüentemente, as modificações no desenho do corpo do implante e na sua superfície aumentam o sucesso pela promoção de uma maior área de superfície. Isso contribui para o aumento na força da interface osso-implante, o crescimento ósseo mais acelerado, a melhor estabilidade inicial do implante e uma melhor distribuição do estresse.

As propriedades superficiais mais importantes são a topografia, a química, carga superficial e molhamento. Processos relevantes para a funcionalidade do dispositivo, tais como a adsorção de proteínas, interação célula-superfície e desenvolvimento celular e tecidual na interface entre o organismo e o biomaterial, são afetados pelas propriedades superficiais do implante. Ele está diretamente relacionado à energia de superfície e influencia no grau de contato, entre a superfície do implante e o meio fisiológico (CARVALHOL, 2009).

Para melhorar as superfícies de zircônia, vários métodos físico-químicos foram utilizados, tais como: jateamento de areia, tratamento a laser, micro-usinagem, CVD e PVD.

O desenvolvimento de revestimentos compostos por sílica, magnésio, grafeno, dopamina e moléculas bioativas foi avaliado, embora o desenvolvimento de um material com classificação funcional para implantes tenha mostrado um aprimoramento no comportamento mecânico e na resposta biológica (BACCHELLI et al., 2009).

Scarano et al.(2003) examinou o BIC de implantes de zircônia usinados por quatro semanas e relatou uma porcentagem de BIC de cerca de 68,4% sem a presença de células inflamatórias ou multinucleadas, alegando que os implantes de zircônia usinados podem ser altamente biocompatíveis e osteointegráveis. Além disso, foi concluído que a usinagem em implantes de Zircônia pode fazer com que os percentuais de osteointegração sejam equivalentes aos dos implantes de titânio que também passaram pela usinagem. Além disso, Thoma et al. (2015) mostraram que os implantes de zircônia não modificados tinham uma porcentagem BIC estatisticamente semelhante e dimensões dos tecidos moles peri-implantes dos implantes de titânio decapados com granalha gravada com ácido, embora os implantes de zircônia exibissem uma taxa de fratura considerável após 6 meses de carregamento.

Schünemann et al, (2019) relata que a abrasão por partículas no ar, conhecida como tratamento de superfície decapada por areia, seguida de ataque ácido (tratamento com SLA), pode aumentar a área superficial dos implantes de zircônia para osteointegração. Por outro lado, o jateamento com areia pode induzir a concentração de tensão e, conseqüentemente, a transição da fase tetragonal para monoclínica.

O processo de jateamento com 50 - 110 μm Al_2O_3 mostrou-se como uma alternativa para aumentar a área de superfície para fixação dos osteoblastos e, em seguida, acelerar o processo de osseointegração. Para Gahlert et al. (2007) e Bacchelli et al. (2009), as superfícies de implante de zircônia com jateamento de areia melhoraram significativamente a osteogênese e a osseointegração peri-implantar quando comparadas às superfícies de titânio usinadas.

Entretanto, no estudo de Kohal et al. (2004) , foram comparados implantes de titânio jateados com Al_2O_3 e ácido gravado a implantes usinados de Zircônia submetidos à granalhagem. Concluiu-se que os implantes de zircônia jateado com granalha revelaram integração semelhante às dimensões dos tecidos moles dos ossos e peri-implantes quando comparados aos implantes de titânio SLA. A granalhagem foi

realizada com tratamento químico adicional, como: ácido hifosforoso e a mistura de KOH e NaOH para melhorar o BIC da zircônia. No entanto, o ataque com ácido fluorídrico (HF) parece ser a primeira escolha para melhorar a aposição óssea resultando em valores mais altos de torque de remoção do implante, a incorporação de flúor na superfície cerâmica pode melhorar a diferenciação osteoblástica e a formação óssea interfacial, como encontrado para superfícies fluoretadas de titânio (VU et al., 2017; THOMPSON et al., 2011).

Além disso, outros estudos relataram o efeito do tratamento ácido sobre superfícies de zircônia e seu impacto na adesão de biofilme (DEPPRICH et al., 2008).

O jateamento com granalha, o ataque ácido e o tratamento térmico não devem diminuir as propriedades mecânicas da zircônia, como resistência à flexão e tenacidade à fratura. Recomenda-se a utilização de partículas lisas e redondas para jateamento de grãos para evitar a formação de microfissuras. Estudos demonstraram que altas concentrações de IC, tempo de gravação e tratamento térmico não são recomendadas, pois podem aumentar a degradação da zircônia (SCHÜNNEMANN et al, 2019).

O tratamento com luz UV foi reivindicado como sendo um tratamento de superfície de zircônia eficaz para melhorar a fixação, proliferação e diferenciação de osteoblastos sem afetar as propriedades mecânicas da zircônia. A luz UV pode induzir a excitação de elétrons, aumentando a energia superficial da zircônia. No experimento realizado por Brezavšček et al.,(2016), foi visto na análise histomorfométrica que as amostras de zircônia tratadas com UV tiveram um processo de osteointegração mais rápido e maior porcentagem de BIC (86,5%) quando comparadas à zircônia não tratada por 2 e 4 semanas de implantação. Após 4 semanas, as amostras não tratadas ainda tinham tecido conjuntivo fibroso na interface implante-osso, enquanto as amostras tratadas com UV estavam quase inteiramente cercadas por osso. Outro estudo mostrou que a zircônia tratada com UV tornou-se super-hidrofílica e aumentou a fixação dos osteoblastos alveolares humanos derivados dos ossos e se espalhou após 21 dias quando comparada com amostras não tratadas, concluindo que o tratamento com UV pode induzir uma cicatrização mais rápida e uma porcentagem mais alta de BIC (ATUM et al., 2015).

Outra alternativa de tratamento seria a modificação da superfície da Zircônia a laser, estudos mostraram que o CO₂ aplicado na superfície da zircônia a laser aumenta a aderência aos osteoblastos (hFOB) quando comparada a amostras não tratadas. É importante levar em consideração que ângulos de contato com a água abaixo de 90° são considerados hidrofílicos e <20 ° são super-hidrofílicos. A seguir, valores médios mais baixos de ângulo de contato com a água avaliam que o material possui uma maior molhabilidade, o que é biologicamente uma superfície mais atraente para proliferação de osteoblastos, adsorção de proteínas, e consequente osteointegração (HAO et al., 2005).

FIGURA 6- Imagens ilustrativas e esquemáticas de diferentes modificações de superfície de zircônia: usinadas, ácido gravado, jateado, ZLA e revestimentos multicamadas.



Imagem: Schünemann et al, (2019)

Diferentes revestimentos nas superfícies de zircônia foram desenvolvidos para aprimorar a biocompatibilidade, o potencial antibacteriano e a bioatividade. Os preparos com compostos bioativos da zircônia demonstram vantagens como a capacidade de induzir a formação de hidroxiapatita em um ambiente biológico, essencial para a proliferação óssea subsequente.

Atualmente são relatados diferentes materiais de revestimento com propriedades biológicas favoráveis foram descritos, como: sílica, magnésio, nitrogênio, carbono, fosfato de cálcio, hidroxiapatita, dopamina e grafeno.

- Sílica: os revestimentos de sílica podem aumentar a bioatividade da zircônia, contribuindo para a formação de hidroxiapatita quando em contato com fluidos corporais, o que estimularia a proliferação de osteoblastos na interface do implante (CATAURO; BOLLINO; PAPALE; CIPRIOTI, 2015).

- Magnésio, nitrogênio e carbono: Estudos relataram que os revestimentos de magnésio (Mg) otimizam a proliferação de osteoblastos, gerando maior bioatividade da zircônia. Além disso, a incorporação de outros elementos como nitrogênio e carbono melhorou as propriedades biológicas e mecânicas do material (GARMENDIA et al., 2008).

- Revestimentos à base de hidroxiapatita e fosfato de cálcio: A hidroxiapatita (HA) tem uma composição mineral semelhante à do osso e, portanto, mostra propriedades bioativas que favorecem a resposta do tecido que melhora a osteointegração. O HA foi usado para revestir a zircônia, a fim de converter a superfície do implante altamente estável em uma bioativa, melhorando, assim, os recursos de osteointegração (SCHÜNEMANN et al, 2019). O fosfato de cálcio também é considerado bioativo e, portanto, estimula o reparo ósseo devido à sua composição química semelhante à matriz inorgânica do osso, comumente denominada apatita biológica. No entanto, os revestimentos de fosfato de cálcio exibem uma estabilidade fraca e fornecem uma força de ligação fraca ao substrato (LE RAY et al., 2010).

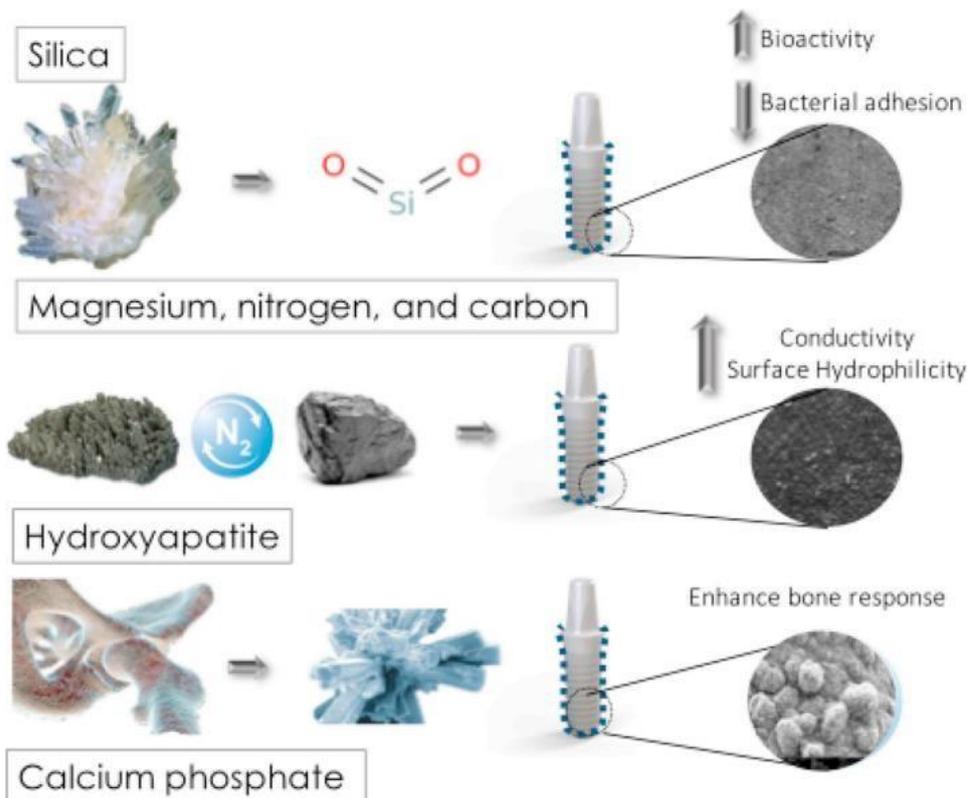
- Dopamina: Verificou-se que a dopamina, precursora da 3,4-di-hidroxi-L-fenilalanina (L-DOPA), é um componente importante na estrutura adesiva dos mexilhões, pois pode curar-se automaticamente e gerar adesão de uma ampla gama de materiais inorgânicos. Os revestimentos de polidopamina (PDA) podem melhorar as propriedades antimicrobianas e facilitar a adsorção de proteínas e a adesão celular, acelerando processos biológicos como a osteointegração (XU et al., 2016).

- Grafeno: O grafeno tem se mostrado um material multifuncional que pode atuar como um revestimento de superfície biocompatível para melhorar as propriedades tribológicas do implante e reduzir o desgaste. , os resultados indicaram que o ZrO_2/O

revestimento composto de grafeno exibiu excelente resistência ao desgaste e baixo coeficiente de atrito com a adição do composto (LI et al., 2000).

Os materiais à base de zircônia têm um alto módulo de elasticidade, alta estabilidade química no corpo humano e propriedades ópticas desejáveis para resultados estéticos satisfatórios. No entanto, possui um alto módulo de elasticidade, levando a osso local reabsorção. Cerâmicas bioativas são reativas ao meio circundante e estabelecem ligações químicas com tecidos circunvizinhos. Além disso, esses materiais possuem módulos comparáveis aos tecidos duros (osso, esmalte ou dentina), o que atenua os problemas de proteção ao estresse. Infelizmente, as cerâmicas bioativas são relativamente fracas e, portanto, estruturalmente instáveis, o que dificulta seu uso em situações que exijam grande capacidade de suporte de carga (SCHÜNEMANN et al., 2019).

FIGURA 7- Revestimentos de zircônia mostrando vantagens biológicas em termos de bioatividade, osteointegração e efeitos antibacterianos.



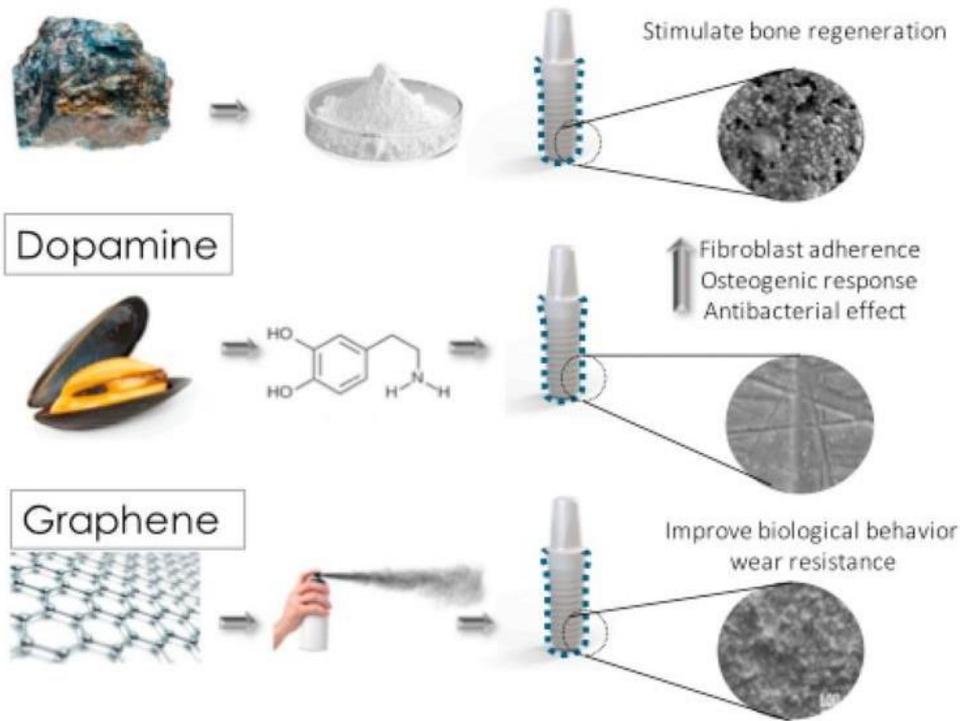


Imagem: Schünemann et al, (2019),

3 DISCUSSÃO

A zircônia é um material biocompatível, que não gera reações alérgicas, sem agentes oncogênicos e possui, sobretudo, características bioativas em relação às estruturas presentes no leito de implantação, maior estabilidade química dos implantes proporcionando uma menor capacidade de geração de reações deletérias. Entretanto, um dos maiores benefícios é estético, já que não há manchamento nem interferência nos tecidos periimplantares. Além disso, também é aceito que a superfície dos implantes de zircônia são menos propensas a formação e retenção de biofilme pela baixa afinidade às bactérias colonizadoras, colaborando para a saúde e a integridade dos tecidos periimplantares.

Os avanços na engenharia melhoraram as superfícies de zircônia para acelerar a resposta de cicatrização óssea e diminuir clinicamente o período desdentado do paciente. Além disso, a zircônia foi revestida com compostos bioativos e moléculas multifuncionais que podem induzir um estímulo osteogênico, aderência celular e um efeito antibacteriano adicional. Dessa maneira, a zircônia pode mudar de uma superfície bioinerte para uma superfície bioativa multifuncional, buscando as respostas mais favoráveis da biologia e dos tecidos periimplantares. Estudos atuais mostram que as biomoléculas que imitam a estrutura do tecido ósseo nas escalas macro, micro e nano.

Em comparação com o Ce-TZP, o Y-TZP apresenta melhores condições físicas de resistência, apesar da Ce-TZP apresentar elevadas resistência ao choque térmico e à transformação de fases tetragonal para monoclínica, sua resistência mecânica é inferior à da YTZP. Uma das causas apontadas para isto é o tamanho de grãos, que nesta cerâmica, varia entre 0,5 μm e 3 μm , independente dos procedimentos experimentais empregados no processamento. O Y-TZP fornece estimulação de células osteogênicas durante a osseointegração em combinação com características mecânicas únicas, como alta tenacidade à fratura, resistência à fadiga, alta resistência à flexão, alta resistência à corrosão e radiopacidade (SCHÜNEMANN et al, 2019).

Há autores que acreditam que o titânio ainda é o material com maior capacidade de osseointegração, muitos outros estudos avaliam que em se tratando de osteocondução

e osteointegração, os valores são comparáveis entre os dois grupos, e não superiores. Porém é necessária uma análise crítica sobre os estudos para compreender que os achados de osseointegração dependem do tempo e da qualidade óssea, heterogeneidade dos estudos em vivo que envolvem diferentes modelos de animais, períodos de cicatrização e diferentes locais cirúrgicos. Portanto para uma correta análise das propriedades o ideal seria que as recomendações, materiais, superfícies e métodos sigam um padrão para comparar resultados entre estudos científicos.

Uma boa alternativa para a otimização das propriedades é a criação de texturas e tratamentos na superfície dos implantes, capazes de gerar melhores resultados de adesão aos tecidos do leito. As superfícies de implante de zircônia com jateamento de areia melhoraram significativamente a osteogênese e a osteointegração periimplantar quando comparadas às superfícies de titânio usinadas, mas podem vir a diminuir significativamente a resistência dos implantes de zircônia em longo prazo. Em situações de bruxismo ainda é questionado se os implantes de zircônia têm resistência e tenacidade adequada para suporte eficiente de cargas.

Estudos em vitro e em Vivo estudos mostraram que a zircônia usinada e gravada com ácido diminui a adesão bacteriana quando comparada ao titânio. A baixa afinidade da zircônia ao biofilme e um favorável a adaptação de tecidos moles é um aspecto essencial, pois pode reduzir os riscos periimplantite, que é o principal problema atual de falhas na odontologia de implantes. A incidência de periimplantite nunca foi relatada em conjunto com implantes de zircônia, resta determinar se isso se deve à maior biocompatibilidade da cerâmica de zircônia ou se é apenas devido à falta de estudos sobre o assunto (HASHIM et al., 2016).

Além disso, as modificações na superfície do implante parecem desempenhar um papel na integridade do material dos implantes de zircônia. Portanto, os protocolos de implantes cirúrgicos e protéticos com implantes dentários de zircônia podem diferir em essência entre os projetos atuais de implantes de zircônia e os implantes de titânio convencionais. A seleção de implantes de uma ou duas peças de zircônia continua sendo uma decisão caso a caso e a preferência clínica do profissional.

Apesar dos achados favoráveis registrados para superfícies à base de zircônia, ainda faltam resultados clínicos em longo prazo e algumas controvérsias quanto à

osteointegração da zircônia ainda estão sendo debatidas. Nenhum tratamento de superfície foi reivindicado como primeira opção para aumentar o potencial de osteointegração de zircônia, embora sejam recomendadas modificações na superfície que aumentem a rugosidade, molhabilidade e energia da superfície para melhorar a adesão, proliferação e diferenciação de osteoblastos. Existem evidências que o jateamento de areia pode vir a criar microtrincas na superfície colocando-a mais passível às fraturas, portanto devem ser seguidas as recomendações quanto ao formato dos grãos e o tempo de exposição ao tratamento, não só quando se trata da areia, mas em todos os tipos de otimização de superfície. Recomenda-se a utilização de estruturas e revestimentos graduados com base bioativa para aumentar a bioatividade e a osteointegração da zircônia. Independentemente de tais resultados auspiciosos, os autores não puderam recomendar o uso de implantes dentários de zircônia devido à falta de resultados clínicos em longo prazo.

Os implantes de zircônia são uma alternativa potencial aos de titânio. No entanto, os profissionais devem estar cientes da falta de conhecimento sobre resultados em longo prazo e razões específicas para a falha. Para tanto, deve-se analisar os casos com parcimônia quanto à estabilidade oclusal do paciente, além de fatores como a atividade de doenças periodontais, presença de hábitos deletérios, percentual de desgaste dos elementos, bruxismo e condição do sistema estomatognático.

4 CONCLUSÃO

Na análise geral da literatura obtida, pode-se inferir que os implantes de zircônia possuem valores semelhantes à porcentagem de contato osso implante quando comparados aos implantes de titânio. No entanto, há carência de estudos com uma amostragem satisfatória e que utilize metodologia padronizada para uma comparação segura das propriedades sem estar atrelado às circunstâncias de cada experimento. Outro ponto a se destacar é a baixa utilização da zircônia como material componente do implante em si, já que atualmente é mais usual a sua utilização em coroas e peças protéticas, este fato leva a ausência de estudos que investiguem o envelhecimento natural do material aplicado a implantes.

No âmbito microestrutural do composto, o YZTP mostrou-se superior ao Ce-ZTP em resistência a flexão e dureza, além disso é indispensável a integração de agentes estabilizadores e tratamentos de superfícies para um melhor desempenho clínico. Um bom material necessita ser capaz de suportar forças oclusais fisiológicas, não gerar qualquer reação deletéria ao leito de implantação, ser resistente em longo prazo e interagir bem com as estruturas fisiológicas que compõem o meio em que foi implantado. Contudo, a zircônia ainda apresenta uma boa vantagem no quesito da estética, oferecendo ao paciente e aos profissionais a possibilidade de se conduzirem casos com a aparência mais natural e com boas propriedades ópticas.

Apesar da indisponibilidade de evidências de longo prazo suficientes para justificar o uso de implantes orais de zircônia, a cerâmica de zircônia pode ser potencialmente a alternativa ao titânio para uma solução de implante não metálico, considerando os estudos já disponíveis a respeito de suas características microestruturais, osteointegração, desempenho clínico e as vantagens dos tratamentos de superfície. No entanto, mais estudos clínicos são necessários para estabelecer resultados em longo prazo e determinar o risco de complicações técnicas e biológicas.

REFERÊNCIAS

- A. Scarano, F. Di Carlo, M. Quaranta, A. Piattelli, Resposta óssea à zircônia. implantes cerâmicos: um estudo experimental em coelhos, **J. Oral Implantol.** n. 29 p. 8–12, 2003.
- Andreiotelli M.; Kohal R. J. Resistência à fratura de implantes de zircônia após envelhecimento artificial. **Wiley Periodicals**, p. 158-165, 2008.
- ATUM T., M. Wein, B. Altmann, T. Steinberg, J. Fischer, W. Att. Efeito do ultravioleta fotofuncionalização na atividade celular de materiais para implantes de zircônia. **Eur. Célula. Mater.**n. 29, p. 82–94, 2015.
- AZEVEDO, V. V. C. et al. Materiais cerâmicos utilizados para implantes. *Revista Eletrônica de Materiais e Processos*, v. 2, n. 3, p. 35-42, 2007.
- BACCHELLI B., G. Giavaresi, M. Franchi, D. Martini, V. De Pasquale, A. Trirè, M. Fini, R. Giardino, A. Ruggeri, Influência de uma superfície tratada com jato de zircônia na cicatrização óssea peri-implantar: um estudo experimental em ovinos. **Acta Biomater.** n.5. p. 2246-2257, 2009 .
- BORGONOVO, Andrea Enrico et al. Evaluation of the success criteria for zirconia dental implants: a four-year clinical and radiological study. **International journal of dentistry**, v. 2013, 2013.
- BREZAVŠČEK M., A. Fawzy, M. Bächle, T. Atum, J. Fischer, W. Att, O efeito da radiação UV. tratamento da capacidade osteocondutora de materiais à base de zircônia, **Materials Basel, Suíça.** n. 9, 2016.
- Butz, F., Aita, H., Wang, CJ e Ogawa, T. Osso mais duro e mais rígido osseointegrou-se a titânio. **Journal of Dental Research.**v. 85, p. 560-565, 2006.
- ÇAĞLAR, Alper et al. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 25, n. 1, 2010.
- CATAURO M., F. Bollino, F. Papale, S. Vecchio Cipriotti. Investigação sobre bioatividade, biocompatibilidade, comportamento térmico e propriedades antibacterianas de revestimentos de vidro de silicato de cálcio contendo Ag. **J. Non-Cryst. Solids.** n. 422,p. 16–22, 2015.
- CHEVALIER, J. What future for zirconia as a biomaterial. **Biomaterials**, France, p. 535-543, 2006.
- CHEVALIER, J.; DEVILLE, S.; MUNCH, E.; JULLIAN, R.; LAIR, F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. **Biomaterials**, France, p. 5539-5545, 2004.
- CIUCCIO, Ricardo Luiz et al. Análise comparativa de propriedades de cerâmica avançada para aplicações em implantodontia. **Innovations Implant Journal**, v. 5, n. 1, p. 15-21, 2010.
- DELIGIANNI, Despina D. et al. Effect of surface roughness of the titanium alloy Ti–6Al–4V on human bone marrow cell response and on protein adsorption. **Biomaterials**, v. 22, n. 11, p. 1241-1251, 2001.

DEPPRICH, Rita et al. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. **Head & face medicine**, v. 4, n. 1, p. 30, 2008.

DEPPRICH, Rita et al. Osseointegration of zirconia implants: an SEM observation of the bone-implant interface. **Head & Face Medicine**, v. 4, n. 1, p. 1-7, 2008.

Dunn DB. The use of a zirconia custom implant supported FPD prosthesis to treat implant failure in anterior maxilla: a clinical report. **J Prosthet Dent**.n.100, p. 415-21, 2008.

GAHLERT M., T. Gudehus, S. Eichhorn, E. Steinhauser, H. Kniha, W. Erhardt, Comparação biomecânica e histomorfométrica entre implantes de zircônia com texturas de superfície variadas e um implante de titânio na maxila de porcos em miniatura, **Clin. Implantes orais Res**. n. 18, p.662–668, 2007.

GALVÃO, Gustavo Holtz et al. Influence of metal and ceramic abutments on the stress distribution around narrow implants: a photoelastic stress analysis. **Implant dentistry**, v. 25, n. 4, p. 499-503, 2016.

GARMENDIAN., L. Bilbao, R. Muñoz, G. Imbuluzqueta, A. García, I. Bustero, L. Calvo-Barrio, J. Arbiol, I. Obieta, revestimento de zircônia de nanotubos de carbono por um método hidrotérmico, **J. Nanosci. Nanotechnol**. n.8, p. 5678-568, (2008).

Gotfredsen, K., Berglundh, T. e Lindhe, J. Ancoragem de implantes de titânio com diferentes características de superfície: um estudo experimental em coelhos. **Implantes Clínicos Odontologia e Pesquisa Relacionada**.v. 2, p. 120-128, 2000.

HAO L., J. Lawrence, KS Chian. Adesão celular de osteoblastos em um laser modificado biocerâmica à base de zircônia. **J. Mater. Sci. Mater. Med**. n.16, p.719-726, 2005.

HASHIM D.; CIONCA N.; COURVOISIER D. S.; MOMBELLI A. Uma revisão sistemática da sobrevida clínica de implantes de zircônia. **Clin Oral Invest**. 2016.

HISBERGUES, Michael; VENDEVILLE, Sophie; VENDEVILLE, Philippe. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials**, v. 88, n. 2, p. 519-529, 2009.

HOCHSCHEIDT, Celso João et al. Implantes cerâmicos-evidências científicas para o seu uso. **Full dent. sci**, p. 535-545, 2014.

HOCHSCHEIDT, Celso João et al. Implantes cerâmicos-evidências científicas para o seu uso. **Full dent. sci**, p. 535-545, 2014.

HOCHSCHEIDT, Celso João et al. Implantes dentários em zircônia: uma alternativa para o presente ou para o futuro?(Parte I). **Dent. press implantol**, p. 100-110, 2011.

HOFFMANN, Oliver et al. The zirconia implant-bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 23, n. 4, p. 691-695, 2008.

ICHIKAWA Y, AKAGAWA Y, NIKAI H, TSURU H. Compatibilidade de tecidos e estabilidade de uma nova cerâmica de zircônia in vivo. **J Prosthet Dent** n.68. p. 322-326,1992.

Kan JY, Runcharangsaeng K, Lozada JL, Zimmerman G. Facial gingival tissue stability following immediate placement and provisionalization of maxillary anterior single implants: a 2 to 8 years follow-up. **Int J Oral Maxillofac Impl.**n. 26, p. 179–87, 2011.

KOHAL RJ, WENG D, BACHLE M, STRUB JR. Os implantes de zircônia e titânio feitos sob encomenda carregados mostram osseointegração semelhante: um experimento com animais. **J Periodontol** n.75. p. 1262-1268, 2004.

KOHAL RJ, Wolkewitz M, Hinze M, Han JS, Baëchle M, Butz F. Comportamento biomecânico e histológico de implantes de zircônia. Um experimento no rato. **Clin. Oral Impl. Res.** n. 20, p. 333-339, 2009.

LIÑARES A, Grize L, Muñoz F, et al. Avaliação histológica de tecido e tecidos moles ao redor de um novo implante cerâmico: um estudo piloto no minipig. **J Clin Periodontol.** n. 43, p. 538-546, 2016.

LE RAY A., H. Gautier, J. Bouler, P. Weiss, C. Merle. Procedimento Utilizando sacarose como composto de porogênio para a fabricação de cerâmica fosfática de fosfato de cálcio bifásico porosa de micro e macroestrutura apropriada. **A New Technological.** n. 36, p. 93-101, 2010.

LI, D., Ferguson, SJ, Beutler, T., Cochran, DL, Sittig, C., Hirt, HP e Buser, D. Comparação biomecânica da superfície decapada com jato de areia e gravada com ácido e de titânio usinado e acidificado para implantes dentários. **Revista de Pesquisa em Materiais Biomédicos.** n. 60, p. 325-332, 2000.

MONZAVI M., NOUMBISSI S., NOWZARI H. O impacto da aceleração in vitro envelhecimento atingido, aproximadamente 30 e 60 anos in vivo, em implantes dentários de zircônia comercialmente disponíveis. **Clin Implant Dent.** 2017; 19 (2): 245-252.

MORAES, M.C.C.S.B.; ELIAS, C.N.; FILHO, J.D.; OLIVEIRA, L.G. Mechanical properties of alumina-zirconia composites for ceramic abutments. **Materials Research**, Rio de Janeiro, Brasil, v.7, n°4, p. 643-649, 2004.

MORELL, R A S et al. Caracterización de la rehabilitación de implantes protésicos en la Clínica Estomatológica Universitaria de Bayamo, Cuba. **Correo Científico Médico**, v. 23, n. 2, 2019.

NAKAMURA, Keisuke et al. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. **International Journal of Prosthodontics**, v. 23, n. 4, 2010.

ÖZKURT, Zeynep; KAZAZOĞLU, Ender. Zirconia dental implants: a literature review. **Journal of oral implantology**, v. 37, n. 3, p. 367-376, 2011.

PICONI C.; MACCAURO G. Zircônia como biomaterial cerâmico. **Biomateriais, Elsevier** v. 20, p.1 – 25, 1999.

PICONI, C.; MACCAURO, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. **Biomaterials**, v. 20, n. 1, p. 1-25, 1999.

- RODRIGUEZ A. E. et al. Implantes dentários de zircônia: uma avaliação clínica e radiográfica. **J Esthet Restor Dent.** 1 – 7, 2018.
- SALIHOĞLU, Umut et al. Bacterial adhesion and colonization differences between zirconium oxide and titanium alloys: an in vivo human study. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 26, n. 1, 2011.
- SCARANO A, DI CARLO F, QUARANTA M, PIATTELLI A. Resposta óssea a implantes cerâmicos de zircônia: um estudo experimental em coelhos. **J Oral Implantol.** n. 29. p. 8-12, 2003.
- SCARANO, Antonio et al. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. **Journal of periodontology**, v. 75, n. 2, p. 292-296, 2004.
- SCARANO, Antonio et al. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. **Journal of Oral Implantology**, v. 29, n. 1, p. 8-12, 2003.
- SCARANO, Antonio et al. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. **Journal of Oral Implantology**, v. 29, n. 1, p. 8-12, 2003.
- Schroeder, A., van der Zypen, E., Stich, H. e Sutter, F. As reações do osso, tecido conjuntivo e epitélio aos implantes endosteais com superfícies pulverizadas com titânio. **Jornal de Cirurgia Maxilofacial** v.9, p.15-25, 1981.
- SPIES, B. C. et al. Clinical and patient-reported outcomes of a zirconia oral implant three-year results of a prospective cohort investigation. **Journal of dental research**, v. 94, n. 10, p. 1385-1391, 2015.
- TADOKORO, S. K.; MUCCILLO, E. N. S. Zircônia tetragonal policristalina. Parte II: Microestrutura e resistividade elétrica. **Cerâmica**, 2001.
- THOMA DS, G. Benic, F. Muñoz, R. Kohal, I. Sanz Martin, AG Cantalapiedra, CHF Hämmerle, RE Jung, Análise histológica de zircônia carregada e implantes dentários de titânio: um estudo experimental na mandíbula do cão. **J. Clin. Periodontol.** v. 42, p. 967–975, 2015.
- THOMPSON JY, BR Stoner, JR Piascik, R. Smith. Adesão / cimentação ao zirconia e outras cerâmicas sem silicato: onde estamos agora? **Dente. Mater.** n. 27, p. 71–82, 2011.
- VITTI, Rafael Pino et al. Avaliação biomecânica de implantes anteriores associados a intermediários em titânio e zircônia e de implantes de corpo único em zircônia. 2017.
- VOLZ, U.; BLASCHKE, C. Metal-free reconstruction with zirconia implants and zirconia crowns. **Quintessence J Dent Technol**, v. 2, p. 324-330, 2004.
- VU VT, G.-J. Oh, K.-D. Yun, H.-P. Lim, J.-W. Kim, TPT Nguyen, S.-W. Park, ataque ácido da zircônia infiltrada com vidro e sua resposta biológica. **J. Adv. Prosthodont.** n. 9 p.104-109, 2017.
- WELANDER M, ABRAHAMSSON I, BERGLUNDH T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. **Clin Oral Impl Res.** p. 635-41. 2008.
- WENZ HJ, BARTSCH J, WOLFART S, KERN M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. **Int J Prosthodont.** n. 21. p.27-36, 2008.

- XU M., D. Zhai, L. Xia, H. Li, S. Chen, B. Fang, J. Chang, C. Wu. Hierárquico. andaimos biocerâmicos com macroporos plotados em 3D e nanocamadas de superfície inspiradas em mexilhões. **Nanoscale**. n.12, p.13790–13803, 2016.
- YILMAZ, Handan; AYDIN, Cemal; GUL, Basak E. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 98, n. 2, p. 120-128, 2007.
- YIN L., Y. Nakanishi, A. Alao, X. Song. Revisão de superfícies de zircônia projetadas em aplicações biomédicas, **Procedia CIRP**. n. 65, p. 284–290, 2017.
- ROSENGREN A, Pavlovic E, Oscarsson S, Krajewski A, Ravaglioli A, Piancastelli A. Padrão de adsorção de proteínas plasmáticas em biomateriais cerâmicos caracterizados. **Biomateriais**. n. 23, p. 1237–1247, 2002.
- SCHULTZE-MOSGAU S, Schliephake H, Radespiel-Troger M, Neukam FW. Osseointegração de cones endodônticos endodônticos: óxido de zircônio versus titânio. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. n. 89, p. 91–98, 2000.
- OSMAN RB, SWAIN MV. Uma revisão crítica de materiais para implantes dentários, com ênfase na titanium versus zirconia. **Materiais**. n.8, p.932-958, 2015.
- KOHAL RJ, WOLKEWITZ M, TSAKONA A. Os efeitos do carregamento cíclico e da preparação na resistência à fratura de implantes de zircônio-dióxido: uma investigação in vitro. **Clin Oral Implant Res** n. 22, p. 808 – 814, 2011.
- SORDI, Mariane Beatriz et al. Tecidos Moles Peri-Implantares: Das Bases Biológicas às Novas Abordagens Cirúrgicas. 2018.
- HERMANN JS, Buse, D, Schenk RK, Higginbottom FL, Cochran DL. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. **Clin Oral Implants Res**. n.11, p. 1-11, 2000.