

MATERIAIS E MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO DE ALTERNATIVAS DE ZIRCÔNIA EM PRÓTESES IMPLANTOSSUPPORTADAS

 <https://doi.org/10.56238/arev7n3-117>

Data de submissão: 13/02/2025

Data de publicação: 13/03/2025

Cesar Ricardo Rodrigues

Mestre em Odontologia Digital São Leopoldo Mandic Dental Research Center, São Paulo, São Paulo, Brasil
ORCID: <https://orcid.org/0009-0004-6468-3477>
E-mail: drcrr@icloud.com

Cássio de Barros Pontes

Doutor em Odontologia, Reabilitação Oral, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6031-1279>
E-mail: pontesscb@yahoo.com.br

Fabiano Perez

Doutor em Reabilitação Oral pelo Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, Campinas, São Paulo, Brasil
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3399-1002>
E-mail: fabiano.perez.odonto@gmail.com

Eduardo Mukai

Doutor em Prótese Dentária, Universidade de São Paulo, São Paulo, São Paulo, Brasil
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0408-5799>
E-mail: mukaiodonto@gmail.com

Ervino Siebel Neto

Mestre em Prótese Dentária, Centro de Odontologia Avançada, COA, Ilhéus, Brasil
ORCID: <https://orcid.org/0009-0005-5329-430X>
E-mail: ervino2003@yahoo.com.br

Jenival Correa de Almeida Júnior

Doutor em Implantodontia, Mestre em Prótese Dentária pela São Leopoldo Mandic Dental Research Centro, Campinas, São Paulo, Brasil
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6788-402>
E-mail: drjenival@gmail.com

Newton Sesma

Doutoramento
Professor Associado, Doutor em Prótese Dentária, Universidade de São Paulo, São Paulo (SP) Brasil
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5044-1742>
E-mail: sesma@usp.br

RESUMO

A demanda por restaurações dentárias sem metal impulsionou o desenvolvimento de materiais que emulam a estrutura natural do dente. Este estudo teve como objetivo comparar a distribuição de tensões em próteses fixas implantossuportadas feitas de zircônia e polioximetileno (POM) utilizando o método dos elementos finitos. Os modelos tridimensionais representaram próteses aparafusadas em implantes cilíndricos do tipo hexágono externo na região mandibular. O grupo experimental utilizou uma base de POM e o grupo controle utilizou zircônia, ambos com a mesma geometria. Os resultados indicaram um aumento significativo da tensão sob o pilar de zircônia, com maior intensidade transmitida aos demais componentes. Observou-se uma variação de tensão de 41,96 MPa no parafuso protético à base de POM em relação à zircônia. Não foram observadas diferenças significativas no estresse do tecido ósseo entre os dois materiais. Em conclusão, o POM demonstrou dissipação de tensão superior, reduzindo potencialmente os riscos de falha mecânica.

Palavras-chave: Materiais Biomédicos e Odontológicos. Implantes dentários. Prótese dentária. Polímero de poliacetileno.

1 INTRODUÇÃO

A saúde bucal natural está inherentemente ligada ao bem-estar geral de um indivíduo, desempenhando um papel crucial em funções essenciais, como mastigação, fonação e estética. A perda de um dente afeta não só a estética, mas também a autoestima, consequentemente reduzindo a qualidade de vida do indivíduo (Liu et al., 2021).

A perda dentária pode ocorrer devido a vários fatores, incluindo trauma, infecção, ressecção tumoral, anormalidades congênitas, inflamação periodontal, abscessos, extração dentária e atrofia óssea relacionada à idade. As consequências da perda dentária vão além do comprometimento da fala, deglutição e respiração, levando a graves problemas psicossociais para o paciente. Portanto, a substituição de dentes perdidos é crucial para restaurar o defeito e recuperar a estética e a funcionalidade do sistema estomatognático, visando alcançar tanto a satisfação objetiva quanto subjetiva do paciente tratado (Gaihre; Uswatta; Jayasuriya, 2017).

Como resultado, a prevalência de indivíduos com dentição funcional comprometida, perda dentária e edentulismo tem representado um desafio para a implantodontia e a odontologia digital. Esses campos têm se esforçado para aprimorar técnicas, materiais e softwares cirúrgicos para restaurar as características morfológicas nativas. O principal benefício desses avanços é a capacidade de fornecer tratamentos de reabilitação menos invasivos e mais precisos (Yelick; Sharpe, 2019).

Nos últimos anos, uma ampla gama de metodologias de instalação de implantes, tipos de implantes dentários e materiais protéticos que imitam dentes naturais foram desenvolvidos e/ou aprimorados. A inovação tecnológica em materiais protéticos abriu novas perspectivas no campo do tratamento protético fixo implantossuportado, com o objetivo de aumentar a taxa de sucesso. Isso ocorre porque a longevidade de tais próteses é diretamente influenciada por vários fatores, incluindo o tipo de prótese, mecanismo de retenção, estrutura de suporte, processo de fabricação da prótese ou comprimento e tipo do implante (Ionescu et al., 2022).

Com os avanços da odontologia, o uso de restaurações metalo-acrílicas em implantes foi substituído por restaurações metalocerâmicas para superar suas desvantagens. Atualmente, novos materiais estão sendo testados para obter próteses com características que imitam os dentes naturais em termos de funcionalidade e estética. Entre eles estão zircônia monolítica, zircônia revestida de cerâmica, titânio e cerâmica, dissilicato de lítio, cerâmica híbrida, poli(metacrilato de metila) (PMMA), poli(éter-éter-cetona) (PEEK), resinas impressas em 3D ou o polímero polioximetileno (POM), todos estimados por suas propriedades biológicas e mecânicas (Pituru et al., 2020).

Nas últimas décadas, tem-se observado que as restaurações livres de metal têm desempenhado um papel fundamental na prática odontológica, aspecto intimamente relacionado à crescente demanda no mercado estético. Entre os materiais, a zircônia, também conhecida como óxido de zircônio, é uma alternativa não metálica promissora. Apresenta alta biocompatibilidade e excelentes propriedades mecânicas, pois reproduz com precisão a carga mastigatória na cavidade oral, evitando a atrofia do tecido ósseo. Além disso, a zircônia oferece benefícios estéticos com uma ampla gama de tonalidades, facilitando a correspondência precisa com a cor natural do dente do paciente. Assim, atende aos principais critérios de satisfação do paciente, incluindo conforto, funcionalidade, aspectos sociais e aparência (Grech; Antunes, 2019).

No entanto, a dureza do material levantou algumas preocupações em relação ao seu atrito contra a raiz do dente e desgaste nos dentes opostos, bem como o custo geralmente mais alto em comparação com outros materiais e a complexidade do processo de produção da prótese. Nesse contexto, o polioximetileno (POM) tem se mostrado uma alternativa viável e promissora aos metais devido às suas propriedades mecânicas desejáveis, alta resistência química e à fluência, baixa absorção de água, baixo coeficiente de atrito, alta biocompatibilidade, baixo custo de produção e facilidade de processamento. Esses atributos o tornam adequado para uma ampla gama de aplicações na medicina, e as técnicas CAD/CAM abrem caminho para sua aplicação na odontologia (Rokaya et al., 2018).

Em termos de aparência óptica, o POM é caracterizado por superfícies uniformes e alto grau de cristalinidade, aproximadamente 90%, o que proporciona alta brancura intrínseca e precisão de detalhes, favorecendo a processabilidade, a aparência do produto resultante e, consequentemente, a correspondência estética da cor dos dentes (Dechet; Baumeister; Schmidt, 2020).

Apesar dessas vantagens, há escassez de informações sobre o POM na literatura científica odontológica. Portanto, neste estudo, pretendemos elucidar os principais aspectos relacionados ao sucesso da reabilitação estética e funcional utilizando o POM na fabricação de próteses dentárias como material alternativo à zircônia, por meio de modelagem de elementos finitos, para prever as características de distribuição de tensões oclusais.

Assim, a hipótese alternativa é que o uso da infraestrutura de polioximetileno (POM) em próteses implantossuportadas pode ser uma opção de material alternativo à zircônia.

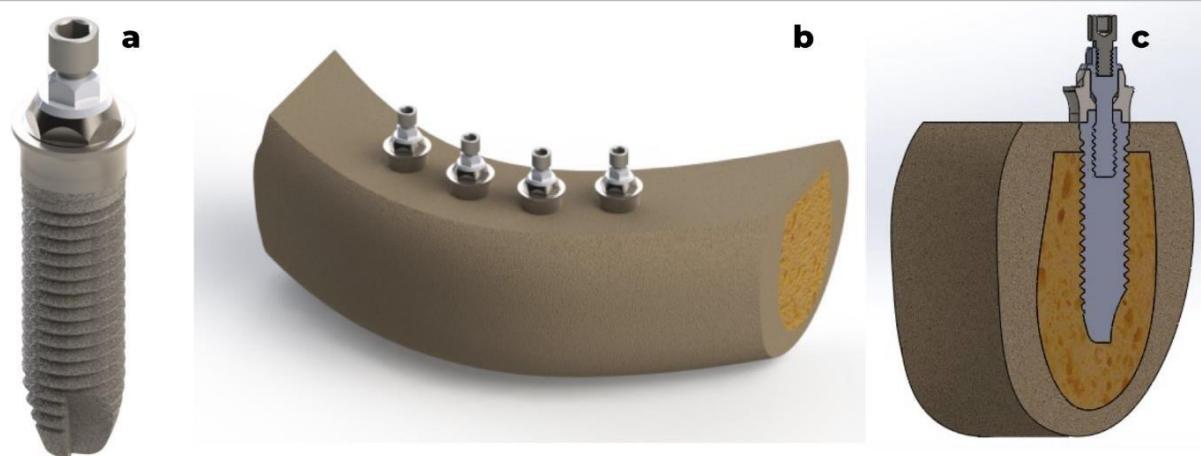
O objetivo deste estudo é avaliar comparativamente a influência de materiais de zircônia vs. POM na distribuição de tensões em uma reabilitação fixa implanto-suportada usando o método dos elementos finitos (MEF).

2 MÉTODOS

Um modelo virtual tridimensional foi criado usando o software SolidWorks 2013 (Dassault Systèmes SA, EUA). O modelo incluiu uma representação simplificada do osso cortical (1,5 mm de espessura) e do osso medular com base em dados derivados da literatura, pois o uso de dados específicos do paciente levantou preocupações éticas.

Para realizar a análise de elementos finitos (FEA) na região peri-implantar, foram feitas simplificações. O modelo incorporou quatro implantes cilíndricos de conexão hexagonal externa equidistante (3,75 x 10 mm), e componentes de implantes dentários disponíveis comercialmente foram usados sem especificar um fabricante específico. Cada implante consistia em um minipilar de zircônia com dimensões específicas, juntamente com seus respectivos parafusos de fixação e parafusos protéticos (Figura 1a a c). O mini-pilar e o parafuso de fixação foram projetados para simular condições clínicas. Além dessa montagem, simulamos uma prótese monolítica do tipo protocolo feita de um único material para criar uma representação abrangente dos componentes utilizados no estudo.

Figura 1: Modelo geométrico tridimensional representando: a- Implante com mini-pilar e respectivo parafuso de retenção do pilar e parafuso protético; b- Corte ósseo mandibular com 4 implantes posicionados equidistantemente; c- Corte mostrando o posicionamento do conjunto implante-pilar no modelo ósseo.



Os modelos tridimensionais foram construídos individualmente e alinhados usando referências concêntricas. O ajuste do componente foi obtido por meio de operações booleanas de combinação, adição e subtração. A montagem dos componentes foi criada no ambiente de montagem do software SolidWorks 2013, garantindo que não houvesse folgas ou interferências que pudessem comprometer a precisão da análise.

O modelo gerado foi importado para o software Ansys Workbench 14.0 para posterior processamento e análise matemática. As propriedades dos materiais, especificamente o módulo de

elasticidade e o coeficiente de Poisson, foram atribuídas com base nos dados disponíveis na literatura - o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson foram utilizados para a caracterização mecânica dos materiais: Módulo de Elasticidade de Titânio e zircônia (110.000 vs. 200.000 MPa), Coeficiente de Poisson (0,35 vs. 0,31), respectivamente (Benzing; Fel; Weber, 1995)

Nesta etapa, foram criados dois grupos com base nas variações nas propriedades do material relacionadas à base protética: Grupo Experimental: Composto por uma base polimérica (polímero) e Grupo Controle: Zircônia (para fins de comparação). Ambos os modelos compartilhavam a mesma geometria, com variações limitadas às propriedades das bases protéticas.

Para a análise matemática, o modelo tridimensional foi dividido em elementos menores, criando uma malha composta por elementos tetraédricos quadráticos com tamanho de 0,5mm por elemento, conectados por meio de nós. A geração de malhas resultou em um total de 769.894 nós e 455.956 elementos nos modelos. O tamanho do elemento foi determinado após uma análise de convergência com tolerância de 5%.

A análise de convergência envolveu a realização de FEA com um tamanho de malha hipotético, calculando os valores de tensão. Posteriormente, foi realizado o refinamento da malha, reduzindo o tamanho dos elementos e aumentando seu número. Novas análises foram geradas e os valores de tensão foram calculados. O refinamento da malha cessou quando a diferença do valor de tensão entre uma malha e sua versão mais refinada foi igual ou inferior a 5%. Este critério foi adotado porque um refinamento adicional aumentaria os requisitos de processamento sem afetar significativamente os valores de tensão.

As condições de limite envolveram o fornecimento de suporte selecionando as duas faces laterais e a face inferior do modelo ósseo. A análise foi do tipo linear, assumindo uma perfeita união entre osso-implante e componentes protéticos. Para simular a carga, foi aplicada uma força vertical de 300N na região distal dos implantes na superfície oclusal representativa com deslizamento anterior. A força 300N foi escolhida para representar as forças mastigatórias em situações clínicas. A direção da aplicação da força foi vertical, simulando uma carga oclusal, que é uma condição crítica a ser avaliada em implantes dentários.

A deformação teórica foi calculada com base nas tensões de tração, compressão e cisalhamento para o tecido ósseo e tensões de Von-Mises para os componentes protéticos, com valores expressos em MegaPascals (MPa).

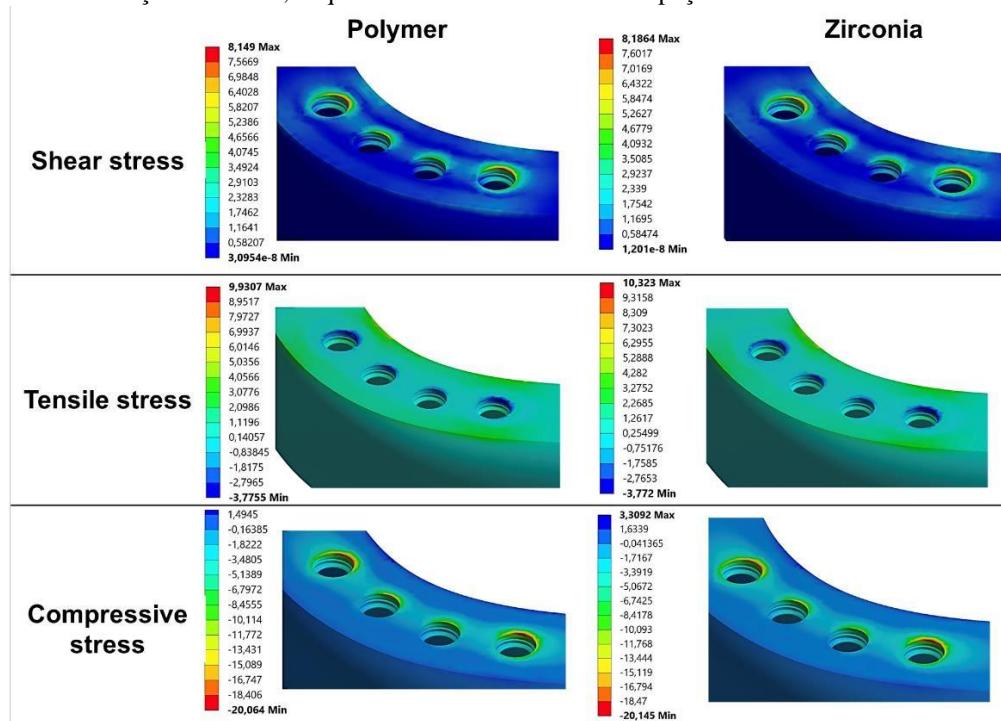
3 RESULTADOS

Comportamento do Tecido Ósseo: No contexto do comportamento do tecido ósseo, observou-se que o grupo que utilizou uma estrutura polimérica exibiu valores absolutos de tensão que diferiam da estrutura da zircônia. Essas diferenças variaram de 0,02 a 0,39 MPa quando se avaliaram os mesmos critérios. Valores absolutos de tensão de cisalhamento, tração e compressão (MPa) calculados para osso cortical e esponjoso: Polímero Cortical vs. medular (8,14 e 1,05), (9,93 e 2,94), (20,06 e 1,69) e Zircônia Cortical vs. medular (8,18 e 1,07), (10,32 e 2,99), (20,14 e 1,78), respectivamente.

Para ilustrar as distinções entre grupos com base em valores absolutos, consulte - Diferença numérica (MPa) na variação das tensões para osso cortical e medular entre os grupos quando comparados dentro do mesmo critério. Valores negativos indicam diminuição do estresse ao utilizar a prótese polimérica em relação à zircônia: Cortical e medular – cisalhamento, tração e compressão (-0,04 e -0,02), (-0,39 e -0,05) e (-0,08 e -0,09) respectivamente.

Valores negativos indicam uma menor concentração de tensão no grupo polímero em comparação com o grupo controle (zircônia). Dentre os vários tipos de tensão, a tensão compressiva apresentou os maiores valores, principalmente no tecido ósseo cortical, seguida pela tensão de tração. A tensão de cisalhamento, por outro lado, demonstrou a menor faixa de valores de tensão. Notavelmente, a concentração de tensão máxima para tensão de cisalhamento e tensão de tração foi consistentemente localizada na região cérvico-lingual, particularmente em contato com as primeiras rosas do implante. Essa concentração apresentou um padrão de distribuição radial, com maior concentração observada nos implantes distais bilateralmente. Essas observações se aplicam a diferentes critérios e são representadas na Figura 2.

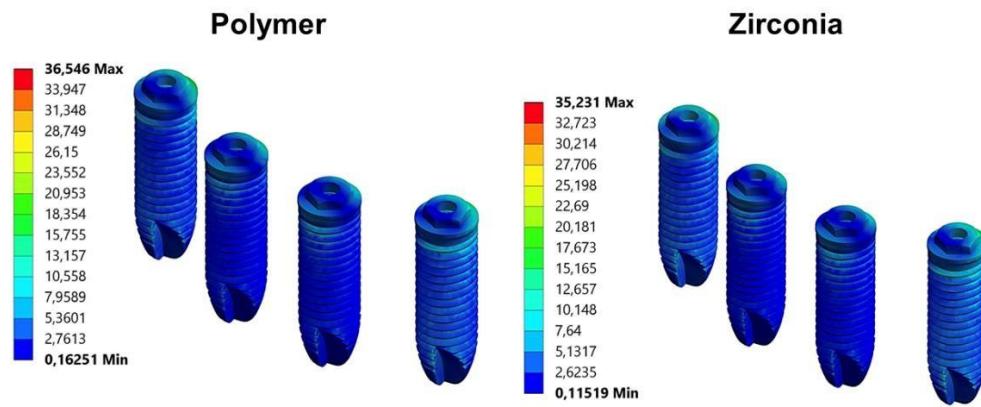
Figura 2: Valores de tensão de acordo com o critério utilizado para o tecido ósseo. Valores próximos a cores quentes indicam pico de concentração de tensão, enquanto cores frias indicam dissipação de tensão.



Resultados dos implantes: Os resultados para implantes estão resumidos abaixo, que apresenta os valores de tensão de von-Mises obtidos para implantes e componentes protéticos. Valores absolutos de tensão de von-Mises (MPa) para os componentes implante e protético: Implante, Abdumento, Parafuso pilar e Parafuso protético – Polímero e Zircônia respectivamente (36,54 e 35,23), (27,45 e 41,25), (19,14 e 65,6) e (11,23 e 53,19).

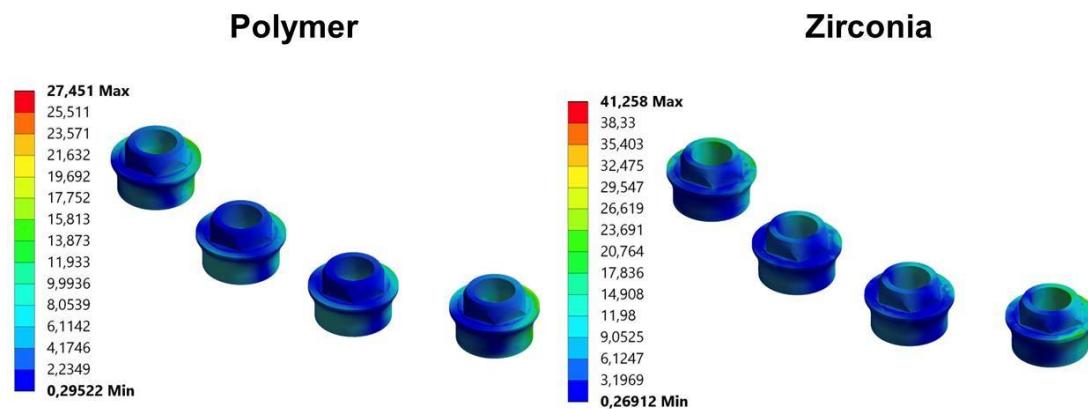
Especificamente em relação aos implantes, o grupo polímero apresentou maior concentração de tensão localizada na região da plataforma (36,54 MPa) em comparação com o grupo zircônia (35,23 MPa). Essa diferença é de 1,31 MPa e é detalhada a seguir (consulte a Figura 3): Diferença numérica (em MPa) na variação de tensões em implantes ou componentes protéticos. Valores negativos indicam uma diminuição na magnitude da tensão quando se utiliza uma prótese polimérica em comparação com zircônia – Implante, Parafuso pilar e Parafuso protético (Von-Mises: 1,31 e -13,8 e -46,46 e -41,96, respectivamente).

Figura 3: Valores de tensão de Von-Mises no implante com pico de concentração na região da plataforma.



Resultados dos componentes protéticos: Passando para os componentes protéticos, incluindo pilares, parafusos de pilar e parafusos protéticos, é evidente que a utilização de uma base de polímero resultou em menores concentrações de tensão de von-Mises em comparação com a zircônia. Mais especificamente, dentro do grupo polímero, os pilares exibiram -13,8 MPa de tensão quando comparados ao grupo zircônia. Essa concentração de tensão foi mais pronunciada na base do pilar e suas paredes laterais, conforme ilustrado na Figura 4.

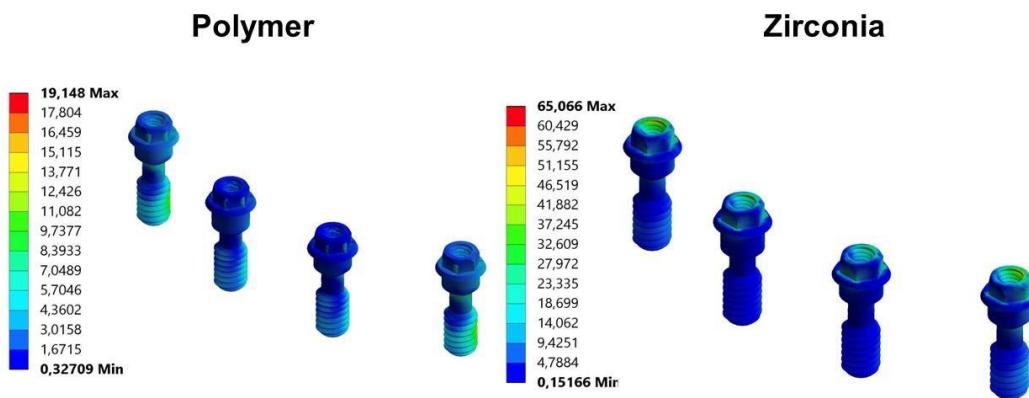
Figura 4: Tensão de Von-Mises nos pilares com pico de concentração localizado na base e nas paredes laterais.



As diferenças mais significativas entre os dois grupos foram observadas nos parafusos. Os parafusos pilares do grupo polímero apresentaram -46,46 MPa quando comparados ao grupo zircônia, enquanto os parafusos protéticos do grupo polímero exibiram -41,96 MPa de tensão von-Mises. Curiosamente, houve uma tendência notável para uma distribuição de tensão mais homogênea no parafuso do pilar quando uma prótese de polímero foi utilizada em contraste com o uso de zircônia. As próteses à base de zircônia exibiram uma concentração de tensão máxima no parafuso,

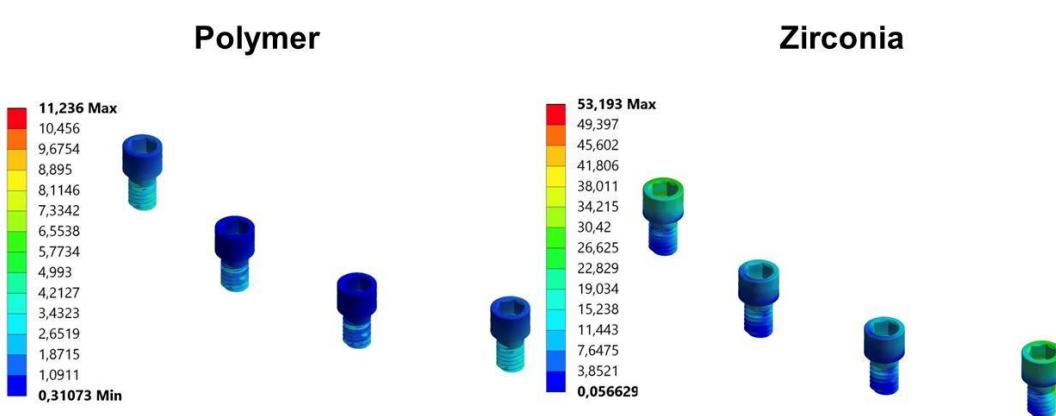
principalmente na região em contato com o parafuso protético. Essas observações são claramente apresentadas na Figura 5.

Figura 5: Tensão de Von-Mises nos parafusos de retenção do pilar. Observa-se uma diferença no padrão de concentração de tensão entre os parafusos. No uso do polímero, a distribuição foi homogênea ao longo do parafuso. Com o uso da zircônia, o pico de concentração foi localizado na região da rosca em contato com o parafuso protético.



Padrões de Distribuição de Tensões: A análise da distribuição de tensões no parafuso do pilar revelou diferenças significativas entre a utilização de polímero e zircônia nas próteses. Quando o polímero foi empregado, houve uma concentração de tensão notável na região do parafuso, particularmente na área em contato com a prótese. Essa concentração pode ser atribuída à flexibilidade do material. Em contraste, quando a zircônia foi usada, observou-se uma distribuição de tensão mais uniforme no parafuso devido à sua maior resistência e resiliência, conforme ilustrado na Figura 6.

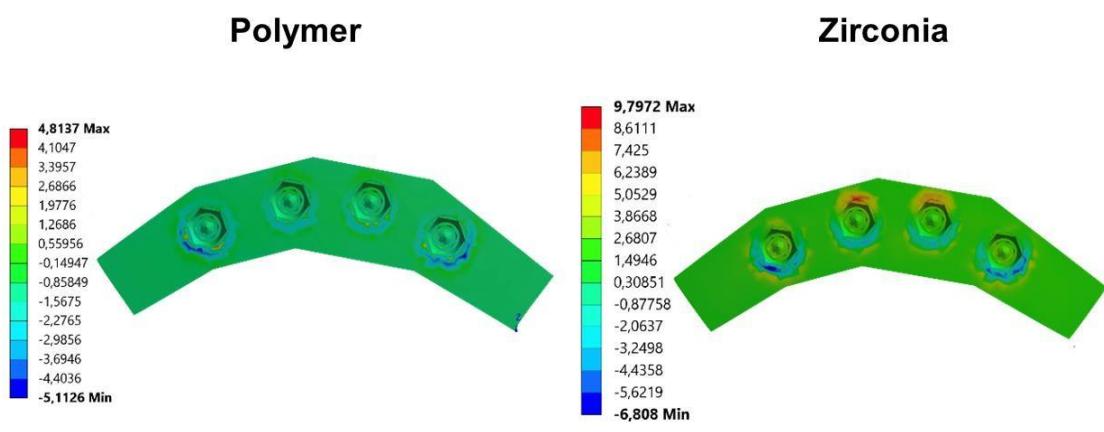
Figura 6: Tensão de Von-Mises nos parafusos protéticos demonstrando diferentes padrões de comportamento.



Tensão na Base Protética: Com foco na base protética, os valores de tensão de tração foram de 4,81 MPa para a base polimérica e 9,79 MPa para a base de zircônia. A base de zircônia apresentou uma diferença de 4,98 MPa quando comparada à base de polímero, com concentração de tensão mais

localizada na região anterior dos pilares mais próximos à linha média. A distribuição de tensões na base polimérica apresentou um padrão mais homogêneo em comparação com a base de zircônia, conforme visualizado na Figura 7.

Figura 7: Tensão de tração na base protética em contato com os pilares.



4 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

A relevância dos estudos científicos para a prática clínica no que diz respeito à seleção de materiais protéticos para restaurações implantossuportadas é um fator adicional a ser considerado, juntamente com o tipo de material da prótese e o processo de fabricação, o mecanismo de retenção protética, o design da estrutura de suporte e o tipo de implante (Ionescu et al., 2022).

Assim, polímeros de alto desempenho, quimicamente inertes, como o POM investigado neste estudo, são biomateriais à base de polioximetileno, desenvolvidos como uma alternativa promissora aos materiais dentários metálicos para a superestrutura de próteses de implantes dentários, visando garantir força e estética do sorriso (Maloo et al., 2022).

Além disso, a viabilidade em aplicações clínicas versáteis e estéticas, juntamente com propriedades mecânicas que proporcionam maior alongamento e área de fratura reduzida em comparação com outros materiais, aumentaram a notoriedade desses polímeros (Schierz et al., 2021).

Assim, os resultados da análise tridimensional dos elementos finitos, considerando as limitações inerentes ao presente estudo, permitem concluir que o material POM apresentou significativamente melhor dissipação de tensões no implante e nos componentes protéticos, sugerindo que é menos suscetível a falhas mecânicas como soltura e/ou fratura.

Como mencionado anteriormente, foram realizadas análises quantitativas da distribuição das tensões de cisalhamento, compressão e tração com carga de 300N aplicada na superfície oclusal no sentido vertical com deslizamento anterior. Portanto, ao considerar a mesma geometria, a força aplicada

é dividida pela mesma área, garantindo que a diferença mecânica observada esteja inherentemente relacionada às propriedades da zircônia e dos materiais poliméricos (Chuchulska et al., 2018).

Conceitualmente, o módulo de elasticidade de um material refere-se à sua rigidez, ou seja, sua capacidade de resistir às forças aplicadas, evitando assim fraturas ou deformações excessivas. No entanto, gera uma reação oposta, e essa força externa dividida pela área do corpo sólido ao qual é aplicada é igual ao valor da tensão média produzida na estrutura (Souza et al., 2021).

Assim, a carga oclusal aplicada é transferida ao longo do eixo para os componentes protéticos, implante e osso cortical/medular, onde a magnitude e a distribuição da tensão gerada dependerão diretamente do módulo de elasticidade do material (Haroun; Ozan, 2021).

Em relação a uma base/prótese mais rígida, ou seja, com maior módulo de elasticidade, como é o caso do material de zircônia (Bidra; Rungruanganunt; Gauthier, 2017), o resultado iminente é uma maior concentração de tensões, pois essa força é dissipada, não na mesma intensidade, mas em maior medida em comparação com o protocolo de polímeros.

Quando se trata de uma base/prótese mais rígida, ou seja, com um módulo de elasticidade maior, como o material de zircônia, o resultado iminente é uma maior concentração de tensões, pois essa força está sendo dissipada, não na mesma intensidade, mas em maior medida em comparação com o protocolo de polímero (Serpa et al., 2022).

Em referência à Figura 8, observamos um aumento significativo das tensões de tração na base protética em contato com os pilares, conforme indicado pela região de cor vermelha na escala de cores. Essas tensões são posteriormente transmitidas com maior intensidade aos outros componentes antes de atingir o implante.

Em relação ao tecido ósseo, independentemente do critério (cisalhamento, compressão e tensão), não houve modificação significativa quando comparada a barra de zircônia vs. Polímero (POM). A maior concentração de estresse permaneceu na região abaixo da barra de zircônia.

A comparação entre POM e zircônia revelou que a base polimérica concentrou um menor nível de estresse, com maior concentração na região do implante, e menor influência no tecido ósseo (Giudice et al., 2022).

Conforme sugerido por estudos anteriores, a diferença na distribuição de tensões ao redor da região do implante entre o polímero de polioximetileno (POM) e a zircônia pode ser atribuída às características morfológicas dos respectivos materiais. O POM, um polímero amorfo com estrutura molecular emaranhada aleatoriamente, pode exibir uma distribuição de tensão menos uniforme, resultando em uma maior concentração de tensão nessa região. Por outro lado, a zircônia, com sua

estrutura cristalina bem definida, exibe uma distribuição de tensão mais uniforme, levando a uma menor concentração de tensão de von Mises (Tashiro; Wu; Kobayashi, 1988).

Especificamente, no parafuso protético, a diferença numérica na variação de tensão foi 41,96 MPa menor quando uma base de polímero foi usada em comparação com a base de zircônia. Independentemente disso, a maior concentração de tensão no parafuso indica que provavelmente haverá mais força direcionada nessa região, o que é consistente com os estudos de Melo et al. (2019).

Além disso, a geometria e o parafuso são os mesmos, o que nos permite associar essa diferença de tensão com o fator alterado neste estudo, o material da barra. Durante o carregamento funcional na cavidade oral, as cargas cíclicas fazem com que o material sofra diferentes movimentos, atingindo um certo nível de deformação, o que pode levar ao início da falha por fadiga, também conhecida como trabalho a frio (Shemtov-Yona; Rytel, 2016).

Além disso, sob força muito baixa, enquanto permanece sob as mesmas condições de carga, o material sofrerá deformação e eventual fratura. Esses micromovimentos, combinados com o estresse localizado em áreas específicas, fazem com que o estresse gerado se propague para a região oposta. Isso pode resultar, por exemplo, no desgaste de porções de rosca. Consequentemente, o parafuso pode se soltar devido à perda de pré-carga ou tensão de concentração na parte mais interna da rosca, que é mais fina, levando à fratura (Bertolini et al., 2019).

Essa falha protética representa um problema frequente na prática clínica, pois requer tempo adicional nas consultas clínicas para aperto do parafuso, troca ou mesmo retirada de fragmentos (Huang; Wang, 2019).

Como valiosa contribuição para a comunidade científica, existe a possibilidade de obter uma distribuição mais homogênea das tensões usando materiais como o polímero POM, reduzindo a concentração de tensões nos componentes protéticos, particularmente no parafuso, levando a um melhor comportamento biomecânico do sistema protético geral.

Diante disso, as características mecânicas do material polimérico o tornam altamente atraente para aplicações odontológicas devido à sua menor incidência de falhas protéticas, aliviando assim o estresse sobre os componentes protéticos (Dechet; Baumeister; Schmidt, 2020).

Nossos resultados são consistentes com os achados de Sirandony et al. (2019), que também relataram valores de estresse mais baixos na estrutura ao usar polímero, mas com tensões mais altas no osso. A diferença de resultados quando comparada com nosso estudo pode estar relacionada ao fato de que os autores testaram apenas o material do quadro, sem o uso de qualquer material protético em cima do quadro.

Assim, o uso desses materiais à base de polímeros em combinação com materiais de estrutura pode atuar como um amortecedor de tensão, resultando em valores de tensão mais baixos no osso ao usar POM em comparação com estruturas de zircônia.

As investigações de Haroun e Ozan afirmaram que o uso de materiais rígidos com maior módulo de elasticidade pode transferir maiores tensões para os componentes protéticos e, consequentemente, para o implante. Assim, o uso de materiais mais flexíveis, como polímeros, PEEK e POM, pode resultar em menores tensões, garantindo maior confiabilidade e menor taxa de fraturas (Haroun; Ozan, 2021).

Em resumo, a maioria dos polímeros tem menor módulo de elasticidade e proporciona maior alongamento da fratura em comparação com outros tipos de materiais. Portanto, é mais vantajoso usar o polímero POM, pois reduz a tensão acumulada tanto na barra quanto no parafuso do pilar.

Juntas, as observações durante um acompanhamento de aproximadamente 10 meses foram descritas em estudos clínicos, envolvendo reabilitação protética de um paciente com próteses removíveis feitas de POM. Dados científicos e observações clínicas indicam que o POM é um material promissor que preenche lacunas nas opções terapêuticas odontológicas para pacientes com demandas especiais de materiais, como estabilidade de cor suficiente e baixa adesão à placa no uso clínico (Schierz et al., 2021).

Devido à natureza irregular dos materiais biológicos, a análise de elementos finitos (FEA) provou ser uma abordagem válida para investigar o comportamento mecânico de materiais na cavidade oral. A FEA fornece a capacidade de visualizar estruturas sobrepostas e permite a determinação da localização, magnitude e direção de uma força aplicada em qualquer ponto. Como o FEA não altera as propriedades físicas do material, a análise também é facilmente repetível (Lisiak-Myszke et al., 2020).

No entanto, é importante ressaltar que os resultados obtidos foram baseados em simulações computacionais e análise de elementos finitos. Para uma validação mais abrangente, são necessárias mais pesquisas, incluindo experimentos *in vitro*, estudos clínicos longitudinais e análises mais detalhadas. Essas abordagens complementares ajudarão a confirmar e expandir as descobertas obtidas por meio da análise de elementos finitos.

De acordo com os avanços contínuos na tecnologia de materiais odontológicos e as informações limitadas atualmente disponíveis na literatura científica sobre POM, é evidente que estudos *in vivo* de longo prazo são essenciais. Reconhecemos a necessidade de mais pesquisas, que devem abranger estudos clínicos com parâmetros variados, como número de implantes, diferentes configurações de implantes, diversos tamanhos de implantes e várias combinações de materiais

protéticos. Esses estudos clínicos abrangentes podem fornecer suporte substancial para esta investigação, contribuindo assim para uma compreensão mais profunda do comportamento prospectivo de componentes protéticos, implantes e osso circundante.

A complexidade desses estudos permitirá uma exploração mais profunda da interação do POM com outros componentes protéticos, a geometria específica do implante e as forças oclusais encontradas durante aplicações clínicas reais.

Em relação às limitações deste estudo, é imperativo reconhecer alguns fatores que podem influenciar a generalização dos resultados. Isso inclui a natureza da análise de elementos finitos (FEA) como um método de simulação e as suposições feitas durante o estudo. Além disso, embora a FEA ofereça informações valiosas sobre o comportamento mecânico dos materiais, as variações do mundo real nas condições do paciente e nos cenários clínicos podem ser diferentes.

Em conclusão, nossos achados sugerem que materiais caracterizados por um baixo módulo de elasticidade, como o POM, podem oferecer vantagens na minimização da transmissão de estresse aos componentes protéticos e ao osso circundante em comparação com a zircônia. No entanto, mais pesquisas são necessárias para confirmar e ampliar esses achados, e enfatizamos a importância da realização de experimentos *in vitro*, estudos clínicos longitudinais e análises mais detalhadas para validação abrangente. Tais investigações levarão a uma compreensão mais profunda das implicações clínicas e da seleção de materiais em próteses de implantes dentários.

REFERÊNCIAS

- Benzing, U. R., Gall, H., & Weber, H. (1995). Aspectos biomecânicos de dois conceitos diferentes de implante-prótese para maxilas edêntulas. * *Jornal Internacional de Implantes Bucomaxilofaciais*, 10(2), 188-198.
- Bertolini, M. M., Del Bel Cury, A. A., Pizzoloto, L., Acapa, I. R. H., Shibli, J. A., & Bordin, D. (2019). As forças oclusais traumáticas levam à perda óssea peri-implantar? Uma revisão sistemática. *Braz Oral Res*, 33(suppl 1), e069.
- Bidra, A. S., Rungruanganunt, P., & Gauthier, M. (2017). Resultados clínicos de próteses de zircônia fixas de arcada completa: uma revisão sistemática. *Jornal Europeu de Implantologia Oral*, 10(Suppl 1), 35-45.
- Chuchulska, B., Yankov, S., Hristov, I., Slavchev, D., & Grozev, L. (2018). Uma pesquisa sobre a conscientização sobre resinas termoplásticas entre dentistas e técnicos em prótese dentária búlgaros. *Jornal do IMAB*, 24(1), 1863-1865.
- Dechet, M. A., Baumeister, I., & Schmidt, J. (2020). Desenvolvimento de partículas de polioximetileno através do processo de dissolução em solução e aplicação na fusão de polímeros em leito de pó. *Materiais (Basileia)*, 13(7), 1535.
- Gaihre, B., Usuwatta, S., & Jayasuriya, A. C. (2017). Reconstrução de defeitos ósseos craniomaxilofaciais usando estratégias de engenharia de tecidos com scaffolds injetáveis e não injetáveis. *Jornal de Biomateriais Funcionais*, 8(4), 49.
- Grech, J., & Antunes, E. (2019). Zircônia em próteses dentárias: uma revisão da literatura. *Jornal de Pesquisa e Tecnologia de Materiais*, 8(5), 4956-4964.
- Haroun, F., & Ozan, O. (2021). Avaliação de tensões em implantes, ossos e materiais restauradores causadas por diferentes materiais de arco oposto em restaurações protéticas híbridas usando a técnica All-on-4. *Materiais (Basileia)*, 14 (15), 4308.
- Huang, Y., & Wang, J. (2019). Mecanismo e fatores associados ao afrouxamento do parafuso pilar do implante: Uma revisão. *Jornal de Odontologia Estética e Restauradora*, 31 (4), 338-345.
- Ionescu, R. N., Totan, A. R., Imre, M. M., Tâncu, A. M. C., Pantea, M., Butucescu, M., & Farcașiu, A. T. (2022). Materiais protéticos usados para restaurações implanto-suportadas e suas interações bioquímicas orais: uma revisão narrativa. *Materiais (Basileia)*, 15(3), 1016.
- Lisiak-Myszke, M., Marciniak, D., Bieliński, M., Sobczak, H., Garbacewicz, Ł., & Drogoszewska, B. (2020). Aplicação da análise de elementos finitos em cirurgia oral e maxilofacial - Uma revisão da literatura. *Materiais (Basileia)*, 13 (14), 3063.
- Liu, W., Cai, H., Zhang, J., Wang, J., & Sui, L. (2021). Efeitos dos protocolos de carga imediata e tardia na perda óssea marginal ao redor de implantes em overdentures retidas por implantes mandibulares não immobilizados: uma revisão sistemática e meta-análise. *BMC Saúde Bucal*, 21 (1), 122.

Lo Giudice, R., Sindoni, A., Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. D. O., Lo Giudice, G., Bellezza, U., Lo Giudice, G., & Famà, F. (2022). Avaliação da rugosidade da superfície de pilares de zircônia e polímero de alto desempenho e concentração de tensão para próteses dentárias fixas implantossuportadas. *Revestimentos*, 12 (2), 238.

Maloo, L. M., Toshniwal, S. H., Reche, A., Paul, P., & Wanjari, M. B. (2022). Uma prévia do polímero de poliariletercetona (PAEK): uma revisão. *Cureus*, 14 (11), e31042.

Melo Filho, A. B., Tribst, J. P. M., Ramos, N. C., Luz, J. N., Jardini, M. A. N., Borges, A. L. S., Santamaria, M. P., & Melo, R. M. (2019). Probabilidade de falha, distribuição de tensões e análise de fratura de parafuso experimental para pilar microcônico. *Revista Brasileira de Odontologia*, 30 (2), 157-163.

Pituru, S. M., Greabu, M., Totan, A., Imre, M., Pantea, M., Spinu, T., Tancu, A. M. C., Popoviciu, N. O., Stanescu, I. I., & Ionescu, E. (2020). Uma revisão sobre a biocompatibilidade de materiais dentários à base de PMMA para restaurações protéticas provisórias com um vislumbre de suas técnicas modernas de fabricação. *Materiais (Basileia)*, 13 (13), 2894.

Rokaya, D., Srimaneepong, V., Sapkota, J., Qin, J., Siraleartmukul, K., & Siriwigungson, V. (2018). Materiais poliméricos e filmes em odontologia: uma visão geral. *Jornal de Pesquisa Avançada*, 14, 25-34.

Schierz, O., Schmohl, L., Hahnel, S., & Rauch, A. (2021). Polioximetileno como material para próteses parciais removíveis - Uma revisão da literatura e relato de caso ilustrativo. *Jornal de Medicina Clínica*, 10 (7), 1458.

Serpa, M. F. A., Sotto-Maior, B. S., Francischone, C. E., Ribeiro, M. A., & Lima, W. (2022). Comportamento biomecânico de implantes com conexão protética do tipo morse (cone), com diferentes angulações na interface implante-pilar em próteses dentárias múltiplas: Um estudo de elementos finitos. *RGO, Revista Gaúcha de Odontologia*, 70, e20220021.

Shemtov-Yona, K., & Rittel, D. (2016). Fadiga de implantes dentários: fatos e falácias. *Revista de Odontologia (Basileia)*, 4 (2), 16.

Sirandoni, D., Leal, E., Weber, B., Noritomi, P. Y., Fuentes, R., & Borie, E. (2019). Efeito de diferentes materiais de estrutura em próteses mandibulares fixas implantossuportadas: uma análise de elementos finitos. *Jornal Internacional de Implantes Bucomaxilofaciais*, 34 (6), e107-e114.

Souza, J. C. M., Pinho, S. S., Braz, M. P., Silva, F. S., & Henriques, B. (2021). PEEK reforçado com fibra de carbono em implantodontia: uma revisão de escopo sobre o método dos elementos finitos. *Métodos Computacionais em Biomecânica e Engenharia Biomédica*, 24 (12), 1355-1367.

Tashiro, K., Wu, G., & Kobayashi, M. (1988). Efeito morfológico na mudança de frequência Raman induzida por tensão de tração aplicada a polioximetileno cristalino e polietileno: Suporte espectroscópico para a ideia de uma distribuição de tensão não homogênea em material polimérico. *Polímero*, 29 (12), 1768-1778.

Yelick, P. C., & Sharpe, P. T. (2019). Bioengenharia dentária e odontologia regenerativa. *Jornal de Pesquisa Odontológica*, 98 (11), 1173-1182.