



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Nicole Casalle

Avaliação do comportamento mecânico e distribuição de forças em implantes dentários híbridos e curtos comparando diferentes designs: análise por ensaios mecânicos e elementos finitos

Araraquara

2023



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Nicole Casalle

Avaliação do comportamento mecânico e distribuição de forças em implantes dentários híbridos e curtos comparando diferentes designs: análise por ensaios mecânicos e elementos finitos

Tese apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara para obtenção do título de Doutora em Odontologia, na Área de Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz

Araraquara

2023

C334a Casalle, Nicole
Avaliação do comportamento mecânico e distribuição de forças em implantes dentários híbridos e curtos comparando diferentes designs: análise por ensaios mecânicos e elementos finitos / Nicole Casalle. -- Araraquara, 2023
105 p. : tabs., fotos

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara
Orientadora: Luis Geraldo Vaz

1. Implantes dentários. 2. Análise de elementos finitos. 3. Fenômenos biomecânicos. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

Nicole Casalle

Avaliação do comportamento mecânico e distribuição de forças em implantes dentários híbridos e curtos comparando diferentes designs: análise por ensaios mecânicos e elementos finitos

Comissão julgadora

Tese para obtenção do grau de Doutor em Odontologia

Presidente e orientador: Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz

2º Examinador: Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior

3º Examinador: Prof. Dr. Mário Augusto Pires Vaz

4º Examinador: Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi

Araraquara, 26 de maio de 2023.

DADOS CURRICULARES

Nicole Casalle

NASCIMENTO: 22/09/1989 – Araraquara – São Paulo

FILIAÇÃO: Carlos Alberto Casalle
Maria Elisabete Corbi Casalle

2008/2012 **Graduação em Odontologia**
Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

2010/2011 **Estágio de Iniciação Científica na Disciplina de Dentística**
Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade
Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

2010/2012 **Bolsista PIBIC de Iniciação Científica**
Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

2010/2011 **Estágio de Iniciação Científica na Disciplina de Prótese**
Orientador: Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior
Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

2010/2012 **Bolsista FAPESP de Iniciação Científica**
Orientador: Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior
Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

2011/2011 **Curso de Aperfeiçoamento em Cirurgia Bucal**
Centro de Pesquisa e Tratamento das Deformidades Buco-Faciais

2013/2013 **Estágio de Atualização em Cirurgia Ortognática**
JRG Odontologia

2013/2013 **Estágio de Atualização em Cirurgia de ATM**
JRG Odontologia

2012/2012 **Curso de Atualização Implantes Dentários**
Bionnovation Produtos Biomédicos

2014/2016 **Mestrado em Ciências Odontológicas, área de Diagnóstico Bucal e Cirurgia**

Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

Orientador: Prof. Dr. Cleverton Roberto de Andrade

Bolsista CNPq

2015/2015 **Curso de Aperfeiçoamento em Cirurgia Bucal**

Centro de Pesquisa e Tratamento das Deformidades Buco-Faciais

2016/2018 **Especialização em Implantodontia e Prótese sobre implante**

Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas de São Carlos

2018/Atual **Pós-Graduação em Odontologia – Nível Doutorado**

Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

Orientador: Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz

Bolsista CNPq

2021/2022 **Estágio de Doutorado Sanduíche**

Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade do Porto

Laboratório de Ótica e Mecânica Experimental

Porto- Portugal

Bolsista CAPES Print- 88887.570438/2020-00

Dedico esse trabalho, com muito amor, para as pessoas mais importantes da minha vida, meus pais e meu irmão, que me apoiaram em todos os momentos e permitiram a concretização de mais uma etapa da minha formação profissional.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ter me dado a vida, saúde e a oportunidade de crescer profissionalmente e alcançar meus objetivos.

Aos meus pais, Elisabete e Carlos, por terem proporcionado todo o meu estudo, nunca medindo esforços para que eu tivesse as melhores oportunidades. Amo muito vocês e serei eternamente grata!

Ao meu irmão, Carlinhos, por estar sempre presente e me apoiando em todos os momentos. Obrigada pela parceria e amizade, amo muito você!

A minha avó Maria, que mesmo ausente fisicamente, sempre estará em meu coração e me acompanhando em cada passo da minha vida.

Em especial, ao meu orientador, Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz, pela confiança em mim depositada, por ter sido meu apoio e meu guia nessa jornada tão desafiadora, mas muito gratificante! Obrigada pela amizade, pela convivência agradável e por ter sido exemplo de como um orientador deve ser.

Ao Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi e ao Leonardo, pela generosidade e paciência com que me orientaram e ao Centro de Tecnologia da Informação- Renato Archer, pela enorme colaboração com esse trabalho.

Ao Prof. Dr. Mário Augusto Pires Vaz, me faltam palavras para agradecer a oportunidade de realização do estágio de doutorado sanduíche, o acolhimento na Universidade do Porto e o excelente suporte. Muito obrigada, nunca esquecerei da cidade do Porto e dessa experiência tão engrandecedora.

A Faculdade de Odontologia de Araraquara, por ter me aberto as portas e me recebido de maneira tão maravilhosa desde a graduação. Por ser onde passei os melhores anos da minha vida e por continuar fornecendo um ensino de excelência.

A Neodent, por tão gentilmente patrocinar esse estudo com os implantes e componentes que foram utilizados nas análises

A CAPES: O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001. Agradeço também pela concessão da Bolsa CAPES Print-88887.570438/2020-00.

Casalle N. Avaliação do comportamento mecânico e distribuição de forças em implantes dentários híbridos e curtos comparando diferentes designs: análise por ensaios mecânicos e elementos finitos [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2023.

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi analisar o comportamento mecânico e a distribuição de forças de implantes dentários híbridos, de diferentes geometrias, instalados em região de maxila posterior, pelo método de elementos finitos (MEF). Os modelos virtuais e físicos foram inicialmente gerados a partir do software de CAD Rhinoceros 7® da McNeel, utilizando como base a estrutura óssea de um segmento posterior de maxila, desenvolvida por meio do protocolo BioCAD. Para o MEF foi confeccionada malha 3D tetragonal de primeira ordem. Implantes de duas diferentes conexões protéticas, hexágono externo (HE) e grand Morse (GM), foram simulados na análise computacional e submetidos a cargas oblíquas de 100N com angulação de 30° em relação ao longo eixo do implante. Os campos de deslocamentos e tensões foram comparados entre os implantes. O experimento de correlação digital de imagem (DIC) foi realizado nos modelos físicos para validar a análise computacional. Para a DIC, foram impressos corpos de prova em poliamida por meio da tecnologia de manufatura aditiva SLS (*Selective Laser Sintering*), pela impressora HIQ (Sinterstation), onde os implantes foram instalados e posteriormente carregados com carga oblíqua de 24N. Em outra análise de elementos finitos, implantes GM modificados na região apical, nomeados de acordo com os cortes realizados no ápice: C- controle (sem corte apical); B- bi-partido; T- tri-partido; Q- quadri-partido, foram submetidos a ação de um movimento de rotação em relação ao eixo longitudinal dos implantes. Uma análise qualitativa foi feita entre os dois experimentos, confirmando a mesma tendência de deslocamentos entre os modelos físicos e virtuais para os dois implantes analisados. Análises de deslocamentos e distribuição de tensões foram obtidas para os implantes GM e HE. Comparativamente, houve maior deslocamento na plataforma do modelo HE, obtendo valores de 1,339E-1 (0,1399 mm), em comparação com o modelo GM, onde para as mesmas condições obteve-se um deslocamento de 2,080E-2 (0,0208 mm). O modelo HE apresentou uma tensão de von Mises menos distribuída e de maior intensidade de 148,4 MPa, enquanto o modelo GM apresentou tensão de von Mises de 99,03 MPa, juntamente com maior dissipação de tensões. Os valores de Tensão Principal Máxima foram maiores para o modelo GM do que para o HE. Os implantes GM modificados também foram comparados em relação aos deslocamentos totais e as tensões de von Mises. Quanto ao deslocamento, o implante C, apresentou maior tendência a deslocar que os demais, 14,36% maior. Os implantes com os cortes, tiveram deslocamentos parecidos, sendo o menor valor evidenciado no implante T. Em relação a tensão de von Mises, o implante T apresentou o maior valor entre os implantes, já no implante C, foi possível notar diferença no padrão de comportamento mecânico em relação aos implantes com os cortes. Os resultados deste estudo mostraram que foi possível encontrar padrões semelhantes no comportamento mecânico dos implantes analisados entre o MEF e a DIC. Porém, um maior controle de ambas as técnicas deve ser tomado para que possa haver uma validação entre os métodos. Pode-se concluir que as diferentes geometrias influenciaram o comportamento mecânico dos implantes analisados.

Palavras-chave: Implantes dentários. Análise de elementos finitos. Fenômenos biomecânicos.

Casalle N. Evaluation of mechanical behavior and force distribution in hybrid and short dental implants comparing different designs: analysis by mechanical teste and finite elements [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2023.

ABSTRACT

The aim of the present study was to analyze the mechanical behavior and force distribution of hybrid dental implants with different geometries installed in the posterior maxilla using the finite element method (FEM). Virtual and physical models were initially generated using Rhinoceros 7® CAD software from McNeill, based on the bone structure of a posterior maxilla segment developed through the BioCAD protocol. A first-order tetragonal 3D mesh was created for the FEM. Implants with two different prosthetic connections, external hexagon (HE) and grand Morse (GM), were simulated in the computational analysis and subjected to oblique loads of 100N with an inclination of 30° relative to the long axis of the implant. The displacement and stress fields were compared between the implants. Digital image correlation (DIC) experiments were performed on the physical models to validate the computational analysis. For DIC, test specimens were 3D printed in polyamide using selective laser sintering (SLS) technology with the HIQ (Sinterstation) printer, where the implants were installed and subsequently loaded with an oblique force of 24N. In another finite element analysis, modified GM implants in the apical region, named according to the cuts made at the apex: C - control (no apical cut); B - bi-parted; T - tri-parted; Q - quadri-parted, were subjected to a rotational movement relative to the longitudinal axis of the implants. A qualitative analysis was conducted between the two experiments, confirming the same trend of displacements between the physical and virtual models for the two implants analyzed. Displacement and stress distribution analyses were obtained for GM and HE implants. Comparatively, there was greater displacement in the platform of the HE model, with values of 1.339E-1 (0.1399 mm), compared to the GM model, where under the same conditions, a displacement of 2.080E-2 (0.0208 mm) was obtained. The HE model exhibited less distributed and higher intensity von Mises stress of 148.4 MPa, while the GM model showed von Mises stress of 99.03 MPa, along with greater stress dissipation. The maximum principal stress values were higher for the GM model than for the HE model. The modified GM implants were also compared in terms of total displacement and von Mises stress. Regarding displacement, implant C showed a greater tendency to displace than the others, 14.36% higher. The implants with cuts had similar displacements, with the lowest value observed in the T implant. In terms of von Mises stress, implant T exhibited the highest value among the implants, whereas implant C exhibited a different pattern of mechanical behavior compared to the implants with cuts. The results of this study showed that it was possible to find similar patterns in the mechanical behavior of the analyzed implants between FEM and DIC. However, greater control of both techniques should be taken to enable validation between the methods. It can be concluded that the different geometries influenced the mechanical behavior of the analyzed implants.

Keywords: Dental implants. Finite element analysis. Biomechanical phenomena.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 PROPOSIÇÃO	18
3 PUBLICAÇÃO (ÇÕES)	19
3.1 Publicação 1	19
3.2 Publicação 2	39
3.3 Publicação 3	60
4 CONCLUSÃO	73
REFERÊNCIAS	74
APÊNDICES	80

1 INTRODUÇÃO

A falta de um ou mais elementos dentários têm incomodado a humanidade há séculos. Perda da eficiência mastigatória, estética comprometida, diminuição do bem-estar e até mesmo dificuldades com a fala e a pronúncia, são apenas alguns dos problemas relacionados com a ausência dos dentes¹. Desde os tempos antigos, inúmeras tentativas foram feitas para substituir um dente ausente por algo que pudesse devolver a função do elemento perdido. Materiais como marfim, ossos, metais e pedras preciosas, foram inicialmente usados para replicar a anatomia e repor os dentes naturais¹.

A história da atual implantodontia começa no início do século XIX. Em 1891, Znamenski e Hillscher utilizaram implantes feitos de porcelana e preenchidos por guta percha^{2,3}. Em 1902, Payne⁴ também usou guta percha para preencher implantes feitos de cápsulas de estanho banhadas a ouro e em 1913, Greenfield⁵ inseriu implantes ocos compostos por irídio e platina. Implantes fabricados com liga de cobalto-cromo e molibdênio começaram a ser utilizados em 1940^{6,7}. Também durante este período, implantes em espiral⁸ e subperiosteais⁹ foram desenvolvidos¹.

O período de 1950-1970 foi caracterizado por uma explosão de novos desenvolvimentos, especialmente modificações nos designs dos implantes^{8,10}. Após 1970, maior interesse foi dedicado a desvendar os fatores determinantes para o sucesso clínico ou falha dos implantes dentários¹. Como consequência dessas descobertas, Brånemark¹¹ introduziu, no final dos anos 70, implantes em forma de parafusos, fabricados em titânio puro (99,7%)^{11,12}. O que propiciou o uso de titânio em implantes, foi sua alta resistência à corrosão devido à formação de uma camada inerte de óxido de titânio (TiO₂) cobrindo a superfície do metal. Branemark observou que essa camada de TiO₂ poderia ocasionar um contato direto entre osso e implante, desde que uma técnica cirúrgica cuidadosa fosse aplicada, o que ele constatou ser obtido pela combinação do design do parafuso e um restrito protocolo de instalação do implante no osso alveolar¹.

Com base em seus estudos, Branemark introduziu pela primeira vez, o termo osseointegração para descrever as evidências histológicas que sugerem um bom resultado no tratamento com implantes dentários¹³. Sendo assim, com o passar dos anos a osseointegração passou a ser definida como a união estável e funcional entre

o osso e a superfície de titânio¹⁴. Um período de cicatrização de alguns meses geralmente é necessário para que o contato entre o osso e o implante se consolide^{14,15}. A osseointegração, por sua vez, é preservada por um processo contínuo denominado de remodelação óssea, que é responsável pela manutenção adequada de osso ao longo da vida, através do equilíbrio entre a reabsorção do tecido ósseo maduro e substituição por osso recentemente formado¹⁵.

Logo que o implante dentário é instalado no osso alveolar, sua fixação irá se dar inicialmente, pela chamada estabilidade primária, que é a combinação da quantidade e qualidade do osso receptor, do design do implante e da técnica cirúrgica utilizada¹⁶. A estabilidade primária é crucial para o sucesso dos implantes e é considerada um fator determinante para a osseointegração^{16,17}. Sendo assim, os fatores que influenciam a estabilidade primária e consequentemente a osseointegração, estão relacionados com a superfície dos implantes¹⁸, técnica cirúrgica¹⁹, design do implante^{20,21} e qualidade e quantidade óssea^{22,23}.

Com base nas primeiras tentativas e no avanço de Branemark, testemunhamos nos últimos 50 anos, avanços significativos no desenvolvimento da implantodontia. Os implantes dentários são hoje uma parte indispensável da odontologia clínica. Embora a taxa de sucesso dos implantes dentários tenha sido relatada como superior a 90%²¹, isso também representa um desafio para o futuro. Essa preocupação está relacionada ao envelhecimento da população. Pessoas idosas estão mais expostas a fatores que comprometem sua saúde física, além disso, o aumento da perda de dentes é algo comum com o envelhecimento. Diabetes, osteoporose, obesidade e uso de medicamentos, são algumas condições médicas que podem prejudicar a regeneração óssea ao redor dos implantes dentários²⁴. Consequentemente, isso pode promover a falha do implante e colocar em risco as atuais taxas de sucesso.

Além disso, fatores relacionados a qualidade e quantidade óssea também podem ser comprometidos em pessoas idosas, uma vez que a ausência do elemento dentário acelera o processo de reabsorção óssea, o que pode se agravar ainda mais, se algum fator sistêmico estiver associado. Regiões anatômicas com limitações ósseas, como no caso da região de seio maxilar²⁵ e nervo alveolar, impedem a instalação de implantes mais longos e com maior diâmetro, fatores geométricos que, como mencionados anteriormente, influenciam diretamente na estabilidade primária dos implantes.

O sucesso do tratamento com implantes dentários depende de uma série de fatores biológicos e mecânicos. Mesmo quando os implantes estão totalmente osseointegrados, há um risco de reabsorção óssea nas regiões peri-implantares, que pode ser causada por infecção bacteriana ou sobrecarga devido a forças mastigatórias²⁶. A sobrecarga muitas vezes é resultado de acúmulo de tensões geradas por má oclusão, design ou posicionamento de implantes inadequados²⁷. É comprovado que uma maior área de contato entre osso e implante aumenta a estabilidade primária, favorece a osseointegração e uma distribuição de tensões mais equilibrada. Em busca desse objetivo, é que por muitos anos o uso de implantes mais longos e com diâmetros maiores foram associados a tratamentos bem-sucedidos^{16,26}.

O entendimento da biomecânica na interface osso-implante e suas consequências são fundamentais para o sucesso clínico²⁸. A literatura indica que alterações na macrogeometria dos implantes como o design, comprimento, diâmetro, características geométricas, assim como propriedades do osso de suporte e tipos de carga aplicada, são importantes no mecanismo de transferência e distribuição de tensões ao osso e ao implante²⁹⁻³².

Os primeiros implantes a serem fabricados, possuíam corpo e ápice cilíndricos, porém estudos como o de Valente et al.³³ (2015) e de Gehrke et al.^{34,35} (2015, 2016) mostraram que este design pode não ser a melhor opção em todas as situações clínicas. Assim, outros formatos de implantes foram introduzidos para alcançar uma melhor estabilidade em diferentes condições ósseas. Os implantes cônicos têm sido muito utilizados para inserção imediata em alvéolo pós-extração, pois se adaptam melhor nas paredes do sítio cirúrgico, minimizando a necessidade de procedimentos de enxerto ósseo. Além disso, alguns estudos sugerem que os implantes cônicos possam melhorar a estética, permitir sua inserção entre dois dentes adjacentes e evitar risco de perfuração devido às concavidades anatômicas³⁶⁻³⁸. Recentemente, é possível encontrar no mercado implantes denominados de híbridos, pois possuem sua macroestrutura mista, porção cilíndrica no corpo e cônica no ápice. Os implantes híbridos são indicados para as regiões em que a densidade óssea é baixa, possuem as vantagens dos implantes cilíndricos e cônicos, características que favorecem seu travamento. Entretanto, a estabilidade primária desses implantes ainda não foi completamente esclarecida, necessitando de mais estudos³⁹.

Outra condição macroscópica que também influencia o comportamento biomecânico do implante é a geometria da conexão protética presente na plataforma do implante. O hexágono externo (HE) foi o primeiro tipo de sistema de conexão adotado na implantodontia moderna por Branemark, baseado na existência de um hexágono na região de plataforma do implante (0,7 mm de altura); no entanto, essa conexão foi extensivamente modificada em termos de diâmetro, altura e torque de inserção⁴⁰. O HE facilita a inserção da prótese, proporciona um mecanismo antirrotacional, e permite que a prótese seja removida e reinstalada. No entanto, o HE não impede a formação de microgap entre a plataforma do implante e o componente protético/coróa dentária, levando a complicações quando submetido a alta carga oclusal, pois permite micromovimentos do pilar, causando instabilidade na fixação da prótese, o que pode resultar em afrouxamento do parafuso do pilar ou mesmo fraturas por fadiga⁴⁰⁻⁴⁵. As limitações do HE ficaram ainda mais evidentes quando usados para reabilitação de arcos parcialmente edêntulos ou quando submetidos às forças oblíquas, apresentando baixa resistência, sendo nesses casos, o uso de conexões internas antirrotacionais mais adequado^{41,43-46}.

Devido aos problemas com perda óssea em implantes, se iniciarem pela plataforma, maior importância tem sido dada ao tipo de conexão protética dos implantes⁴¹⁻⁴³. Estudos recentes, têm envolvido novos aspectos estruturais dos implantes dentários e sistemas de conexão protética. Dentre as conexões internas encontradas no mercado atualmente, destaca-se a do tipo cone Morse (CM)^{46,47}. A conexão CM diminui ou praticamente elimina as complicações mecânicas do HE. Melhora a forma como as tensões são transferidas para o osso adjacente, pois aumentam a absorção de carga sob uma força lateral. Isso melhora a biomecânica e reduz as complicações biológicas, como afrouxamento do parafuso, fratura e perda óssea marginal. Quanto maior a profundidade da conexão dentro do corpo do implante, uma dissipação mais homogênea das cargas oclusais irá ocorrer, pois as tensões serão distribuídas na parede do implante e, conseqüentemente, no osso que envolve todo o implante e não apenas na região de plataforma⁴⁰.

Uma característica de design exclusiva da conexão CM é a união entre duas estruturas cônicas. Essa conexão foi desenvolvida por Stephen A. Morse, em 1864, e desde então tem sido usada globalmente⁴⁸. Na implantodontia, um pilar cônico “macho” é apertado em um encaixe cônico “feminino” dentro do implante. Este design

cônico cria, internamente, uma fricção significativa através da alta propensão de paralelismo entre as duas estruturas⁴⁹. Os implantes CM têm mostrado altas taxas de sucesso com boa preservação óssea em restaurações implantossuportadas. Esse desempenho clínico pode ser explicado pela menor incidência de microgap e contaminação bacteriana. Além disso, em comparação com outras conexões, a conexão CM permite estabilidade superior da crista óssea sob cargas axiais e laterais^{41,42}. Outra vantagem associada a conexão cone Morse, é o conceito de plataforma *switching*. Este conceito refere-se ao uso de um pilar de diâmetro menor colocado em uma plataforma de implante de diâmetro maior, fazendo com que a junção implante-pilar se direcione para a porção mais central, distanciando da crista óssea alveolar e diminuindo o índice de perda óssea ao redor dos implantes⁴³.

Os implantes com conexão CM possuem paredes internas com um ângulo convergente que varia de 8° a 11°^{40,46}. Estes implantes devem ser colocados 1 a 2 mm abaixo da crista óssea, de acordo com as instruções do fabricante, para otimizar a manutenção dos tecidos moles peri-implantares ao redor do terço cervical do implante⁴⁰. Neste contexto, foram lançados recentemente ao mercado, implantes com um novo tipo de plataforma protética, denominada de grand Morse (GM). Do mesmo modo que os implantes CM, a linha GM também aplica o conceito de plataforma *switching*⁵⁰. Seguindo as mesmas características e objetivos do CM, é que a conexão do tipo GM foi desenvolvida. A conexão GM possui ângulo interno de 16°. As paredes internas mais espessas contribuem para uma maior resistência mecânica e melhores resultados, porém ainda não há estudos que tenham testado mecanicamente a eficácia desse novo modelo de plataforma e sua similaridade com a conexão do tipo CM⁴⁸.

Atualmente, estão disponíveis no mercado, implantes de diversos comprimentos. A instalação de implantes em regiões de grandes atrofia ósseas, como áreas posteriores de maxila e mandíbula, pode envolver técnicas cirúrgicas avançadas, como enxertos ósseos e levantamento de seio maxilar^{22,25}. Esses procedimentos demandam de grande habilidade do cirurgião-dentista, como também aumentam o custo e o tempo de tratamento³¹.

Para tanto, os implantes curtos (≤ 8 mm) têm sido uma alternativa cirúrgica para as regiões onde há limitação óssea, evitando procedimentos mais invasivos. Os primeiros estudos realizados mostraram que esses implantes podem trazer

complicações biomecânicas, quando comparados com os implantes de maior tamanho. Entretanto, estudos mais recentes com implantes curtos, vêm mostrando que esses implantes podem ser previsivelmente usados para suportar próteses, nas regiões onde há limitações ósseas, como área posterior de maxila e mandíbula^{31,32,51-53}.

Atualmente encontramos no mercado, implantes com diversos tratamentos de superfície que são capazes de acelerar o período de cicatrização e favorecer a osseointegração, diminuindo o tempo final de tratamento, uma vez que permitem a reabilitação com coroas sobre implantes de forma mais rápida e muitas vezes imediata. Por esse motivo, fatores macrogeométricos como o tamanho e o diâmetro dos implantes, saíram do foco dos estudos mais recentes e maior atenção vem sendo dada a outros fatores relacionados com a composição dos implantes, superfície e presença de infiltração bacteriana⁵⁴⁻⁵⁸.

Entretanto, saber como esse sistema irá se comportar biomecanicamente após o período de osseointegração, continua sendo de extrema importância para a longevidade do tratamento e irá depender exclusivamente da manutenção do osso ao redor do implante como um todo. Pensando nisso, estudar a região apical dos implantes, pode ser vantajoso, uma vez que temos na literatura alguns estudos que comprovam a influência da geometria do ápice no comportamento mecânico e também no imbricamento tardio, quando usados implantes com modificações apicais que permitem a deposição de células ósseas entre os entalhes criados no ápice, aumentando o travamento do implante no osso adjacente^{34,59-63}. Diferentes designs de ápice de implantes foram testados por alguns autores *in vivo* e *in vitro*^{59-61,64}. Sciasci et al.⁶⁴ (2018) avaliaram o comportamento mecânico *in vitro* de cortes realizados na região ápice de implantes longos e cilíndricos. Foram realizados cortes retos, bi-partidos, tri-partidos e quadri-partidos. Os autores concluíram que essas mudanças influenciaram o torque de inserção e a estabilidade primária dos implantes, sendo necessários mais estudos.

Para avaliar o comportamento biomecânico de uma reabilitação com implantes dentários, técnicas como a fotoelasticidade⁶⁴, interferometria holográfica⁶⁵, correlação digital de imagem (DIC)⁶⁶ e análise por elementos finitos⁴⁷, podem ser empregadas. A análise numérica de elementos finitos tem sido mundialmente utilizada para analisar o comportamento mecânico de reabilitações sobre implantes, por ser uma ferramenta precisa e confiável para simular o comportamento de sistemas complexos⁶⁷⁻⁷⁰. O

método é realizado para obter dados específicos sobre a magnitude e distribuição de tensões e deformações que são transmitidas ao osso adjacente através dos implantes e materiais reabilitadores^{71,72}. Diversos estudos utilizaram o MEF como ferramenta para compreender e prever como cada força atua sobre os implantes e são distribuídas para o tecido ósseo^{22,23,25,27,28,30-32,48,62-67}.

Sendo assim, novos designs de implantes têm sido desenvolvidos com a intenção de aumentar a área de contato entre o implante e o osso, favorecendo e acelerando o processo de osseointegração, bem como melhorar a dissipação de tensões e preservar o osso peri-implantar. Dentre os novos designs, destacam-se os implantes híbridos e curtos, relativamente novos no mercado e promissores por serem versáteis a diversas situações clínicas, evitando maiores procedimentos cirúrgicos. Por outro lado, faltam evidências que esclareçam de fato o comportamento mecânico desses implantes isoladamente, sem a influência dos diversos tratamentos de superfícies, que também apresentam papel na osseointegração. Também faltam evidências que tenham testado esses implantes com diferentes conexões protéticas e avaliado qual seria mais favorável do ponto de vista mecânico. Além do mais, não existe consenso na literatura sobre qual seria o melhor formato de implante a ser utilizado, assim como há poucas pesquisas sobre a influência do formato do ápice dos implantes no seu comportamento mecânico.

Com base no exposto, este trabalho se faz relevante, pois se propõe avaliar laboratorialmente o comportamento mecânico de implantes híbridos e curtos, de duas conexões protéticas diferentes, hexágono externo, utilizada em larga escala, comparando com a conexão protética do tipo grand Morse, inserida no mercado recentemente. Alterações geométricas na região de ápice dos implantes também foram realizadas, três tipos diferentes de desenhos de ápices (bi-partido; tri-partido; quadri-partido) foram testados e a influência do ápice no comportamento mecânico dos implantes foi analisada. E por fim, com o objetivo de validar a simulação da análise de elementos finitos, foi realizado o experimento de correlação digital de imagem.

2 PROPOSIÇÃO

Avaliar o comportamento mecânico e a distribuição de forças de implantes híbridos e curtos, com diferentes conexões protéticas e ápices modificados, por meio da análise de elementos finitos e correlação digital de imagem.

- Analisar o comportamento mecânico de implantes de conexão hexágono externo e grand Morse (4,0mm x 8,0mm), pela análise de correlação digital de imagem e validar os experimentos de elementos finitos por meio da comparação dos dados.
- Simular por meio da análise de elementos finitos, o comportamento mecânico de implantes de conexão hexágono externo e grand Morse (4,0mm x 8,0mm), submetidos a cargas oblíquas de 100N e angulação de 30° em relação ao longo eixo do implante e comparar o comportamento mecânico encontrado nas diferentes plataformas.
- Avaliar a influência do imbricamento mecânico dos ápices de implantes grand Morse (4,0mm x 8,0mm), com três tipos de alterações apicais: bi-partido; tri-partido; quadri-partido, sob ação de uma rotação padronizada, comparando com implantes sem alteração apical e avaliar qual alteração apical apresenta melhor distribuição de tensões ao osso adjacente e consequentemente melhor comportamento mecânico.

3 PUBLICAÇÕES

O presente trabalho resultou em três publicações.

3.1 Publicação 1*

Validação do método de elementos finitos para a análise da deformação de implantes com diferentes geometrias usando a correlação digital de imagem

Validation of the finite element method for strain analysis of implants with two different systems using digital image correlation

Nicole Casalle DDS, MSc, PhD Student^a, Leonardo Mendes Ribeiro Machado, BSs^b, Pedro Y. Noritomi BSc, MSc, PhD^b, Mário A. P. Vaz BSc, MSc, PhD^c, Luis Geraldo Vaz BSc, MSc, PhD^d

^aDoctoral student, Department of Diagnosis and Surgery at School of Dentistry at Araraquara – São Paulo State University, UNESP, SP, Brazil.

^bResearcher, Center for Information Technology Renato Archer, Campinas, SP, Brazil.

^cAssociate Professor, Department of Mechanical Engineering at School of Engineering of the University of Porto, Portugal.

^dAssociate Professor, Department of Dental Materials and Prosthodontics at School of Dentistry at Araraquara – São Paulo State University, UNESP, SP, Brazil.

Financial support provided by CAPES- 88887.570438/2020-00

Corresponding author:

School of Dentistry at Araraquara, São Paulo State University, UNESP, SP, Brazil.

Humaitá Street, 1680 FOAr-UNESP, 14801-093, Araraquara, SP - Brazil

Fone: +55 16 33016420

e-mail: nicolecasalle@hotmail.com

*Manuscrito segue as normas do periódico *The Journal of Prosthetic Dentistry* para o qual foi submetido.

ACKNOWLEDGMENTS: The authors would like to acknowledge Neodent for providing all the implants and prosthetic components used in the study, the Center for Information Technology - Renato Archer for the development of finite element analyses and fabrication of test specimens. They also acknowledge the School of Engineering of the University of Porto for providing the Laboratory of Optics and Experimental Mechanics, which allowed the development of the digital image correlation analysis. Furthermore, they would like to express their gratitude to CAPES for the financial support that enabled this work to be completed in Brazil and Portugal.

RESUMO

O método de elementos finitos (MEF) é uma técnica computacional que se baseia em um modelo matemático para simular as condições de carga e deslocamentos de um modelo físico. Entretanto, o MEF pode apresentar algumas variações decorrentes do próprio método, que podem influenciar os resultados finais, sendo necessária uma validação experimental. O objetivo deste estudo foi validar uma análise de elementos finitos, usando dados experimentais obtidos por meio de uma técnica conhecida por correlação digital de imagem (DIC). Para as análises foram utilizados implantes de conexões protéticas hexágono externo e grand Morse (4.0 mm x 8.0 mm- Hélix-Neodent), reabilitados com uma estrutura de metal parafusada que simula a coroa de uma prótese fixa sobre implante. Os modelos virtuais e físicos foram inicialmente gerados a partir do software de CAD Rhinoceros 7® da McNeill, utilizando como base a estrutura óssea de um segmento posterior de maxila, desenvolvida por meio do protocolo BioCAD. Para o MEF foi confeccionada malha 3D de primeira ordem e então simulada a aplicação de cargas oblíquas de 100N com angulação de 30° sobre as coroas. Para a DIC, foram impressos corpos de prova em poliamida por meio da tecnologia de manufatura aditiva SLS (*Selective Laser Sintering*), pela impressora HIQ (Sinterstation), onde os implantes foram instalados e posteriormente carregados com carga oblíqua de 24N. Uma análise qualitativa foi feita entre os dois experimentos, confirmando a mesma tendência de deslocamentos entre os modelos físicos e virtuais para os dois implantes analisados. Os resultados deste estudo mostraram que foi possível encontrar padrões semelhantes no comportamento mecânico dos implantes analisados entre o MEF e a DIC. Porém, um maior controle de ambas as técnicas deve ser tomado para que possa haver uma validação entre os métodos.

INTRODUÇÃO

As reabilitações com implantes dentários tornaram-se cada vez mais comuns no tratamento de pacientes que sofreram a perda de um ou mais elementos dentários nas últimas décadas¹⁻⁵. No entanto, embora alguns estudos tenham relatado uma taxa de sucesso dos implantes de 78 a 100%⁶, outros estudos indicaram que falhas na substituição de um único dente podem ocorrer por uma variedade de razões⁷, incluindo a superfície do implante, design e fatores de qualidade óssea⁸ e perda óssea precoce na região do implante dentário⁹. Um dos fatores determinantes para o sucesso desse tipo de reabilitação consiste em uma boa dissipação de forças

mastigatórias para o osso de suporte. Por esse motivo, atenção especial vem sendo dada à distribuição de tensões mecânicas, deformações e deslocamentos nas proximidades do implante¹⁰⁻¹².

Várias técnicas podem ser empregadas para avaliar o comportamento biomecânico de uma prótese implantossuportada, por exemplo, fotoelasticidade¹³, interferometria holográfica¹⁴, correlação digital de imagem¹⁵ e análise bidimensional ou tridimensional de elementos finitos¹⁶. Neste contexto, o método de elementos finitos (MEF) provou ser uma ferramenta confiável e precisa para analisar o comportamento mecânico de próteses¹⁷⁻¹⁹ e é a análise mais utilizada, mundialmente, nas áreas de ciências e engenharia com o objetivo de simular o comportamento de sistemas complexos submetidos a cargas e deformações²⁰.

Entretanto, os modelos tridimensionais, utilizados para tal metodologia, exigem simplificação, o que pode gerar dados não confiáveis²¹. Tais imprecisões se refletem na produção científica, quando essas informações são utilizadas por outros estudos, gerando também resultados imprecisos que, quando utilizados pela comunidade científica, produzem uma cascata de erros e dados com validade questionável²²⁻²⁴. Esse fato tem sido observado nos estudos das propriedades mecânicas dos materiais dentários e das estruturas biológicas, afetando principalmente os resultados obtidos por MEF, análise de extensimetria, fotoelasticidade e correlação digital de imagem, que aplicam as propriedades elásticas de materiais obtidos na literatura^{4, 22, 25, 26}. A forma de avaliar a precisão dessas metodologias é associar mais de um experimento e verificar a compatibilidade de seus resultados²⁷. Os valores de compatibilidade são essenciais para demonstrar um comportamento o mais próximo possível do real²².

É importante ressaltar que nenhuma técnica experimental isolada atende a todos os requisitos para demonstrar de forma fiel e completa, a extensa fisiologia e interações envolvidas no processo de biomecânica. Entender os pontos fortes e fracos de cada técnica é, portanto, crucial para analisar de forma correta o comportamento biomecânico das próteses implantossuportadas. Para garantir e validar o modelo computacional é necessário comparar os dados obtidos com os resultados experimentais²⁸.

A validação é um processo onde as simulações computacionais são comparadas com dados experimentais para avaliar e detectar possíveis erros no processo de modelagem¹². O único propósito desses experimentos é produzir dados que possam

ser comparados com a análise computacional, e não abordar hipóteses científicas específicas²⁹.

A correlação de imagem digital (DIC) é uma técnica muito utilizada nas áreas de engenharia e biomecânica e que atualmente também tem sido usada na área de materiais odontológicos³⁰. A DIC é uma técnica de processamento de imagem, sem contato, usada para medir e avaliar as tensões presentes nos campos de deslocamento nas regiões de interesse^{15, 27, 31}.

O método funciona tomando uma série de imagens de uma amostra antes e durante o carregamento e, em seguida, rastreando o deslocamento de *speckles* na superfície do espécime²⁷. Subsequentemente, essas imagens são analisadas por meio de um software especializado que deriva as tensões na superfície dos campos de deslocamento, fornecendo uma medição de deslocamento de campo completo³⁰.

Usando o método DIC, este estudo mediu o deslocamento gerado em implantes de duas conexões protéticas diferentes (hexágono externo e grand Morse), submetidos a carga oblíqua e comparou com os resultados obtidos na análise de elementos finitos, em que o experimento foi simulado nas mesmas condições, com o intuito de validar a análise computacional.

MATERIAL E MÉTODO

Geometria dos modelos

A primeira etapa realizada foi a geração dos desenhos dos implantes, componentes e osso adjacente em CAD a partir do software Rhinoceros 7® da McNeill, utilizando como base a estrutura óssea desenvolvida por meio do protocolo BioCAD. Implantes de conexões protéticas hexágono externo (HE) e grand Morse (GM) de 4.0 mm x 8.0 mm- Hélix-Neodent, foram utilizados para o método de elementos finitos (MEF) e correlação digital de imagem (DIC). Os componentes protéticos utilizados para ambas as análises foram o Pilar Cônico SF para os implantes HE e Pilar GM Exact para os implantes GM, ambos da Neodent®, reabilitados com um dispositivo metálico parafusado que simula uma coroa dentária. Os CADs dos implantes, componentes, coroa e corpos de prova, estão representados na figura 1A, B.

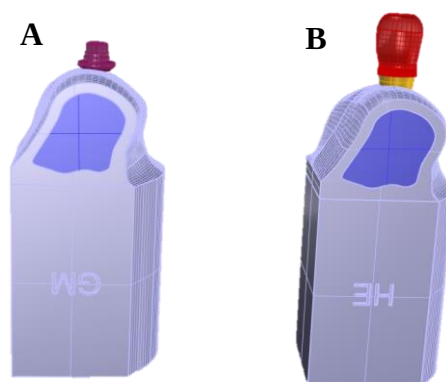


Figura 1. CAD dos implantes GM e HE instalados no bloco ósseo. A, vista lateral do CAD do modelo GM, composto pela estrutura óssea e pilar GM (roxo) e B, vista lateral do CAD do modelo HE, composto pela estrutura óssea, pilar cônico SF (amarelo) e coroa protética parafusada (vermelha)

Para a realização do MEF, é necessária a geração de uma malha para representação e simplificação do modelo, sendo assim, após a edição dos CADs, foi utilizado o *software HyperMesh 2021* da Altair®, para a elaboração e definição das condições de contorno dos modelos virtuais e criação da malha 3D tetragonal de primeira ordem.

Paralelamente a confecção da malha de elementos finitos, a estrutura óssea dos modelos em CAD desenvolvidos foi impressa para a confecção dos corpos de prova usados na análise de DIC. Os corpos de prova são exatamente iguais aos modelos virtuais e foram impressos em poliamida por meio da tecnologia de manufatura aditiva SLS (*Selective Laser Sintering*), pela impressora HIQ (*Sinterstation- 3D Systems*).

Propriedades dos materiais

Os modelos virtuais e os corpos de prova representam um segmento de maxila posterior, mais precisamente na região de primeiro molar superior, e simulam o osso trabecular, revestido por uma fina camada de 1,5 mm de osso cortical. Para que ambos os modelos pudessem ser confeccionados, foi necessário fornecer as características mecânicas dos materiais envolvidos para que se possa calcular as respostas de deslocamentos e tensões decorrentes das forças aplicadas nas análises. Desse modo, fez-se premente investigar na literatura os valores de duas

características mecânicas: o módulo de elasticidade, ou módulo de Young, e o coeficiente de Poisson (tabela 1).

Tabela 1. Valores das características mecânicas dos materiais utilizados

Material	Módulo de Young (MPa)	Coeficiente de Possion
Osso cortical ^{16, 17, 32-34}	13.700	0,3
Osso trabecular ^{16, 17, 32-34}	1.370	0,3
Titânio (pilar, parafusos, implantes) ^{16, 17, 32-34}	110.000	0,35
Liga cobalto-cromo ³⁵	218.000	0,33

Tendo em vista que os corpos de prova foram impressos em poliamida, fez-se necessário a realização de um ensaio mecânico para obtenção dos módulos de elasticidade em duas diferentes potências de impressão para simular as propriedades mecânicas de cada tipo de osso, com maior precisão. O objetivo desse experimento foi definir qual seria a variação de potência que simularia a correta proporção entre os módulos de elasticidade do osso cortical e osso trabecular encontrados na literatura^{16, 17, 32-34}. É necessário lembrar que a utilização do poliamida substitui as características biológicas dos ossos cortical e trabecular, uma vez que os ensaios mecânicos não serão realizados, a priori, em modelos humanos.

Barras de secção quadrada com dimensões de 150 x 25 x 25 mm, foram impressas com diferentes potencias: 4W, 6W, 8W e 15W. A maior potência de impressão, de 15W, foi usada para simular o osso cortical e as demais para simular o osso trabecular. As barras foram submetidas a técnica de excitação por impulso de acordo com as normas ASTM E1876, C1259 e E756 realizados no equipamento Sonelastic® da ATPC. Ajustes nas potencias de impressão das barras foram realizados, de forma que fosse mantida a proporcionalidade entre os módulos de elasticidade do osso trabecular e cortical, presentes na literatura^{16, 17, 32-34}. Por fim, as potencias finais definidas para a confecção dos modelos virtuais de elementos finitos

e corpos de prova foram de 5,2W para o osso trabecular e 15W para o osso cortical, conforme tabela 2.

Tabela 2. Dados obtidos por meio da técnica de excitação por impulso de acordo com as normas ASTM E1876, C1259 e E756 realizados no equipamento Sonelastic®

BARRA- 5.2W	DENSIDADE DO MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE
1	0,47 g/cm ³	0,15 ± 0,01 GPa
2	0,47 g/cm ³	0,16 ± 0,01 GPa
3	0,47 g/cm ³	0,14 ± 0,01 GPa
4	0,45 g/cm ³	0,11 ± 0,01 GPa
5	0,47 g/cm ³	0,16 ± 0,01 GPa
MÉDIA	0,47 g/cm ³	0,14 ± 0,01 GPa
BARRA- 15W	DENSIDADE DO MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE
1	0,91 g/cm ³	1,94 ± 0,01 GPa
2	0,91 g/cm ³	1,95 ± 0,01 GPa
3	0,91 g/cm ³	1,96 ± 0,01 GPa
4	0,91 g/cm ³	1,94 ± 0,01 GPa
5	0,91 g/cm ³	1,91 ± 0,01 GPa
MÉDIA	0,91 g/cm ³	1,94 ± 0,01 GPa

Tendo em vista o comportamento mecânico dos materiais e a quantidade de força aplicada nos ensaios, presume-se que todas as tensões e deslocamentos foram lineares e todos os materiais envolvidos nas análises subsequentes foram considerados isotrópicos.

Condições de carga e contorno

Depois que as propriedades mecânicas dos materiais foram definidas e fornecidas ao software, foram escolhidas as regiões de apoio e de fixação, assim como o tipo de contato que estas exercem: fixo ou deslizante. Além disso, foram definidas as regiões de aplicação de carga, assim como o valor numérico e o sentido dela. A aplicação de carga foi realizada em uma pequena região da estrutura protética

experimental. Conforme é possível perceber na Figura 2, foi utilizada uma carga oblíqua de 100N, com angulação de 30° em relação ao longo eixo do implante.

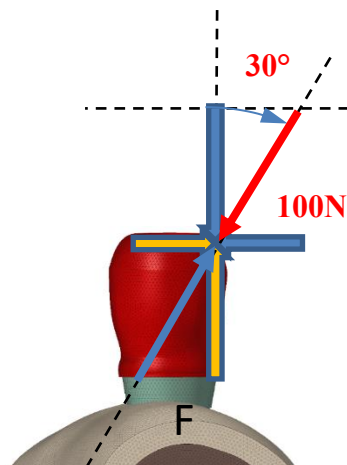


Figura 2. Esquema representativo da aplicação da carga oblíqua de 100 N com angulação de 30° com o longo eixo do implante

Confecção dos corpos de prova

Implantes de 4.0 mm x 8.0 mm (Hélix- Neodent®), divididos em dois grupos de acordo com o tipo de conexão protética, hexágono externo (HE) e grand Morse (GM), foram instalados nos corpos de prova e o torque final de todos os implantes foi de 45Ncm. Sobre os implantes foram instalados os componentes protéticos: Pilar cônico SF- 2.0 mm e Pilar GM Exact- 2.5 mm- Neodent®. Todos os pilares foram instalados com um torque final de 20Ncm. Um dispositivo metálico, simulando uma coroa dentária, foi confeccionado. Esse dispositivo foi parafusado sobre os componentes e utilizado na análise de correlação digital de imagem.

Correlação digital de imagem (DIC)

A análise de DIC funciona tomando uma série de imagens em tons de cinza de uma amostra antes e durante o carregamento e, em seguida, rastreando o deslocamento de *speckles* criados na superfície do espécime²⁷. Sendo assim, os corpos de prova com os implantes e componentes instalados, foram pintados com tinta branca e após estarem secos, foram jateados com tinta preta para que os *speckles* fossem criados na superfície.

Para os ensaios foram usadas duas câmeras Point-Grey Gazelle GZL-CL-41C6M-C, posicionadas simetricamente em relação ao corpo de prova em análise, em ângulo de cerca de 20°. Uma fonte de luz também foi aplicada para melhor visualização e captura dos *speckles* (Fig. 3). Antes de começar a análise de DIC, foi confeccionado em impressora 3D, um dispositivo em formato de pino com uma das extremidades chanfrada em 30°, utilizando o material PETG da marca Prusament®.

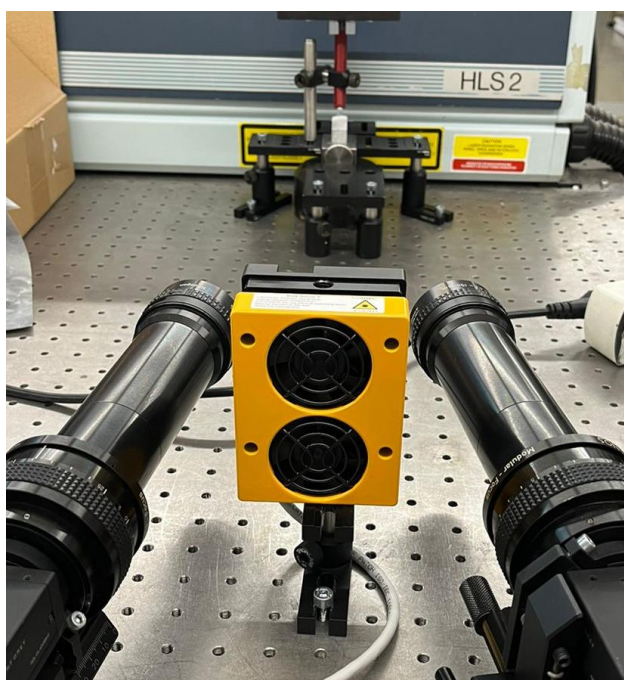


Figura 3. Câmeras posicionadas em um ângulo de aproximadamente 20° em relação ao corpo de prova fixado pelo dispositivo. Fonte de luz posicionada entre as câmeras para melhorar a visualização dos *speckles* na superfície do corpo de prova

Esse dispositivo foi colocado perpendicularmente aos modelos, preso por uma anilha que permitia que o pino subisse para que fosse feita a troca dos corpos de prova e descesse deslizando sem atritos até tocar a coroa metálica (Fig. 4A, B,C).



Figura 4. Corpo de prova fixado na posição com o dispositivo chanfrado em 30° em relação ao longo eixo do implante. A, dispositivo abaixado em contato com o corpo de prova. B, dispositivo elevado para troca do corpo de prova. C, vista lateral do dispositivo em contato com o corpo de prova

As cargas oblíquas foram aplicadas sobre a parte superior do dispositivo do pino, com a ajuda de um pequeno suporte fixo para equilibrar o peso. A angulação usada para a aplicação das cargas foi de 30° em relação ao longo eixo do implante. A carga aplicada foi de aproximadamente 24N. O contato e a região de aplicação das cargas foram os mesmos para todos os modelos. Assim, foram capturadas três imagens dos corpos de prova antes e três imagens após a aplicação das cargas, onde, por meio do processamento de imagens feito pelo *software* Vic-3D, foi extraída uma correlação entre as intensidades das localizações de deslocamentos sobre os corpos de prova. O experimento foi realizado em triplicata para cada um dos grupos. Por se tratar de uma análise simulada em elementos finitos, a comparação foi essencialmente qualitativa pois os materiais utilizados foram simulados numericamente utilizando propriedades retiradas da literatura e da técnica de excitação por impulso, descrita anteriormente. As medições de deslocamento obtidas por meios óticos são determinísticas, isto é, o tratamento estatístico não assume aqui a importância que tem no tratamento de dados clínicos.

RESULTADOS

A precisão da análise de DIC pode ser comprometida por alguns fatores, como um deslocamento elevado entre as imagens capturadas (antes e após a aplicação da carga) ou interferências durante a própria captação da imagem, como vibrações, sombras e trincas. Desse modo, considerando o método de processamento de

imagens e os fatores que podem reduzir a precisão da técnica, foi realizada uma comparação entre os campos de deslocamento obtidos para os modelos com os implantes HE e GM e os deslocamentos máximo e mínimo obtidos na simulação computacional pelo *software HyperMesh 2021*. Na análise qualitativa, comparando os dois ensaios, ambos os modelos HE e GM, apresentaram o mesmo campo de deslocamento, seguindo a mesma tendência de movimento. Porém, na análise quantitativa, os dois grupos apresentaram discrepâncias no MEF em relação ao deslocamento total encontrado na DIC, sendo na ordem de 98% maior para o modelo HE no MEF e 39% maior para GM no MEF, como visto nas Figuras 5-8.

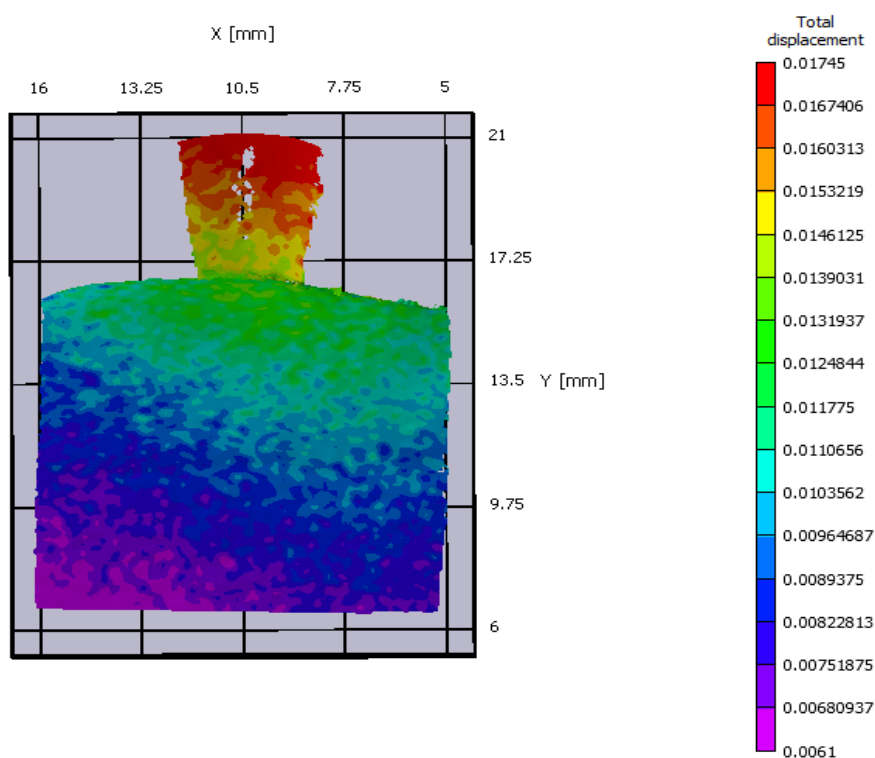


Figura 5. Campo de deslocamento total no modelo HE, analisado por correlação digital de imagem. A área em vermelho mostra a maior concentração de deslocamento, localizada na região da coroa dentária

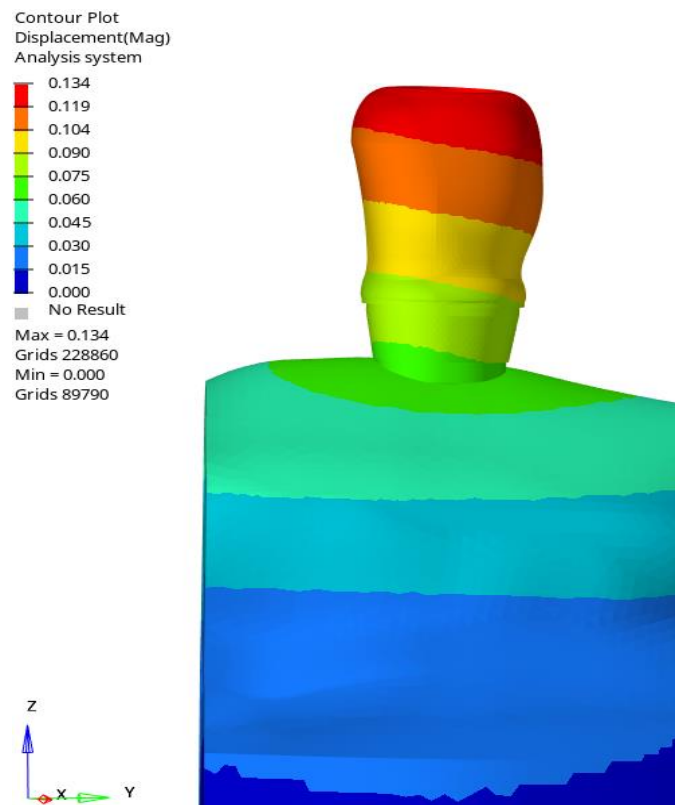


Figura 6. Campo de deslocamento total no modelo HE, analisado pelo método de elementos finitos. A área em vermelho mostra a maior concentração de deslocamento, localizada na região da coroa dentária

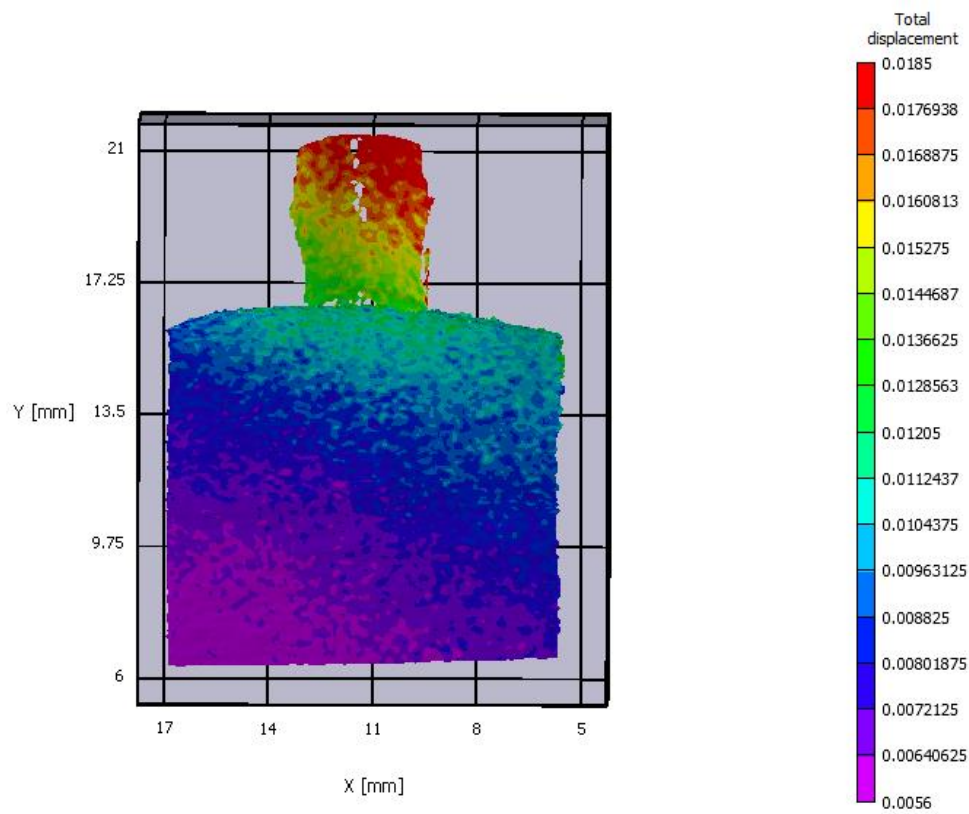


Figura 7. Campo de deslocamento total no modelo GM, analisado pela correlação digital de imagem. A área em vermelho mostra a maior concentração de deslocamento, localizada na região da coroa dentária

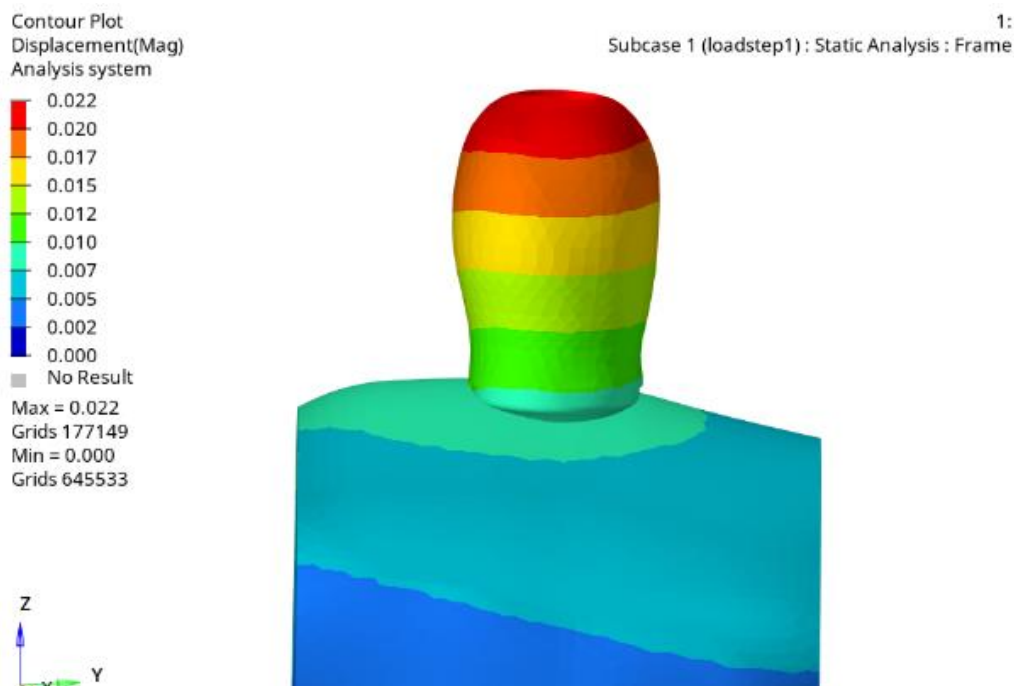


Figura 8. Campo de deslocamento total no modelo GM, analisado pelo método de elementos finitos. A área em vermelho mostra a maior concentração de deslocamento, localizada na região da coroa dentária

DISCUSSÃO

A combinação de modelos experimentais e matemáticos para análise de deformações de um determinado material, fornece uma interpretação mais confiável e completa dos resultados, do que os obtidos nos experimentos de forma individual³⁶. A literatura contém algumas discussões interessantes sobre as vantagens e as desvantagens dos modelos experimentais e numéricos aplicados na análise da biomecânica de implantes dentários, porém sem definir uma metodologia preferencial que seja válida para todos os casos ^{4, 36}. Em conclusão, a melhor opção é combinar as técnicas, assim como foi feito no presente estudo.

O método de elementos finitos (MEF), tem vantagens sobre as abordagens experimentais, pois permite o manuseio de configurações mais complexas e fornece uma visão mais ampla dos resultados de deformações e tensões envolvidos na biomecânica de implantes dentários e próteses implantossuportadas³⁷⁻³⁹. No entanto, a simulação virtual por MEF, requer modelagem e suposições, e para tanto, necessita ser validada por outro experimento que apoie os resultados.

Na última década, a correlação digital de imagem (DIC), foi desenvolvida como uma técnica óptica, sem contato, para medir deslocamentos e deformações no campo da mecânica experimental³⁷. A DIC compara duas imagens digitais (uma imagem de referência e uma imagem deformada) para determinar quanto movimento ocorreu entre as duas. Esse movimento pode então ser usado para determinar os deslocamentos. Deve-se notar que, como a técnica requer o uso de câmeras digitais, ela não é adequada para medir deslocamentos internos ou deslocamentos em barras que não são visualmente acessíveis. Até agora, a DIC tem sido usada como uma técnica alternativa de medição de deslocamentos em ambientes controlados de laboratório, mas tem se mostrado promissora para monitoramento de campo⁴⁰. Sendo assim, ao fornecer os dados de deslocamentos, a técnica DIC constitui uma oportunidade para fazer a ponte entre os experimentos e a análise numérica.

Tribst JPM et al.²⁷ (2020), avaliaram o deslocamento e as tensões geradas em uma prótese implantossuportada sob cargas axiais e não axiais usando DIC e MEF. Três implantes foram inseridos em um bloco de resina e submetidos a cargas axiais e não axiais de 500N. A DIC foi usada para medir o deslocamento e a tensão gerada na superfície dos blocos de resina para as diferentes aplicações de carga. Um modelo tridimensional foi construído e a mesma simulação de carregamento foi realizada por meio do MEF. Ambos os métodos deram tendências semelhantes para os deslocamentos, e ambas deram deslocamentos ligeiramente maiores com carga não axial. Os autores observaram que MEF previu uma maior magnitude de deslocamento ($\pm 11\%$) em comparação com DIC, mas com o mesmo comportamento mecânico.

Tiozzi R et al.²⁸ (2013) também validaram modelos virtuais de elementos finitos, por meio da análise de DIC. Os autores utilizaram modelos em resina epóxi para simular o arco inferior, com implantes instalados na região de segundo pré-molar e primeiro molar, reabilitados com prótese parcial fixa parafusada, unidas e não unidas, submetidas a cargas de 250N. Os autores concluíram que ambos os métodos, apresentaram distribuições de deslocamentos semelhantes, porém as deformações internas previstas pelo MEF, foram 8 vezes maiores do que as encontradas na DIC, fato que os autores atribuíram ao uso incorreto das propriedades dos materiais.

Ruiter L et al.⁴¹ (2021) estudaram implantes femorais feitos de polímero, por meio do MEF e também utilizaram a técnica de DIC para validar a simulação virtual. Os autores obtiveram na análise qualitativa, comportamento mecânico similar entre as duas análises, porém relataram que em algumas amostras os valores obtidos para

o MEF, foram ligeiramente mais baixos do que os encontrados em DIC, fato que segundo os autores, ocorreu devido a configuração da aplicação das cargas nos modelos experimentais.

Os trabalhos citados anteriormente apresentaram, assim como no presente estudo, semelhanças qualitativas entre as análises, apontando os mesmos padrões de comportamento mecânico nos dois experimentos. Porém, quando os valores obtidos foram analisados, discrepâncias entre o MEF e a DIC foram relatadas. Entretanto, no presente estudo, uma discrepância maior do MEF foi encontrada em relação a técnica DIC, principalmente no modelo do implante HE, em comparação aos estudos citados.

Dentro das possíveis limitações e intercorrências que podem ter acontecido durante a análise de DIC, uma hipótese provável, está relacionada com o torque de 20Ncm sobre os pilares instalados nos corpos de prova. Essa condição de pré-carga não foi reproduzida no MEF devido às limitações da técnica, fato que pode ter contribuído para a discrepância entre as análises. Além disso, faz sentido que o modelo do implante HE, por ser mais flexível que o modelo GM, demore mais para estabilizar o sistema após receber a ação da carga oblíqua. Isso pode ocorrer devido a posição do implante dentro do corpo de prova. Os implantes HE foram instalados ao nível do osso cortical, enquanto que os implantes GM, foram inseridos 2 mm abaixo do nível do osso cortical. Somado a esse fato, o tipo de conexão protética também influencia diretamente nos deslocamentos presentes na plataforma dos modelos. Devido ao travamento do pilar por imbricamento mecânico, no modelo GM (conexão Morse), menos discrepâncias são encontradas em comparação com o MEF, uma vez que o sistema possui maior auto estabilidade, podendo nesse caso, sugerir uma validação entre os métodos, fato que não ocorre com o modelo HE, onde foi observada uma maior discrepância entre os métodos.

CONCLUSÃO

Este estudo comparou os resultados de deslocamentos encontrados na análise de elementos finitos, com os resultados obtidos pela análise de correlação digital de imagem, usando implantes com duas conexões protéticas diferentes: hexágono externo e grand Morse. Dentro das limitações desse estudo, os resultados mostraram

que foi possível encontrar padrões semelhantes no comportamento mecânico dos implantes analisados entre o MEF e a DIC. Porém, não foi possível considerar que a análise de DIC validou a análise computacional na simulação realizada no modelo HE, sugerindo validação apenas no modelo GM.

REFERÊNCIAS

1. Yang B, Irastorza-Landa A, Heuberger P, Ploeg HL. Effect of insertion factors on dental implant insertion torque/energy experimental results. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020; 112: 103995.
2. Li J, Jansen JA, Walboomers XF, van den Beucken JJ. Mechanical aspects of dental implants and osseointegration: A narrative review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020; 103: 103574.
3. Brune A, Stiesch M, Eisenburger M, Greuling A. The effect of different occlusal contact situations on peri-implant bone stress. A contact finite element analysis of indirect axial loading. *Mater Sci Eng C.* 2019; 99: 367–73.
4. Cantó-Navés O, Marimon X, Ferrer M, Cabratosa-Termes J. Comparison between experimental digital image processing and numerical methods for stress analysis in dental implants with different restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021; 113: 104092.
5. Alemayehu DB and Jeng YR. Three-dimensional finite element investigation into effects of implant thread design and loading rate on stress distribution in dental implants and anisotropic bone. *Materials.* 2021; 14(22): 6974.
6. Shamami DZ, Karimi A, Beigzadeh B, Derakhshan S, Navidbakhsh MA. Three-dimensional finite element study to characterize the influence of load direction on stress distribution in bone around dental implant. *J Biomater Tissue Eng.* 2014; 4: 693–9.
7. Wu T, Fan H, Ma R, Chen H, Li Z, Yu H. Effect of lubricant on the reliability of dental implant abutment screw joint: An in vitro laboratory and three-dimension finite element analysis. *Mater Sci Eng C.* 2017; 75: 297–304.
8. Silva GAF, Faot F, da Rosa Possebon AP, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Effect of macrogeometry and bone type on insertion torque, primary stability, surface topography damage and titanium release of dental implants during surgical insertion into artificial bone. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021; 119: 104515.
9. Macedo JP, Pereira J, Faria J, Pereira CA, Alves JL, Henriques B et al. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017; 71: 441-7.
10. Altıparmak N, Polat S, Onat S. Finite element analysis of the biomechanical effects of titanium and Cfr-peek additively manufactured subperiosteal jaw implant (AMSJI) on maxilla. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2023; 124(1S): 101290.
11. Khorshidparast S, Akhlaghi P, Rouhi G, Barikani H. Measurement of bone damage caused by quasi-static compressive loading-unloading to explore dental implants stability: simultaneous use of in-vitro tests, μ -CT images, and digital volume correlation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2023; 138: 105566.

12. Nesbitt DQ, Burrueal DE, Henderson BS, Lujan TJ. Finite element modeling of meniscal tears using continuum damage mechanics and digital image correlation. *Sci Rep*. 2023; 13(1): 4039.
13. Sciasci P, Casalle N, Vaz LG. Evaluation of primary stability in modified implants: analysis by resonance frequency and insertion torque. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018; 20(3): 274-9.
14. Brozovic J, Demoli N, Farkas N, Susic M, Alar Z, Panduri DG. Properties of axially loaded implant–abutment assemblies using digital holographic interferometry analysis. *Dent Mater*. 2014; 30(3): e17–27.
15. Guessasma S, Nouri H, Belhabib S. Digital image correlation and finite element computation to reveal mechanical anisotropy in 3D printing of polymers. *Materials*. 2022; 15(23): 8382.
16. Mendoza EM, Cuenca RC, Suyo AD. Stress analysis and factor of safety in three dental implant systems by finite element analysis. *Saudi Dent J*. 2022; 34(7): 579–84.
17. Liu B, Xu W, Chen M, Chen D, Sun G, Zhang C et al. Structural design and finite element simulation analysis of grade 3 graded porous titanium implant. *Int J Mol Sci*. 2022; 23(17): 10090.
18. Roy S, Dey S, Khutia N, Chowdhury AR, Datta S. Design of patient specific dental implant using FE analysis and computational intelligence techniques. *Appl Soft Comput*. 2018; 65: 272–9.
19. Cervino G, Fiorillo L, Arzukanyan AV, Spagnuolo G, Campagna P, Cicciù M. Application of bioengineering devices for stress evaluation in dentistry: the last 10 years FEM parametric analysis of outcomes and current trends. *Minerva Stomatol*. 2020; 69(1): 55–62.
20. Marques BG , Sabater AP, Velasco AB , Lasheras FS, Calvo PL, Adrián MDG et al. A biomechanical analysis of the influence of the morphology of the bone blocks grafts on the transfer of tension or load to the soft tissue by means of the finite element method. *Materials*. 2022; 15(24): 9039.
21. Matos JDM, Queiroz DA, Nakano LJN, Andrade VC, Ribeiro NCR, Borges ALS, Bottino MA, Lopes GRS. Bioengineering tools applied to dentistry: Validation methods for in vitro and in silico analysis. *Dent J*. 2022; 10(8): 145.
22. Gan XQ, Xiao Y, Ma RY, Huang CP, Wu Y, Yang BC et al. Expert consensus on biomechanical research of dental implant. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2019; 37(2): 115–23.
23. Brito JVC, Garcia DC, Crispim SS, Matos JDM, Figueiredo VMG. Application of finite elements in dentistry: A literature review. *J Dent Public Health*. 2017; 8(3): 77–80.
24. Lopes GR, Freitas VP, Matos JD, Andrade VC, Nishioka RS, Casas EB. Stress distribution in dental roots restored with different post and core materials. *J Int Oral Health*. 2019; 11(3): 127–31.
25. Goiato MC, de Medeiros RA, da Silva EV, Sônego MV, Dos Santos DM. Biomechanical evaluation of spring system for implant-supported prosthesis: Analysis by photoelasticity and extensometry. *J Med Eng Technol*. 2017; 41:309–13.
26. Yoon S, Jung HJ, Knowles JC, Lee HH. Digital image correlation in dental materials and related research: A review. *Dent Mater*. 2021; 37(5): 758–71.

27. Tribst JPM, Dal Piva AM, Bottino MA, Nishioka RS, Borges ALS, Ozcan M. Digital image correlation and finite element analysis of bone strain generated by implant-retained cantilever fixed prosthesis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2020; 28(1): 10–7.
28. Tiozzi R, Vasco MAA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF et al. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dent Mater*. 2013; 29(7): 788–96.
29. Chang Y, Tambe AA, Maeda Y, Wada M, Gonda T. Finite element analysis of dental implants with validation: To what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process. *Int J Implant Dent*. 2018; 4(1): 7.
30. Yoon S, Jung HJ, Knowles JC, Lee HH. Digital image correlation in dental materials and related research: A review. *Dent Mater*. 2021; 37(5): 758–71.
31. Ganjeh MM, Mariano CA, Sattari S, Hari Arora H, Eskandari M. Developing a Lung Model in the Age of COVID-19: A digital image correlation and inverse finite element analysis framework. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. 2021; 9: 684778.
32. Jafari B, Katoozian HR, Tahani M, Ashjaee N. A comparative study of bone remodeling around hydroxyapatite-coated and novel radial functionally graded dental implants using finite element simulation. *Med Eng Phys*. 2022; 102: 103775.
33. Zhang WT, Cheng KJ, Liu YF, Wang R, Chen YF, Ding YD et al. Effect of the prosthetic index on stress distribution in Morse taper connection implant system and peri-implant bone: a 3D finite element analysis. *BMC Oral Health*. 2022; 22(1): 431.
34. Wu YL, Tsai MH, Chen HS, Lin CP, Wu AYJ. Effect of marginal bone integrity and aftermarket abutment screws on dental implant systems: a preliminary study with finite element method. *Materials*. 2022; 15(17): 5952.
35. Patil SM, Deshpande AS, Bhalerao RR, Metkari SB, Patil PM. A three-dimensional finite element analysis of the influence of varying implant crest module designs on the stress distribution to the bone. *Dent Res J*. 2019; 16(3): 145–52.
36. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: A comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Rest Dent*. 2009; 17(2): 50–7.
37. Chuang SF, Chang CH, Chen TYF. Contraction behaviors of dental composite restorations—Finite element investigation with DIC validation. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011; 4(8): 2138–49.
38. Carvalho L, Roriz P, Simões J, Frazão O. New trends in dental biomechanics with photonics technologies. *Appl Sci*. 2015; 5(4):1350–78.
39. Anami LC, Lima JMC, Takahashi FE, Neisser MP, Noritomi PY, Bottino MA. Stress distribution around osseointegrated implants with different internal-cone connections: photoelastic and finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2015; 41(2): 155–62.
40. Hoult NA, Take WA, Lee C, Dutton M. Experimental accuracy of two dimensional strain measurements using digital image correlation. *Eng Struct*. 2013; 46: 718–26.

41. Ruiter L, Rankin K, Browne M, Briscoe A, Janssen D, Verdonschot N. Decreased stress shielding with a PEEK femoral total knee prosthesis measured in validated computational models. *J Biomech.* 2021; 118: 110270.

3.2 Publicação 2*

Análise comparativa pelo método de elementos finitos do comportamento biomecânico de implantes com conexão protética grand Morse e hexágono externo em região de maxila posterior

Comparative analysis using the finite element method of the biomechanical behavior of implants with grand Morse and external hexagon systems in the posterior maxillary region

Nicole Casalle DDS, MSc, PhD Student^a, Leonardo Mendes Ribeiro Machado, BSc^b, Pedro Y. Noritomi BSc, MSc, PhD^b, Luis Geraldo Vaz BSc, MSc, PhD^c

^aDoctoral student, Department of Diagnosis and Surgery at School of Dentistry at Araraquara – São Paulo State University, UNESP, SP, Brazil.

^bMechanical Engineer, Researcher, Center for Information Technology Renato Archer, Campinas, SP, Brazil.

^cAssociate Professor, Department of Dental Materials and Prosthodontics at School of Dentistry at Araraquara – São Paulo State University, UNESP, SP, Brazil.

Corresponding author:

School of Dentistry at Araraquara, São Paulo State University, UNESP, SP, Brazil.
Humaitá Street, 1680 FOAr-UNESP, 14801-093, Araraquara, SP - Brazil

Fone: +55 16 33016420

e-mail: nicolecasalle@hotmail.com

Financial support provided by CAPES- 88887.570438/2020-00

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

* Manuscrito segue as normas do periódico *Journal of Prosthodontics* para o qual será submetido.

RESUMO

Com o aumento do uso de implantes dentários, a busca por novos formatos e soluções protéticas que facilitem o manuseio clínico e forneçam melhor qualidade de tratamento também cresceu. Nesse contexto, o tipo de conexão grand Morse tem sido amplamente utilizado nos últimos anos, mas não há estudos científicos envolvendo a biomecânica desse tipo de conexão que comprovem sua superioridade em relação aos implantes de hexágono externo, nem sua similaridade com os já conhecidos, implantes cone Morse. O objetivo do presente estudo foi avaliar o comportamento mecânico de implantes na região posterior da maxila, comparando dois sistemas de implantes usando o método de elementos finitos. Os sistemas de implantes escolhidos para as análises foram: hexágono externo e grand Morse (4,0 mm x 8,0 mm- Hélix Neodent) reabilitados com uma coroa parafusada. Modelos virtuais foram gerados inicialmente usando o software CAD Rhinoceros 7® da McNeel, com base na estrutura óssea de um segmento posterior da maxila desenvolvido por meio do protocolo BioCAD. Uma malha 3D tetragonal de primeira ordem foi gerada para a análise de elementos finitos e cargas de 100N com angulação de 30° em relação ao longo eixo do implante, foram simuladas nas coroas. Análises de deslocamentos e distribuição de tensões foram obtidas para ambos os grupos. Comparativamente, houve maior deslocamento no modelo de hexágono externo, obtendo valores de 1,339E-1 (0,1399 mm), em comparação com o modelo grand Morse, onde para as mesmas condições obtivemos um deslocamento de 2,080E-2 (0,0208 mm). Na análise de tensão, ambos os modelos apresentaram comportamento semelhante, com acúmulo de tensão próximo à plataforma do implante, na direção oposta à força aplicada. O modelo de hexágono externo apresentou uma tensão de von Mises menos distribuída e de maior intensidade de 148,4 MPa, enquanto o modelo grand Morse apresentou tensão de von Mises de 99,03 MPa, juntamente com maior dissipação de tensões. Os valores de Tensão Principal Máxima foram maiores para o modelo grand Morse do que para o hexágono externo. Foi possível concluir que o design da conexão da plataforma dos implantes influenciou a distribuição e a intensidade de tensões nos dois modelos analisados.

Palavras-chave: análise de elementos finitos, conexão protética, implante dentário, maxila

INTRODUÇÃO

Um aumento expressivo nas reabilitações com implantes em pacientes que sofreram a perda de um ou mais elementos dentários vem acontecendo nas últimas décadas¹⁻⁵. Devido à biocompatibilidade do titânio com o tecido ósseo adjacente, os implantes dentários atingiram altas taxas de sucesso a longo prazo, promovendo o processo definido como osseointegração⁶⁻⁸. Após o estabelecimento da osseointegração, o sistema implante-osso irá depender da biomecânica e estabilidade

química entre o tecido ósseo e o titânio, esse contato deve sustentar o torque proveniente do atrito entre as superfícies, quando expostas as cargas mastigatórias⁷.

Há muitas evidências na literatura, indicando diversos fatores que podem contribuir para o insucesso dos implantes⁹, dentre eles, pode ser citado a qualidade óssea, o tratamento de superfície, a geometria e a perda óssea precoce na região peri-implantar¹⁰⁻¹¹. Fatores relacionados a biomecânica dos implantes, são determinantes para o sucesso desse tipo de tratamento, é imprescindível que ocorra uma boa dissipação de forças mastigatórias para o osso de suporte. Em vista disso, a distribuição de tensões, deslocamentos e deformações nas regiões peri-implantares, tem recebido atenção especial¹²⁻¹⁴.

Um dos pontos chave a serem observados, é a estabilidade óssea e a conservação do osso ao redor da plataforma do implante. O tipo de conexão protética presente na plataforma, irá influenciar diretamente o comportamento biomecânico dos implantes e a dissipação de cargas para o osso adjacente¹⁵⁻¹⁷. Mesmo quando os implantes estão totalmente osseointegrados, há um risco de reabsorção óssea nas regiões peri-implantares, que pode ser causado por infecção bacteriana ou sobrecarga devido a forças mastigatórias¹⁸. Portanto, uma das variáveis mais importantes que determinam a capacidade do implante e componentes protéticos de tolerar cargas durante ou após a osseointegração, é o design da plataforma¹⁹.

Nos últimos anos, foram desenvolvidas geometrias de conexões protéticas de implantes com diferentes características mecânicas, biológicas e estéticas. Duas geometrias básicas estão disponíveis: conexão interna e externa. As conexões externas geralmente possuem um hexágono externo na plataforma do implante, enquanto que as conexões internas podem ser divididas em hexágonos internos, octógonos internos e conexões do tipo cone Morse¹⁹⁻²¹. Alguns estudos apontaram complicações mecânicas com conexões do tipo hexágono externo (HE) devido à baixa resistência às forças oblíquas^{15-17, 22}. Entre os problemas biomecânicos, soltura do parafuso do pilar, fratura do parafuso e rotação do pilar, são os mais relatados. Por esse motivo, estudos recentes, têm envolvido novos aspectos estruturais dos implantes dentários e sistemas de conexão protética, como a plataforma *switching* associada com a conexão do tipo cone Morse (CM). Comparado com os outros sistemas, a conexão do tipo CM permite maior estabilidade na crista óssea quando submetida a forças axiais e laterais^{23,24}.

Neste contexto, foram lançados recentemente ao mercado, implantes com um novo tipo de plataforma protética, denominada de grand Morse (GM). Do mesmo modo que os implantes CM, a linha GM também aplica o conceito de plataforma *switching*²⁵. Ainda não há estudos na literatura, que tenham testado mecanicamente a eficácia desse novo modelo de plataforma e nem comprovado a similaridade biomecânica com os implantes CM²⁶.

Diversas técnicas podem ser empregadas para avaliar o comportamento biomecânico de uma prótese suportada por implante, por exemplo, fotoelasticidade²⁷, interferometria holográfica²⁸, correlação digital de imagem²⁹ e análise tridimensional de elementos finitos²³. Nesse contexto, o método de elementos finitos (MEF) tem se mostrado uma ferramenta confiável e precisa para analisar o comportamento mecânico de próteses sobre implante³⁰⁻³² e é a análise mais amplamente utilizada em todo o mundo nas áreas de ciência e engenharia para simular o comportamento de sistemas complexos submetidos a cargas e deformações³³.

O MEF tem sido aplicado na área de implantes dentários para prever padrões de distribuição de tensões na interface implante-osso, não apenas em comparações de forma (cilíndrica ou cônica)³⁴, diâmetros¹¹ e comprimentos¹⁹, mas também para simular várias condições orais²⁰ e tipos de próteses^{22,27,35}. O MEF é um método numérico que permite o cálculo de tensões, deslocamentos e deformações com base na avaliação da equação do comportamento mecânico dos materiais. O método tem a vantagem de resolver problemas estruturais complexos, ao dividir as geometrias complexas em domínios (elementos) muito menores, calculando o resultado da força aplicada a essas estruturas³⁶.

O objetivo deste estudo foi avaliar comparativamente o comportamento biomecânico de dois tipos de conexões protéticas (HE e GM) na reabilitação da maxila posterior, pelo método de elementos finitos.

MATERIAL E MÉTODO

Geometria dos modelos

A primeira etapa realizada foi a geração dos desenhos dos implantes, componentes e osso adjacente em CAD a partir do software Rhinoceros 7® da McNeill, utilizando como base a estrutura óssea desenvolvida por meio do protocolo BioCAD. Implantes de conexões protéticas HE e GM de 4,0 mm x 8,0 mm- Hélix-Neodent, foram utilizados para o MEF. Os componentes protéticos utilizados para ambas as análises foram o Pilar Cônico SF para os implantes HE e Pilar GM Exact para os implantes GM, ambos da Neodent®, reabilitados com um dispositivo parafusado que simula uma coroa dentária. Os CADs dos implantes, componentes, coroa e corpos de prova, estão representados na figura 1A, B.

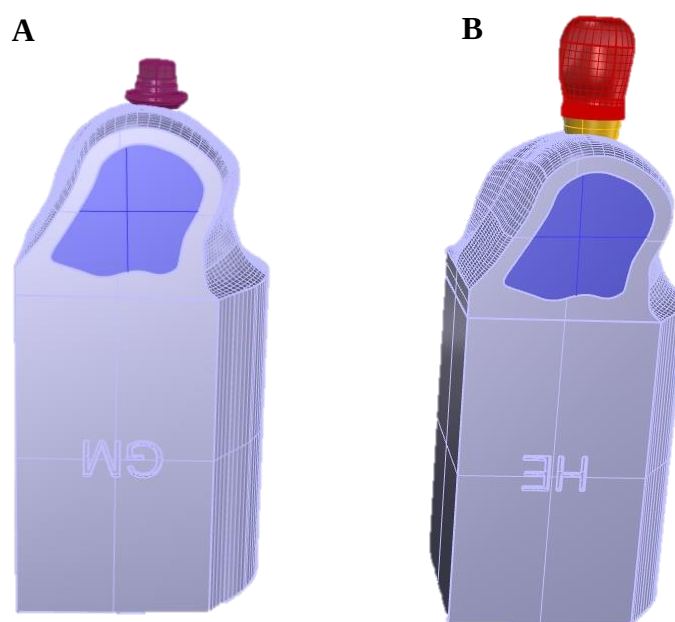


Figura 1. CAD dos implantes GM e HE instalados no bloco ósseo. A, vista lateral do CAD do modelo GM, composto pela estrutura óssea e pilar GM (roxo) e B, vista lateral do CAD do modelo HE, composto pela estrutura óssea, pilar cônico SF (amarelo) e coroa protética parafusada (vermelha)

Para a realização do MEF, é necessária a geração de uma malha para representação e simplificação do modelo, sendo assim, após a edição dos CADs, foi

utilizado o *software HyperMesh 2021* da Altair®, para a elaboração e definição das condições de contorno dos modelos virtuais e criação da malha 3D tetragonal de primeira ordem.

Os modelos virtuais representam um segmento posterior da maxila, especificamente na região do primeiro molar superior, e simulam o osso trabecular, coberto por uma fina camada de 1,5 mm de osso cortical. Para construir ambos os modelos, foi necessário fornecer as características mecânicas dos materiais envolvidos, a fim de calcular as respostas de deslocamento e tensões resultantes das forças aplicadas nas análises. Portanto, foi imperativo investigar na literatura os valores de duas características mecânicas: o módulo de elasticidade, ou módulo de Young, e a razão de Poisson (tabela 1).

Tabela 1. Valores das características mecânicas dos materiais utilizados

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical ^{8,15,23,30,37}	13.700	0,3
Osso trabecular ^{8,15,23,30,37}	1.370	0,3
Titânio (pilar, parafusos, implantes) ^{8,15,23,30,37}	110.000	0,35
Liga cobalto-cromo ³⁸	218.000	0,33

Após as propriedades mecânicas dos materiais serem definidas e inseridas no software, as regiões de apoio e de fixação foram selecionadas, bem como o tipo de contato que exercem: fixo ou deslizante. Além disso, as regiões de aplicação da carga foram definidas, assim como o valor numérico e o sentido dela. Uma carga oblíqua de 100N foi aplicada a uma pequena região da estrutura da coroa experimental com angulação de 30° em relação ao longo eixo do implante. Tendo em vista o comportamento mecânico dos materiais e a quantidade de força aplicada nos ensaios, presume-se que todas as tensões e deslocamentos foram lineares e todos os materiais envolvidos nas análises subsequentes foram considerados isotrópicos.

RESULTADOS

Deslocamentos

Na análise de deslocamentos, faz-se compreender o sistema cartesiano de coordenadas que está sendo utilizado. Nas figuras desta seção, é apresentado o sistema OXYZ, em que o eixo Y está representado pela cor verde, o eixo X pela cor vermelha e o eixo Z, por fim, pela cor azul. Eles auxiliam na compreensão da direção em que o deslocamento está ocorrendo.

Além do sistema de coordenadas, a compreensão das cores do mapa é de suma importância para uma boa análise da simulação. No canto superior esquerdo das figuras apresentadas nesta seção, há uma escala de cores, indo do azul (mais abaixo) ao vermelho (mais acima). As regiões em azul são aquelas que apresentam menor deslocamento, enquanto as em vermelho são as que apresentam maior deslocamento.

Comparativamente, um maior deslocamento no modelo HE foi obtido, com valores de $1,339 \text{ E-1}$ ($0,1399 \text{ mm}$), em comparação ao modelo GM, onde para as mesmas condições, o deslocamento foi de $2,080 \text{ E-2}$ ($0,0208 \text{ mm}$), as imagens de tendência do movimento estão descritas nas Figuras 2 e 3.

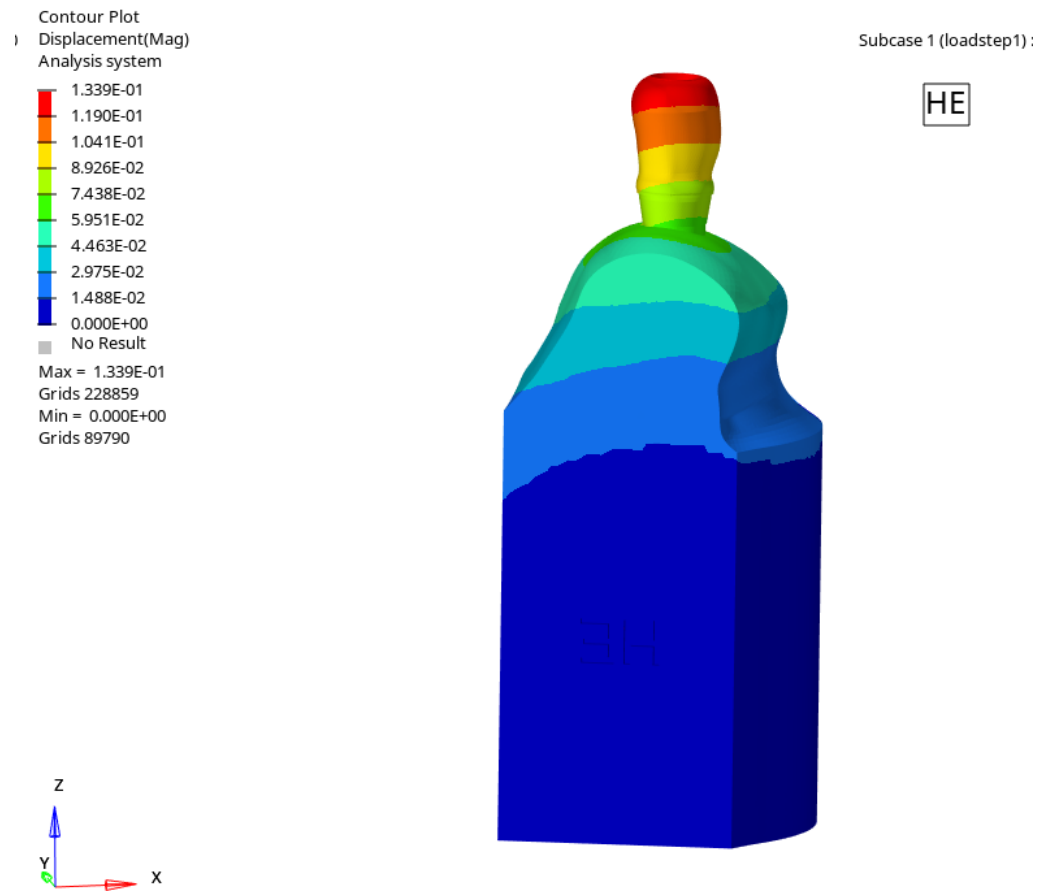


Figura 2. A imagem mostra os deslocamentos totais que ocorreram no modelo com o implante HE instalado. A região vermelha representa a área de maior deslocamento e está concentrada na região da coroa dental

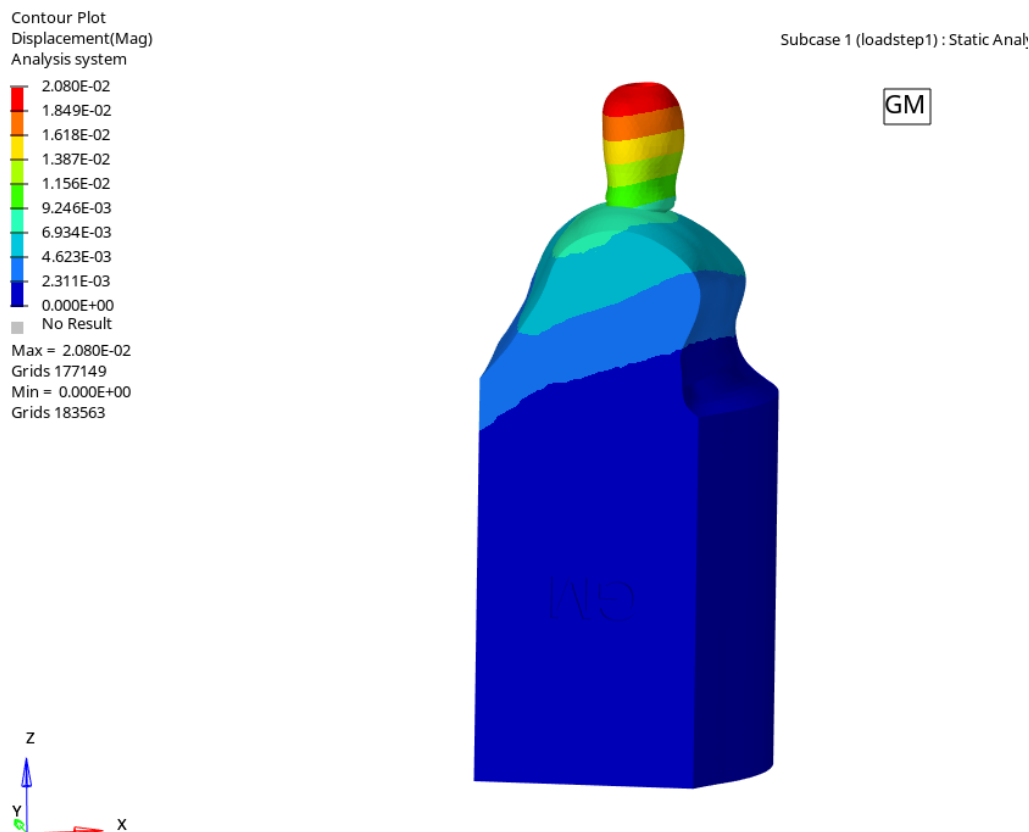


Figura 3. A imagem mostra os deslocamentos totais que ocorreram no modelo com o implante GM instalado. A região vermelha representa a área de maior deslocamento e está concentrada na região da coroa dental

Tensão de Von Mises

Ao avaliar o modelo pelo critério da tensão de Von Mises, o qual define a concentração de tensão ao longo da geometria, mais uma vez, no canto superior esquerdo das figuras apresentadas nesta seção, há uma escala de cores, indo do azul (mais abaixo) ao vermelho (mais acima). As regiões em azul são aquelas que apresentam menor tensão, enquanto as em vermelho são as que apresentam maior tensão.

Para os dois modelos temos dois comportamentos parecidos, com um acúmulo de tensão próxima a região de fixação do implante ao osso, no sentido oposto a força aplicada. O modelo HE apresenta uma tensão menos distribuída ao longo eixo do implante e de maior intensidade, 148,4 MPa concentrada na região de plataforma, enquanto que no modelo GM é observada na mesma região uma tensão menor de 99,03 MPa, concentrada na plataforma, porém dissipada para o corpo do implante.

Estas condições podem ser observadas nas Figuras 4, 5, 6 e 7.



Figura 4. Tensão de Von Mises no modelo HE. A maior concentração de tensões está ocorrendo na região da plataforma do implante

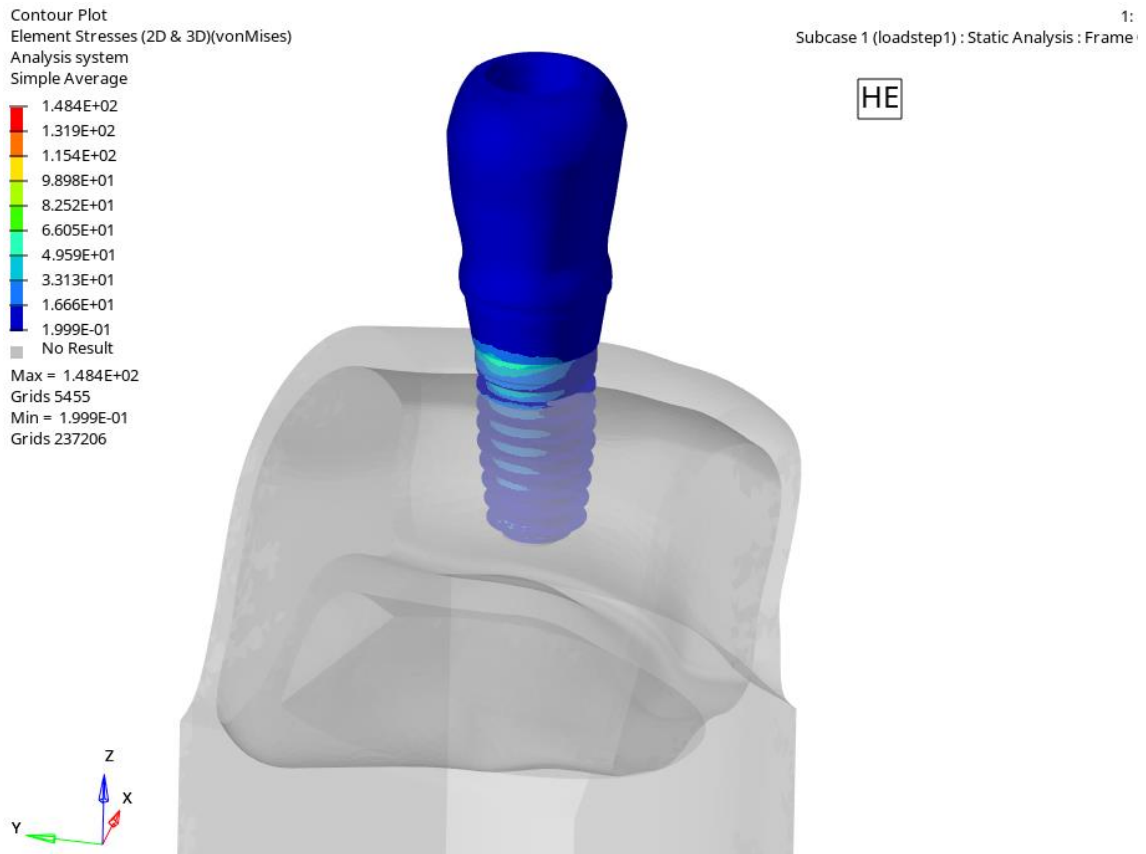


Figura 5. Tensão de Von Mises no modelo HE, visualização detalhada. A maior concentração de tensões está ocorrendo na região da plataforma do implante

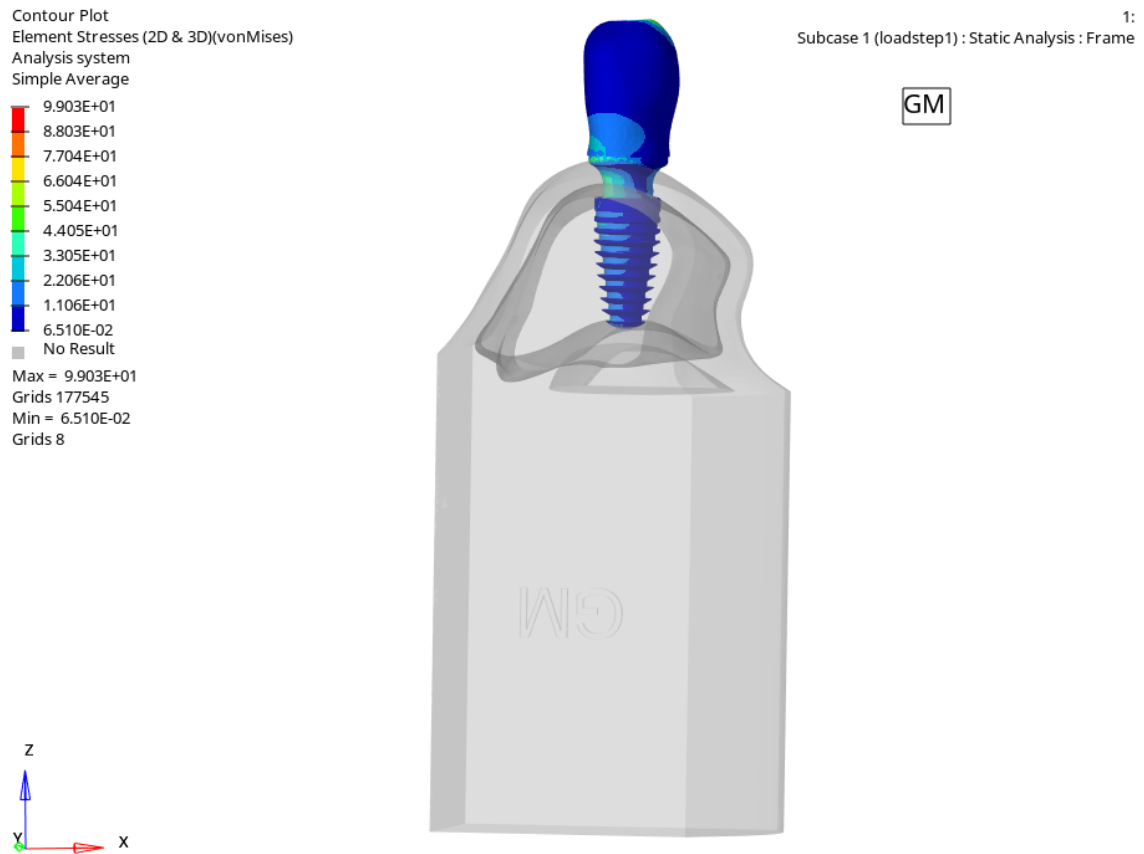


Figura 6. Tensão de Von Mises no modelo GM. A maior concentração de tensões está ocorrendo na região da plataforma do implante e na coroa do implante

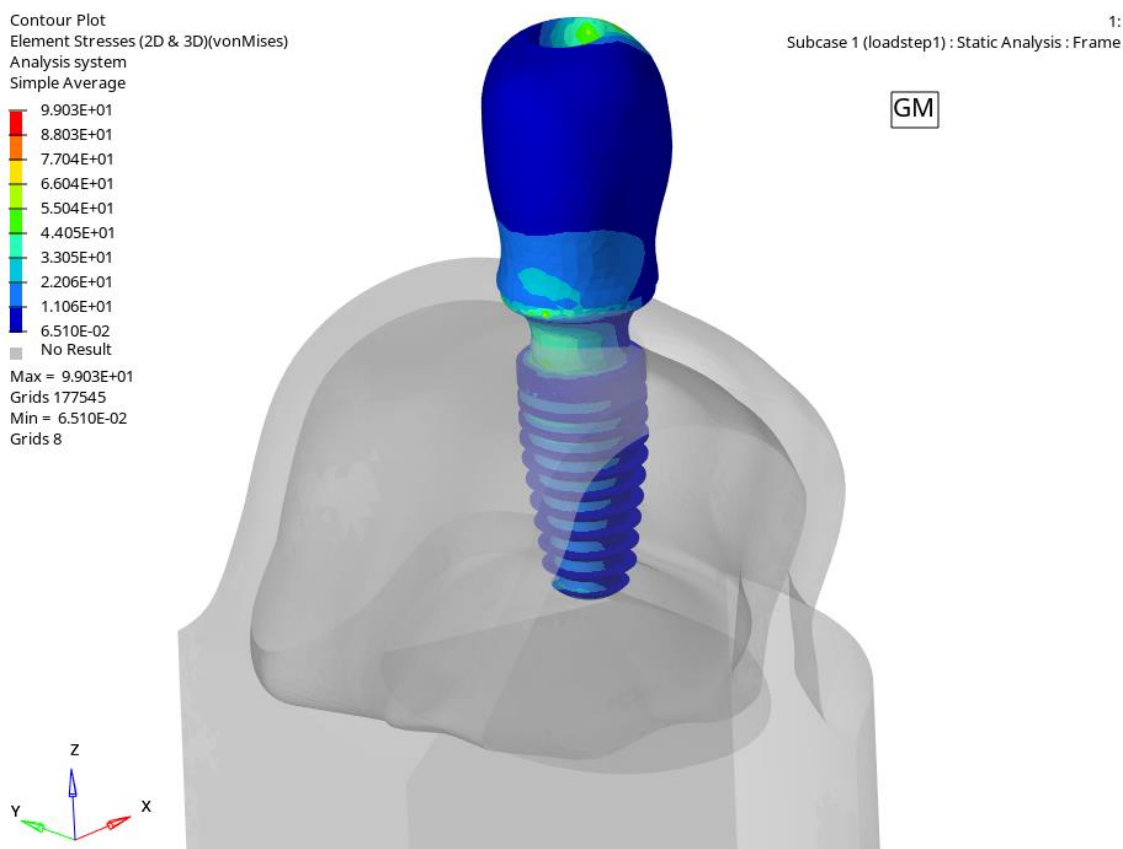


Figura 7. Tensão de Von Mises no modelo GM, visualização detalhada. A maior concentração de tensões está ocorrendo na região da plataforma do implante e na coroa do implante

Tensão Principal Máxima

Ao analisar as tensões na região óssea, o critério de tensão Principal Máxima foi utilizado, conseguindo delinear as tensões positivas (tração-vermelho) e negativa (compressão-azul). A partir desse critério uma maior concentração de tensão na região de plataforma do modelo GM foi obtido, tendo duas regiões de tração e compressão bem evidentes, com valores de tração de 24,14 MPa e compressão de -16,80 MPa. No modelo HE, a região sob tração é bem menos evidente, apresentando valores de tração de 2,76 MPa e compressão de -6,95 MPa conforme as Figuras 8 e 9.

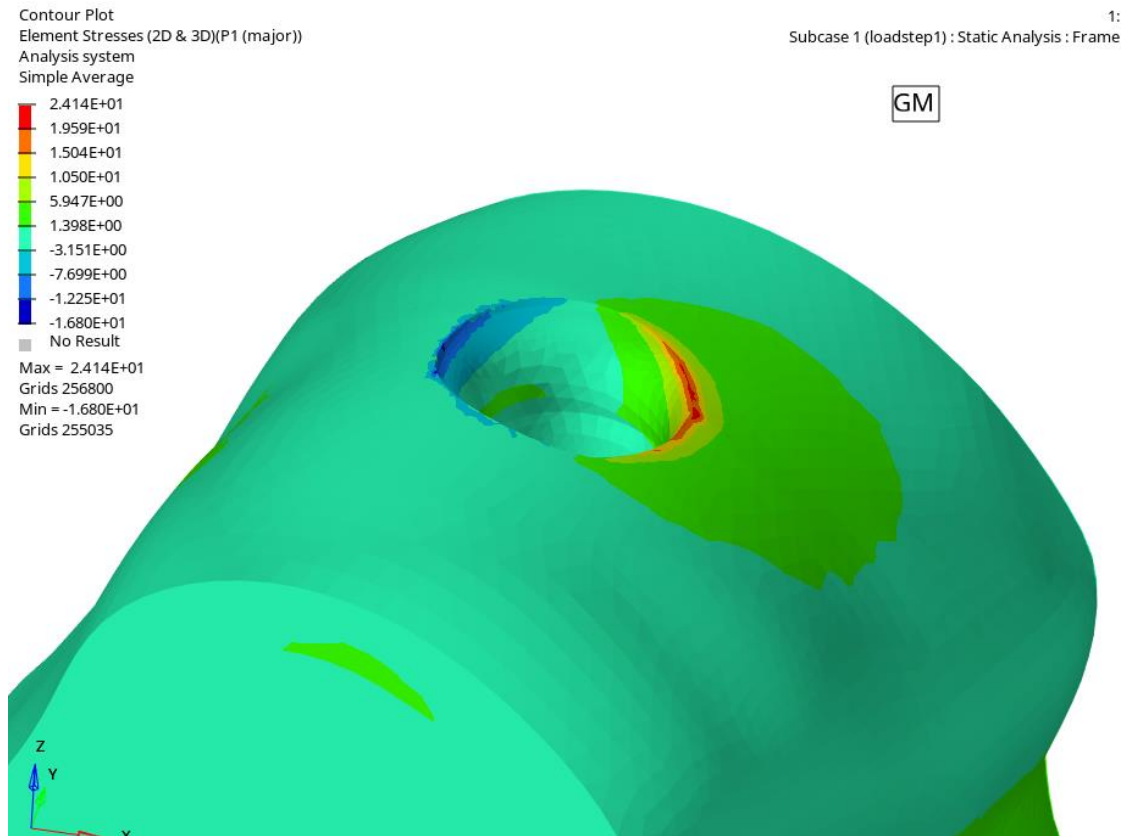


Figura 8. Tensão principal máxima no modelo GM na interface osso-implante, mostrando a região onde as tensões estão sendo dissipadas para o osso adjacente. Regiões em vermelho refere-se as zonas de tração, e regiões em azul, indicam as zonas de compressão

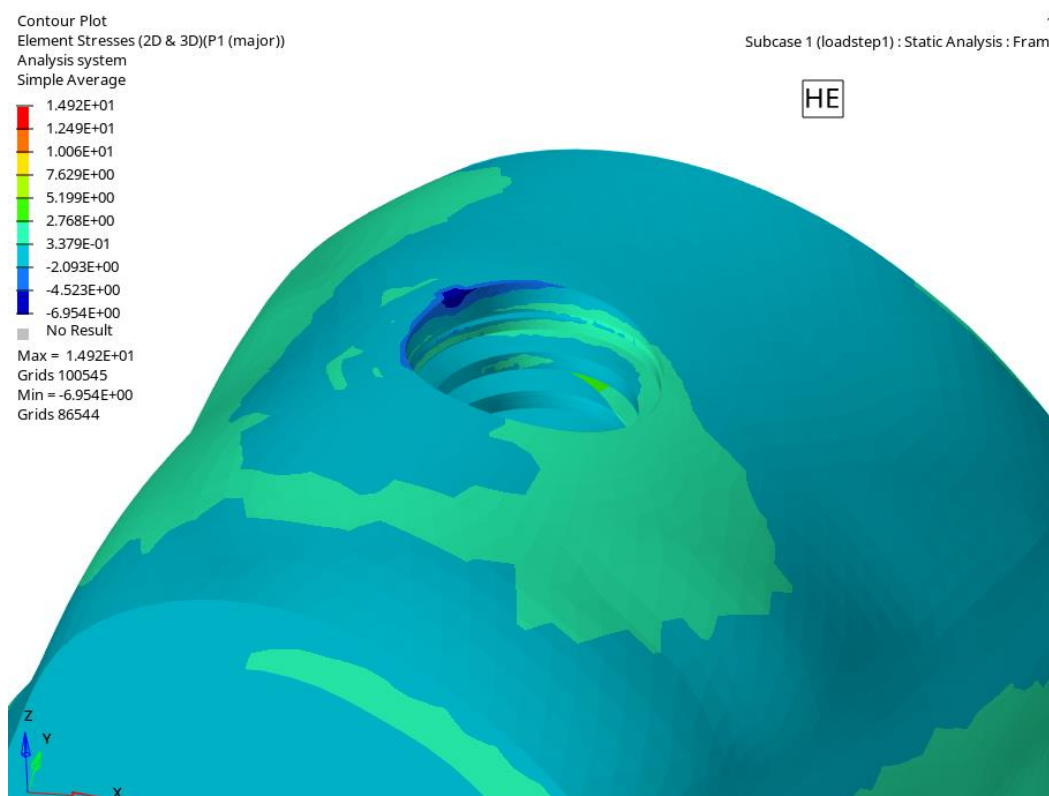


Figura 9. Tensão principal máxima no modelo HE na interface osso-implante, mostrando a região onde as tensões estão sendo dissipadas para o osso adjacente. Regiões em vermelho refere-se as zonas de tração, e regiões em azul, indicam as zonas de compressão

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar, por meio do método de elementos finitos (MEF), o comportamento biomecânico do tecido ósseo peri-implantar, implantes e componentes protéticos de dois sistemas de conexão protética diferentes, em região posterior de maxila, utilizando implantes curtos de 4,0 mm de diâmetro por 8 mm de comprimento.

As análises com simulações numéricas são amplamente utilizadas para entender a distribuição de tensões na biomecânica dos implantes. Com o uso da análise tridimensional de elementos finitos é possível observar as tensões causadas pelas forças oclusais em diferentes simulações de tratamento com implantes dentários. Essa simulação foi realizada com a aplicação de uma carga oblíqua de 100N com angulação de 30° com o longo eixo do implante. Além disso, todos os materiais foram considerados isotrópicos e lineares, o que é uma limitação da análise.

No presente estudo, o modelo do implante HE apresentou maior deslocamento na região de plataforma, quando comparado com o modelo do implante GM. Este comportamento era esperado devido a maior alavanca gerada pela forma como os implantes HE são inseridos na porção óssea, tendo em vista que o modelo GM por estar mais inserido dentro do osso, apresenta uma melhor condição de fixação e estabilidade, apresentando assim menores deslocamentos.

Bicudo et al 2016³⁹, compararam as plataformas HE e CM por meio de ciclos de fadiga e elementos finitos. Os autores obtiveram menores deslocamentos para o sistema CM, além disso constaram que esse sistema foi menos sensível as variações de carga. Os resultados confirmaram um bom desempenho do sistema CM quando comparado ao comportamento do implante HE, dado que foi atribuído ao mecanismo de travamento entre o implante e o componente, reduzindo vibrações e micromovimentos.

O critério de von Mises mede as tensões concentradas nas estruturas metálicas do modelo, bem como a distribuição dessas tensões entre as peças. No modelo HE, as tensões de von Mises foram maiores do que para o modelo GM. Além disso, o modelo HE apresentou uma concentração de tensão na plataforma e uma menor dissipação das tensões ao longo eixo do implante, enquanto que no modelo GM, é possível notar uma tensão menor na região de plataforma, menos concentrada, dissipada ao longo eixo do implante. Esse fato pode ser atribuído a posição intra-óssea do implante GM, isso faz com que o sistema fique mais estável e ancorado ao osso de suporte, impedindo micromovimentações e dessa forma dissipando as tensões por todo o implante, evitando que uma área específica fique sobrecarregada, como acontece no modelo HE.

Macedo et al 2017¹¹, também compararam implantes de conexão CM com implantes HE pelo método de elementos finitos, submetidos a cargas oblíquas. Como no presente estudo, os autores também obtiveram tensões de von Mises maiores para os implantes HE quando comparados com os implantes CM.

O critério de Tensão Principal Máxima, mede as tensões geradas no tecido ósseo adjacente. Nessa análise, diferentes das outras, o modelo GM apresentou valores de tensões maiores ao osso adjacente do que o modelo HE. Esse fato pode ser explicado devido a maior estabilidade e ancoragem do modelo GM ao osso de suporte o que acarreta em uma maior transferência de tensões para o osso, tendo duas regiões de tração e compressão bem evidentes, diferentes do que ocorre no

modelo HE. Cabe ressaltar que apesar do modelo GM transferir mais tensões, os valores não ultrapassam os limites fisiológicos do tecido ósseo, sendo inclusive benéficas para o processo de osseointegração e remodelação óssea⁴⁰. O modelo HE, por sua vez, concentra todas as tensões entre o implante e o componente protético, o que facilita a fratura de parafusos e deslocamentos dos pilares, algo prejudicial para a prática clínica²⁶.

A análise de elementos finitos proporciona a possibilidade de prever a distribuição de tensões na região do implante e do osso cortical, bem como na área mais apical do implante e do osso trabecular. Essa técnica pode prever o desempenho biomecânico de diferentes implantes em relação ao design, carga, qualidade óssea e materiais. No presente estudo, foi possível avaliar detalhadamente a magnitude das tensões ao redor dos implantes de dois diferentes designs de plataforma: GM e HE.

Como já evidenciado, o uso de implantes com conexão CM representa uma abordagem bem-sucedida para diminuir a perda óssea ao redor dos implantes. Quanto maior a profundidade da conexão protética no corpo do implante, uma dissipação mais homogênea das cargas oclusais irá ocorrer, pois as tensões serão distribuídas na parede do implante e, conseqüentemente, no osso que envolve todo o implante e não apenas na região de plataforma²¹.

Seguindo as mesmas características e objetivos do CM, é que a conexão do tipo GM foi desenvolvida. A conexão GM possui ângulo interno de 16°. As paredes internas mais espessas contribuem para uma maior resistência mecânica e melhores resultados, porém ainda não há estudos na literatura comparando a eficácia desse novo tipo de conexão²⁵. No entanto, dentro das limitações desse estudo, os resultados encontrados estão de acordo com os relatados na literatura sobre os critérios de tensões e deslocamentos nos sistemas de implante CM e HE, sugerindo que os implantes GM mantiveram o mesmo comportamento mecânico dos implantes CM. Cabe ressaltar que não tem estudos mecânicos comprovando que as modificações do GM são superiores ou iguais do CM, uma vez que se tratam de implantes diferentes, com componentes diferentes.

CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, foi possível avaliar detalhadamente a magnitude das tensões e deslocamentos ao redor do osso peri-implantar para dois diferentes sistemas de implantes, hexágono externo e grand Morse. Pode-se concluir que o design da conexão protética do implante tem influência direta na distribuição e intensidade de tensão e deslocamentos no sistema prótese-implante e que os implantes GM revelaram um comportamento biomecânico favorável, seguindo o mesmo padrão dos implantes CM.

AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer a empresa Neodent por ter fornecido todos os implantes e componentes protéticos usados no estudo, ao Centro de Informação da Tecnologia- Renato Archer, pelo desenvolvimento das análises de elementos finitos, e a CAPES, pelo apoio financeiro para que esse trabalho pudesse ser concluído.

REFERÊNCIAS

1. Yang B, Irastorza-Landa A, Heuberger P, Ploeg HL. Effect of insertion factors on dental implant insertion torque/energyexperimental results. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020; 112: 103995.
2. Li J, Jansen JA, Walboomers XF, van den Beucken JJ. Mechanical aspects of dental implants and osseointegration: A narrative review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020; 103: 103574.
3. Brune A, Stiesch M, Eisenburger M, Greuling A. The effect of different occlusal contact situations on peri-implant bone stress—A contact finite element analysis of indirect axial loading. *Mater Sci Eng C.* 2019; 99: 367–73.
4. Comparison between experimental digital image processing and numeAlemayehu DB and Jeng YR. Three-dimensional finite element investigation into effects of implant thread design and loading rate on stress distribution in dental implants and anisotropic bone. *Materials.* 2021; 14(22): 6974.
5. Shamami DZ, Karimi A, Beigzadeh B, Derakhshan S, Navidbakhsh MA. Three-dimensional finite element study to characterize the influence of load direction on stress distribution in bone around dental implant. *J Biomater Tissue Eng.* 2014; 4: 693–9.

6. Gupta Y, Rohit Iyer R, Dommeti VK, Nutu E, Rana M, Merdji A et al. Design of dental implant using design of experiment and topology optimization: a finite element analysis study. *Proc IMechE Part H: J Engineering in Medicine*. 2021; 235(2):157-166.
7. Jafari B, Katoozian HR, Tahani M, Ashjaee N. A comparative study of bone remodeling around hydroxyapatite-coated and novel radial functionally graded dental implants using finite element simulation. *Med Eng Phys*. 2022; 102: 103775.
8. Wu T, Fan H, Ma R, Chen H, Li Z, Yu H. Effect of lubricant on the reliability of dental implant abutment screw joint: An in vitro laboratory and three-dimension finite element analysis. *Mater Sci Eng C*. 2017; 75: 297–304.
9. Silva GAF, Faot F, da Rosa Possebon AP, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Effect of macrogeometry and bone type on insertion torque, primary stability, surface topography damage and titanium release of dental implants during surgical insertion into artificial bone. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021; 119: 104515.
10. Macedo JP, Pereira J, Faria J, Pereira CA, Alves JL, Henriques B et al. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017; 71: 441-7.
11. Altıparmak N, Polat S, Onat S. Finite element analysis of the biomechanical effects of titanium and Cfr-peek additively manufactured subperiosteal jaw implant (AMSJI) on maxilla. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*. 2023; 124(1S): 101290.
12. Khorshidparast S, Akhlaghi P, Rouhi G, Barikani H. Measurement of bone damage caused by quasi-static compressive loading-unloading to explore dental implants stability: simultaneous use of in-vitro tests, μ -CT images, and digital volume correlation. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2023; 138: 105566.
13. Nesbitt DQ, Burruel DE, Henderson BS, Lujan TJ. Finite element modeling of meniscal tears using continuum damage mechanics and digital image correlation. *Sci Rep*. 2023; 13(1): 4039.
14. Zhang WT, Cheng KJ, Liu YF, Wang R, Chen YF, Ding YD et al. Effect of the prosthetic index on stress distribution in Morse taper connection implant system and peri-implant bone: a 3D finite element analysis. *BMC Oral Health*. 2022; 22(1): 431.
15. Bittencourt ABBC, Neto CLMM, Penitente PA, Pellizzer EP, Santos DM, Goiato MC. Comparison of the morse cone connection with the internal hexagon and external hexagon connections based on microleakage: review. *Prague Medical Report*. 2021; 122(3): 181–90.
16. Vinhas AS, Aroso C, Salazar F, López-Jarana P, Ríos-Santos JV, Herrero-Climent M. Review of the mechanical behavior of different implant: abutment connections *Int. J. Environ. Res. Public Health*. 2020; 17(22): 8685.
17. Valera-Jiménez JF, Burgueno-Barris G, Gómez-González S, López-López J, Valmaseda-Castellón E, Fernández-Aguado E. Finite element analysis of narrow dental implants. *Dent Mater*. 2020; 36(7): 927–35.

18. Odo CH, Pimentel MJ, Consani RL, Mesquita MF, Nóbilo MA. Stress on external hexagon and Morse taper implants submitted to immediate loading. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2015; 5(3): 173-9.
19. Almeida EO & Pellizzer EP. Biomecânica em prótese sobre implante relacionada às inclinações das cúspides e as angulações dos implantes osseointegrados – revisão de literatura. *Revista de Odontologia da UNESP* 2008; 37(4): 321-7.
20. Liang R, et al. Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2015; 18(12): 1340-8.
21. Lemos CAA, Verri FR, Santiago Jr JF, Almeida DAF, Batista VES, Noritomi PY et al. Retention system and splinting on Morse taper implants in the posterior maxilla by 3D finite element analysis. *Braz Dent J.* 2018; 29(1): 30-5.
22. Mendoza EM, Cuenca RC, Suyo AD. Stress analysis and factor of safety in three dental implant systems by finite element analysis. *Saudi Dent J.* 2022; 34(7): 579–84.
23. Wu H, Shi Q, Huang Y, Chang P, Huo N, Jiang Y et al. Failure risk of short dental implants under immediate loading: A meta-analysis. *J Prosthodont.* 2021; 30(7): 569-80.
24. Catálogos de produtos Neodent 2023. Curitiba: Neodent, 2023 [acesso 10 março 2023]. Disponível em: https://www.straumann.com/content/dam/media-center/neodent/pt-br/documents/catalog/product-catalog/102_neodent_institutional_catalogue_pt_br_lr.pdf.
25. Moreira GM, Peres GM, Reis TA. Different dental implant systems: a descriptive literature review. *Res Soc Dev.* 2022; 11(8): e16311830603.
26. Sciasci P, Casalle N, Vaz LG. Evaluation of primary stability in modified implants: analysis by resonance frequency and insertion torque. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018; 20(3): 274-9.
27. Brozovic J, Demoli N, Farkas N, Susic M, Alar Z, Panduri DG. Properties of axially loaded implant–abutment assemblies using digital holographic interferometry analysis. *Dent Mater.* 2014; 30(3): e17–27.
28. Guessasma S, Nouri H, Belhabib S. Digital image correlation and finite element computation to reveal mechanical anisotropy in 3D printing of polymers. *Materials.* 2022; 15(23): 8382.
29. Liu B, Xu W, Chen M, Chen D, Sun G, Zhang C et al. Structural design and finite element simulation analysis of grade 3 graded porous titanium implant. *Int J Mol Sci.* 2022; 23(17): 10090.
30. Roy S, Dey S, Khutia N, Chowdhury AR, Datta S. Design of patient specific dental implant using FE analysis and computational intelligence techniques. *Appl Soft Comput.* 2018; 65: 272–9.
31. Cervino G, Fiorillo L, Arzukanyan AV, Spagnuolo G, Campagna P, Cicciù M. Application of bioengineering devices for stress evaluation in dentistry: the last 10 years FEM parametric analysis of outcomes and current trends. *Minerva Stomatol.* 2020; 69(1): 55–62.

32. Marques BG , Sabater AP, Velasco AB , Lasheras FS, Calvo PL, Adrián MDG et al. A biomechanical analysis of the influence of the morphology of the bone blocks grafts on the transfer of tension or load to the soft tissue by means of the finite element method. *Materials*. 2022; 15(24): 9039.
33. Tenenbaum H, Schaaf JF, Cuisinier FJ. Histological analysis of the Ankylos peri-implant soft tissues in a dog model. *Implant Dent*. 2003; 12(3): 259-65
34. Bordin D, Witek L, Fardin VP, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue failure of narrow implants with different implant-abutment. *J Prosthodont*. 2018; 27(7): 659-64.
35. Buser D, Sennerby L, Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000*. 2017; 73(1): 7–21.
36. Wu YL, Tsai MH, Chen HS, Lin CP, Wu AYJ. Effect of marginal bone integrity and aftermarket abutment screws on dental implant systems: a preliminary study with finite element method. *Materials*. 2022; 15(17): 5952.
37. Patil SM, Deshpande AS, Bhalerao RR, Metkari SB, Patil PM. A three-dimensional finite element analysis of the influence of varying implant crest module designs on the stress distribution to the bone. *Dent Res J*. 2019; 16(3): 145–52.
38. Bicudo P, Reis J, Deus AM, Reis L, Vaz MF. Performance evaluation of dental implants: An experimental and numerical simulation study. *Theoretical and Applied Fracture Mechanics*. 2016; 85: 74–83.
39. Lemos CAA, Verri FR, Noritomi PY, Kemmoku DT, Batista VES, Cruz RS et al. Effect of bone quality and bone loss level around internal and external connection implants: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*. 2021; 125(1): 137.e1-137.e10.

3.3 Publicação 3*

Avaliação do comportamento mecânico e distribuição de forças em implantes dentários híbridos e curtos, modificados apicalmente: análise por elementos finitos

Evaluation of the mechanical behavior and force distribution in hybrid and short dental implants, apically modified: finite element analysis

Nicole Casalle DDS, MSc, PhD Student^a, Leonardo Mendes Ribeiro Machado, BSc^b, Pedro Y. Noritomi BSc, MSc, PhD^b, Luis Geraldo Vaz BSc, MSc, PhD^c

^aDoctoral student, Department of Diagnosis and Surgery at School of Dentistry at Araraquara – São Paulo State University, UNESP, SP, Brazil.

^bResearcher, Center for Information Technology Renato Archer, Campinas, SP, Brazil.

^cAssociate Professor, Department of Dental Materials and Prosthodontics at School of Dentistry at Araraquara – São Paulo State University, UNESP, SP, Brazil.

Corresponding author:

School of Dentistry at Araraquara, São Paulo State University, UNESP, SP, Brazil.

Humaitá Street, 1680 FOAr-UNESP, 14801-093, Araraquara, SP - Brazil

Fone: +55 16 33016420

e-mail: nicolecasalle@hotmail.com

Financial support provided by CAPES- 88887.570438/2020-00

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

* Manuscrito segue as normas do periódico *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* para o qual será submetido.

RESUMO

O presente estudo avaliou a influência de alterações apicais em forma de cortes, no comportamento mecânico de implantes submetidos a movimento de rotação, em região de baixa densidade óssea, pelo método de elementos finitos. Sendo assim, o objetivo do ensaio foi investigar o imbricamento mecânico dos cortes em relação à fixação do mesmo, tendo como referencial um implante sem corte apical e avaliar se houve alterações no comportamento mecânico devido aos cortes e ainda se há diferenças no padrão de deslocamento de acordo com o tipo de corte realizado. Para o método de elementos finitos foi confeccionada malha 3D de primeira ordem. Para as análises foram usados implantes grand Morse modificados na região apical da seguinte forma: corte apical bi-partido (B), corte apical tri-partido (T) e corte apical quadri-partido (Q), comparados com um implante controle (C), sem alteração apical. Para o método de elementos finitos foi confeccionada malha 3D de primeira ordem e então simulados deslocamentos de $0,001^\circ$ em relação ao eixo longitudinal de todos os implantes. Os implantes analisados foram comparados em relação aos deslocamentos totais e as tensões de von Mises. Quanto ao deslocamento, o implante C apresentou maior tendência ao deslocamento que os demais, 14,36% maior. Os implantes com os cortes, tiveram deslocamentos parecidos, sendo o menor valor evidenciado no implante T. Em relação a tensão de von Mises, o implante T apresentou o maior valor entre os implantes, já no implante C, foi possível notar diferença no padrão de comportamento mecânico em relação aos implantes com os cortes. Sendo assim, foi possível concluir que as modificações apicais influenciaram no comportamento mecânico dos implantes, e que cortes na região apical aumentaram o imbricamento mecânico no ápice dos implantes, quando submetidos a movimentos de rotação.

INTRODUÇÃO

Os altos índices de sucesso ao longo prazo dos implantes dentários relatados na literatura estão relacionados principalmente com designs inovadores de formatos de implantes, roscas e tratamentos de superfícies, que garantem uma boa estabilidade primária e secundária na maioria das situações clínicas, mesmo em áreas com baixa qualidade e quantidade óssea, como no caso das regiões posteriores de maxila, promovendo uma osseointegração mais rápida e eficaz¹. Sendo assim, o entendimento da biomecânica na interface osso-implante e suas consequências são fundamentais para o sucesso clínico².

Saber como o sistema implante-osso irá se comportar biomecanicamente após o período de osseointegração, continua sendo de extrema importância para a longevidade do tratamento e irá depender exclusivamente da manutenção do osso ao redor do implante como um todo³. Muitos estudos têm como foco principal avaliar a influência da plataforma dos implantes no comportamento biomecânico, uma vez que

os problemas com perda óssea se iniciam pela plataforma⁴⁻⁶. Entretanto, estudar a região apical dos implantes, pode ser vantajoso, uma vez que temos na literatura alguns estudos que comprovam a influência da geometria do ápice no comportamento mecânico e também no imbricamento tardio, quando usados implantes com modificações apicais que permitem a deposição de células ósseas entre os entalhes criados no ápice, aumentando o travamento do implante no osso adjacente^{1,7-12}.

A análise numérica de elementos finitos tem sido mundialmente utilizada para analisar o comportamento mecânico de reabilitações sobre implantes, por ser uma ferramenta precisa e confiável para simular o comportamento de sistemas complexos¹³⁻¹⁶. O método é realizado para obter dados específicos sobre a magnitude e distribuição de tensões e deformações que são transmitidas ao osso adjacente através dos implantes e materiais reabilitadores^{17,18}. Diversos estudos utilizaram o MEF como ferramenta para compreender e prever como cada força atua sobre os implantes e são distribuídas para o tecido ósseo^{1,2,11-13,19-28}.

Sendo assim, novos designs de implantes têm sido desenvolvidos com a intenção de aumentar a área de contato entre o implante e o osso, favorecendo e acelerando o processo de osseointegração, bem como melhorar a dissipação de tensões e preservar o osso peri-implantar. Dentre os novos designs, destacam-se os implantes curtos e híbridos com ápice arredondado. Por outro lado, faltam evidências que esclareçam de fato o comportamento mecânico desses implantes isoladamente, sem a influência dos diversos tratamentos de superfícies, que também apresentam papel na osseointegração. Além do mais, não existe consenso na literatura sobre qual seria o melhor formato de implante a ser utilizado, assim como há poucas pesquisas sobre a influência do formato do ápice dos implantes no seu comportamento mecânico.

Com base no exposto, este trabalho se propôs a avaliar, pelo método de elementos finitos, o comportamento mecânico de implantes com modificações apicais de três tipos diferentes de desenhos de ápices (corte bi-partido; corte tri-partido; corte quadri-partido), comparando com um implante sem corte, controle, e comumente encontrado no mercado, submetidos a ação de uma rotação patronizada, para avaliar a influência do imbricamento dos ápices dos implantes sob um regime de linearidade. Os implantes foram instalados em um segmento ósseo que simula a região posterior de maxila, com baixa densidade óssea. A hipótese nula é que as alterações feitas no ápice dos implantes não produzam diferentes padrões de distribuição de forças.

MATERIAL E MÉTODO

Geometria dos modelos

A primeira etapa realizada foi a geração dos desenhos dos implantes e osso adjacente em CAD a partir do software Rhinoceros 7® da McNeel, utilizando como base a estrutura óssea desenvolvida por meio do protocolo BioCAD. Implantes de conexão protética GM de 4,0 mm x 8,0 mm- Hélix-Neodent, foram utilizados para o MEF. Os implantes foram nomeados, de acordo com o formato do ápice: C (sem corte apical-controle); B (com corte apical bi-partido); T (com corte apical tri-partido); Q (com corte apical quadri-partido). Os CADs dos implantes modificados, estão representados na Figura 1.

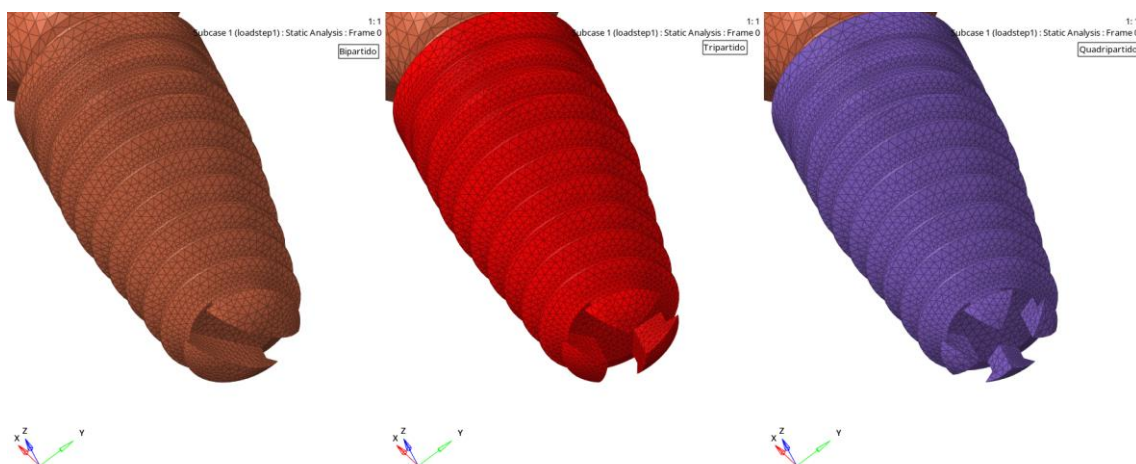


Figura 1. Da esquerda para direita, implante grupo B (com corte apical bi-partido); grupo T (com corte apical tri-partido); grupo Q (com corte apical quadri-partido)

Para a realização do MEF, é necessária a geração de uma malha para representação e simplificação do modelo, sendo assim, após a edição dos CADs, foi utilizado o *software HyperMesh 2022* da Altair®, para a elaboração e definição das condições de contorno dos modelos virtuais e criação da malha 3D tetragonal de primeira ordem (Figura 2).

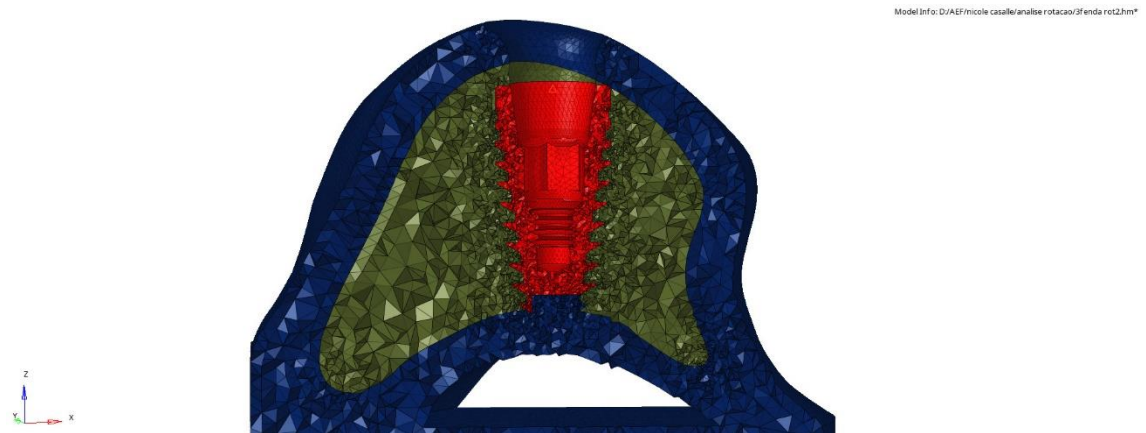


Figura 2. Recorte da malha 3D tetragonal de primeira ordem do modelo do implante tri-partido

Os modelos virtuais representam um segmento posterior da maxila, especificamente na região do primeiro molar superior, e simulam o osso trabecular, coberto por uma fina camada de 1,5 mm de osso cortical. Para construir os modelos, foi necessário fornecer as características mecânicas dos materiais envolvidos, a fim de calcular as respostas de deslocamento e tensões resultantes das forças aplicadas nas análises. Portanto, foi imperativo investigar na literatura os valores de duas características mecânicas: o módulo de elasticidade, ou módulo de Young, e a razão de Poisson (tabela 1).

Tabela 1: Valores das características mecânicas dos materiais utilizados

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Possion
Osso cortical ^{3,6,13,22,29}	13.700	0,3
Osso trabecular ^{3,6,13,22,29}	1.370	0,3
Titânio (implantes) ^{3,6,13,22,29}	110.000	0,35

Após as propriedades mecânicas dos materiais serem definidas e inseridas no software, as regiões de apoio e de fixação foram selecionadas (Figura 3). Além disso, as regiões de aplicação da carga foram definidas, assim como o valor numérico e o sentido dela.

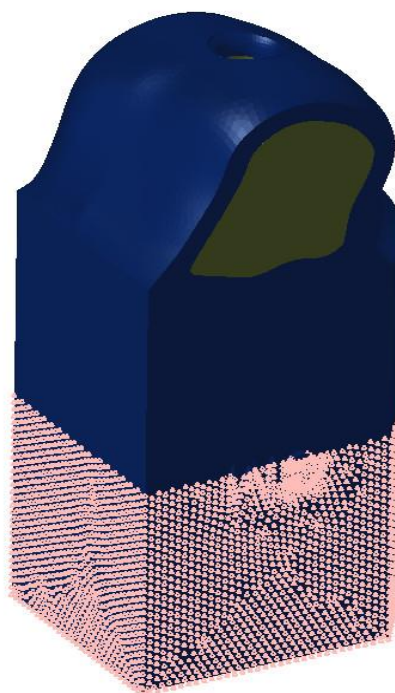


Figura 3. Condições de fixação do modelo, representada pela parte rosa

Para o ensaio, todos os modelos com os implantes foram submetidos a ação de uma rotação, gerando um deslocamento de $0,001^\circ$ em relação ao eixo longitudinal do implante, sendo esta rotação transmitida pela ação de um conjunto de elementos 1D rígidos do tipo RB2, conforme Figura 4.

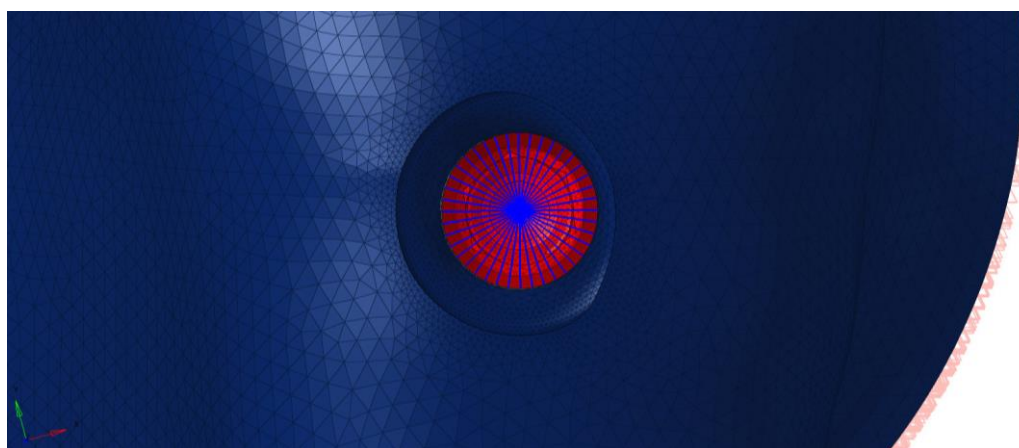


Figura 4. Conjunto de elementos 1D rígidos do tipo RB2 em azul claro

Este valor foi assumido para garantir que o modelo permanecesse dentro das condições de linearidade, tendo como função avaliar o comportamento do implante

em relação a fixação, sendo todos os modelos ensaiados em análise linear estática. Todos os materiais envolvidos nas análises foram considerados isotrópicos.

RESULTADOS

Os modelos foram analisados e comparados em relação aos deslocamentos totais e em relação ao critério de tensão de von Mises.

Quanto aos deslocamentos, o implante C, apresentou maior tendência ao deslocamento que os demais implantes, tendo um deslocamento 14,36% maior que os demais. Os outros implantes tiveram valores próximos, sendo o menor deslocamento evidenciado pelo implante T.

Os resultados podem ser observados nas figuras 5, 6 e 7. No canto superior esquerdo das figuras apresentadas nesta seção, há uma escala de cores, indo do azul (mais abaixo) ao vermelho (mais acima). As regiões em azul são aquelas que apresentaram menor deslocamento, enquanto as em vermelho são as que apresentaram maior deslocamento.

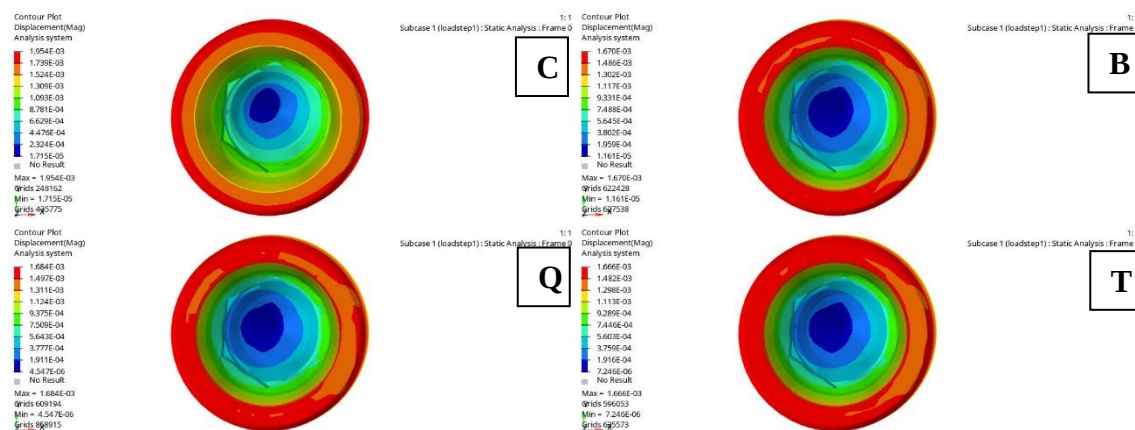


Figura 5. As imagens representam os campos de deslocamentos totais dos implantes C, B, Q e T, na região de plataforma. A região vermelha representa a área de maior deslocamento

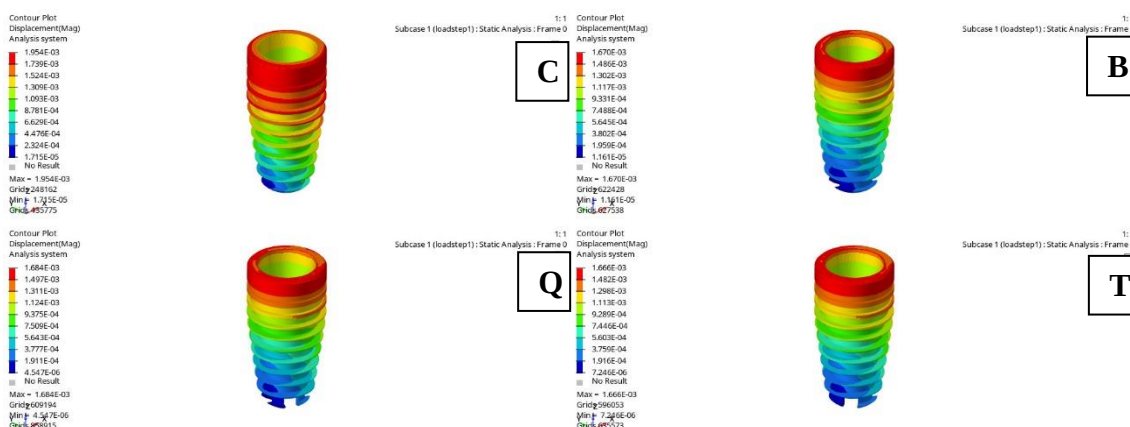


Figura 6. As imagens representam os campos de deslocamentos totais dos implantes C, B, Q e T, na região do corpo dos implantes. A região vermelha representa a área de maior deslocamento

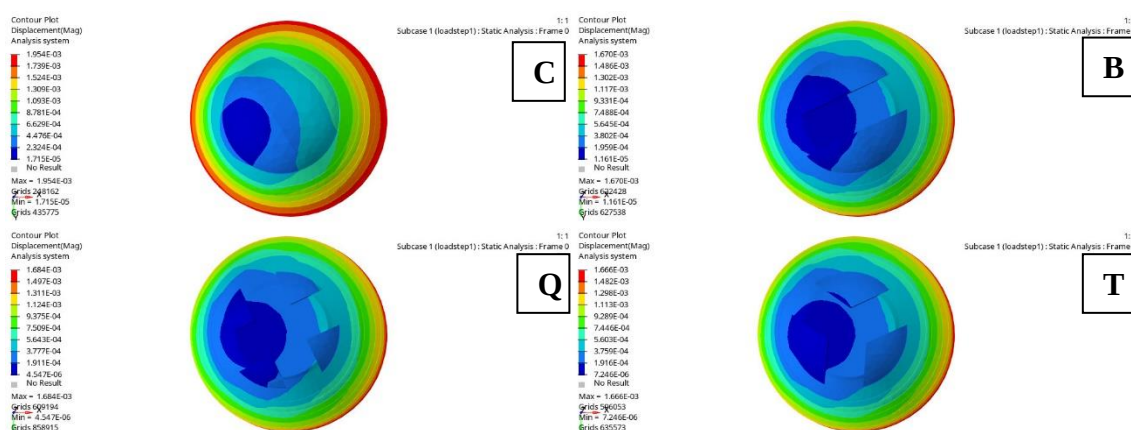


Figura 7. As imagens representam os campos de deslocamentos totais dos implantes C, B, Q e T, na região apical dos implantes. A região vermelha representa a área de maior deslocamento e as regiões em azul, de menores deslocamentos

Avaliando os mapas de tensão de von Mises, é possível notar que o implante C, possui dois pontos evidentes de acúmulo de tensão, um próximo a aplicação da rotação e outro no ápice, sendo as tensões distribuídas pelo corpo do implante, ao contrário dos implantes modificados, que possuem uma concentração de tensão próxima a região das três primeiras roscas, com um acúmulo menor nos ápices. Além disso, o implante C apresentou menores valores de tensões, quando comparado com os implantes modificados, sendo que os implantes com os cortes tiveram valores muito semelhantes de tensões, com o maior valor observado no implante T (Figuras 8 e 9).

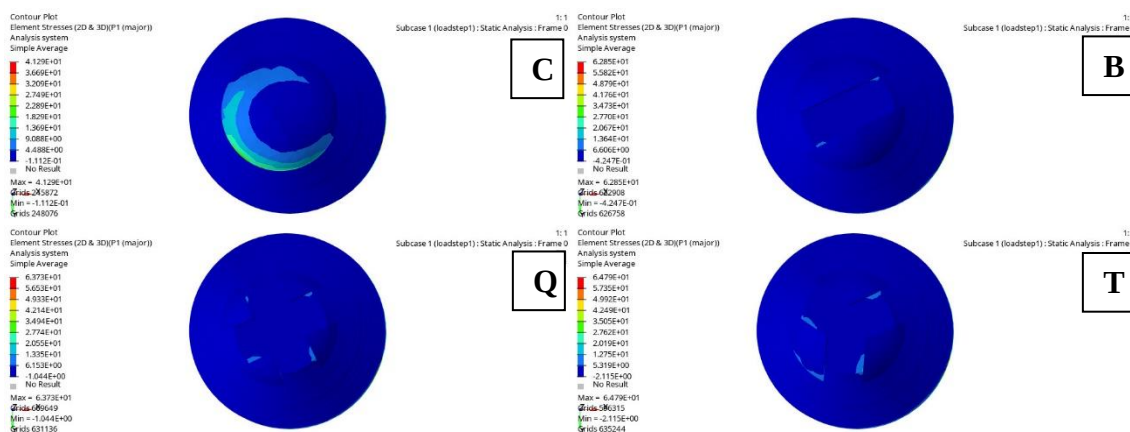


Figura 8. Tensão de von Mises nos implantes C, B, Q e T, na região apical

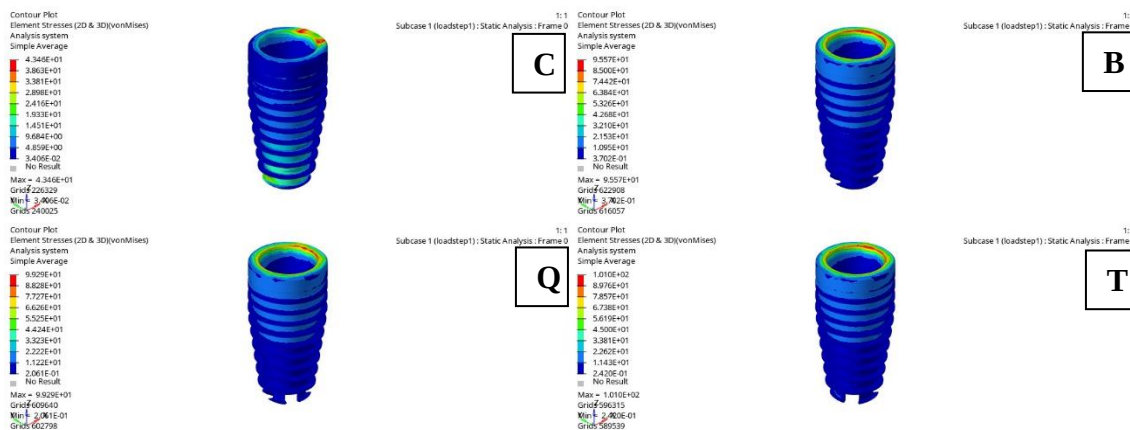


Figura 9. Tensão de von Mises no corpo dos implantes C, B, Q e T

DISCUSSÃO

Diferentes designs de ápice de implantes foram testados por alguns autores in vivo e in vitro, e os estudos apontaram haver diferença no comportamento mecânico dos implantes, de acordo com as alterações apicais realizadas^{8-10,12}.

No presente estudo, implantes híbridos e curtos de conexão GM, foram modificados em seus ápices. Cortes com 0,8 mm de profundidade e 0,8 mm de espessura, foram criados nos ápices dos implantes, com três tipo de desenhos de cortes diferentes: bi-partido, tri-partido, quadri-partido. Todos os implantes possuíam as mesmas dimensões (4,0 mm x 8,0 mm), formato de roscas e plataforma,

diferenciando apenas pelos cortes apicais. Essas geometrias foram escolhidas por serem acessíveis e facilmente reproduzíveis em escala industrial, propondo novas geometrias de implante para a região apical. Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi verificar a influência dessas modificações em implantes curtos instalados em região posterior de maxila.

A região posterior de maxila que foi reproduzida nos ensaios, simula uma densidade óssea mais baixa, ou seja, uma qualidade óssea menor, típica dessa região, o que é desfavorável para a estabilidade primária dos implantes, além disso, simulamos uma região com limitação de altura, devido à presença do seio maxilar, sendo necessário o uso de implantes curtos³⁰. Por esse motivo, fatores que podem propiciar maior estabilidade e imbricamento mecânico, como suposto que ocorra com os cortes apicais, são favoráveis para o comportamento mecânico dos implantes quando instalados nessas regiões³¹.

No estudo de Sciasci et al.¹² (2018), também foram avaliados implantes com os mesmos tipos de cortes nas regiões apicais, porém se tratavam de implantes longos e cilíndricos, com cortes de 3 mm de profundidade e de 3 mm de largura. Os autores avaliaram os implantes em relação ao torque de inserção e estabilidade primária e concluíram que as alterações apicais influenciaram o comportamento mecânico dos implantes e foram satisfatórias para a estabilidade primária.

Os implantes analisados no presente estudo, foram comparados em relação ao deslocamento total e em relação ao critério de tensão de von Mises. Em relação aos deslocamentos, foi observado que o implante C, apresentou maior tendência ao deslocamento que os demais implantes, tendo um valor 14,36% maior que os demais. Enquanto que os implantes cortados, mantiveram valores próximos, sendo o implante T, o de menor movimentação, podendo ser considerado mais favorável em termos de estabilidade e imbricamento mecânico.

Avaliando os mapas de tensão de von Mises, é possível notar que o implante C possui dois pontos evidentes de acúmulo de tensão, um próximo a aplicação da carga de rotação e outro no ápice, ao contrário dos modelos modificados, que possuem uma concentração na região das três primeiras roscas, com um acúmulo de tensão menor nos ápices. Esse comportamento pode estar associado ao imbricamento dos implante cortados e sua melhor adesão ao osso na região apical, por promover maior área de contato entre o osso e o implante, tornando a sua fixação mais eficiente e impedindo que o ápice se movimente durante o movimento de

rotação. O implante T apresentou maior tensão de von Mises entre os implantes analisados, enquanto que o implante C, apresentou o menor valor. Esse fato se deve pela rigidez da fixação evidenciada na análise de deslocamento.

São necessários mais estudos para avaliar se o imbricamento mecânico no ápice, com geometrias que favoreçam o seu travamento, podem comprometer a dissipação de tensões ao longo eixo do implante e aumentar o acúmulo de tensões na região de plataforma, uma vez que foi observado esse fato nos implantes cortados, onde as tensões se concentraram nas roscas iniciais. Entretanto, os cortes também diminuiriam o deslocamento dos implantes, fato que pode contribuir com a estabilidade primária, principalmente em regiões onde a densidade óssea é baixa, podendo também apresentar uma vantagem biológica posterior, considerando a formação de osso por entre os cortes após o final do processo de osseointegração.

CONCLUSÃO

Dentro das limitações desse estudo, foi possível concluir que as modificações apicais influenciaram no comportamento mecânico dos implantes, e que cortes na região apical aumentaram o imbricamento mecânico no ápice quando submetidos a movimentos de rotação, comparados com o implante controle.

REFERÊNCIAS

- 1- Degidi M, Perrotti V, Shibli JA, Mortellaro C, Piateelli A, Iezzi G. Evaluation of the peri-implant bone around parallel-walled dental implants with a condensing thread macrodesign and a self-tapping apex: a 10-year retrospective histological analysis. *J Craniofac Surg*. 2014; 25(3): 840-2.
- 2- Lee JH, Jang HY, Lee SY. Finite element analysis of dental implants with zirconia crown restorations: conventional cement-retained vs. cementless screw-retained. *Materials*. 2021; 14(10): 2666.
- 3- Mendoza EM, Cuenca RC, Suyo AD. Stress analysis and factor of safety in three dental implant systems by finite element analysis. *Saudi Dent J*. 2022; 34(7): 579–84.
- 4- Macedo JP, Pereira J, Faria J, Pereira CA, Alves JL, Henriques B et al. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017; 71: 441-7.

- 5- Almeida EO, Pellizzer EP. Biomecânica em prótese sobre implante relacionadas às inclinações das cúspides e às angulações dos implantes osseointegrados- revisão de literatura. *Revis Odont Unesp*. 2008; 37(4): 321-7
- 6- Zhang WT, Cheng KJ, Liu YF, Wang R, Chen YF, Ding YD et al. Effect of the prosthetic index on stress distribution in Morse taper connection implant system and peri-implant bone: a 3D finite element analysis. *BMC Oral Health*. 2022; 22(1): 431.
- 7- Gehrke AS, Marin GW. Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *Ann Anat*. 2015; 199: 30-5.
- 8- Lundgren D, Slotte C, Gröndahl K. A novel type of dental tube implant for areas with limited bone height. Clinical and radiographic data from three patients with 5-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013; 15(4):509-16.
- 9- Sivan-Gildor A, Machtei EE, Gabay E, Frankenthal S, Levin L, Suzuki M et al. Novel implant design improves implant survival in multi rooted extraction sites: a preclinical pilot study. *J Periodontol*. 2014; 85(10): 1458-63.
- 10- Meirelles L, Brånemark PI, Albrektsson T, Feng C, Johansson C. Histological evaluation of bone formation adjacent to dental implants with a novel apical chamber design: preliminary data in the rabbit model. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015; 17(13): 453-60.
- 11- Ivanoff CJ, Lindhe J, Ellner S, Johansson KJ, Abrahamsson P. An open, randomised, multi-centre study, comparing straight and tapered apex implants design, in partially and totally edentulous maxillae. *Acta Odontol Scand*. 2021; 79(7): 492-8.
- 12- Sciasci P, Casalle N, Vaz LG. Evaluation of primary stability in modified implants: analysis by resonance frequency and insertion torque. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018; 20(3): 274-9.
- 13- Liu B, Xu W, Chen M, Chen D, Sun G, Zhang C et al. Structural design and finite element simulation analysis of grade 3 graded porous titanium implant. *Int J Mol Sci*. 2022; 23(17): 10090.
- 14- Roy S, Dey S, Khutia N, Chowdhury AR, Datta S. Design of patient specific dental implant using FE analysis and computational intelligence techniques. *Appl Soft Comput*. 2018; 65: 272–9.
- 15- Cervino G, Fiorillo L, Arzukanyan AV, Spagnuolo G, Campagna P, Cicciù M. Application of bioengineering devices for stress evaluation in dentistry: the last 10 years FEM parametric analysis of outcomes and current trends. *Minerva Stomatol*. 2020; 69(1): 55–62.
- 16- Marques BG, Sabater AP, Velasco AB, Lasheras FS, Calvo PL, Adrián MDG et al. A biomechanical analysis of the influence of the morphology of the bone blocks grafts on the transfer of tension or load to the soft tissue by means of the finite element method. *Materials*. 2022; 15(24): 9039.
- 17- Turker N, Alkis HT, Sadowsky SJ, Buyukkaplan US. Effects of occlusal scheme on all-on-four abutments, screws, and prostheses: A three-dimensional finite element study. *J Oral Implantol*. 2021; 47(1):18-24.

- 18-Wu AYJ, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: in vitro test and finite element analysis. *J Formos Med Assoc.* 2020; 119(10):1514-23.
- 19-Ellendula Y, Sekar AC, Nalla S, Basany RB, Sailasri K, Thandu A. Biomechanical evaluation of stress distribution in equicrestal and sub-crestally placed, platform-switched morse taper dental implants in d3 bone: finite element analysis. *Cureus.* 2022; 14(4): e24591.
- 20-Prados-Privado M, Martínez-Martínez C, Gehrke AS, Prados-Frutos JC. Influence of bone definition and finite element parameters in bone and dental implants stress: a literature review. *Biology.* 2020; 9(8): 224.
- 21-Mohamed AMA, Askar MG, Homossany MEMBE. Stresses induced by one piece and two piece dental implants in All-on-4® implant supported prosthesis under simulated lateral occlusal loading: non linear finite element analysis study. *BMC Oral Health.* 2022; 22(1): 196.
- 22-Wu YL, Tsai MH, Chen HS, Lin CP, Wu AYJ. Effect of marginal bone integrity and aftermarket abutment screws on dental implant systems: a preliminary study with finite element method. *Materials.* 2022; 15(17): 5952.
- 23-Zhang J, Zhang X, Chen Y, Feng W, Chen X. Novel design and finite element analysis of diamond-like porous implants with low stiffness. *Materials.* 2021; 14(22): 6918.
- 24-Bordin D, Witek L, Fardin VP, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue failure of narrow implants with different implant-abutment. *J Prosthodont.* 2018; 27(7): 659-64.
- 25-Kul E and Korkmaz IH. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent.* 2021; 126(5): 664.e1-664.e9.
- 26-Moreira GM, Peres GM, Reis TA. Different dental implant systems: a descriptive literature review. *Res Soc Dev.* 2022; 11(8): e16311830603.
- 27-Brozovic J, Demoli N, Farkas N, Susic M, Alar Z, Panduri DG. Properties of axially loaded implant–abutment assemblies using digital holographic interferometry analysis. *Dent Mater.* 2014; 30(3): e17–27.
- 28-Guessasma S, Nouri H, Belhabib S. Digital image correlation and finite element computation to reveal mechanical anisotropy in 3D printing of polymers. *Materials.* 2022; 15(23): 8382.
- 29-Jafari B, Katoozian HR, Tahani M, Ashjaee N. A comparative study of bone remodeling around hydroxyapatite-coated and novel radial functionally graded dental implants using finite element simulation. *Med Eng Phys.* 2022; 102: 103775.
- 30-Wu H, Shi Q, Huang Y, Chang P, Huo N, Jiang Y et al. Failure risk of short dental implants under immediate loading: A meta-analysis. *J Prosthodont.* 2021; 30(7): 569-80.
- 31-Khorshidparast S, Akhlaghi P, Rouhi G, Barikani H. Measurement of bone damage caused by quasi-static compressive loading-unloading to explore dental implants stability: simultaneous use of in-vitro tests, μ -CT images, and digital volume correlation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2023; 138: 105566.

4 CONCLUSÃO

Levando em consideração as metodologias utilizadas (Apêndice A), é possível concluir que:

Este estudo comparou os resultados de deslocamentos encontrados na análise de elementos finitos, com os resultados obtidos pela análise de correlação digital de imagem, usando implantes com duas conexões protéticas diferentes: hexágono externo e grand Morse. Dentro das limitações desse estudo, os resultados mostraram que foi possível encontrar padrões semelhantes no comportamento mecânico dos implantes analisados entre o MEF e a DIC.

Análise de elementos finitos realizada neste estudo, possibilitou avaliar detalhadamente a magnitude das tensões e deslocamentos ao redor do osso peri-implantar para dois diferentes sistemas de implantes, hexágono externo e grand Morse. Pode-se concluir que o design da conexão protética do implante tem influência direta na distribuição e intensidade de tensões e deslocamentos no sistema prótese-implante e que os implantes GM revelaram um melhor comportamento biomecânico quando comparados aos implantes HE, seguindo o mesmo padrão dos implantes CM.

Por fim, este trabalho também analisou a funcionabilidade de alterações apicais em implantes dentários instalados em região de maxila posterior. Dentro das limitações da análise, foi possível concluir que as modificações apicais influenciaram no comportamento mecânico dos implantes, e que cortes na região apical aumentaram o imbricamento mecânico no ápice quando submetidos a movimentos de rotação, comparados com o implante controle.

Mais investigações científicas devem ser realizadas com a finalidade de esclarecer algumas questões que não puderam ser respondidas por esse estudo (Apêndice B).

REFERÊNCIAS*

- 1- Alghamdi HS, Jansen JA. The development and future of dental implants. *Dent Mater J*. 2020; 39(2):167–72.
- 2- Znamenski NN. Implantation künstlicher Zähne. *Dtsch Monatsh Zbk*. 1891; 9: 87-107.
- 3- Hillischer HTh. Implantation künstlicher Zähne nach dr.Znamensky. *Dtsch Monatsh für Zahnheilk*. 1891; 9: 158-63.
- 4- Payne RE. Implantation of tin capsule by spreading. *Items of Interest*. 1902; 14: 125-226.
- 5- Greenfield EJ. Implantation of artificial crown and bridge abutments. *Dental Cosmos*. 1913; 55: 364-69.
- 6- Strock AE. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus. *Amer J Ortod Oral Surg*. 1939; 25: 467-72.
- 7- Strock AE, Strock MS. Method of reinforcing pulpless anterior teeth. *J Oral Implantol*. 1987; 13(3): 527-30.
- 8- Linkow LI, Cherchève R. Theories and techniques of oral implantology. St.Louis: CV Mosby Comp; 1970. v.1.
- 9- Goldberg NI, Gerschhoff A. The implant lower denture. *Dental Digest*. 1949; 55(11): 490-4.
- 10- Sandhaus S. Biometallurgische und Zytotoxikologische Untersuchungen bei Implantaten. *In*: Münch J, editor. *Möglichkeiten und Methoden der Implantologie*. München: Werk-Verlag Dr.Edmund Nanaschewski. 1976. p. 45-56.
- 11- Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scan J Plastic Reconstr Surg*. 1977; Suppl 16: 1-132.
- 12- Brånemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lindqvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*. 1983; 4(1): 25-8.
- 13- Brånemark R, Brånemark P, Rydevik B, Myers RR. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev*. 2001; 38(2): 175-82.
- 14- Gupta Y, Rohit Iyer R, Dommeti VK, Nutu E, Rana M, Merdji A et al. Design of dental implant using design of experiment and topology optimization: a finite element analysis study. *Proc IMechE Part H: J Engineering in Medicine*. 2021; 235(2):157-166.
- 15- Jafari B, Katoozian HR, Tahani M, Ashjaee N. A comparative study of bone remodeling around hydroxyapatite-coated and novel radial functionally graded dental implants using finite element simulation. *Med Eng Phys*. 2022; 102: 103775.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

- 16- Anitua E, Ibarra NLS, Martín IM, Rotaecche LS. Influence of dental implant diameter and bone quality on the biomechanics of single-crown restoration: a finite element analysis. *Dent J*. 2021; 9(9): 103.
- 17- Khorshidparast S, Akhlaghi P, Rouhi G, Barikani H. Measurement of bone damage caused by quasi-static compressive loading-unloading to explore dental implants stability: simultaneous use of in-vitro tests, μ -CT images, and digital volume correlation. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2023; 138: 105566.
- 18- Rigotti RLO, Tardelli JDC, Reis AC. Influence of antibacterial surface treatment on dental implants on cell viability: a systematic review. *Heliyon*. 2023; 9(3): e13693.
- 19- Yang B, Irastorza-Landa A, Heuberger P, Ploeg HL. Effect of insertion factors on dental implant insertion torque/energyexperimental results. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020; 112: 103995.
- 20- Zapata JM, Leal E, Hunter R, Souza RF, Borie E. Biomechanical behavior of narrow dental implants made with aluminum- and vanadium-free alloys: a finite element analysis. *Materials*. 2022; 15(24): 8903.
- 21- Alemayehu DB and Jeng YR. Three-dimensional finite element investigation into effects of implant thread design and loading rate on stress distribution in dental implants and anisotropic bone. *Materials*. 2021; 14(22): 6974.
- 22- Ellendula Y, Sekar AC, Nalla S, Basany RB, Sailasri K, Thandu A. Biomechanical evaluation of stress distribution in equicrestal and sub-crestally placed, platform-switched morse taper dental implants in d3 bone: finite element analysis. *Cureus*. 2022; 14(4): e24591.
- 23- Prados-Privado M, Martínez-Martínez C, Gehrke AS, Prados-Frutos JC. Influence of bone definition and finite element parameters in bone and dental implants stress: a literature review. *Biology*. 2020; 9(8): 224.
- 24- Chakraborty A, Datta P, Majumder S, Mondal SC, Roychowdhury A. Finite element and experimental analysis to select patient's bone condition specific porous dental implant, fabricated using additive manufacturing. *Comput Biol Med*. 2020; 124: 103839.
- 25- Mohamed AMA, Askar MG, Homossany MEMBE. Stresses induced by one piece and two piece dental implants in All-on-4® implant supported prosthesis under simulated lateral occlusal loading: non linear finite element analysis study. *BMC Oral Health*. 2022; 22(1): 196.
- 26- Valera-Jiménez JF, Burgueno-Barris G, Gómez-González S, López-López J, Valmaseda-Castellón E, Fernández-Aguado E. Finite element analysis of narrow dental implants. *Dent Mater*. 2020; 36(7): 927–35.
- 27- Wu YL, Tsai MH, Chen HS, Lin CP, Wu AYJ. Effect of marginal bone integrity and aftermarket abutment screws on dental implant systems: a preliminary study with finite element method. *Materials*. 2022; 15(17): 5952.
- 28- Lee JH, Jang HY, Lee SY. Finite element analysis of dental implants with zirconia crown restorations: conventional cement-retained vs. cementless screw-retained. *Materials*. 2021; 14(10): 2666.
- 29- El-Anwar MI, El-Zawahry MM, Ibraheem EM, Nassani MZ, ElGabry H. New dental implant selection criterion based on implant design. *Eur J Dent*. 2017; 11(2): 186-91.

- 30- Zhang J, Zhang X, Chen Y, Feng W, Chen X. Novel design and finite element analysis of diamond-like porous implants with low stiffness. *Materials*. 2021; 14(22): 6918.
- 31- Bordin D, Witek L, Fardin VP, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue failure of narrow implants with different implant-abutment. *J Prosthodont*. 2018; 27(7): 659-64.
- 32- Kul E and Korkmaz IH. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: a finite element analysis study. *J Prosthet Dent*. 2021; 126(5): 664.e1-664.e9.
- 33- Valente ML, de Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, dos Reis AC. Analysis of the influence of implant shape on primary stability using the correlation of multiple methods. *Clin Oral Investig*. 2015; 19(8): 1861-6.
- 34- Gehrke AS, Marin GW. Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *Ann Anat*. 2015; 199: 30-5.
- 35- Gehrke SA, Frugis VL, Shibli JA, Fernandez MP, Sánchez de Val JE, Girardo JL et al. Influence of implant design (cylindrical and conical) in the load transfer surrounding long (13mm) and short (7mm) length implants: a photoelastic analysis. *Open Dent J*. 2016; 10: 522-30.
- 36- Colombo DBJ, Verardi S, Rebaudi A, Rebaudi F, Makary C. Clinical osseointegration of bone level implants with conical shape and textured surface with low primary stability. *Minerva Stomatol*. 2020; 69(1): 8-13.
- 37- Dos Santos MBF, Meloto GO, Bacchi A, Correr-Sobrinho L. Stress distribution in cylindrical and conical implants under rotational micromovement with different boundary conditions and bone properties: 3-D FEA. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017; 20(8): 893-900.
- 38- Torabzadeh M, Amid R, Farhad SZ. Maximum insertion torque, stress and strain in bone during insertion of three dental implants with different macroscopic designs: a dynamic finite-element analysis. *J Long Term Eff Med Implants*. 2021; 31(2): 81-9.
- 39- Di Stefano DA, Arosio P, Perrotti V, Iezzi G, Scarano A, Piattelli A. Correlation between implant geometry, bone density, and the insertion torque/depth integral: a study on bovine ribs. *Dent J (Basel)*. 2019; 7(1): 25.
- 40- Liang R, Guo W, Qiao X, Wen H, Yu M, Tang W et al. Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2015; 18(12): 1340-8.
- 41- Macedo JP, Pereira J, Faria J, Pereira CA, Alves JL, Henriques B et al. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017; 71: 441-7.
- 42- Almeida EO, Pellizzer EP. Biomecânica em prótese sobre implante relacionadas às inclinações das cúspides e às angulações dos implantes osseointegrados- revisão de literatura. *Revis Odont Unesp*. 2008; 37(4): 321-7.

- 43- Zhang WT, Cheng KJ, Liu YF, Wang R, Chen YF, Ding YD et al. Effect of the prosthetic index on stress distribution in Morse taper connection implant system and peri-implant bone: a 3D finite element analysis. *BMC Oral Health*. 2022; 22(1): 431.
- 44- Bittencourt ABBC, Neto CLMM, Penitente PA, Pellizzer EP, Santos DM, Goiato MC. Comparison of the morse cone connection with the internal hexagon and external hexagon connections based on microleakage: review. *Prague Medical Report*. 2021; 122(3): 181–90.
- 45- Vinhas AS, Aroso C, Salazar F, López-Jarana P, Ríos-Santos JV, Herrero-Climent M. Review of the mechanical behavior of different implant: abutment connections *Int. J. Environ. Res. Public Health*. 2020; 17(22): 8685.
- 46- Lemos CAA, Verri FR, Santiago Jr JF, Almeida DAF, Batista VES, Noritomi PY et al. Retention system and splinting on Morse taper implants in the posterior maxilla by 3D finite element analysis. *Braz Dent J*. 2018; 29(1): 30-5.
- 47- Mendoza EM, Cuenca RC, Suyo AD. Stress analysis and factor of safety in three dental implant systems by finite element analysis. *Saudi Dent J*. 2022; 34(7): 579–84.
- 48- Moreira GM, Peres GM, Reis TA. Different dental implant systems: a descriptive literature review. *Res Soc Dev*. 2022; 11(8): e16311830603.
- 49- Buser D, Sennerby L, Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000*. 2017; 73(1): 7–21.
- 50- Catálogos de produtos Neodent 2023. Curitiba: Neodent, 2023 [acesso 10 março 2023]. Disponível em: https://www.straumann.com/content/dam/media-center/neodent/pt-br/documents/catalog/product_catalog/102_neodent_institutional_catalogue_pt_br_lr.pdf.
- 51- Wu H, Shi Q, Huang Y, Chang P, Huo N, Jiang Y et al. Failure risk of short dental implants under immediate loading: A meta-analysis. *J Prosthodont*. 2021; 30(7): 569-80.
- 52- Peixoto RF, Tonin BSH, Martinelli J, Macedo AP, Mattos MGC. In vitro digital image correlation analysis of the strain transferred by screw-retained fixed partial dentures supported by short and conventional implants. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020; 103: 103556.
- 53- Silva GAF, Faot F, da Rosa Possebon AP, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Effect of macrogeometry and bone type on insertion torque, primary stability, surface topography damage and titanium release of dental implants during surgical insertion into artificial bone. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021; 119: 104515.
- 54- Barão VAR, Costa RC, Shibli JÁ, Bertolini M, Souza JGS. Emerging titanium surface modifications: The war against polymicrobial infections on dental implants. *Braz Dent J*. 2022; 33(1): 1-12.
- 55- Cunha W, Carvalho O, Henriques B, Silva FS, Özcan M, Souza JCM. Surface modification of zirconia dental implants by laser texturing. *Lasers Med Sci*. 2022; 37(1): 77-93.

- 56- Schwarz F, Alcoforado G, Guerrero A, Jönsson D, Klinge B, Lang N et al. Peri-implantitis: summary and consensus statements of group 3. The 6th EAO Consensus Conference 2021. *Clin Oral Implants Res.* 2021; 21: 245-53.
- 57- Avila ED, Oirschot BAV, Beucken JJJPVD. Biomaterial-based possibilities for managing peri-implantitis. *J Periodontal Res.* 2020; 55 (2):165-73.
- 58- Dhaliwal JD, Rahman NAA, Ming LC, Dhaliwal SKS, Knights J, Junior RFA. Microbial biofilm decontamination on dental implant surfaces: a mini review. *Front Cell Infect Microbiol.* 2021; 11: 736186.
- 59- Lundgren D, Slotte C, Gröndahl K. A novel type of dental tube implant for areas with limited bone height: clinical and radiographic data from three patients with 5-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013; 15(4): 509-16.
- 60- Sivan-Gildor A, Machtei EE, Gabay E, Frankenthal S, Levin L, Suzuki M et al. Novel implant design improves implant survival in multi rooted extraction sites: a preclinical pilot study. *J Periodontol.* 2014; 85(10): 1458-63.
- 61- Meirelles L, Brånemark PI, Albrektsson T, Feng C, Johansson C. Histological evaluation of bone formation adjacent to dental implants with a novel apical chamber design: preliminary data in the rabbit model. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015; 17(13): 453-60.
- 62- Ivanoff CJ, Lindhe J, Ellner S, Johansson KJ, Abrahamsson P. An open, randomised, multi-centre study, comparing straight and tapered apex implants design, in partially and totally edentulous maxillae. *Acta Odontol Scand.* 2021; 79(7): 492-8.
- 63- Degidi M, Perrotti V, Shibli JA, Mortellaro C, Piateelli A, Iezzi G. Evaluation of the peri-implant bone around parallel-walled dental implants with a condensing thread macrodesign and a self-tapping apex: a 10-year retrospective histological analysis. *J Craniofac Surg.* 2014; 25(3): 840-2.
- 64- Sciasci P, Casalle N, Vaz LG. Evaluation of primary stability in modified implants: analysis by resonance frequency and insertion torque. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018; 20(3): 274-9.
- 65- Brozovic J, Demoli N, Farkas N, Susic M, Alar Z, Panduri DG. Properties of axially loaded implant–abutment assemblies using digital holographic interferometry analysis. *Dent Mater.* 2014; 30(3): e17–27.
- 66- Guessasma S, Nouri H, Belhabib S. Digital image correlation and finite element computation to reveal mechanical anisotropy in 3D printing of polymers. *Materials.* 2022; 15(23): 8382.
- 67- Liu B, Xu W, Chen M, Chen D, Sun G, Zhang C et al. Structural design and finite element simulation analysis of grade 3 graded porous titanium implant. *Int J Mol Sci.* 2022; 23(17): 10090.
- 68- Roy S, Dey S, Khutia N, Chowdhury AR, Datta S. Design of patient specific dental implant using FE analysis and computational intelligence techniques. *Appl Soft Comput.* 2018; 65: 272–9.
- 69- Cervino G, Fiorillo L, Arzukanyan AV, Spagnuolo G, Campagna P, Cicciù M. Application of bioengineering devices for stress evaluation in dentistry: the last 10 years FEM parametric analysis of outcomes and current trends. *Minerva Stomatol.* 2020; 69(1): 55–62.

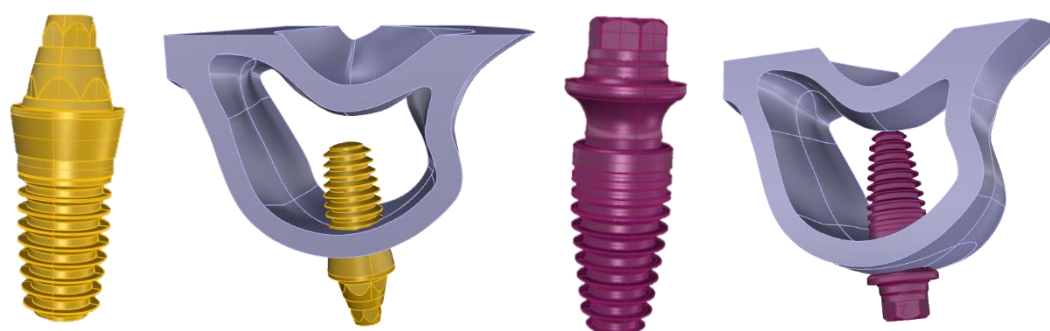
- 70- Marques BG , Sabater AP, Velasco AB , Lasheras FS, Calvo PL, Adrián MDG et al. A biomechanical analysis of the influence of the morphology of the bone blocks grafts on the transfer of tension or load to the soft tissue by means of the finite element method. *Materials*. 2022; 15(24): 9039.
- 71- Turker N, Alkis HT, Sadowsky SJ, Buyukkaplan US. Effects of occlusal scheme on all-on-four abutments, screws, and prostheses: A three-dimensional finite element study. *J Oral Implantol*. 2021; 47(1):18-24.
- 72- Wu AYJ, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: in vitro test and finite element analysis. *J Formos Med Assoc*. 2020; 119(10):1514-23.

APÊNDICE A - METODOLOGIA EXPANDIDA

Geometria dos modelos

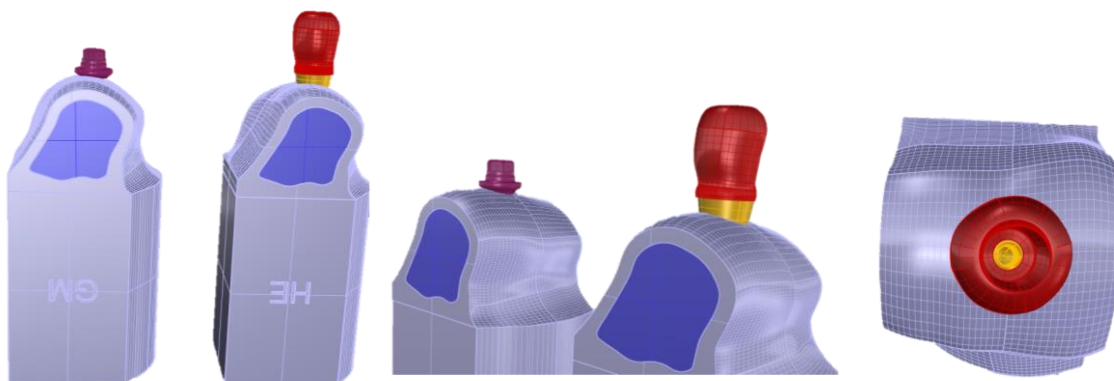
A primeira etapa realizada foi a geração dos desenhos dos implantes, componentes e osso adjacente em CAD a partir do software Rhinoceros 7® da McNeill, utilizando como base a estrutura óssea desenvolvida por meio do protocolo BioCAD. Implantes de conexões protéticas hexágono externo (HE) e grand Morse (GM) de 4,0 mm x 8,0 mm- Hélix-Neodent, foram utilizados para o método de elementos finitos (MEF) e correlação digital de imagem (DIC). Os componentes protéticos utilizados para ambas as análises foram o Pilar Cônico SF para os implantes HE e Pilar GM Exact para os implantes GM, ambos da Neodent®, reabilitados com um dispositivo metálico parafusado que simula uma coroa dentária com 8 mm de altura, mantendo a proporção de 1:1 entre coroa e implante. Os CADs dos implantes, componentes, coroa e corpos de prova, estão representados na figura 1 e 2.

Figura 1 - Da esquerda para direita: Imagem em CAD do implante HE (amarelo) com pilar cônico SF instalado. Imagem em CAD do implante HE com o pilar cônico SF, inserido na estrutura óssea. Imagem em CAD do implante GM (roxo) com pilar GM instalado. Imagem em CAD do implante GM com pilar GM, inserido na estrutura óssea



Fonte: Imagens cedidas pelo Centro de Tecnologia e Informação- Renato Archer.

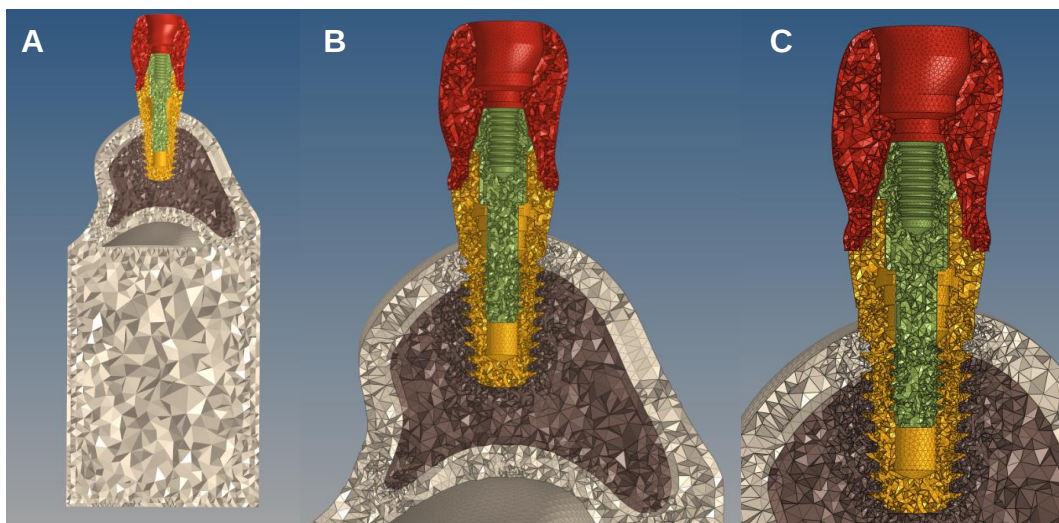
Figura 2 - Da esquerda para direita, vista frontal do desenho em CAD do modelo GM, composto pela estrutura óssea e pilar GM (roxo). Vista frontal do desenho em CAD do modelo HE, composto pela estrutura óssea, pilar cônico SF (amarelo) e coroa protética (vermelho) parafusada. Vista aproximada dos modelos GM e HE. Vista oclusal do modelo HE com coroa protética parafusada



Fonte: Imagens cedidas pelo Centro de Tecnologia e Informação- Renato Archer.

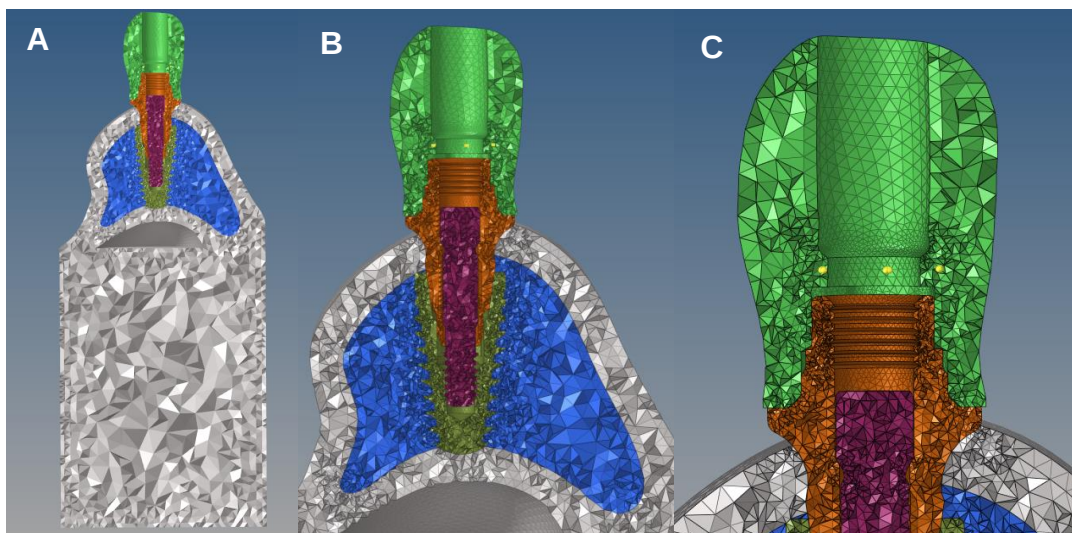
Para a realização do MEF, é necessária a geração de uma malha para representação e simplificação do modelo, sendo assim, após a edição dos CADs, foi utilizado o *software HyperMesh 2021* da Altair®, para a elaboração e definição das condições de contorno dos modelos virtuais e criação da malha de elementos finitos. Esta malha é uma espécie de “colcha de retalhos”, que engloba a superfície de todos os corpos analisados, dividindo-os em pequenos elementos, que representam um domínio. Cada um desses domínios tem como função calcular qual fenômeno físico está ocorrendo na simulação. Dentro das aplicações para a criação da malha, tomou-se cuidado para que houvesse uma boa distribuição dos elementos, condensando uma maior quantidade nas regiões de contato, como nas interfaces entre os ossos cortical e trabecular e implante dentário. Foi, então, geradas malhas tetragonais de primeira ordem, representadas pelas figuras 3A, B, C e figuras 4A, B, C. Os dados das malhas geradas seguem na tabela 1.

Figura 3 - A: Malha do implante HE com pilar cônico SF instalado com a coroa em posição e modelo ósseo completo. B e C: Vistas aproximadas da malha do modelo do implante HE



Fonte: Imagens cedidas pelo Centro de Tecnologia e Informação- Renato Archer.

Figura 4 - A: Malha do implante GM com pilar GM Exact instalado e com a coroa em posição. B e C: vista aproximada da malha do modelo do implante GM



Fonte: Imagens cedidas pelo Centro de Tecnologia e Informação- Renato Archer

Tabela 1- Dados da produção das malhas

MALHA IMPLANTE- GM			MALHA IMPLANTE- HE		
Jacobiano	Mínimo	0,97	Jacobiano	Mínimo	0,97
	Médio	0,98		Médio	0,98
	Máximo	1		Máximo	1
Parafuso	Elementos	32823	Parafuso	Elementos	88514
	Nós	6714		Nós	17651
Coroa	Elementos	68618	Coroa	Elementos	112482
	Nós	13121		Nós	22559
Trabecular	Elementos	356973	Trabecular	Elementos	296699
	Nós	66901		Nós	56572
Cortical	Elementos	376871	Cortical	Elementos	377736
	Nós	73254		Nós	73804
Implante	Elementos	222376	Implante	Elementos	222376
	Nós	42079		Nós	42079
Pilar	Elementos	140078	Pilar	Elementos	34336
	Nós	26763		Nós	7335

Fonte: Dados cedidos pelo Centro de Tecnologia e Informação- Renato Archer

Paralelamente a confecção da malha de elementos finitos, a estrutura óssea dos modelos em CAD desenvolvidos foram impressos para a confecção dos corpos de prova usados na análise de DIC. Os corpos de prova são exatamente iguais aos modelos virtuais e foram impressos em poliamida por meio da tecnologia de manufatura aditiva SLS (*Selective Laser Sintering*), pela impressora HIQ (*Sinterstation*). Todos os corpos de prova foram confeccionados no Laprint alocado no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer- CTI.

Os modelos virtuais e os corpos de prova representam um segmento de maxila posterior, mais precisamente na região de primeiro molar superior, e simulam o osso trabecular, revestido por uma fina camada de 1,5 mm de osso cortical. Para que ambos os modelos pudessem ser confeccionados, foi necessário fornecer as características mecânicas dos materiais envolvidos para que se possa calcular as respostas de deslocamentos e tensões decorrentes das forças aplicadas nas análises. Desse modo, fez-se premente investigar na literatura os valores de duas características mecânicas: o módulo de elasticidade, ou módulo de Young, e o coeficiente de Poisson (tabela 2).

Tabela 2 - Valores das características mecânicas dos materiais utilizados

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical ¹⁻⁵	13.700	0,3
Osso trabecular ¹⁻⁵	1.370	0,3
Titânio (pilar, parafuso, implantes) ¹⁻⁵	110.000	0,35
Liga cobalto-cromo ⁶	218.000	0,33

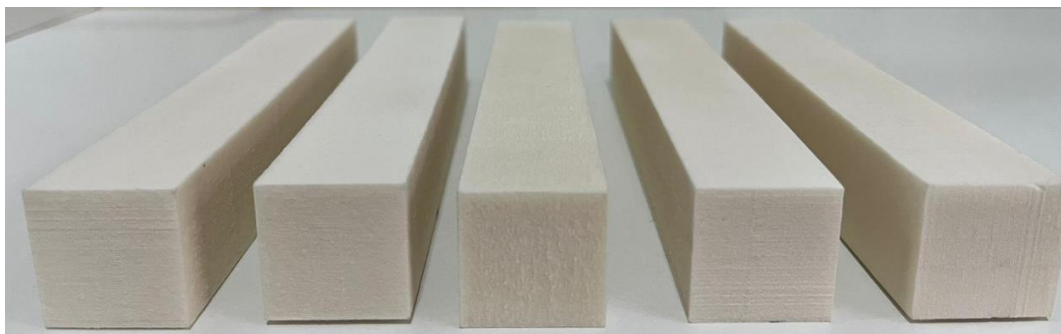
Fonte: Elaboração própria com dados extraídos das fontes indicadas na tabela.

Tendo em vista que os corpos de prova foram impressos em poliamida, fez-se necessário a realização de um ensaio mecânico para obtenção dos módulos de elasticidade em duas diferentes potências de impressão para simular as propriedades mecânicas de cada tipo de osso, com maior precisão. O objetivo desse experimento foi definir qual seria a variação de potência que simularia a correta proporção entre os módulos de elasticidade do osso cortical e osso trabecular encontrados na literatura.¹⁻⁵

⁵ É necessário lembrar que a utilização do poliamida substitui as características biológicas dos ossos cortical e trabecular, uma vez que os ensaios mecânicos não serão realizados, a priori, em modelos humanos.

Barras de secção quadrada com dimensões de 150 x 25 x 25 mm, (Fig.5) foram impressas com diferentes potências: 4W, 6W, 8W e 15W. A maior potência de impressão, de 15W, foi usada para simular o osso cortical e as demais para simular o osso trabecular. As barras foram submetidas a técnica de excitação por impulso de acordo com as normas ASTM E1876, C1259 e E756 realizados no equipamento Sonelastic® da ATPC, localizado nas dependências do departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos- UFSCar. Ajustes nas potências de impressão das barras foram realizados pela equipe técnica do CTI, de forma que fosse mantida a proporcionalidade entre os módulos de elasticidade do osso trabecular e cortical, presentes na literatura.¹⁻⁵

Figura 5 -Barras de secção quadrada com dimensões de 150 x 25 x 25 mm, confeccionadas em poliamida em diferentes potencias, para definir os módulos de elasticidade dos ossos cortical e trabecular, usadas na técnica de excitação por impulso



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Por fim, as potências finais definidas para a confecção dos modelos virtuais de elementos finitos e corpos de prova foram de 5,2W para o osso trabecular e 15W para o osso cortical, conforme tabela 2. Tendo em vista o comportamento mecânico dos materiais e a quantidade de força aplicada nos ensaios, presume-se que todas as tensões e deslocamentos foram lineares e todos os materiais envolvidos nas análises subsequentes foram considerados isotrópicos.

Tabela 3 - Dados obtidos por meio da técnica de excitação por impulso de acordo com as normas ASTM E1876, C1259 e E756 realizados no equipamento Sonelastic®

BARRA- 5.2W	DENSIDADE DO MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE
1	0,47 g/cm ³	0,15 ± 0,01 GPa
2	0,47 g/cm ³	0,16 ± 0,01 GPa
3	0,47 g/cm ³	0,14 ± 0,01 GPa
4	0,45 g/cm ³	0,11 ± 0,01 GPa
5	0,47 g/cm ³	0,16 ± 0,01 GPa
MÉDIA	0,47 g/cm ³	0,14 ± 0,01 GPa
BARRA- 15W	DENSIDADE DO MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE
1	0,91 g/cm ³	1,94 ± 0,01 GPa
2	0,91 g/cm ³	1,95 ± 0,01 GPa
3	0,91 g/cm ³	1,96 ± 0,01 GPa
4	0,91 g/cm ³	1,94 ± 0,01 GPa
5	0,91 g/cm ³	1,91 ± 0,01 GPa
MÉDIA	0,91 g/cm ³	1,94 ± 0,01 GPa

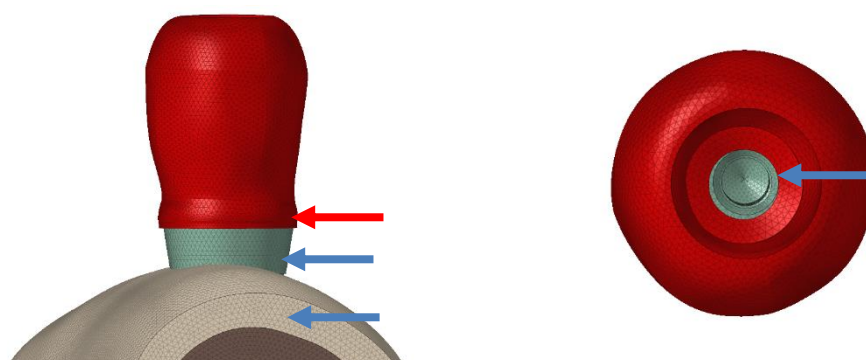
Fonte: Elaboração própria

Método de elementos finitos (MEF)

Depois que as propriedades mecânicas dos materiais foram definidas e fornecidas ao software, foram escolhidas as regiões de apoio e de fixação, assim como o tipo de contato que estas exercem: fixo ou deslizante. Além disso, foram definidas as regiões de aplicação de carga, assim como o valor numérico e o sentido dela. As regiões de contatos foram definidas em contatos nó a nó, tendo contatos do tipo *freeze* nas regiões entre os ossos trabecular e cortical, implante e as camadas ósseas, além das regiões de contato da coroa com o pilar, representando que estas regiões estão sob ação de algum elemento ligante, como o caso da coroa, ou para representar a adesão do implante na região óssea após a sua cicatrização. Já nos contatos entre o implante, parafuso e pilar, foi utilizada a condição de *slide* onde parte das tensões podem ser distribuídas pelos deslizamentos entre faces, se aproximando

melhor do que ocorre entre o componente protético e a coroa, considerando os parafusos travados. As regiões de contato estão representadas na Figura 6.

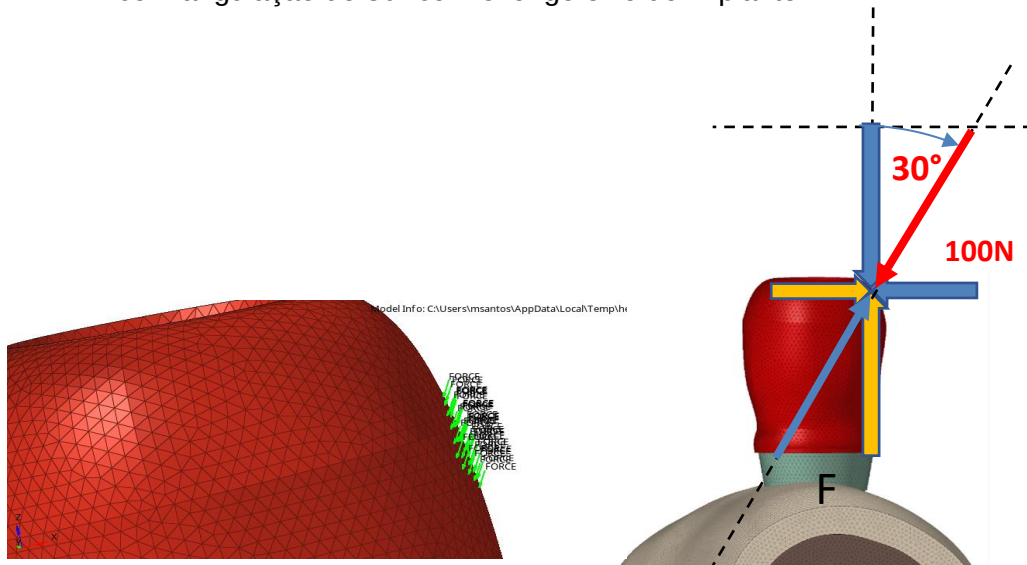
Figura 6 - Da esquerda para direita, vista frontal da malha do modelo do implante HE, composta pela estrutura óssea, pilar HE (cinza) e coroa protética (vermelho) parafusada. Setas em azul representam as regiões de contato do tipo *freeze* entre os ossos trabecular e cortical, implante e as camadas ósseas. Seta em vermelho, representa os contatos do tipo *slide*, entre as peças metálicas. Vista oclusal da coroa protética parafusada no implante HE. Seta em azul representa o contato do tipo *freeze* entre o parafuso do pilar e a coroa dentária



Fonte: Imagens cedidas pelo Centro de Tecnologia e Informação- Renato Archer.

A aplicação de carga foi realizada em uma pequena região da estrutura protética experimental. Conforme é possível perceber na figura 7, foi utilizada uma carga oblíqua de 100N, com angulação de 30° em relação ao longo eixo do implante.

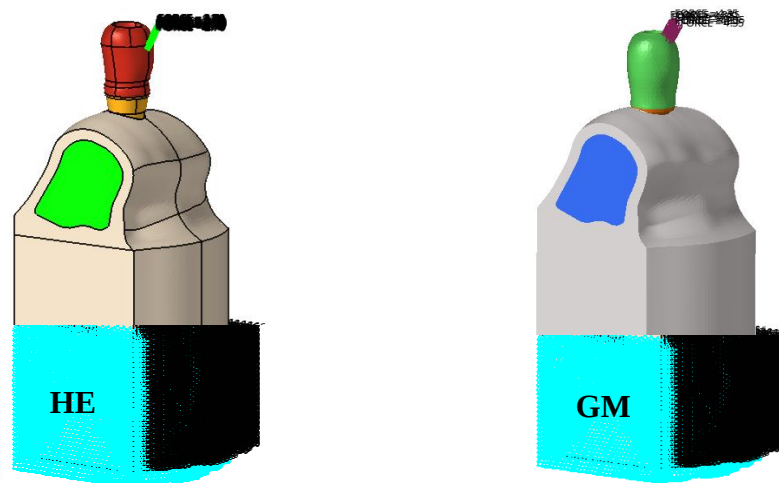
Figura 7 - Da esquerda para direita, detalhe da região onde a carga oblíqua foi aplicada na coroa protética. Esquema representativo da aplicação da carga oblíqua de 100 N com angulação de 30° com o longo eixo do implante



Fonte: Imagens cedidas pelo Centro de Tecnologia e Informação- Renato Archer.

Outra questão que requer uma atenção especial é a fixação do conjunto de análise. A fixação, neste caso, ocorre na base do cortical. Na figura 8, é possível perceber que duas regiões, em azul claro, estão engastadas a 15 mm da base do cortical. Não é necessário definir o engaste nas outras duas faces, uma vez que elas não têm liberdade de movimento devido ao engaste definido anteriormente. Diante disso, como as superfícies são engastadas, isto significa que esta região não tem graus de liberdade, seja de translação ou de rotação.

Figura 8 - Da esquerda pra direita, modelos dos implantes HE e GM. Área em azul claro demonstra a região de fixação dos modelos pela base em 15 mm

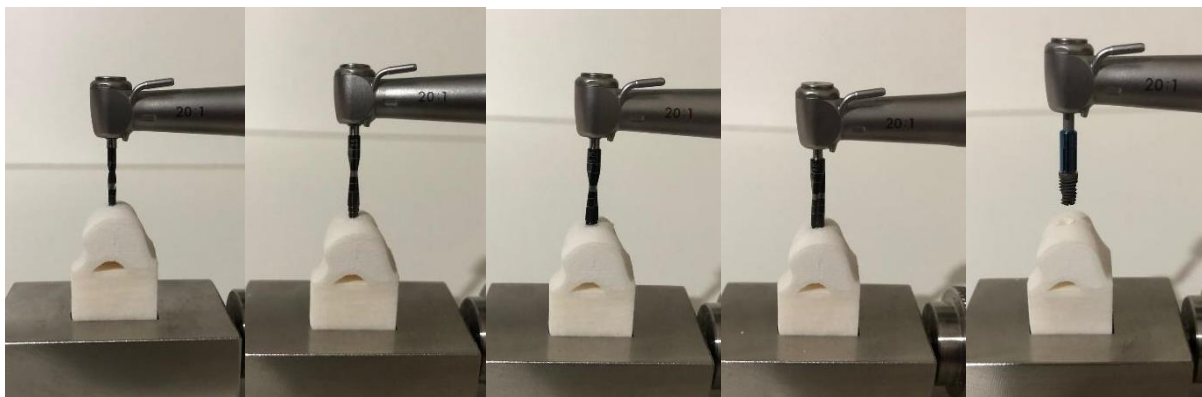


Fonte: Imagens cedidas pelo Centro de Tecnologia e Informação- Renato Archer.

Fresagem dos implantes

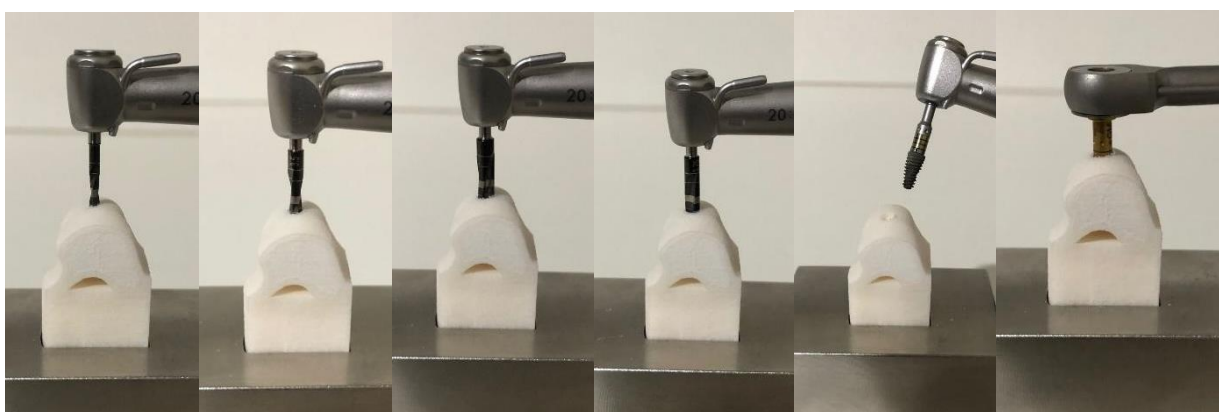
Implantes de 4,0 mm x 8,0 mm (Hélix- Neodent®), divididos em dois grupos de acordo com o tipo de conexão protética, hexágono externo (HE) e grand Morse (GM), foram instalados nos corpos de prova e o torque final de todos os implantes foi de 45Ncm. Para padronizar e evitar alterações na posição final dos implantes, todos os corpos de prova foram impressos com uma perfuração inicial que serviu como guia para a correta instalação dos implantes. Para os implantes HE, a perfuração guia foi de 2 mm de diâmetro e com profundidade de 8 mm, finalizando a instalação com a plataforma dos implantes no nível da crista óssea. Para os implantes GM, a perfuração guia foi de 2 mm de diâmetro e com profundidade de 10 mm, finalizando a instalação com a plataforma dos implantes 2 mm abaixo da crista óssea, seguindo a posição preconizada pelo fabricante (Figuras 9, 10 e 11).

Figura 9 - Da esquerda pra direita, sequência de fresagem dos implantes HE, com as brocas 2.0, 3.5, 3.75, 4.0 e instalação do implante HE



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Figura 10 - Da esquerda pra direita, sequência de fresagem dos implantes GM, com as brocas 2.0, 3.5, 3.75, 4.0 e instalação do implante GM, finalizando com a plataforma do implante 2 mm abaixo da crista óssea



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Figura 11 - Da esquerda pra direita, posição final do implante HE no corpo de prova. Posição final do implante GM no corpo de prova



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Além disso, todos os corpos de prova foram travados em um dispositivo metálico de inox durante as fresagens, para que não houvesse movimentação do conjunto. As fresagens foram realizadas com o motor NeoSurg Pro da Neodent®, conforme as recomendações do fabricante e o torque final de todos os implantes foi de 45Ncm.

Sobre os implantes foram instalados os componentes protéticos: Pilar cônico SF- 2.0 mm e Pilar GM Exact- 2.5 mm- Neodent® (Figura 12). Um dispositivo metálico, simulando uma coroa dentária. Esse dispositivo foi parafusado sobre os componentes, conforme ilustrado na figura 12, e utilizado na realização do próximo experimento.

Figura 12 - Da esquerda pra direita, Pilar GM Exact, Pilar cônico SF e dispositivo metálico simulando a coroa dentária

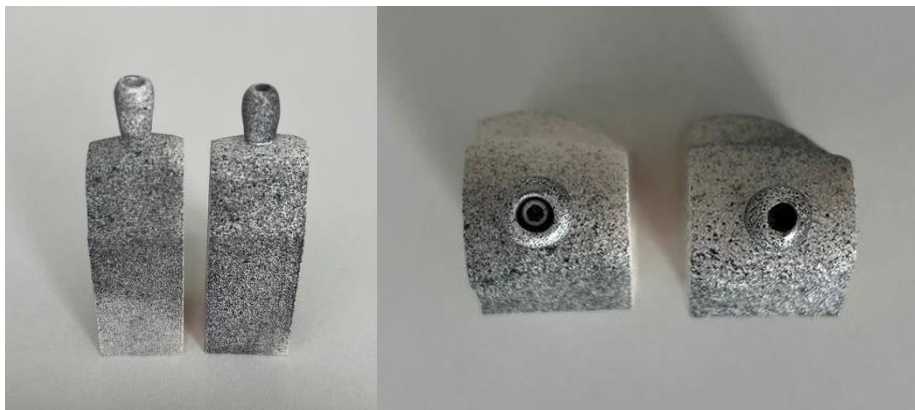


Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Correlação digital de imagem (DIC)

A análise de DIC funciona tomando uma série de imagens em tons de cinza de uma amostra antes e durante o carregamento e, em seguida, rastreando o deslocamento de *speckles* criados na superfície do espécime⁷. Sendo assim, os corpos de prova com os implantes e componentes instalados, foram pintados com tinta branca e após estarem secos, foram jateados com tinta preta para que os *speckles* fossem criados na superfície (Figura 13).

Figura 13 - Da esquerda pra direita, vista frontal dos corpos de prova dos modelos HE e GM após a confecção dos *speckles* na superfície. Vista oclusal dos corpos de prova dos modelos HE e GM após a confecção dos *speckles*.



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Os modelos foram fixados pela base, 15 mm abaixo do fim do osso cortical, com a ajuda de um dispositivo em aço inox que foi feito com uma geometria de encaixe precisa e padronizada para todos os corpos de prova, mantendo o travamento do conjunto durante o experimento. Esse dispositivo foi preso à bancada por grampos de forma que o conjunto não sofresse nenhuma movimentação durante o ensaio (Figura 14).

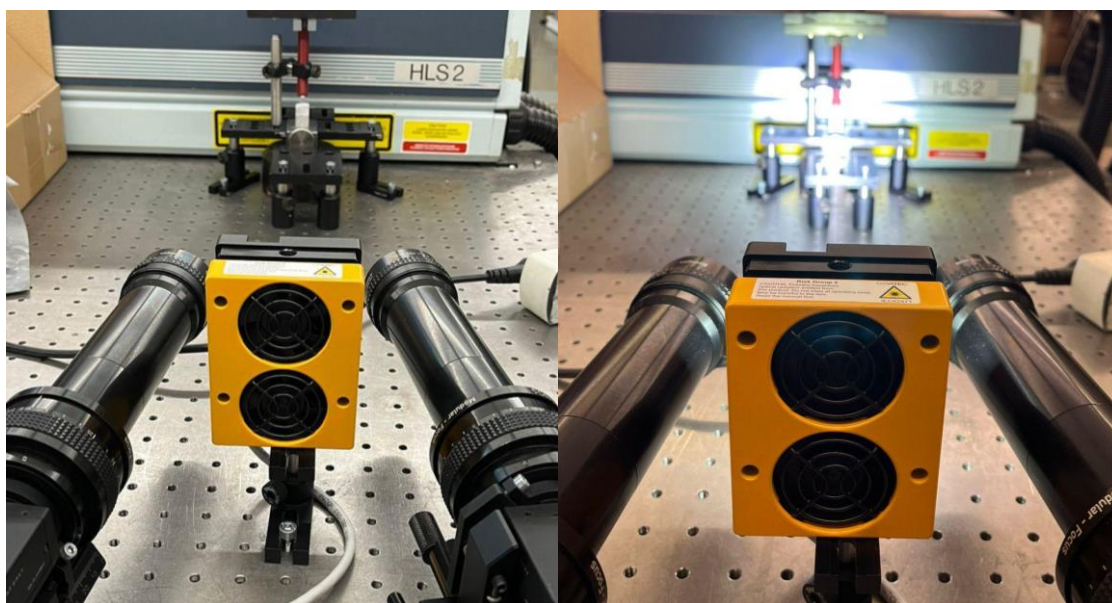
Figura 14- Da esquerda pra direita, dispositivo confeccionado em aço inox com o encaixe feito no formato dos corpos de prova. Dispositivo preso na bancada por grampos que estabilizaram e padronizaram a posição, permitindo apenas que fossem trocados os corpos de prova



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Para os ensaios foram usadas duas câmeras Point-Grey Gazelle GZL-CL-41C6M-C, posicionadas simetricamente em relação ao corpo de prova em análise, em ângulo de cerca de 20°. A distância das câmeras em relação ao corpo de prova foi definida de modo que a amostra preenchesse o máximo possível do campo de visão e que as áreas de interesse estivessem visíveis nas duas câmeras. Após as câmeras estarem corretamente posicionadas, o próximo passo foi usar o controle de foco das lentes para obter um foco nítido em todo o espécime. A abertura das lentes e tempo de exposição também foram definidos de acordo com a quantidade de luz e brilho nas imagens, até que se obtivesse o balanço ideal entre a profundidade do campo e a resolução. Após ajustar essas configurações, as imagens estavam com brilho correto, sem *pixels* vermelhos (sobrecarregados) nas áreas de interesse. Uma fonte de luz também foi aplicada para melhor visualização e captura dos *speckles* (Figura 15).

Figura 15 - Da esquerda pra direita, câmeras posicionadas em ângulo de cerca de 20° em direção ao corpo de prova preso pelo dispositivo. Fonte de luz posicionada entre as câmeras para melhorar a visualização dos *speckles* na superfície dos corpos de prova



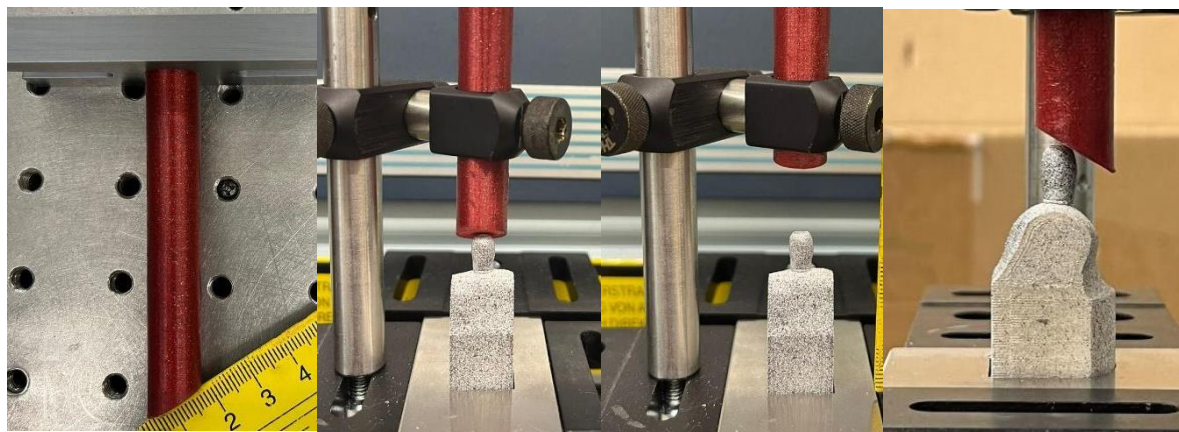
Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Para a calibração do *software* Vic-3D, foi selecionado um padrão de grade que preenchesse todo o campo de visão das lentes. Imagens do padrão de grade escolhido foram adquiridas e calibradas. Após os resultados da calibração terem sido

interpretados e corrigidos, a calibração foi finalizada e salva para ser usada em todos os experimentos.

Antes de começar a análise de DIC, foi confeccionado em impressora 3D, um dispositivo em formato de pino com uma das extremidades chanfrada em 30°, utilizando o material PETG da marca Prusament®. Esse dispositivo foi colocado perpendicularmente aos modelos, preso por uma anilha que permitia que o pino subisse para que fosse feita a troca dos corpos de prova e descesse deslizando sem atritos até tocar a coroa metálica (Figura 16).

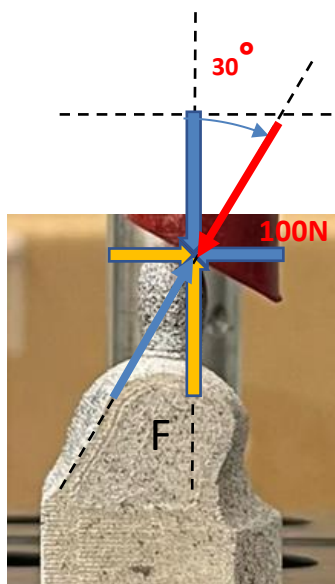
Figura 16 - Da esquerda para direita, dispositivo chanfrado em 30°, impresso em PETG. Dispositivo abaixado em contato com o corpo de prova. Dispositivo erguido para troca dos corpos de prova. Vista lateral do dispositivo em contato com o corpo de prova



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

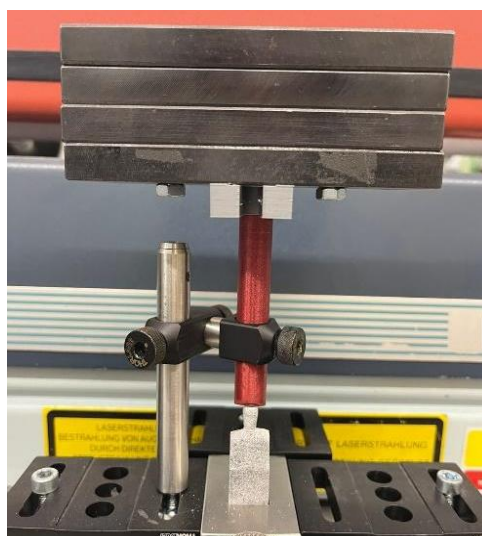
As cargas oblíquas foram aplicadas sobre a parte superior do dispositivo do pino, com a ajuda de um pequeno suporte fixo para equilibrar o peso. A angulação usada para a aplicação das cargas foi de 30° em relação ao longo eixo do implante, conforme as imagens (Figura 17). A carga aplicada foi de aproximadamente 24N. O contato e a região de aplicação das cargas foram os mesmos para todos os modelos (Figura 18).

Figura 17 - Esquema da angulação usada para a aplicação das cargas, 30° em relação ao longo eixo do implante.



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Figura 18 - Carga oblíqua de 24N sendo aplicada na parte superior do dispositivo.



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

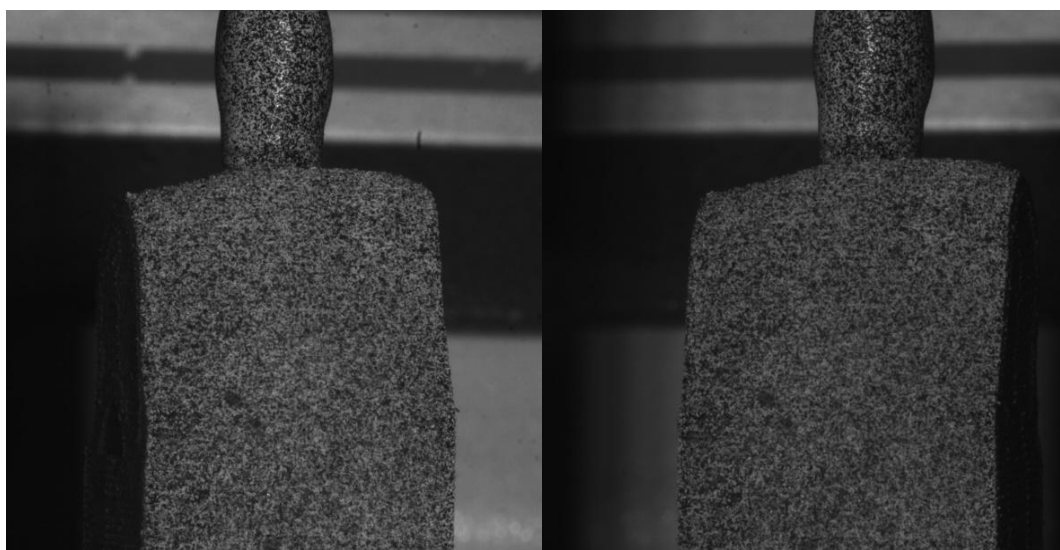
Foi então realizada a análise de DIC para mapear os campos de deslocamento do conjunto implante-polímero. Assim, foram capturadas três imagens dos corpos de prova antes e três imagens após a aplicação das cargas, onde, por meio do processamento de imagens feito pelo *software* Vic-3D, foi extraída uma correlação entre as intensidades das localizações de deslocamentos sobre os corpos de prova (Figuras 19 e 20).

Figura 19 - Imagens capturadas dos corpos de prova do implante HE, pelo *software* VIC-3D



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Figura 20 - Imagens capturadas dos corpos de prova do implante GM, pelo *software* VIC-3D



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

O experimento foi realizado em triplicata para cada um dos grupos. Por se tratar de uma análise simulada em elementos finitos, a comparação foi essencialmente qualitativa pois os materiais utilizados foram simulados numericamente utilizando propriedades retiradas da literatura e da técnica de excitação por impulso, descrita anteriormente. As medições de deslocamento obtidas por meios óticos são

determinísticas, isto é, o tratamento estatístico não assume aqui a importância que tem no tratamento de dados clínicos

REFERÊNCIAS

1. Mendoza EM, Cuenca RC, Suyo AD. Stress analysis and factor of safety in three dental implant systems by finite element analysis. *Saudi Dent J.* 2022; 34(7): 579–84.
2. Liu B, Xu W, Chen M, Chen D, Sun G, Zhang C et al. Structural design and finite element simulation analysis of grade 3 graded porous titanium implant. *Int J Mol Sci.* 2022; 23(17): 10090.
3. Jafari B, Katoozian HR, Tahani M, Ashjaee N. A comparative study of bone remodeling around hydroxyapatite-coated and novel radial functionally graded dental implants using finite element simulation. *Med Eng Phys.* 2022; 102: 103775.
4. Zhang WT, Cheng KJ, Liu YF, Wang R, Chen YF, Ding YD et al. Effect of the prosthetic index on stress distribution in Morse taper connection implant system and peri-implant bone: a 3D finite element analysis. *BMC Oral Health.* 2022; 22(1): 431.
5. Wu YL, Tsai MH, Chen HS, Lin CP, Wu AYJ. Effect of marginal bone integrity and aftermarket abutment screws on dental implant systems: a preliminary study with finite element method. *Materials.* 2022; 15(17): 5952.
6. Patil SM, Deshpande AS, Bhalerao RR, Metkari SB, Patil PM. A three-dimensional finite element analysis of the influence of varying implant crest module designs on the stress distribution to the bone. *Dent Res J.* 2019; 16(3): 145–52.
7. Tribst JPM, Dal Piva AM, Bottino MA, Nishioka RS, Borges ALS, Ozcan M. Digital image correlation and finite element analysis of bone strain generated by implant-retained cantilever fixed prosthesis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2020; 28(1): 10–7.

APENDICE B- SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

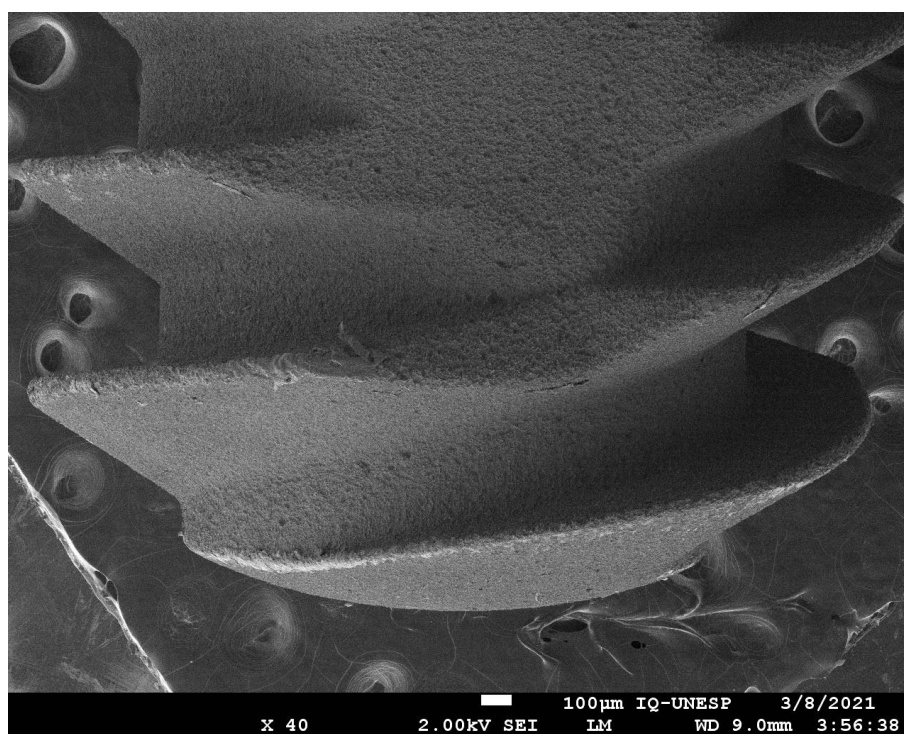
- 1.** Refazer as análises de elementos finitos adicionando as condições de pré-carga e possibilitando a validação do método pela correlação digital de imagem;
- 2.** Realizar análise comparativa entre as plataformas grand Morse e cone Morse;
- 3.** Realizar testes mecânicos com os implantes físicos com alterações apicais, uma vez que esses implantes foram usinados, mas não foram submetidos a análise de rotação e nem a análise de fadiga. (APÊNDICES C e D)
- 4.** Realizar análise de Tensão Principal Máxima no método de elementos finitos, nos implantes modificados, uma vez que esse critério não foi investigado nesse estudo.
- 5.** Repetir as imagens de Microscopia Eletrônica de Varredura nos implantes, após os testes de mecânicos serem realizados (APÊNDICE C).

APÊNDICE C- MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Foi realizada a Microscopia Eletrônica de Varredura dos implantes após as modificações apicais, para conferência dos danos e irregularidades inerentes ao processo de usinagem a qual foram submetidos.

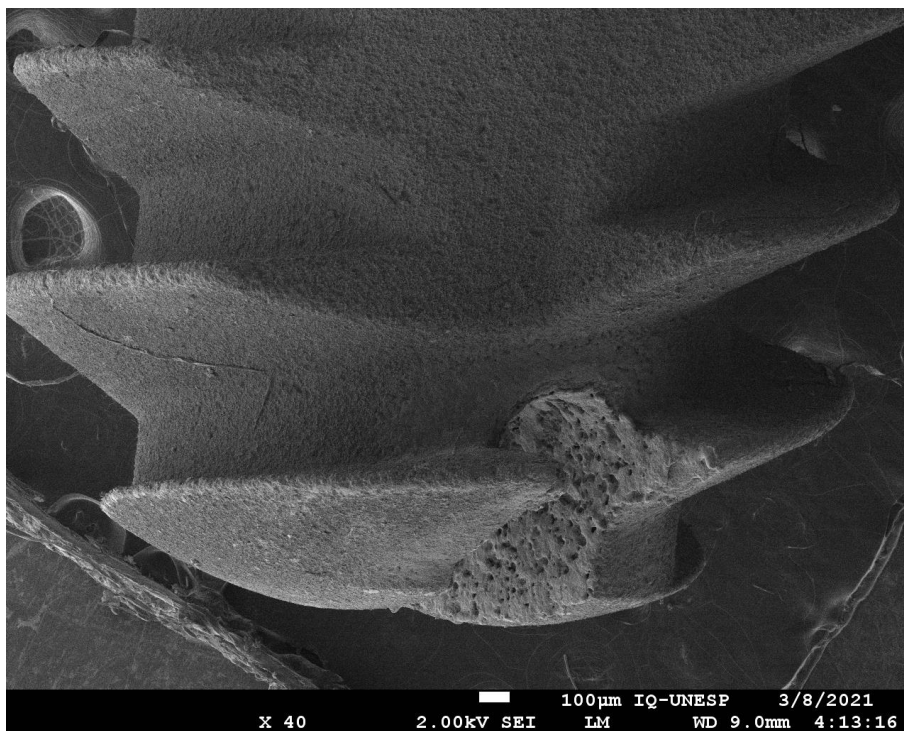
IMPLANTES GM

Foto 1- Implante GM sem modificação apical



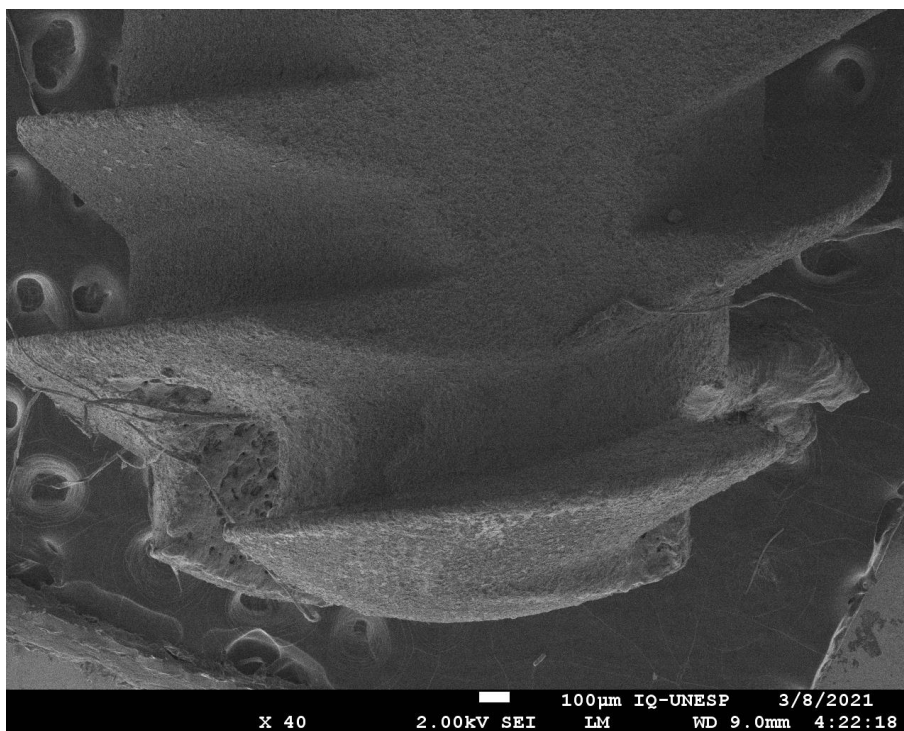
Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Foto 2- Implante GM com corte bi-partido



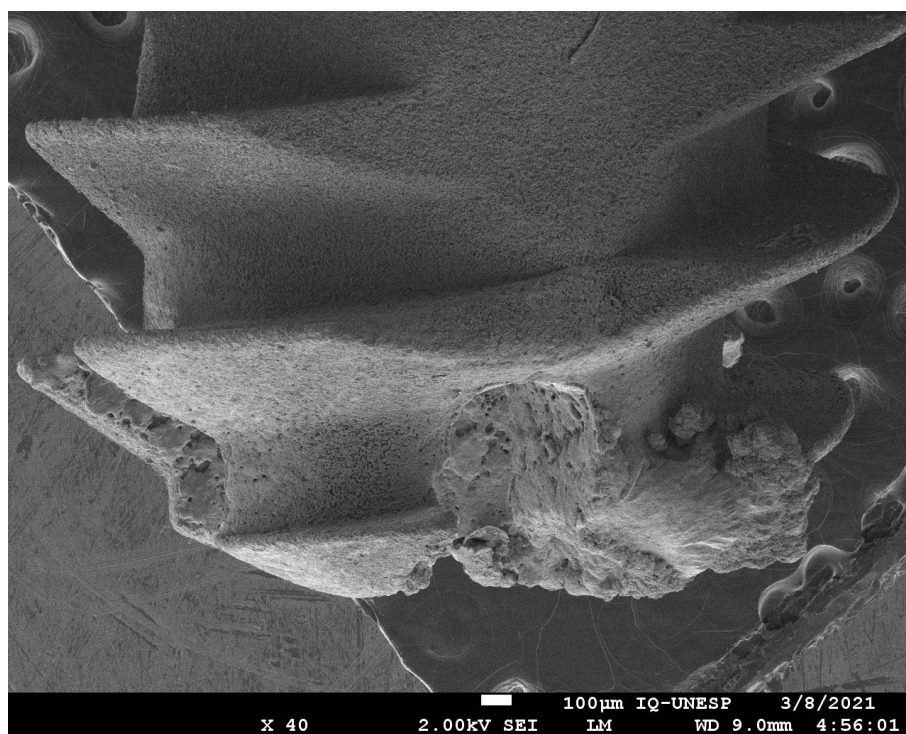
Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Foto 3 - Implante GM com corte tri-partido



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

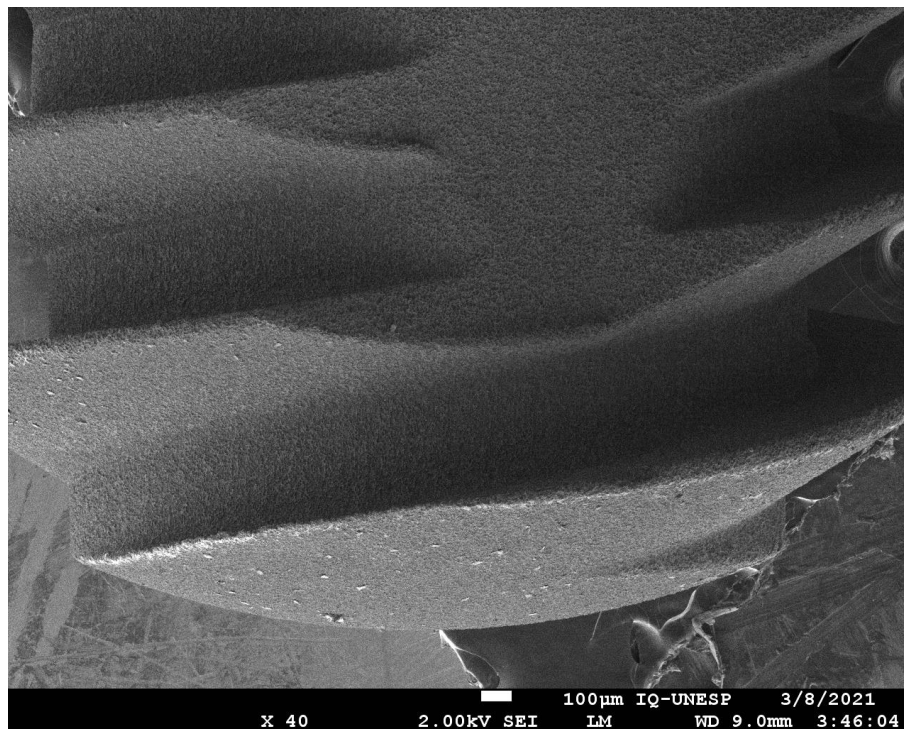
Foto 4 - Implante GM com corte quadri-partido



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

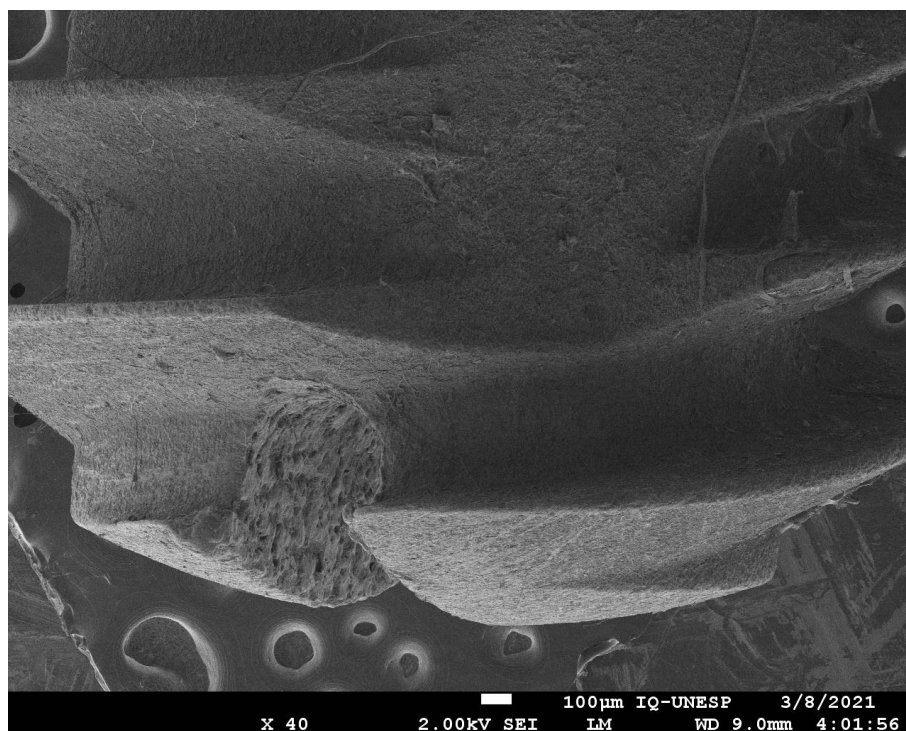
IMPLANTES HE

Foto 5 - Implante HE sem modificação apical



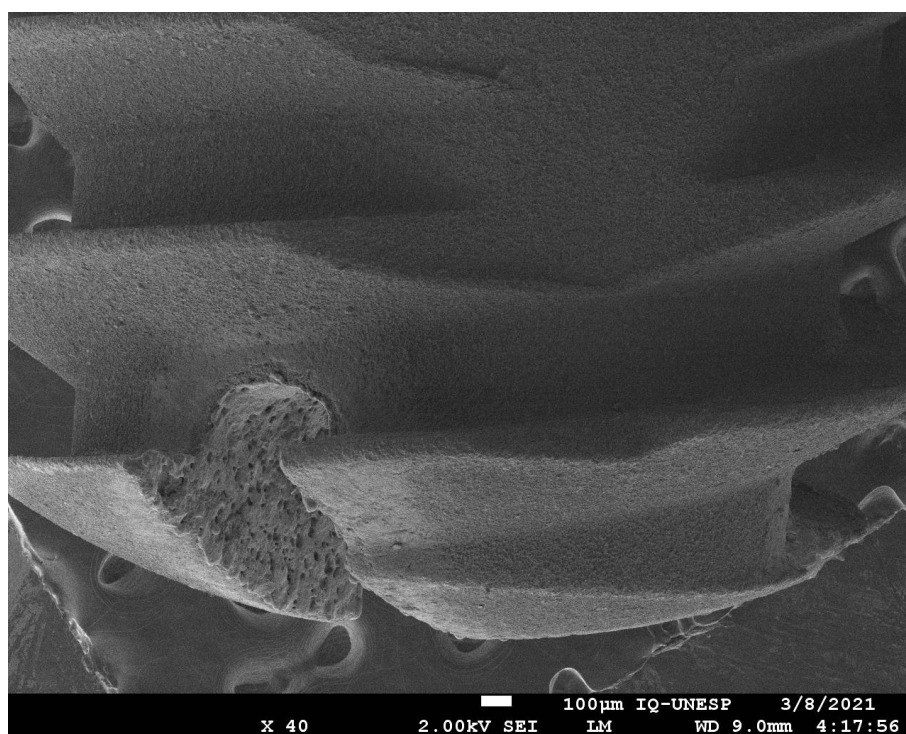
Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Foto 6 - Implante HE com corte bi-partido



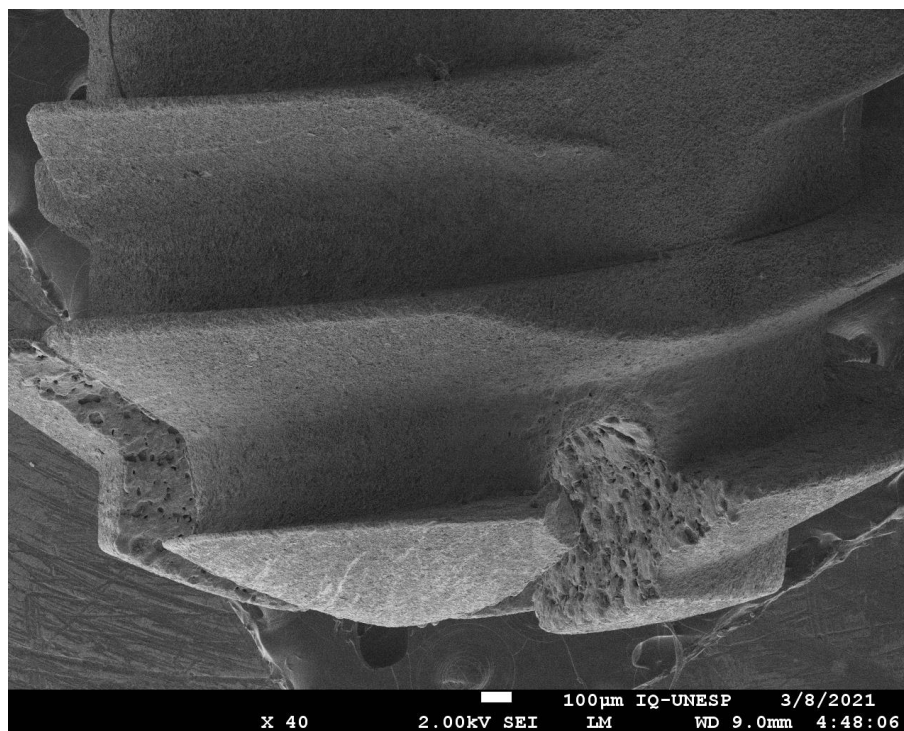
Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Foto 7 - Implante HE com corte tri-partido



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Foto 8 - Implante HE com corte quadri-partido

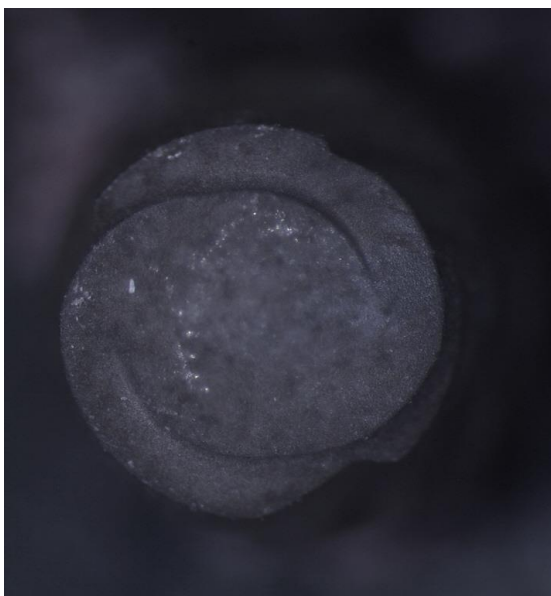


Fonte: Arquivo pessoal da autora.

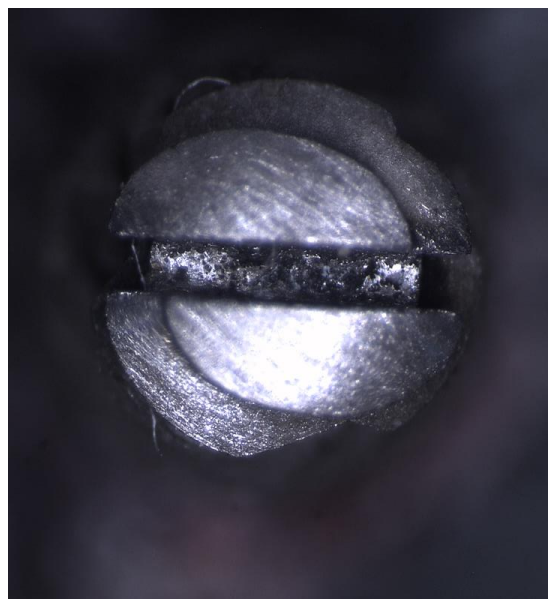
APÊNDICE D- ESTEREOMICROSCOPIA

Além das imagens da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), também foram feitas imagens dos ápices dos implantes pelo Estereomicroscópio, a fim de visualizar com maior precisão, os cortes criados nos ápices, uma vez que a angulação dos implantes nas imagens em MEV, impediram de enxerga-los adequadamente.

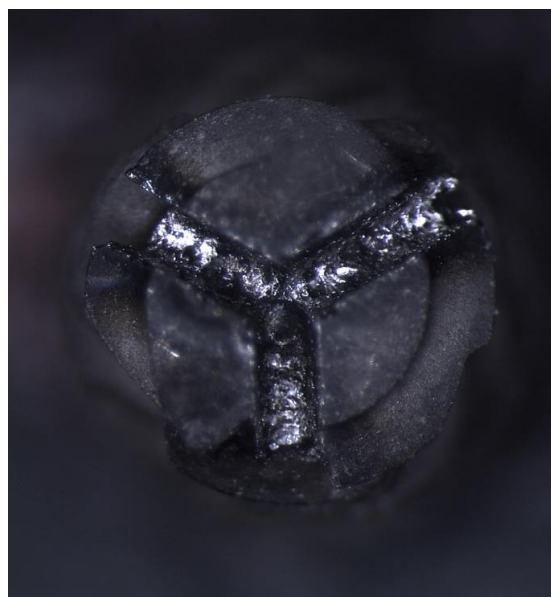
Foto 1 – Ápices dos implantes



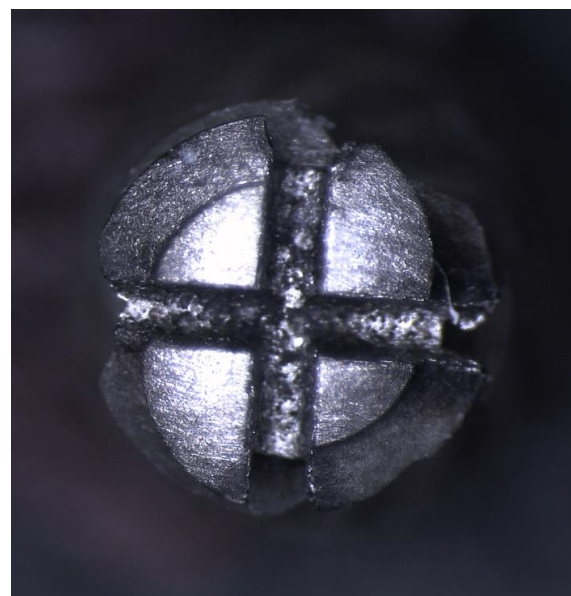
*Implante sem corte



*Implante bi-partido



*Implante tri-partido



*Implante quadri-partido

Fonte: Arquivo pessoal da autora.

**Não autorizo a publicação deste trabalho pelo prazo de 2 anos após a data de
defesa**

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 26 de maio de 2023.

Nicole Casalle