



**DANIEL MENDES LOBATO**

**ANÁLISE DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS APLICADO A  
IMPLANTODONTIA: Revisão Integrativa de Literatura**

Caçapava, SP

2023

**DANIEL MENDES LOBATO**

**ANÁLISE DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS APLICADOS A  
IMPLANTODONTIA: Revisão Integrativa de Literatura**

Pré-projeto de monografia apresentado como requisito básico para a aprovação na Disciplina Trabalho de Conclusão de Curso – Projeto de Pesquisa, do curso de Odontologia da Faculdade Santo Antônio.

Orientador(a): Prof(a). Dr(a). Bianca Uendy Tanide Quissak

Caçapava, SP

2023

## RESUMO

O objetivo deste estudo é fornecer uma compreensão aprofundada do Método dos Elementos Finitos no contexto da Odontologia, com foco em sua aplicação em cirurgias de implantes. Pretende-se promover a interdisciplinaridade na integração de conhecimentos para a obtenção de dados mais precisos e resultados mais confiáveis por meio do uso de ferramentas computacionais na análise de tensões e estruturas. Essa abordagem abrange não apenas os materiais dentários, mas também as estruturas orofaciais, considerando as complexas condições mecânicas envolvidas em procedimentos odontológicos. A pesquisa utilizou dados provenientes das fontes Scientific Electronic Library Online (SCIELO), Google Acadêmico, PubMed e Biblioteca Virtual em Saúde (BVS).

**Palavras-chave:** Implantodontia. Análise de Elementos Finitos. Ósseo-integração. Bioengenharia.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	5
<b>2 OBJETIVOS</b>	6
<b>2.1 Geral</b>	6
<b>2.2. Específicos</b>	6
<b>3. JUSTIFICATIVA</b>	7
<b>4. REFERÊNCIAS TEÓRICOS</b>	7
<b>5 METODOLOGIA</b>	7
<b>6 RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	22
<b>7 CONCLUSÃO</b>	23
<b>8 REFERÊNCIAS</b>	25

## 1 INTRODUÇÃO

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma técnica de análise matemática que visa determinar o estado de tensão e deformação em objetos sólidos de geometria arbitrária, sujeitos a influências externas de deformação. Pode ser descrito como um método no qual um meio contínuo é subdividido em elementos que mantêm as propriedades do material original.

A história do MEF remete ao final do século XVIII, com mais de um século de desenvolvimento teórico e técnicas analíticas que enfrentaram limitações devido às complexidades no processamento das equações. Sua aplicação prática tornou-se viável no final da década de 1960, graças ao avanço tecnológico que possibilitou a análise de equações matemáticas mais intrincadas. Desde então, o MEF tem encontrado aplicações em diversas áreas, incluindo Medicina e Odontologia, onde tem sido empregado em várias especialidades.

Na Odontologia, o MEF tem sido adotado em experimentos diversos e se mostrado eficaz no estudo dos efeitos das forças aplicadas aos dentes e aos tecidos circundantes. Ao utilizar essa ferramenta, é possível medir e analisar os comportamentos biomecânicos mais complexos por meio de modelos computacionais experimentais. Isso representa uma melhoria em relação aos métodos convencionais, que muitas vezes não conseguem criar modelos comparáveis às estruturas orofaciais devido à diversidade de substâncias, irregularidades e particularidades de cada estrutura.

As análises matemáticas computacionais permitem representar situações *in vivo*, fornecendo uma representação matemática de formas reais e suas funções, o que auxilia na compreensão das falhas que ocorrem na prática odontológica. Essas falhas muitas vezes não são explicadas em estudos *in vitro* e podem dificultar a execução clínica.

Portanto, o propósito deste trabalho é esclarecer a aplicação dos Métodos dos Elementos Finitos na Odontologia, especificamente em cirurgias de implantes, como uma abordagem para melhor compreender as condições mecânicas odontológicas.

## **1.1 PROBLEMA**

O MEF na Odontologia já vem sendo usado em diversas áreas como forma de sintetizar e explorar comportamento mecânicos de diversos elementos, e para entender sua aplicabilidade na odontologia é necessário um método de coleta de dados que envolva a criação de fichamentos bibliográficos a partir da leitura de artigos selecionados com base nos critérios de inclusão, exclusão e nos objetivos pré-definidos para este estudo. Essa revisão será conduzida através da análise dos artigos disponíveis nas plataformas mencionadas posteriormente, permitindo uma compreensão mais abrangente do Método dos Elementos Finitos quando utilizado para entender o comportamento mecânico das estruturas orofaciais e adjacentes, possibilitando a obtenção de informações para atender aos objetivos de pesquisa estabelecidos para compreender de qual forma o MEF influencia na implantodontia.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Geral**

O presente estudo adota a abordagem da revisão integrativa da literatura, uma metodologia amplamente empregada para identificar, sintetizar e analisar de maneira abrangente os dados disponíveis. Essa estratégia tem como objetivo oferecer uma compreensão mais abrangente do Método dos Elementos Finitos de forma concisa, contribuindo para o avanço do conhecimento e estimulando discussões cruciais para futuros desenvolvimentos.

### **2.2 Específico**

Este estudo foi conduzido por meio da pesquisa e análise de artigos científicos, dissertações e teses disponíveis em bancos de dados amplamente reconhecidos, incluindo a Scientific Electronic Library Online (SciELO), Google Acadêmico, PubMed e Biblioteca Virtual em Saúde (BVS). O objetivo principal foi investigar a resposta mecânica de sistemas de implantes ósseo-dentários.

Para isso, foram empregadas as seguintes palavras-chave como critérios de busca: "implantodontia", "análise de elementos finitos", "ósseo-integração" e "bioengenharia".

### **3 JUSTIFICATIVA**

Além de apresentar os resultados de pesquisas realizadas por outros estudiosos, o que permite a comparação com os dados coletados neste estudo, a revisão promove discussões e reflexões sobre o Método dos Elementos Finitos. Portanto, a confiabilidade e a qualidade dos artigos e dados incorporados nesta pesquisa desempenham um papel fundamental na garantia de uma compreensão precisa do tema em análise para entender a aplicabilidade do MEF na odontologia e toda a biomecânica dos implantes ósseo-integrados.

### **4 REFERÊNCIAS TEÓRICOS**

O Método dos Elementos Finitos (MEF) emerge como uma solução viável para a realização de testes em comparação com outros modelos de estudos, como modelos fotoelásticos e experimentos em humanos e/ou animais. Isso se deve à capacidade do MEF de modelar de forma matemática estruturas orofaciais complexas com geometrias irregulares, abrangendo tanto tecidos naturais quanto artificiais. Além disso, o MEF possibilita a previsão das forças atuantes em qualquer ponto e/ou direção, o que resulta em uma análise abrangente das possíveis deformações e deslocamentos nos materiais dentários e tecidos analisados, decorrentes das cargas aplicadas. Essa abordagem proporciona uma compreensão mais profunda das potenciais falhas que podem ocorrer em cirurgias de implantes devido às forças exercidas sobre os tecidos, bem como a biomecânica que sustenta o implante ósseo-integrado.

### **5 METODOLOGIA**

A análise de dados realizada neste estudo foi conduzida com base em um referencial teórico sólido, empregando uma revisão integrativa da literatura. Essa abordagem é amplamente adotada, uma vez que permite a identificação, avaliação e síntese de estudos previamente conduzidos por outros autores, facilitando assim a seleção criteriosa e confiável dos dados a serem utilizados. O processo de elaboração desta revisão integrativa seguiu as seguintes etapas: identificação do tema, coleta de literatura relevante, categorização dos estudos, avaliação dos estudos selecionados, interpretação dos resultados e apresentação da revisão integrativa. Foram sintetizados e correlacionados 27

artigos selecionados através de critérios de inclusão, tendo como base 43 artigos iniciais. Os critérios de inclusão se fundamentaram na análise e presença de informações que se correlacionavam com o objetivo do estudo. A pesquisa foi realizada mediante revisão bibliográfica de materiais científicos disponíveis nas bases de dados online SciELO, Google Acadêmico, PubMed e BVS utilizando as palavras chaves: “implantodontia”, “análise de elementos finitos”, “ósseo-integração” e “bioengenharia”.

Por ser uma ferramenta versátil pode ser empregada de forma proativa na fase de planejamento e design de pesquisas, evitando erros e adaptando sua complexidade de acordo com as estruturas modeladas. Esse método se baseia em estudos de bioengenharia para criar um modelo virtual subdividido em elementos geométricos, que se alinham com referências anatômicas.

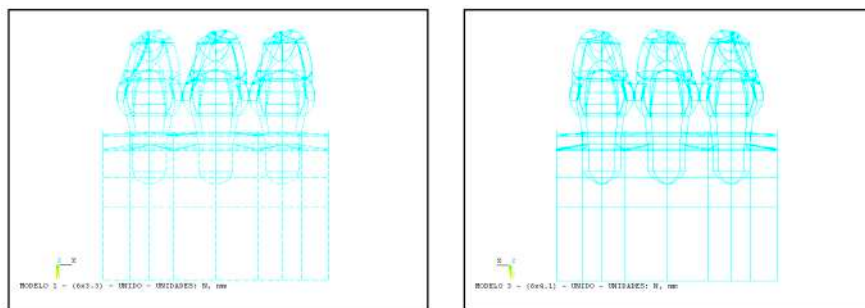
As propriedades de cada material utilizado no modelo podem ser previamente determinadas por meio de ensaios mecânicos que medem a dureza e estimam o módulo de elasticidade. Isso resulta em um método mais acessível e econômico, o que influencia diretamente na aplicação das cargas e na forma como essas estruturas as suportam, bem como em suas interações. Uma variedade de forças externas, como tração, compressão, cisalhamento e torque, podem ser simuladas para refletir situações reais, como cargas pontuais distribuídas em uma área específica, simulando a interação entre um dente antagonista e um ponto de aplicação de carga. Esse tipo de simulação pode identificar áreas de alta tensão e avaliar o estresse de concentração nos materiais.

O MEF é uma ferramenta moderna que fornece resultados de alta qualidade e implicações clínicas significativas. Ele permite a medição das cargas oclusais, a resistência dos materiais e dos tecidos, o que contribui para um prognóstico favorável na atenção clínica, fornecendo informações biomecânicas que não seriam facilmente obtidas com métodos tradicionais.

O processo de criação de um modelo matemático de elementos finitos começa com a definição da estrutura de interesse na região dento maxilofacial. Essa estrutura é representada graficamente em um software dedicado, utilizando informações como tomografias computadorizadas, atlas de anatomia, crânios secos ou dentes extraídos. O modelo tridimensional de elementos finitos é uma representação aproximada da geometria da estrutura *in vivo*, levando em



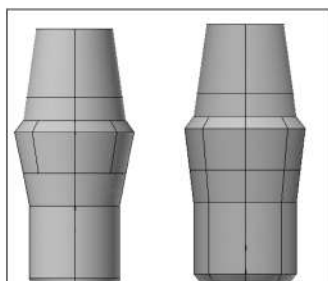
consideração as propriedades elásticas dos diversos materiais envolvidos. Para criar esse modelo, são definidos "pontos-chave" que são interligados por linhas, formando áreas que compõem as estruturas a serem analisadas.



**Figura 1: linhas dos modelos.**

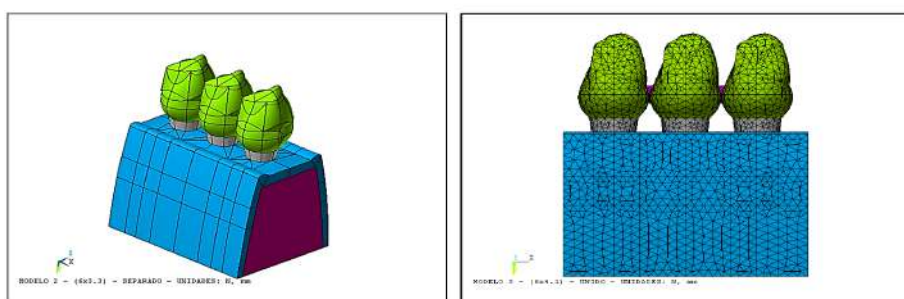
**FONTE: Amaral, 2011**

Para tornar a compreensão mais acessível, as terminologias anatômicas e geométricas mencionadas serão explicadas nas figuras a seguir. Com base na estrutura inicial, foram criados volumes que representam os implantes, pilares intermediários, coroas protéticas e os tecidos ósseos cortical e esponjoso, conforme demonstrado nas Figuras 2 e 3.



**Figura 2: volume dos implantes com intermediário protético**

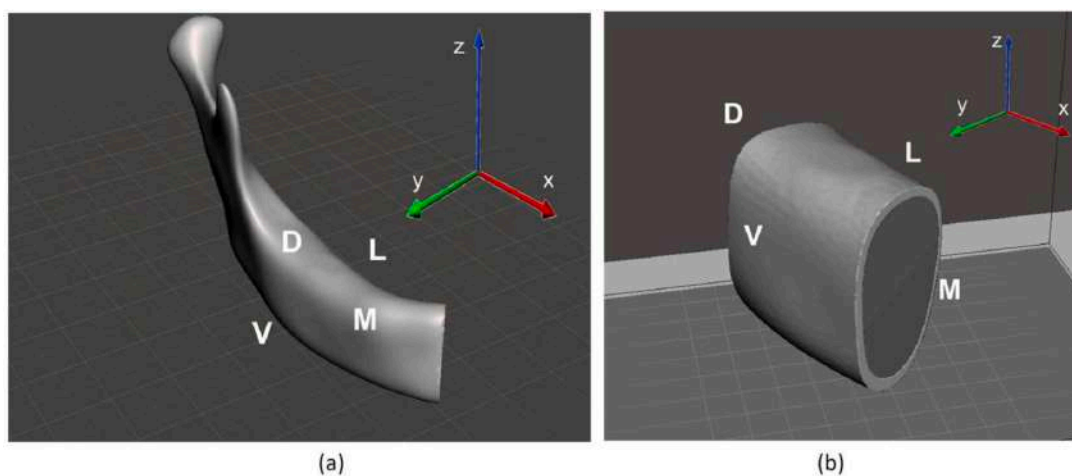
**FONTE: Amaral, 2011**



**Figura 3: Volume do osso cortical, osso esponjoso, intermediário, coroas protéticas em perspectiva.**

**FONTE: Amaral, 2011**

Mais especificamente, a Figura 4 (a) ilustra uma seção da mandíbula direita, na qual o segmento ósseo representado na Figura 4 (b) foi retirado. As direções mesial, distal, vestibular e lingual são identificadas na Figura 4. Já a Figura 5 apresenta um implante dentário com suas componentes. De maneira geral, um implante dentário, destinado à reabilitação de um único dente, é composto por quatro elementos principais: o corpo do implante (inserido no osso), o pilar, a conexão entre o corpo do implante e o pilar, e a coroa protética (Figura 4(a)). A anatomia da conexão pode variar, assim como a geometria do dispositivo antirrotacional associado.



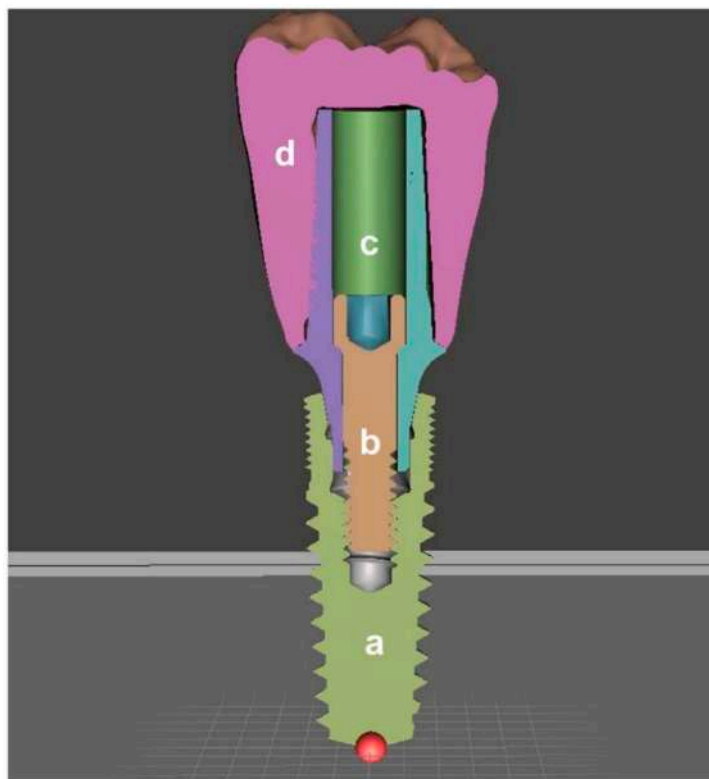
**Figura 4:** (a) Uma mandíbula direita é mostrada com a especificação das direções mesial (M), distal (D), vestibular (V) e lingual (L). (b) Segmento ósseo extraído de mandíbula direita com especificação das direções mesial (M), distal (D), vestibular (V) e lingual (L). O segmento ósseo é composto por uma porção interna que corresponde ao osso trabecular (cinza escuro) e uma porção externa que representa a camada cortical (cinza claro).

**FONTE:** Falcinelli, 2023

O processo inicial na criação de um modelo de elementos finitos envolve a representação geométrica, que abrange uma análise detalhada das geometrias do osso e do implante. A geometria óssea reconstruída pode ser categorizada em duas abordagens: geometria simplificada e geometria baseada em imagem.

Na abordagem de geometria simplificada, o osso é representado como um objeto bidimensional (2D) ou tridimensional (3D) com várias formas. Mesmo com essa simplificação, a representação engloba tanto as partes corticais quanto

as trabeculares do osso. Geralmente, um núcleo de osso trabecular reside na porção interna e é envolto por uma camada cortical com espessura variável, que pode variar de 0,5 mm a 3 mm.



**Figura 5: As principais partes de um implante dentário: a. implante corporal; b. parafuso de passagem; c. pilar; d. coroa. (b) O implante dentário inserido em um segmento ósseo.**

**FONTE: Falcinelli, 2023**

Quanto à diferenciação das características entre o osso cortical e trabecular, alguns estudos exploraram diferentes qualidades ósseas com base na classificação de Lekholm & Zarb, uma categorização amplamente aceita na área de implantodontia. Essa classificação é qualitativa e identifica quatro tipos de ossos (D1, D2, D3 e D4) com base na relação entre as áreas corticais e trabeculares. O tipo D1 é caracterizado por um osso compacto homogêneo, enquanto o tipo D2 é composto por uma camada espessa de osso compacto que envolve um núcleo de osso trabecular denso. O tipo D3 refere-se a uma fina camada de osso cortical que envolve um núcleo de osso trabecular denso, enquanto o tipo D4 corresponde a uma fina camada de osso cortical que envolve

um núcleo de osso trabecular de baixa densidade. A espessura da camada cortical varia dependendo do tipo de osso em estudo.

Quando levamos em consideração a geometria óssea, em vez de criar uma geometria simplificada, alguns estudos utilizam dados de imagens diagnósticas, como Tomografia Computadorizada (TC), para obter uma representação mais realista da geometria do osso. Tanto nos casos de geometria simplificada quanto de geometria derivada de imagens de TC, o osso é modelado como um material contínuo, sem considerar a rede trabecular. No entanto, a falência óssea e os processos de adaptação ocorrem ao nível das trabéculas individuais. Portanto, a consideração da arquitetura detalhada das trabéculas é essencial para avaliar o estresse e a deformação na interface entre o osso e o implante, bem como a estabilidade do implante e seu sucesso.

A organização da rede trabecular pode ser obtida a partir de imagens de micro-TC, permitindo a criação de modelos de elementos finitos que descrevem a arquitetura fina das trabéculas ósseas. Por exemplo, Marcian et al. utilizaram modelos de elementos finitos baseados em micro-TC para avaliar a microtensão e os deslocamentos induzidos por implantes dentários em diferentes estágios de ósseo-integração, levando em conta diferentes geometrias de implantes. Eles demonstraram que a distribuição de deformação está fortemente relacionada à arquitetura da rede trabecular, destacando que a ósseo-integração parcial pode representar um risco potencial para a longevidade do implante.

A importância de considerar a complexa arquitetura trabecular em modelos de elementos finitos foi evidenciada pelo fato de que a exclusão desse aspecto pode ter um impacto significativo nas simulações do desempenho de implantes ósseos. Embora as imagens de micro-TC permitam a criação de modelos computacionais detalhados da rede trabecular, essas tomografias não podem ser realizadas em pacientes vivos devido à exposição a altas doses de radiação. Portanto, a combinação de imagens de diagnóstico clínico com algoritmos que minimizam os artefatos de volume parcial nas imagens clínicas e restauram os dados de intensidade pode ser uma solução para incluir a arquitetura trabecular nos modelos de elementos finitos.

A geometria do implante dentário é geralmente obtida a partir de dados de projeto 3D auxiliados por computador, fornecidos pelos fabricantes. Na literatura, os implantes dentários analisados são identificados pelo fabricante,

nome do implante, suas peças e características geométricas específicas. Uma ampla variedade de tipos de implantes de diferentes fabricantes foi investigada (Liao et al. 2016), cada um com características geométricas distintas, demonstrando considerável diversidade. Além disso, os implantes dentários não são homogêneos em termos de componentes que caracterizam cada implante.

A geometria do implante é um fator crítico na avaliação das tensões e deformações na interface entre o osso e o implante. Isso ocorre porque, à medida que o osso circundante passa por processos de remodelação, as características geométricas podem afetar o desempenho do implante, influenciando a perda óssea. A conexão entre o pilar e o corpo do implante também é um fator crucial na investigação da resposta mecânica. Essa conexão desempenha um papel fundamental na transmissão de forças no conjunto implante-pilar e na interface osso-implante. Alguns estudos (Kurniawan, 2012 e Jayme, 2013) relataram que as conexões aparafusadas com integração cônica podem levar a uma reabsorção óssea significativa devido a sobrecargas excessivas.

A geometria do implante exerce um papel relevante na influência da resposta óssea peri-implantar. Além disso, é fundamental projetar implantes dentários que sejam específicos para o paciente e para o local onde serão inseridos. O objetivo é torná-los compatíveis com as condições ósseas individuais de cada paciente, de modo a criar um ambiente biomecânico que promova a osseointegração na interface osso-implante. Portanto, é essencial realizar mais pesquisas no desenvolvimento de modelagens numéricas que levem em consideração as condições ósseas particulares de cada paciente e que possam auxiliar no projeto de implantes dentários personalizados e específicos para cada situação. Nesse contexto, a fabricação aditiva 3D pode ser uma abordagem valiosa para produzir implantes sob medida para pacientes e locais específicos, possibilitando a fabricação de implantes complexos de forma relativamente simples e a custos reduzidos.

A próxima etapa na criação do modelo de elementos finitos envolve a discretização computacional dos ossos e dos implantes dentários, ou seja, a geração da malha. Para representar implantes ósseos e dentários, foram empregados elementos hexaédricos e elementos tetraédricos (Falcinelli, 2011 e 2023), tanto lineares quanto quadráticos. Em muitos casos, a preferência recai

sobre os elementos tetraédricos, dada a sua capacidade de se adaptar melhor a geometrias complexas.

A escolha entre elementos lineares e quadráticos depende da natureza do problema. Elementos quadráticos permitem que o campo de deslocamento varie de maneira parabólica dentro de cada elemento, possibilitando uma representação mais precisa dos gradientes de tensão e deformação. Por outro lado, os elementos lineares mantêm uma deformação e tensão constantes. Elementos quadráticos também são mais eficazes na captura da curvatura geométrica, resultando em uma representação mais fiel da geometria. Contudo, eles aumentam as demandas computacionais do modelo devido ao aumento do número de nós e, conseqüentemente, dos graus de liberdade.

Ao lidar com modelagem de contato ou análise de iniciação e propagação de trincas, os elementos lineares são preferíveis para evitar problemas associados às funções de forma quadráticas, como questões de convergência e bloqueio volumétrico. A precisão dos resultados dos elementos finitos está diretamente relacionada ao número de elementos e nós. Embora um grande número de elementos resulte em resultados mais precisos, isso acarreta um aumento significativo nos recursos computacionais necessários.

Portanto, para determinar o tamanho adequado da malha e, por conseguinte, o número de elementos necessário para garantir resultados precisos e independentes do tamanho da malha, são conduzidos estudos de convergência (Ciuccio, 2010). Nestes estudos, o tamanho dos elementos da malha é ajustado até que um determinado parâmetro de saída se estabilize em um valor constante. Isso indica que adicionar mais elementos tem pouco impacto no parâmetro de saída, mas resulta em um aumento significativo no tempo de computação. Estudos de convergência desempenham um papel vital na busca por um equilíbrio adequado entre a precisão da solução e os recursos computacionais envolvidos.

O comportamento mecânico de um material é descrito através de modelos constitutivos, que podem variar em complexidade dependendo do número de parâmetros necessários para caracterizar o comportamento. Um dos modelos constitutivos mais simples é o modelo linear-elástico isotrópico, representado pela seguinte equação:

$$\sigma = C : \varepsilon$$

Nesta equação,  $\sigma$  é o tensor de tensão de Cauchy de segunda ordem,  $C$  é o tensor de elasticidade de quarta ordem, caracterizado por simetrias menores e maiores, e  $\epsilon$  é o tensor de deformação infinitesimal de segunda ordem.

A simetria de  $C$  reduz o número de constantes materiais independentes a 21. Em um material isotrópico, onde as propriedades físicas são as mesmas em todas as direções, essas constantes independentes de  $C$  são reduzidas a 2: o módulo de Young ( $E$ ) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ).

No entanto, é importante observar que o osso não é isotrópico; ele apresenta algum grau de anisotropia, o que significa que suas propriedades mecânicas variam em diferentes direções. Portanto, aplicar um modelo constitutivo isotrópico ao osso pode não ser apropriado, e essa simplificação pode levar a resultados imprecisos, especialmente em relação à distribuição de tensões ao longo da interface osso-implante.

Devido à complexidade do comportamento mecânico do osso, que é influenciado pela sua natureza anisotrópica e pela variabilidade entre indivíduos e locais, a maioria dos estudos de elementos finitos optou por uma simplificação. Nessa abordagem, tanto o osso cortical quanto o trabecular são modelados como materiais homogêneos isotrópicos linearmente elásticos. Com essa simplificação, apenas duas constantes de material são necessárias para caracterizar completamente o comportamento do material: o módulo de Young ( $E$ ) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ).

Alguns autores adotaram uma abordagem mais sofisticada ao considerar um modelo de material ortotrópico (Sarfraz, 2015). Esses modelos de material ortotrópico levam em consideração que o osso possui propriedades mecânicas distintas em três direções perpendiculares. Um estudo numérico (Kurniawan, 2012) comparou a distribuição de tensões ao redor da interface osso-implante entre modelos de materiais isotrópicos e ortotrópicos, considerando quatro tipos diferentes de implantes sob três condições de carga distintas (cargas verticais, laterais e oblíquas). Esse estudo revelou que os modelos ortotrópicos resultaram em maiores tensões de von Mises em comparação com os modelos isotrópicos, sugerindo que o modelo ortotrópico é mais adequado para prever a tensão ao longo da interface osso-implante. Entretanto, essa conclusão requer validação por meio de estudos combinados que envolvam análises numéricas e experimentais.

Outro aspecto importante relacionado às propriedades do material está associado à suposição de homogeneidade na distribuição do material dentro do osso. No entanto, é amplamente conhecido que o osso apresenta um campo de densidade heterogêneo, resultando em uma distribuição não uniforme do módulo de Young. Essa heterogeneidade pode ser modelada a partir de imagens obtidas por tomografia computadorizada (TC) ou microtomografia computadorizada (micro-TC).

Além disso, na literatura (Chang, 2012), foram propostos modelos de material que são isotrópicos e ortotrópicos e que também levam em consideração a densidade óssea. Esses modelos dependem diretamente da variação da densidade óssea obtida a partir de imagens de tomografia computadorizada. Um estudo (Marcian, 2014) comparou o desempenho desses modelos com os modelos homogêneos correspondentes, mostrando que o modelo ortotrópico, que leva em consideração a anisotropia do osso através da densidade óssea, resultou em valores mais altos de tensão equivalente de von Mises. Portanto, esses modelos ortotrópicos dependentes da densidade óssea podem ser mais apropriados para capturar o comportamento real do osso. Usando imagens de microtomografia computadorizada e assumindo um modelo elástico isotrópico e linear, também foram comparados diferentes cenários de comportamento do material ósseo, incluindo distribuições homogêneas e não homogêneas do módulo de Young no osso. Esses estudos destacam a importância de considerar a complexidade das propriedades mecânicas do osso na modelagem de elementos finitos, especialmente no contexto do projeto de implantes. Para o modelo homogêneo, foram avaliados dois cenários distintos, em que foram utilizados dois valores diferentes do módulo de Young ( $E$ ), que seria  $E = 15$  GPa e  $E = 5$  GPa. No caso não homogêneo, quatro modelos diferentes foram considerados:

- Modelo de Shefelbine

$$E = \begin{cases} 0.050 & \text{IGP} < 17.00 \\ 13.636 (\text{IGP } 2.21 \cdot 10x^{-4} - 3h30) & \text{IGP} \geq 17.000 \end{cases}$$

- Modelo de Keller

$$E = \begin{cases} 0.050 & \text{IGP} < 17.000 \\ 10.5 (\text{IGP } 2.21 \times 10^{-4} - 3.30)^{2.29} & \text{IGP} \geq 17.000 \end{cases}$$



- Modelo de Snyder

$$E = \begin{cases} 0.050 & \text{IGP} < 17.000 \\ 3.891 (\text{IGP} \cdot 2.21 \times 10^{-4} - 3.30)^{2.39} & \text{IGP} \geq 17.000 \end{cases}$$

- Modelo de Inagawa

$$E = \begin{cases} 0.050 & \text{IGP} < 17.000 \\ 17.486 (\text{IGP} \cdot 2.21 \times 10^{-4} - 3.30)^{1.596} & \text{IGP} > 17.000 \end{cases}$$

onde E é expresso em GPa e IGP representa a intensidade de cinza do pixel obtida a partir das imagens. Foi demonstrado que o método de representação do material ósseo tem um impacto significativo nas tensões no implante. Variações nas tensões dentro dos implantes podem ter implicações na previsão da sua vida útil. O efeito de diferentes atribuições de materiais foi investigado em detalhes. Em resumo, a literatura comparou modelos de elementos finitos com distribuições heterogêneas de módulo de elasticidade (E) a um modelo com um material homogêneo. Os resultados mostraram diferenças significativas entre os diferentes materiais e atribuições, destacando uma dependência dos resultados pela localização dos implantes.

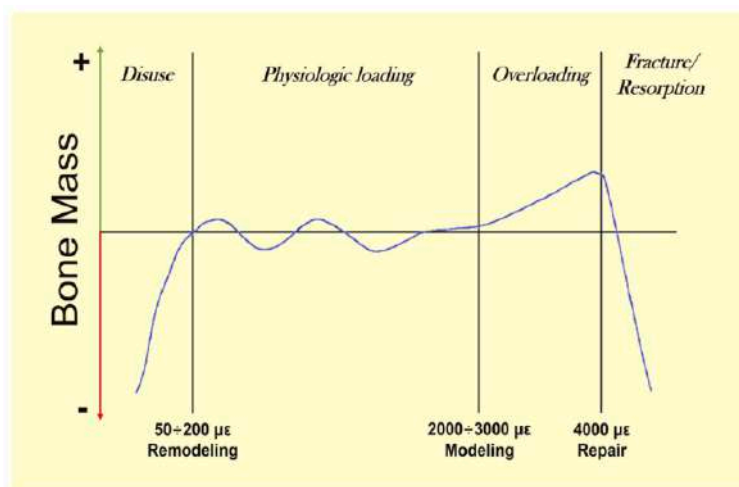
Em implantes dentários, o comportamento constitutivo foi considerado homogêneo, isotrópico e linearmente elástico. A maioria dos estudos examinou sistemas de implantes aparafusados. O pilar, o corpo do implante e o parafuso foram predominantemente feitos de titânio e suas ligas, com valores de módulo de Young variando entre 102 GPa e 136 GPa. O titânio é conhecido por suas propriedades mecânicas bem documentadas e biocompatibilidade. No entanto, um desafio comum do titânio é sua cor cinza, que pode causar preocupações estéticas. Como alternativa, outros materiais, como a zircônia, foram propostos para os componentes do implante (Marcian, 2018).

O pilar é geralmente feito de titânio ou zircônia, embora em alguns casos tenham sido utilizados materiais diferentes. Por exemplo, em um estudo conduzido por Alemayehu (2021), o pilar foi feito de ouro.

O tecido ósseo é uma estrutura notável que possui a capacidade de se adaptar às condições de carga. Ele está em constante processo de remodelação, o que envolve a reabsorção e formação de osso, permitindo que se ajuste às demandas impostas pelas forças exercidas sobre ele. Portanto, a

carga desempenha um papel fundamental na remodelação óssea. Essa influência da carga foi evidenciada no contexto de implantes dentários, que demonstraram impactar profundamente a microestrutura óssea, resultando em uma orientação predominante das fibras de colágeno em uma direção transversal.

Embora o mecanismo exato pelo qual a carga afeta as células ósseas envolvidas nos processos de remodelação ainda não seja totalmente compreendido, o estresse e a deformação (ou densidade de energia de deformação) são geralmente considerados estímulos mecânicos para a remodelação óssea. Os processos de remodelação, modelagem e reparo desempenham um papel importante na adaptação estrutural do osso às diferentes demandas. Essa adaptação ocorre em quatro níveis ou regiões de tensão mecânica crescente. A transição de uma região para outra é determinada por valores limite de microdeformação. A ativação de cada processo adaptativo depende da obtenção de um valor limite de microtensão, conhecido como deformação mínima efetiva (MES). A Figura 6 ilustra essas diferentes regiões e os fenômenos que ocorrem em cada uma delas. Especificamente, o osso passa por um processo de reabsorção quando a deformação se encontra na região de desuso ou reabsorção, resultando na perda de massa óssea. Em contrapartida, quando a deformação está na região de carga ou sobrecarga fisiológica, ocorre formação óssea, levando à preservação ou mesmo ao aumento da massa óssea. Esse mecanismo de adaptação é essencial para manter a integridade e a resistência do tecido ósseo em resposta às forças a que está sujeito.



**Figura 6: Resposta óssea representativa à carga aplicada seguindo a teoria de Frost. Região de desuso: osso exposto a pouca ou nenhuma carga apresenta deformação muito baixa ou nula e sofre reabsorção até atingir um novo equilíbrio entre carga e deformação. Região de carga fisiológica: o osso exposto à carga fisiológica apresenta remodelação contínua com obtenção de equilíbrio de massa entre reabsorção e aposição, com preservação da massa óssea. Região de sobrecarga: o osso exposto a uma carga superior ao limite fisiológico apresenta elevada deformação e obtém ganho de massa (corticalização) até atingir um novo equilíbrio entre carga e deformação. Região da fratura: o osso exposto a uma carga maior que o limite da sobrecarga fratura e reabsorve. eixo y: massa óssea genérica; eixo x: microdeformação.**

**Fonte: Falcinelli, 2023**

A resposta de remodelação óssea no tecido circundante a um implante dentário é um elemento crucial a ser levado em conta na análise mecânica de implantes dentários. Isso proporciona insights mais profundos sobre o comportamento mecânico do sistema osso-implante, contribuindo assim para o aprimoramento da eficácia a longo prazo dos implantes dentários. Contudo, é significativo observar que uma parcela limitada de estudos incorporou de maneira adequada os processos de remodelação óssea em seus modelos de elementos finitos. Em termos gerais, o processo de remodelação pode ser expresso matematicamente da seguinte forma:

$$dp/dt = B(Ms - Ms(ref))$$

Onde  $p$  = densidade do osso,  $t$  = tempo,  $B$  = constante,  $Ms$  = estímulo mecânico e  $Ms(ref)$  = ponto de equilíbrio do estímulo mecânico. Se  $Ms < Ms(ref)$ , a quantidade negativa significa uma redução de densidade ( $dp/dt$ ) óssea com o tempo (reabsorção óssea), assim como se  $Ms > Ms(ref)$  induz a um aumento de densidade óssea com o tempo (formação óssea).

A reabsorção óssea representa um desafio significativo em implantes protéticos, pois pode resultar em afrouxamento na interface entre o osso e o implante, comprometendo a integridade e a estabilidade do implante dentário. Embora a subcarga seja frequentemente considerada uma das razões para a reabsorção óssea, a sobrecarga na interface também foi sugerida como um fator contribuinte. É amplamente reconhecido que cargas elevadas podem causar danos progressivos no tecido ósseo.

Entretanto, o próprio tecido ósseo tem a capacidade de se autorreparar até certo ponto. No entanto, quando as cargas aplicadas são excessivas, o mecanismo de autorreparação do osso não consegue acompanhar o aumento do dano, levando à reabsorção devido à sobrecarga. Portanto, outro aspecto que os modelos numéricos devem levar em consideração ao avaliar a eficácia dos implantes dentários a longo prazo é a resposta de remodelação na interface entre o osso e o implante. Nesse contexto, foi proposto um novo modelo matemático de remodelação óssea que considera a potencial reabsorção causada pela sobrecarga (Falcinelli, 2023). Esse modelo é descrito pela seguinte equação:

$$Dp/dt = B(U/p - k) - D(U/p - k)^2, \text{ onde } 0 \leq p \leq p(cb)$$

Onde  $Dp/Dt$  = mudança de densidade,  $B$  e  $D$  = constantes,  $U/p$  = energia de deformação por unidade de massa óssea e é o estímulo que impulsiona a remodelação,  $k$  = valor limite e  $p(cb)$  = máximo de densidade óssea. Quando o estímulo é de pequena magnitude, o primeiro termo linear predomina, resultando em uma taxa de variação negativa em  $p$ , que significa reabsorção de subcarga. Quando o estímulo é elevado, o segundo termo quadrático se torna dominante, resultando, mais uma vez, em uma taxa negativa de mudança em  $p$  (reabsorção de sobrecarga).

Esse modelo de remodelação leva em consideração a reabsorção óssea devido à sobrecarga, demonstrando sua capacidade de prever de maneira mais precisa o comportamento mecânico de implantes dentários. Além disso, um algoritmo de remodelação foi implementado para avaliar os efeitos do design de implantes na remodelação óssea. Isso destacou a capacidade do processo de remodelação em prever uma distribuição não homogênea de densidade óssea e, portanto, uma variação na distribuição do módulo de elasticidade. O contorno do implante também demonstrou ter um impacto na remodelação óssea e nas propriedades do osso adjacente.

Foi avaliado o efeito da remodelação do osso no alvéolo antes e depois do implante, acrescentando um algoritmo de remodelação óssea ortotrópica 3D onde a densidade de energia da deformação ( $U$ ) foi considerado o estímulo que impulsiona o processo de remodelação, sendo assim, a mudança da densidade do osso.

A maioria dos estudos de elementos finitos assumiu a existência de uma ósseo-integração completa, onde o osso cortical e trabecular estão firmemente unidos ao implante, sem qualquer possibilidade de deslizamento ou separação na interface osso-implante. No entanto, essa condição ideal pode não ser replicada na prática clínica. Portanto, é necessário considerar cenários mais complexos de contato e seu impacto na transferência de carga do implante para o osso. Para simular uma variedade de condições de ligação na interface osso-implante, diferentes algoritmos de contato friccional foram empregados em modelos de elementos finitos. Na literatura foi estabelecido quatro zonas de contato: implante-osso, implante-pilar, implante-parafuso e pilar-parafuso. Eles definiram coeficientes de atrito ( $\mu$ ) específicos, como 0,3 para todas as interfaces de titânio-titânio, 0,65 para a interface entre osso cortical e implante, e 0,77 para a interface entre osso esponjoso e implante. A interface entre o pilar e o corpo do implante foi caracterizada por um coeficiente de atrito ( $\mu$ ) de 0,3, enquanto as interfaces entre o corpo do implante e o osso cortical e trabecular tiveram coeficientes de atrito de 0,4 e 0,8, respectivamente. Na literatura foi investigado o efeito de tratamentos de rugosidade superficial na distribuição de tensões na interface osso-implante em implantes mandibulares submetidos a carga. Neste estudo, foi assumida uma perfeita condição de aderência entre os componentes do implante, como o corpo do implante, o pilar, o parafuso e a coroa. No entanto, a porção coronal do implante, em contato com o osso cortical, foi considerada polida ( $\mu = 0,4$ ), enquanto a parte mais apical do implante, em contato com o osso trabecular, foi tratada com plasma ou apresentava esferas porosas ( $\mu = 1$ ).

No que diz respeito às restrições, em geral, as superfícies mesial e distal dos segmentos ósseos foram limitadas em todos os graus de liberdade. Quando se trata de cargas, a maioria dos estudos de elementos finitos considerou cargas estáticas, simulando não apenas cargas verticais e forças horizontais, mas também cargas combinadas, como forças oclusais oblíquas, a fim de reproduzir condições mais próximas da realidade e obter uma resposta mecânica mais fiel ao contexto clínico (Gupta, 2021). No entanto, é importante observar que os implantes dentários não estão sujeitos apenas a cargas estáticas, mas também a cargas dinâmicas, que devem ser levadas em consideração para analisar possíveis causas de fratura ou falhas devido à fadiga do implante. Poucos estudos de elementos finitos investigaram o impacto das cargas dinâmicas, e

dentro deles foi observado um aumento significativo na magnitude do estresse dentro do implante e no osso circundante quando cargas dinâmicas foram aplicadas, em comparação com as condições de carga quase estática e estática, destacando a necessidade de análises dinâmicas para uma compreensão adequada das implicações de desempenho de um determinado design de implante em situações clínicas. Da mesma forma, as cargas dinâmicas induziram maiores níveis de estresse, em torno de 5-10%, no osso adjacente ao implante em comparação com as cargas estáticas, sugerindo a importância de análises transitórias para avaliar implantes dentários de forma mais precisa (Liu, 2014).

## **6 RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Quando focamos nos resultados do método dos elementos finitos, a maioria dos estudos concentrou-se na avaliação da distribuição da tensão de Von Mises tanto no implante quanto no osso circundante. Essas investigações revelaram que o campo de tensão é profundamente influenciado por vários fatores, incluindo a geometria do implante, o design da conexão, os materiais do implante, o tipo de carga e a natureza da interface entre o osso e o implante (Linetskiy, 2017). No que diz respeito às características geométricas do implante, foi constatado que o diâmetro do implante, o comprimento da interface osso-implante e os detalhes da rosca, como passo, formato e profundidade, desempenham um papel significativo nos mecanismos de transferência de carga e, conseqüentemente, na distribuição de tensão resultante. Aumentar o diâmetro do implante, por exemplo, foi observado como uma maneira de reduzir a tensão na crista óssea, com o diâmetro do implante se mostrando mais influente do que o seu comprimento na melhoria do padrão de distribuição de tensão (Cinel, 2018). No contexto das roscas do implante, estudos de elementos finitos evidenciaram que sua presença proporciona uma maior área de contato entre o osso e o implante, resultando em uma distribuição de tensões mais eficaz na região ao redor do implante. Além disso, a forma e o perfil das roscas também desempenham um papel crucial. A qualidade e a quantidade de osso também foram destacadas como influências significativas na distribuição de tensão e, portanto, na possível falha do implante. Por exemplo, o tipo ósseo D4, caracterizado por uma fina camada cortical e osso trabecular de baixa densidade, oferece pouca estabilidade ao implante, aumentando o risco de falha.

Além disso, a análise de elementos finitos tem sido aplicada à otimização topológica no design de novos implantes dentários (Chang, 2012). A otimização topológica envolve a geração de uma distribuição de material otimizada para um conjunto de cargas e restrições usando análise de elementos finitos. Essa abordagem iterativa permite avaliar o desempenho do novo design, eliminando material redundante, mantendo a estabilidade estrutural e as funcionalidades do implante. Existem estudos de otimização topológica que observaram uma redução de até 17,9% no volume de um implante dentário em comparação com o design tradicional, mantendo desempenho biomecânico semelhante (Chang, 2012). Essa redução de volume pode ser benéfica para o crescimento ósseo devido ao espaço disponível. Outros estudos demonstraram que é possível reduzir o volume do implante dentário em 32-45% mantendo sua funcionalidade (Gupta, 2021).

## **7 CONCLUSÃO**

A modelagem por elementos finitos representa uma base aprimorada para investigar o comportamento mecânico de implantes dentários, osso e sua interação, influenciando diretamente a estabilidade e o sucesso a longo prazo desses implantes. Muitas pesquisas têm sido conduzidas nessa direção, mas a compreensão aprofundada da interação entre osso e implante, bem como dos problemas relacionados aos implantes e o desenvolvimento de um design ideal, requerem investigações adicionais.

Para atingir esse objetivo, algumas recomendações podem ser consideradas. Primeiramente, do ponto de vista geométrico, em vez de se concentrar apenas em um segmento do osso maxilar que circunda o implante, pode ser mais apropriado modelar todo o osso maxilar, levando em consideração sua contribuição para a força exercida sobre o implante dentário. Isso pode ser alcançado por meio de imagens de diagnóstico, como tomografias computadorizadas ou ressonância magnética, permitindo a obtenção não apenas da geometria específica do paciente, mas também da distribuição realista das propriedades do material. Além disso, em vez de assumir uma distribuição homogênea da densidade óssea e, conseqüentemente, do módulo de elasticidade ( $E$ ), pode ser mais apropriado modelar o osso como um material heterogêneo em termos de densidade e, por conseguinte, de  $E$ . Isso pode levar

em consideração as condições específicas do osso relacionadas à idade e à saúde dos pacientes, que podem influenciar a interação osso-implante. Um osso patológico, caracterizado por uma densidade óssea significativamente reduzida, interage de forma diferente com o implante em comparação com um osso saudável, afetando a estabilidade do implante (Falcinelli, 2023).

Outra recomendação está relacionada às condições de contorno a serem consideradas na análise de EF. Modelar todo o osso maxilar pode permitir a incorporação das forças musculares para explicar o impacto dos músculos durante os movimentos de mastigação, o que pode influenciar a resposta mecânica do sistema osso-implante. A modelagem das forças musculares pode exigir uma descrição detalhada do trajeto das fibras dentro dos músculos, que pode ser obtida por meio de técnicas de imagem, como a Ressonância Magnética de Tensor de Difusão.

Além disso, recomenda-se a incorporação de algoritmos de remodelação óssea que permitam o estudo das modificações na geometria e densidade óssea ao longo do tempo, afetando o comportamento mecânico do sistema osso-implante ao longo do tempo. Esses algoritmos de remodelação óssea devem ser capazes de simular o comportamento micromecânico da interface osso-implante e seus efeitos no comportamento mecânico do sistema osso-implante em nível macroscópico, influenciando a estabilidade a longo prazo. Para abordar esse desafio, a utilização de um modelo multiescala poderia ser vantajosa, permitindo a consideração do arranjo histológico dos constituintes do tecido em várias escalas de comprimento (Falcinelli, 2023).

A análise de Elementos Finitos combinada com a otimização topológica pode ser uma ferramenta valiosa para o projeto de implantes dentários. A otimização topológica busca gerar uma distribuição de material otimizada, garantindo a estabilidade estrutural e funcional do implante, enquanto reduz a quantidade de material, o que poderia, por sua vez, melhorar o crescimento ósseo devido à disponibilidade de espaço, aprimorando a estabilidade do implante.

Por fim, é crucial destacar a importância da validação dos modelos de EF de implantes dentários. Garantir que o modelo numérico seja capaz de prever com precisão o fenômeno físico que se propõe a replicar é essencial, especialmente quando se considera a utilização clínica desses modelos. Além



disso, análises de sensibilidade devem ser realizadas, levando em conta as incertezas nas medições experimentais, a fim de compreender o efeito da incerteza nos resultados do modelo. Portanto, pesquisas futuras precisarão abordar claramente a validação de modelos numéricos de implantes dentários.

O objetivo final da modelagem e análise de Elementos Finitos é desenvolver uma ferramenta computacional eficaz que possa ser utilizada por profissionais de odontologia na prática clínica para analisar a resposta mecânica do sistema osso-implante e, assim, investigar a estabilidade a longo prazo para tomar decisões personalizadas em relação aos implantes. Nesse sentido, o uso de abordagens baseadas em aprendizado de máquina pode automatizar a geração e análise de modelos de FE, permitindo o desenvolvimento de uma tecnologia que possa ser amplamente adotada na prática clínica. Para ser clinicamente aplicável, essa tecnologia precisa ser rápida, altamente automatizada e fornecer indicadores precisos para a tomada de decisões personalizadas. Além disso, a padronização da modelagem de Elementos Finitos relacionada a todos os aspectos envolvidos é essencial para a aplicação clínica eficaz de modelos baseados em Elementos Finitos.

## 7 REFERÊNCIAS

OLIVEIRA MR, GONÇALVES A, GABRIELLI MAC, DE ANDRADE CR, VIEIRA EH, PEREIRA-FILHO VA. **Avaliação da qualidade óssea alveolar: correlação entre análise histomorfométrica e classificação de Lekholm e Zarb.** Journal of Craniofacial Surgery 32(6):2114-2118, 2021.

KURNIAWAN D, NOR FM, LIM JY. **Finite element analysis of bone-implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions.** Int J Oral Maxillofac Surg 2012; 41:1090–6. 2012.

FALCINELLI C, VALENTE F, VASTA M et al., **Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions,** Dental Materials 2023; 6:539-556. 2023.

LOTTI, R. **Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos:** artigo inédito. Maringá: R Dental Press Ortodon Ortop Facial, 2006.

CHANG CL, CHEN CS, HUANG CH, HSU ML. **Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method.** Med Eng Phys 2012; 34:999–1008. 2012.

PESSOA, R. S. **Método de elementos finitos aplicado à implantodontia.** Catholic University of Leuven/BE / Universidade Federal de Uberlândia/BR, Uberlândia, 2013.

GUPTA Y, 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 Inst Mech Eng H: J Eng Med 2021; 235:157–66. 2021.

TIAN K, CHEN J, HAN L, YANG J, HUANG W, WU D. **Angled abutments result in in- creased or decreased stress on surrounding bone of single-unit dental implants: a finite element analysis.** Med Eng Phys 2012; 34:1526–1531. 2012.

BRITO, J. V. C. **Aplicação dos elementos finitos na odontologia:** uma revisão de literatura. Salvador: Revista Bahiana de Odontologia, 2017.

SARFARAZ H, PAULOSE A, SHENOY KK, HUSSAIN A. **A three-dimensional finite element analysis of a passive and friction fit implant abutment interface and the influence of occlusal table dimension on the stress distribution pattern on the implant and surrounding bone.** J Indian Prosthodont Soc 2015; 15:229–236. 2015.

CIUCCIO, R. L. **Comparação entre resultados de testes experimentais com a simulação numérica pelo método de elementos finitos em placas de cirurgia buco maxilo facial.** Inoov Implant J, Biomater Esthet, São Paulo, 5(3):35-38, 2010.

LIAO SH, ZHU XH, XIE J, SOHODEB VK, DING X. **Influence of trabecular bone on peri-implant stress and strain based on micro-CT finite element modeling of beagle dog.** Biomed Res Int 2016:3926941. 2016.

JAYME, S. J. **Análise 3D por elementos finitos e descrição de dois casos clínicos sobre o uso de extrator dentário vertical para diminuir o trauma ósseo.** ImplantNews, São Paulo, 2013

LINETSKIY I, DEMENKO V, LINETSKA L, YEFREMOV O. **Impact of annual bone loss and different bone quality on dental implant success - a finite element study.** Comput Biol Med 2017; 91:318–25. 2017.

COOK, R. D. **Concepts and Applications of Finite Elements Analysis.** John Wiley & Sons, Inc; 2002.

CINEL S, CELIK E, SAGIRKAYA E, SAHIN O. **Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: a finite element analysis.** J Prosthet Dent 2018; 119:417–25. 2018.

LOTTI, R. **A influência do posicionamento da alça segmentada em “T” durante o movimento de retração inicial:** uma avaliação pelo método dos elementos finitos. Faculdade de Odontologia, Pontifca Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2003.

TAHAROU B, MERDJI A, HILLSTROM R, BENAÏSSA A, ROY S, DELLA N, et al. **Biomechanical evaluation of bone quality effect on stresses at bone-implant interface: a finite element study.** J Appl Comput Mech 2020; 7:1266–75. 2020

REZENDE, I. C. B. **Relação entre a perda do osso alveolar, magnitude de força aplicada e o deslocamento inicial do dente: uma análise tridimensional pelo método dos elementos finitos.** Pontifca Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2000.

LIU S, TANG C, YU J, DAI W, BAO Y, HU D. **The effect of platform switching on stress distribution in implants and periimplant bone studied by nonlinear finite element analysis.** J Prosthet Dent 2014; 112:1111–8. 2014.

JAFARIAN M, MIRHASHEMI FS, EMAIDI N. **Finite element analysis of stress distribution around a dental implant with different amounts of bone loss: an in vitro study.** Dent Med Probl 2019; 56:27–32. 2019.

HANSSON S. **A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone: an axisymmetric finite element analysis.** Clin Oral Implants Res 2003; 14:286–93. 2003.

VICEONTI M, OLSEN S, NOLTE LP, BURTON K. **Extracting clinically relevant data from finite element simulations.** Clin Biomech 2005; 20:451–4. 2005.

AMARAL ND. **Análise de tensões por meio do método dos elementos finitos de implantes curtos e diâmetros reduzidos utilizando ligas de titânio/zircônio e titânio comercialmente puro.** Belo Horizonte, Pontifca Universidade Católica 58f:il. 2011.

MARCIAN P, BORAK L, VALASEK J, KAISER J, FLORIAN Z, WOLFF J. **Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study.** J Biomech 2014; 47:3830–6. 2014.

MARCIAN P, WOLFF J, HORACKOVA L, KAISER J, ZIKMUND T, BORAK L. **Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions.** Comput Biol Med 2018; 96:157–65. 2018.

ALEMAYEHU DB, 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; 14:6974. 2021.

