



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
Universidade Federal de Alfenas – UNIFAL – MG
Rua Gabriel Monteiro da Silva, 714, Alfenas – MG
CEP 37.130-000 Fone: (35) 3299-1000 Fax: (35) 3299 - 1083



GABRIELA BENTO

Análise Biomecânica de Implantes Cone Morse Estreitos X Convencionais para Reabilitações Unitárias Anteriores - Estudo pelo Método dos Elementos Finitos

Alfenas / MG

2018

GABRIELA BENTO

Análise Biomecânica de Implantes Cone Morse Estreitos X Convencionais para Reabilitações Unitárias Anteriores - Estudo pelo Método dos Elementos Finitos

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre.

Área de Concentração: Odontologia.

Orientadora: Prof^a. Dr^a Marcela Filié Haddad

Co-orientador: Prof. Dr. Fellippo Ramos Verri

Alfenas / MG

2018

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal de Alfenas
Biblioteca Central – Campus Sede

Bento, Gabriela.

Análise biomecânica de implantes Cone Morse estreitos x convencionais para reabilitações unitárias anteriores – estudo pelo método dos elementos finitos / Gabriela Bento. -- Alfenas, MG, 2018.

39 f. : il. –

Orientadora: Marcela Filié Haddad.

Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas) – Universidade Federal de Alfenas, 2018.

Bibliografia.

1. Implantes Dentários. 2. Prótese Dentária fixada por Implante. 3. Próteses e Implantes. I. Haddad, Marcela Filié. II. Título.

CDD 617.693

Ficha Catalográfica elaborada por Fátima dos Reis Goiatá
Bibliotecária-Documentalista CRB-6/425

RESUMO

A reabilitação anterior da maxila representa um desafio para a implantodontia devido a pouca espessura óssea. Para contornar este problema, a indústria lança implantes de pequeno diâmetro. Porém, ainda há dúvidas sobre o comportamento biomecânico deste tipo de implante. Assim, este estudo teve como objetivo analisar, pelo Método dos Elementos Finitos (MEF), o comportamento biomecânico de implantes nesta região comparando diâmetro convencional (3.75 mm) e implantes estreitos (3.5 e 2.9 mm). Foram simulados 3 modelos tridimensionais representando blocos de osso da região maxilar anterior direita, com um implante na região do incisivo lateral, sempre de 13 mm de comprimento, nos diâmetros citados acima. Sobre os implantes, foi simulada coroa totalmente cerâmica cimentada. A análise pelo método dos elementos finitos foi realizada no software ANSYS utilizando cargas de 178N aplicadas com inclinação de 0, 30 e 60 graus em relação ao longo eixo dos implantes. A análise dos mapas de tensões de von Mises mostrou que houve maiores concentrações de tensões localizadas na região do intermediário, independente da direção da força, aumentando conforme o aumento do ângulo de aplicação de força, e se dissipando ao longo das roscas dos implantes. Houve um ligeiro aumento nas tensões para os implantes de 2.9 mm quando comparado aos demais. Os implantes de maior diâmetro apresentaram maiores áreas de concentrações de tensões na região do intermediário e ao longo das roscas até a região apical quando comparado aos modelos de 2.9 mm. O mesmo ocorreu para a análise de tensão máxima principal nos carregamentos de 30 e 60 graus, principalmente sob tensões de tração. Para o carregamento de 0 grau não foi possível observar influência do diâmetro dos implantes nas concentrações de tensões na região do tecido ósseo. Dentro das limitações do estudo foi possível concluir que em todos os modelos as maiores tensões concentraram na região do intermediário e primeiras roscas do implante, sendo maior à medida que aumentou a inclinação da força ou se diminuiu o diâmetro do implante. Apesar disso, o implante de 2.9mm de diâmetro apresentou o melhor comportamento biomecânico diante de tecido ósseo estreito. Repor incisivos laterais com implantes mais estreitos, onde forças oclusais leves estão presentes é uma opção de tratamento viável.

PALAVRAS-CHAVE: Implantes Dentários. Prótese Dentária Fixada por Implante. Próteses e Implantes.

ABSTRACT

Anterior rehabilitation of the maxilla represents a challenge for implant dentistry due to poor bone thickness. To solve this problem, the industry launches narrow diameter implants. However, there are still doubts about the biomechanical behavior of this type of implant. Thus, the aim of this study was to analyze the biomechanical behavior of implants in this region by comparing conventional diameter (3.75 mm) and narrow implants (3.5 and 2.9 mm) using the Finite Element Method (FEM). Three 3-dimensional models were simulated representing bone blocks of the right anterior maxillary region, with an implant in the lateral incisor region, always 13 mm length, in the diameters mentioned above. On implants, it was simulated crown fully cemented ceramics. Finite element analysis was performed using ANSYS software using loads of 178N applied with 0, 30 and 60 degree inclination in relation to the long axis of the implants. Analysis of the von Mises stress maps showed that there were higher stress concentrations located in the intermediate region, regardless of force direction, increasing as the force application angle increased, and dissipating along the implant threads. There was a slight increase in stresses for the 2.9 mm implants when compared to the others. The larger diameter implants presented higher areas of stress concentrations in the intermediate region and along the threads to the apical region when compared to the 2.9 mm models. The same was true for the analysis of maximum principal stress in 30 and 60 degree loads, especially under tensile stresses. For loading of 0 degrees it was not possible to observe influence of the diameter of the implants in the concentrations of stresses in the region of the bone tissue. Within the limitations of the study, it was possible to conclude that in all models, the higher stresses were concentrated in the intermediate region and first threads of the implant, being larger as the force inclination increased or the implant diameter decreased. Despite this, the 2.9mm diameter implant presented the best biomechanical behavior in front of narrow bone tissue. Replace lateral incisors with narrow diameter implants where low occlusal stress are present represents a good option for treatment.

KEY WORDS: Dental Implants. Dental Prosthesis, Implant- Supported. Protheses and Implants.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	07
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	09
2.1	<i>Implantes Estreitos x Implantes padrão.....</i>	09
2.2	<i>Análise pelo Método dos Elementos Finitos.....</i>	17
3	PROPOSIÇÃO.....	21
4	HIPÓTESE.....	22
5	MATERIAL E MÉTODO.....	23
5.1	<i>Modelagem Tridimensional.....</i>	23
5.2	<i>Configuração da Análise por Elementos Finitos.....</i>	24
5.3	<i>Critério para Análise de Tensão.....</i>	25
6	RESULTADOS.....	27
7	DISCUSSÃO.....	31
8	CONCLUSÃO.....	34
	REFERÊNCIAS.....	35
	ANEXO A	40

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação oral com próteses implantossuportadas é bem sucedida para restaurar perdas dentárias unitárias ou múltiplas. O sucesso do tratamento com implantes depende de um planejamento preciso, dados corretos sobre altura, espessura, morfologia e densidade do osso alveolar ao redor do implante proposto; das dimensões do implante e angulação em que o mesmo é instalado (ZHANG et al., 2015).

A instalação de implantes em osso nativo ou em associação com procedimentos de enxerto é considerada uma opção de tratamento previsível para a restauração protética de arcadas desdentadas parciais ou totais (IOANNIDIS et al., 2015; JUNG et al., 2012; BENIC et al., 2009). Porém, devido à redução da quantidade de osso nas regiões desdentadas, a instalação de implantes é frequentemente associada com a presença de deiscências ósseas e fenestrações (IOANNIDIS et al., 2015).

Durante o planejamento de próteses unitárias implantorretidas, é importante se considerar, também, a dimensão mesiodistal do espaço protético, pois uma distância adequada entre dentes e implantes é necessária para reduzir a subsequente reabsorção óssea na região da papila (TARNOW et al., 2000). Desse modo, pode-se dizer que a situação clínica de espaço mesiodistal reduzido representa um desafio para a reabilitação com implantes, e a saída encontrada é a instalação de implantes estreitos (IOANNIDIS et al., 2015).

São considerados implantes estreitos aqueles com diâmetro inferior a 3.75mm e, clinicamente, são indicados para repor incisivos laterais maxilares e incisivos mandibulares; quando o espaço interdental disponível for inferior a 6 mm e/ou a espessura do osso residual for inferior a 5mm (ANDERSEN et al., 2001).

Os implantes estreitos promovem redução significativa da necessidade de enxerto ósseo em pacientes desdentados totais (PAPADIMITRIOUS et al., 2015), evitando, assim, complicações associadas ao aumento de osso alveolar, como longo tempo para cicatrização, custos adicionais e aumento da morbidade cirúrgica (PAPADIMITRIOUS et al., 2014; ANITUA et al., 2013; ESPOSITO et al., 2011, ANITUA et al., 2015). Porém, implantes estreitos apresentam menor área de osseointegração do que os implantes de diâmetro padrão (3,75mm), além de

relatos do comprometimento das condições mecânicas no corpo do implante e no parafuso do abutment (ANDERSEN et al., 2001; SHEMTOV-YONA et al., 2014; QUEK et al., 2006).

Sabe-se que uma concentração excessiva de cargas nas reabilitações implantossuportadas pode resultar em falhas na osseointegração, fratura do parafuso do abutment ou, até mesmo, fratura do implante. Como meio para análise do comportamento mecânico de reabilitações implantorretidas, pode ser citado o Método dos Elementos Finitos (MEF). Essa metodologia consiste em uma simulação computadorizada amplamente utilizada para avaliação biomecânica em Implantodontia e representa uma técnica eficiente para avaliação do padrão de distribuição de tensões (SHAN et al., 2015; VERRI et al., 2015).

A análise pelo método dos elementos finitos tem sido extensivamente utilizada para prever a performance biomecânica de vários tipos de implantes, assim como o efeito dos fatores clínicos no sucesso do implante. Ao entender a teoria básica, método, aplicação e limitações da análise pelo método dos elementos finitos na implantodontia, o clínico estará melhor preparado para interpretar os resultados dos estudos da análise pelo método dos elementos finitos e extrapolar esses resultados para situações clínicas (GENG et al., 2001).

2 REVISÃO DA LITERATURA

Apesar de o tratamento com implantes ser previsível, não é perfeito, visto que problemas podem surgir após a instalação. Dados sobre sucesso e sobrevida têm sido relatados por décadas, mas o sucesso se refere essencialmente a níveis ósseos aceitáveis radiograficamente e ausência de complicações. Mesmo que os implantes apresentem sobrevida, isso não indica necessariamente que o tratamento tenha sido bem sucedido. Quanto mais tempo em função, maiores as chances de as complicações tornarem-se aparentes. O sucesso estético envolve vários parâmetros clínicos, mas é focado principalmente na arquitetura da mucosa periimplantar (BORDMAN; DARBY; CHEN, 2015).

Andersen et al. (2001) relatam que, estudos prévios focavam nas taxas de sobrevida e complicações relacionadas ao implante e ao componente. O foco mais recente tem sido no aspecto estético das restaurações por implante considerando os dentes adjacentes e aspecto periodontal. Dessa maneira, posição do implante, transição do contorno, configuração do tecido mole, forma e cor da coroa tornaram-se pontos mais importantes. Técnicas novas e refinadas têm sido introduzidas. Implantes estreitos e largos têm sido desenvolvidos, e métodos para aumentar o processo alveolar melhoraram o uso de implantes para reabilitação, tornando a posição do implante o mais desejável possível.

2.1 Implantes Estreitos x Implantes padrão

Foi demonstrado que um implante de diâmetro reduzido pode diminuir a superfície de osseointegração e comprometer as condições mecânicas no corpo do implante, abutment, e parafuso dos componentes (PETRIE, WILLIAMS, 2005 apud ARISAN et al., 2010). Implantes mais largos demonstraram ser mais resistentes mecanicamente e as forças de torque necessárias para sua remoção são maiores que para os implantes de diâmetros menores (DEGIDE et al., 2007 apud ARISAN et al., 2010). Além disso, alguns estudos mostraram uma alta taxa de sucesso dos implantes de 4mm comparados aos de 3.75 mm em áreas com osso de baixa

qualidade (van STEENBERGHE et al.,1990; LEKHOLM,1992 apud ARISAN et al., 2010).

Por outro lado, devido à dimensão vestibulolingual reduzida do rebordo alveolar edêntulo, a instalação do implante é frequentemente associada à presença de deiscências e fenestrações no osso perimplantar (TARNOW et al.,2000). Em relação à dimensão mesiodistal, uma distância adequada entre o osso e os implantes é necessária para reduzir a quantidade de reabsorção óssea e subsequente recessão da papila (TARNOW et al.,2000). O desafio de situações clínicas com espaço mesiodistal limitado ou largura do rebordo reduzida pode ser superado utilizando-se implantes estreitos (DAVARPANA et al., 2000).

Ioannidis et al. (2015) conduziram um estudo clínico randomizado controlado para avaliar implantes estreitos de liga de titânio-zircônio (Ti-Zr) versus implantes de titânio (Ti) com diâmetro regular para coroas individuais anteriores e pré-molares. Em três anos, 32 pacientes foram examinados (15 Ti, 17 Ti-Zr). Não houve falhas nos implantes. Após três anos da instalação dos implantes, a alteração média no nível ósseo marginal foi de 0.21mm no grupo Ti e 0.10mm no grupo Ti-Zr. Não houve diferenças significativas entre os grupos com relação à mudança no nível ósseo marginal, mudança nos níveis da mucosa, e a ocorrência de complicações.

Através da análise pelo método dos elementos finitos, Cinel et al. (2017) realizaram um estudo para comparar os valores de tensão que ocorrem no implante e na interface implante-osso após a aplicação de forças estáticas e dinâmicas em implantes estreitos, implantes de titânio e titânio-zircônia na região de segundo pré-molar superior e inferior. Implantes estreitos (3.3X10mm) de titânio (Ti) e titânio-zircônia (Ti-Zr) foram simulados na região de segundo pré-molar superior e inferior, e coroas metalocerâmicas foram projetadas. Forças verticais e oblíquas (ângulo de 45 graus ao longo eixo) de 100N foram aplicadas às coroas. A tensão principal máxima e mínima no osso cortical e trabecular e a tensão de von Mises e fadiga ao longo dos implantes foram avaliados através do método pela análise dos elementos finitos 3D. Os resultados apresentados foram: nas cargas estáticas oblíquas e verticais, implantes Ti e Ti-Zr mostraram distribuição de tensões similares nos dois modelos (maxila e mandíbula). Entretanto, as tensões de von Mises em implantes Ti-Zr foram ligeiramente maiores que nos implantes de Ti em todos os modelos. Em cargas oblíquas estáticas e dinâmicas, todas as tensões pareceram ser maiores do que nas cargas verticais, e os resultados de falha por fadiga pareceram ser mais

críticos que nas forças verticais. Os autores concluíram que, baseado em uma simulação numérica, as ligas de Ti e Ti-Zr podem ser utilizadas com sucesso em implantes estreitos na área de segundo pré-molar.

Arisan et al, (2010) realizaram um estudo para avaliar resultado clínico, taxas de sucesso e sobrevida, mudanças no nível ósseo, complicações mecânicas e protéticas pós carga dos implantes estreitos através de acompanhamento clínico por 5-10 anos. Concluíram que os implantes estreitos podem ser utilizados com confiança onde um implante de diâmetro regular não é conveniente. A perda do osso marginal nos implantes estreitos ocorreu predominantemente durante os dois anos de carga e após esse período a perda foi mínima.

Andersen et al. (2001), realizaram um estudo cujo objetivo foi comparar implantes estreitos self tapping instalados em áreas com pouco volume ósseo (menos de 6mm entre o dente adjacente e/ou um processo alveolar com menos de 5mm de largura) com implantes self tapping de diâmetro padrão instalados em um processo alveolar com boas dimensões. Vinte e sete pacientes (14 mulheres e 13 homens) receberam 28 implantes de titânio de diâmetro padrão (grupo 1) e, vinte e oito pacientes (15 mulheres e 13 homens) receberam 32 implantes de titânio de diâmetro menor (3.25mm) (grupo 2) para repor o incisivo central ou lateral superior. Os resultados mostraram que a taxa de sucesso dos implantes após seis meses nos grupos 1 e 2 foi de 100% e 93.8% respectivamente. No grupo 2, dois implantes foram perdidos. Um implante foi diagnosticado como não integrado no estágio 2 da cirurgia, e o outro foi diagnosticado com mobilidade no sexto mês de preservação. Nenhum dos implantes remanescentes foram perdidos após seis meses em função durante o período de três anos de preservação em ambos os grupos. Além disso, as taxas de sucesso acumulado mantiveram-se no mesmo nível em ambos os grupos.

Froum et al.,(2007) realizaram um estudo sobre o uso de implantes estreitos como uma opção para áreas de volume ósseo limitado. Foram avaliados 48 implantes estreitos instalados em 27 pacientes, 1 a 5 anos após terem sido colocados em função. Nenhum implante teve que ser removido ou substituído. Os autores afirmam que os três diâmetros avaliados (1.8mm, 2.2mm, e 2.4mm) permitem flexibilidade para uma variedade de espaços edêntulos estreitos. Esses implantes estreitos representam uma alternativa para restaurar espaços limitados com implantes, sem necessidade de aumentos ósseos ou procedimentos ortodônticos, necessários para as restaurações fixas convencionais.

O estudo de Romeo et al. (2006) teve como objetivo comparar os prognósticos de implantes estreitos (3.3mm de diâmetro) com o padrão (4.1mm de diâmetro). Em um período de 7 anos, 122 implantes estreitos foram instalados em 68 pacientes para suportar 45 próteses parciais fixas (PPF) e 23 para próteses unitárias (PU). Além disso, 120 pacientes receberam 208 implantes padrão e foram restaurados com 70 PPF e 50 PU. Dados da avaliação clínica e radiográfica foram fornecidos. Seis (1.8%) dos 330 implantes falharam. As taxas de sucesso foram calculadas, analisadas e processadas por meio de coleta de dados clínicos e radiográficos. Para implantes estreitos, a sobrevida foi de 98.1% na maxila e 96.9% na mandíbula. A taxa de sucesso foi de 96.1% na maxila e 92% na mandíbula. Por outro lado, implantes de diâmetro padrão apresentaram sobrevida de 96.8% na maxila e 97.9% na mandíbula. A taxa de sucesso foi de 97.6% na maxila e 93.8% na mandíbula. As taxas de sobrevida e sucesso acumulados dos implantes estreitos e implantes de diâmetro padrão não foram estatisticamente diferentes. Osso tipo 4 foi um fator determinante para falha, enquanto a perda óssea marginal não foi influenciada pela diferença no diâmetro dos implantes.

No estudo de Polizzi et al.,(1999) foram utilizados 30 implantes unitários de 3.0mm de diâmetro para substituir incisivos superiores e inferiores em 21 pacientes. Os implantes estiveram em função por 3 a 7 anos e continuavam estáveis. Ocorreram apenas 2 complicações na região de incisivos inferiores; 1 implante fraturou após 5 anos em função e 1 prótese foi substituída. A taxa de sucesso geral foi de 96.7%. Os resultados favoráveis e a aparência estética alcançada sugerem que repor pequenos incisivos com implantes mais estreitos onde as forças oclusais leves estão presentes é uma opção de tratamento viável.

Implantes dentais de 2.0mm de diâmetro ou menores têm sido empregados como uma alternativa aceitável para os implantes de diâmetro convencionais para a restauração oral definitiva. Sob cargas intraorais normais, o padrão da força transmitida para a crista óssea de suporte aumenta numa proporção inversa ao diâmetro do implante. Para implantes de diâmetro convencional, não há previsão que essa tensão exceda o limite fisiológico. Entretanto, nenhum dos estudos disponíveis investigou implantes com menos de 3.0mm de diâmetro. A extrapolação dos dados sugere que a redução adicional do diâmetro do implante induziria uma grande tensão da crista óssea, possivelmente além dos limites fisiológicos (MCNALLY et al, 2013).

Implantes de diâmetros reduzidos podem ser utilizados onde a espessura óssea é reduzida ou em gaps de apenas um dente com espaço mesiodistal limitado, tal como para a reposição de incisivos laterais superiores ou incisivos inferiores (ROMEO et al, 2006).

Klein, Schiegnitz e Al-Nawas (2014), realizaram uma revisão sistemática para determinar as taxas de sobrevida e sucesso de implantes estreitos em diferentes indicações clínicas quando comparados aos implantes de diâmetro padrão. Em uma busca de 1995 a 2012 encontraram 10 artigos que relataram sobre implantes com diâmetro inferior a 3mm (categoria 1), 12 artigos que relataram implantes com diâmetro entre 3 e 3.25mm (categoria 2), e 16 artigos que relataram implantes com diâmetro entre 3.3 e 3.5mm (categoria 3). A qualidade desses estudos foi baixa em sua maioria, com um alto risco de viés. Implantes com diâmetro menor que 3.0mm eram do tipo corpo único inseridos na região frontal do arco edêntulo sem carga, com taxas de sobrevida entre 90.9% e 100%. Para implantes dentais com diâmetro entre 3.0 e 3.25mm, a maioria eram implantes de duas peças inseridos em espaços dentais estreitos sem carga e na região frontal. As taxas de sobrevida desses implantes variaram entre 93.8% e 100%. Implantes de 3.3 a 3.5mm eram de duas partes e também foram utilizados em cargas na região posterior. As taxas de sobrevida foram de 88.9% a 100%, e as taxas de sucesso variaram entre 91.4% e 97.6%. Foi conduzida uma metanálise para os implantes estreitos (3.3 a 3.5), a qual não demonstrou diferença estatisticamente significativa quanto à sobrevida dos implantes estreitos comparada aos implantes convencionais. Os autores concluíram que implantes estreitos de 3.3 a 3.5mm de diâmetro estão bem documentados em todas as indicações incluindo regiões posteriores com carga. Implantes mais estreitos com 3.0 a 3.25mm estão bem documentados somente para substituir um dente e em regiões sem carga. Implantes com diâmetro inferior a 3.0mm estão documentados apenas para arcos edêntulos e para regiões sem carga de um dente, e as taxas de sucesso não estão disponíveis. Acompanhamento em longo prazo e informações sobre os fatores de risco específicos dos pacientes (bruxismo, tipos de restauração) também são ausentes.

Ortega-Oller et al. (2014) realizaram uma revisão de literatura a fim de analisar e comparar taxas de sobrevida de implantes estreitos (menor que 3.3mm de diâmetro – Grupo 1) em relação aos de diâmetro padrão (maior que 3.3mm – Grupo 2). A metanálise realizada para os grupos 1 e 2 mostraram taxas de sobrevida de

75% e 87% respectivamente. Os autores concluíram que implantes mais estreitos obtiveram taxas de sobrevida significativamente menores quando comparados aos implantes mais largos. Outras variáveis, como o tipo de prótese, superfície do implante e tempo de carga protética, parecem influenciar nas taxas de sobrevida dos implantes.

O uso de implantes estreitos tem sido defendido com cautela em função de um aumento no risco de fratura por fadiga sob condições clínicas de carregamento. Uma variedade de implantes com diâmetro inferior a 3.0mm são oferecidos atualmente no mercado.

Hirata et al. (2014) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a probabilidade de sobrevida de quatro sistemas de implantes estreitos, quando submetidos a cargas. Para esse estudo setenta e dois implantes estreitos a serem restaurados com coroas unitárias foram divididos em quatro grupos (n=18): Astra Tech (3.5mm de diâmetro), com uma conexão padrão (ASC); BioHorizon (3.4mm de diâmetro), com uma conexão padrão (BSC); Intra-Lock (3.4mm de diâmetro), com uma conexão padrão multilobular (ISC); e Intra-Lock (3.4mm de diâmetro), com uma conexão quadrada modificada (IMC). Os abutments correspondentes foram parafusados nos implantes, e as coroas metálicas padronizadas (incisivos centrais superiores) foram cimentadas e submetidas a teste de tensão acelerado em água. Utilizando as curvas de Weibull e confiabilidade para 100 ciclos de 150 e 200N (90% intervalos de confiança de dois lados) foram calculados. Luzes polarizadas e microscópios eletrônicos de varredura foram utilizados para acessar os modos de falha. Os resultados mostraram que a probabilidade de sobrevida calculada para 100 ciclos de 150N foi de aproximadamente 93% no grupo ASC, 98% no grupo BSC, 94% no grupo ISC, e 99% no grupo IMC. Para cargas de 200N, a taxa de sobrevida foi estimada em aproximadamente <0.1% para ASC, 77% para BSC, 34% para ISC, e 93% para IMC. A fratura do parafuso do abutment foi a principal falha em todos os grupos. O estudo concluiu que, embora não tenham sido apresentadas diferenças significativas entre os sistemas sob cargas de 150N, uma diminuição significativa foi observada sob carga de 200N para todos os grupos, exceto IMC.

Com o objetivo de analisar a influência do diâmetro e comprimento do implante na distribuição de tensão e analisar o risco de sobrecarga evidenciado clinicamente pela perda óssea da crista na região do pescoço do implante mandibular e na região periimplantar de molar superior, Baggi et al. (2008)

realizaram um estudo. Sob tensão, as performances de 5 marcas de implantes disponíveis comercialmente (2ITI, 2 Nobel Biocare, e , 1 Ankylos; com diâmetros de 3.3mm a 4.5mm, comprimento da interface osso-implante, 7.5mm a 12mm) foram analisados por simulações 3D dos elementos finitos, sob uma carga estática (componente lateral: 100N; componente vertical intrusivo: 250N). Modelos numéricos de segmentos ósseos da região de molares da maxila e mandíbula foram gerados a partir de imagens de tomografia computadorizada, e as medidas da tensão local foram introduzidas para permitir a avaliação do risco de sobrecarga óssea. Cristas ósseas com diferentes geometrias também foram modeladas. Osso de qualidade tipo II foi aproximado, e a integração óssea completa foi assumida. Como resultado, obtiveram que, áreas de tensão máxima foram numericamente localizadas no pescoço do implante, e possível sobrecarga pode ocorrer na compressão de osso compacto (devido aos componentes laterais da carga oclusal) e em tensões na interface entre osso cortical e trabecular (devido aos componentes verticais de cargas intrusivas). Os valores de tensão nas áreas de concentração diminuíram no osso cortical quando o diâmetro do implante aumentou, enquanto que a distribuição de tensão mais efetiva para o osso esponjoso foi experimentada com o aumento do comprimento do implante. Para implantes com diâmetro e comprimento comparáveis, valores de tensão compressiva no osso cortical foram reduzidos quando baixa perda óssea da crista foi considerada. Diferentes performances baseadas em tensão foram exibidas para as regiões de maxila e mandíbula, resultando em uma tensão maior nas situações de maxila. As conclusões apresentadas pelos autores foram: o design do implante, a geometria da crista óssea e o local onde será instalado o implante afetam os mecanismos de transmissão de carga. Devido à reabsorção da crista óssea documentada através de evidência clínica, o implante Ankylos baseado no conceito de plataforma switching e posicionado abaixo da crista demonstrou melhor desempenho baseado em tensão e menor risco de sobrecarga óssea do que os outros sistemas de implante avaliados.

Forças mastigatórias atuando sobre os implantes dentais podem resultar em tensão indesejável ao osso adjacente, o que pode causar defeitos ósseos e eventualmente falha dos implantes. Sabendo disso, Himmlová et al. (2004), realizaram um estudo cujo objetivo foi determinar, por meio de uma simulação matemática de distribuição de tensão ao redor dos implantes, qual comprimento e diâmetro dos implantes seria melhor para dissipar tensão. Os cálculos das tensões

que surgiram no leito do implante foram realizados através da análise dos elementos finitos, utilizando modelos 3D computadorizados. Os modelos simularam implantes instalados em posições verticais na região de molares inferiores. Um modelo simulando um implante com 3.6mm de diâmetro e comprimento de 8mm, 10mm, 12mm, 14mm, 16mm, 17mm, e 18mm foi desenvolvido para investigar a influência do fator comprimento. A influência de diferentes diâmetros foi investigada através de modelos utilizando implantes com um comprimento de 12mm e diâmetros de 2.9mm, 3.6mm, 4.2mm, 5.0mm, 6.0mm, e 6.5mm. A carga mastigatória foi simulada utilizando força em direção natural, oblíqua ao plano oclusal. Valores da tensão equivalentes de von Mises na interface implante-osso foram calculadas através da análise dos elementos finitos para todas as variáveis. A média de valores para os 3 elementos de cada variável com maior tensão foi calculada e expressa em valores em porcentagem, dos valores calculados para referência (100%), que foi a magnitude da tensão para o implante com comprimento de 12mm e diâmetro de 3.6mm. Os resultados mostraram que as áreas de tensão máxima estavam localizadas ao redor do pescoço do implante. Os implantes com diâmetro entre 3.6 e 4.2mm foram os que apresentaram menor concentração de tensões (31.5%). A redução adicional de tensão para os implantes de 5.0mm foi de apenas 16.4%. Um aumento no comprimento do implante levou a uma diminuição nos valores máximos de tensão equivalente de von Mises. A influência do comprimento do implante, entretanto, não foi tão significativa quanto o diâmetro. Os autores concluíram que o aumento no diâmetro do implante diminui os valores máximos de tensão equivalente de von Mises ao redor do pescoço do implante mais do que o aumento no comprimento do implante.

Em 2013, McNally et al., avaliaram através de análises pelo método dos elementos finitos o efeito do diâmetro dos implantes na tensão óssea. Esse estudo foi desenvolvido para verificar se a redução do diâmetro do implante para 1.8mm aumentaria a tensão no osso cervical, resultando em uma tensão não fisiológica no osso. Os resultados mostraram que a tensão na crista óssea aumentou, como o previsto e as tensões de Von Mises (média de 300 MPa) excederam a tensão óssea cortical e trabecular de 100 MPa e 33 MPa, respectivamente. Os resultados indicam que para implantes de 1.8mm de diâmetro, forças oclusais normais podem induzir tensões que são destrutivas para o osso.

2.2 Análise pelo Método dos Elementos Finitos

Devido ao comportamento biomecânico dos implantes dentais ser diferente dos dentes naturais, problemas clínicos podem ocorrer. O mecanismo de distribuição de tensão e transferência de carga à interface osso/ implante é uma questão crítica que afeta a taxa de sucesso dos implantes. Assim, Pesqueira et al. (2014), realizaram uma breve revisão da literatura dos métodos de análise de tensão disponíveis para estudar cargas em próteses implantossuportadas e discutir suas contribuições na avaliação da reabilitação oral com implantes.

Os autores apontam que vários estudos têm utilizado modelos experimentais, analíticos e computacionais analisados pelo método dos elementos finitos (MEF), fotoelasticidade, strain gauges isoladamente ou associações a fim de avaliar o comportamento biomecânico dos implantes dentais. Essas metodologias podem ser amplamente utilizadas na odontologia, principalmente no campo da pesquisa, orientando estudos clínicos, prevendo algumas desvantagens e agilizando o tempo clínico (PESQUEIRA et al., 2014).

A simulação computadorizada tem sido amplamente utilizada para avaliação biomecânica em implantodontia, (ALMEIDA et al., 2014). A análise pelo método dos elementos finitos é uma das técnicas mais utilizadas atualmente (VERRI et al., 2015).

Tal análise consiste na aplicação de procedimentos numéricos para análise de estruturas e é aplicada com sucesso em muitas áreas da engenharia e bioengenharia desde 1960. Geralmente, o problema enfrentado é muito complicado para ser resolvido satisfatoriamente por métodos analíticos clássicos. O estudo pode envolver análise de tensão, condução de calor, deformações, propagação de fraturas ou qualquer uma das diversas outras áreas (PICCIONI et al., 2013).

Como uma análise estrutural, permite a determinação da tensão resultante de forças externas, pressão, mudanças térmicas e outros fatores. Esse método é extremamente útil para indicar aspectos mecânicos dos biomateriais e tecidos humanos que são dificilmente avaliados *in vivo* (PICCIONI et al., 2013).

Na análise pelo método dos elementos finitos, todo o modelo é dividido em pequenos elementos. A coleção e distribuição desses elementos são chamadas de

malha. Os elementos são conectados por nós, que são os únicos pontos pelos quais os elementos interagem entre si. Uma solução mais precisa é obtida quando a malha é mais delgada, mas a contagem de elementos aumenta e o tempo computacional e dificulta o cálculo (GALLAGHER, 1975, apud PICCIONI et al., 2013).

A distribuição da tensão na conexão implante-prótese tem sido analisada através de estudos dos elementos finitos devido à incidência de problemas clínicos, como fraturas do parafuso do abutment e do implante (PICCIONI et al., 2013).

Em sua revisão da literatura sobre a aplicação da análise pelo método dos elementos finitos, Geng et al. (2001), observaram que, a maioria dos modelos gerados para essa finalidade assumem o estado de ótima osseointegração, significando que o osso cortical e o trabecular estão perfeitamente ligados ao implante. Isso não ocorre com tanta exatidão em situações clínicas. Portanto, o contato imperfeito e seus efeitos na transferência de cargas do implante para o osso de suporte precisa ser modelado com mais cuidado.

Analisar a transferência de força na interface osso-implante é um passo essencial na análise geral das cargas, o que determina o sucesso ou fracasso de um implante. Tem sido reconhecido que tanto o osso quanto o implante sofrem tensão com a variação da homeostase fisiológica. Sobrecarga pode causar reabsorção óssea ou falha por fadiga do implante, enquanto que, subcargas para o osso podem levar à atrofia por desuso e perda óssea subsequente (VAILLANCOURT, 1996, apud GENG et al., 2001).

Holmgren et al. (1998), salientaram em seu estudo que, é importante, ao aplicar a análise pelo método dos elementos finitos aos implantes dentais, não considerar somente cargas axiais e forças horizontais, mas também uma carga combinada (força oblíqua de mordida), visto que essa última representa as direções oclusais de maneira mais realística, e para uma dada força causará a mais alta tensão localizado no osso cortical.

A menor osseointegração cortical (<25%) é vista na maxila posterior. O grau de osseointegração parece ser dependente da qualidade do osso e da tensão desenvolvido durante a cicatrização e função (GENG et al., 2001).

Cargas estáticas e dinâmicas sobre os implantes devem ser aplicadas durante a análise pelo método dos elementos finitos. Para o estudo de cargas

estáticas, é necessário incluir forças oclusais oblíquas para atingir um modelo mais realístico (GENG et al., 2001).

Anami et al. (2015), realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a distribuição das tensões gerados ao redor de implantes com abutments internos cônicos através de análise fotoelástica (AF) e análise pelo método dos elementos finitos (AMEF). Para AMEF, implante e abutments com diferentes conexões internas cônicas (H- hexagonal e S- sólido) foram escaneados, malhas 3D foram moldadas e os objetos foram carregados por um software de computador. Os ossos trabecular e cortical e os blocos de resina foram simulados. A AMEF foi realizada com blocos de resina fotoelástica onde os implantes foram incluídos e diferentes abutments foram aparafusados. Os espécimes foram observados no polariscópio circular com a aplicação do dispositivo encaixado, onde cargas foram aplicadas nas mesmas condições que as da AMEF. As imagens da AMEF mostraram distribuição de tensão muito similar entre os dois modelos com diferentes abutments. Foram observadas diferenças na distribuição de tensão entre osso e blocos de resina; imagens da AF pareciam aquelas obtidas do bloco de resina da AMEF. Imagens da AF foram também analisadas quantitativamente comparando-se os valores atribuídos às franjas. Foi observado que o abutment S distribui cargas mais uniformemente ao osso adjacente ao implante quando comparado ao abutment H, para ambos os métodos de análise utilizados. Foi observado que a AF gerou resultados muito similares aos obtidos na AMEF com o bloco de resina.

Verri et al. (2017), realizaram um estudo cujo propósito era utilizar a análise tridimensional pelo método dos elementos finitos para avaliar a distribuição de tensão transferido para uma prótese suportada por um único implante, instalado na maxila anterior, utilizando diferentes conexões (hexágono externo, hexágono interno, e cone Morse) e inclinações de carga (0, 30 ou 60 graus). Nove modelos representando um bloco da região anterior da maxila foram simulados por um software. Cada modelo recebeu um implante que suportava uma coroa metalocerâmica cimentada, e uma carga de 178-N foi aplicada em 0, 30 e 60 graus em relação ao longo eixo do implante. Os mapas de tensão de Von Mises e tensão máxima principal foram feitos. Como resultados obtiveram que, a análise de tensão de Von Mises revelou que a tensão aumenta com o aumento da inclinação da carga, de 0 para 30 e de 30 para 60 graus. Os implantes cone Morse mostraram menor concentração de tensão ao redor das áreas cervicais e apicais do implante. A

análise da tensão máxima principal mostrou que ou aumento da inclinação foi proporcional ao aumento da tensão no tecido ósseo na área cervical. Menores concentrações de tensão no osso cortical foram obtidas com implantes cone Morse, quando comparados com outras conexões. Através dos resultados, os autores concluíram que, houve tendência de sobrecarga no tecido ósseo periimplantar e na estrutura interna dos implantes quando a inclinação da força aplicada ao longo eixo do implante era aumentada.

O propósito do estudo de Moraes et al. (2018), foi avaliar o efeito da variação do diâmetro, tipo de conexão e carga na distribuição de tensões ao osso cortical para implantes com uma alta proporção coroa-implante. Para isso, foram simulados seis modelos compostos de osso da região posterior da mandíbula com implantes de 8.5mm de comprimento, diâmetro de 3.75mm ou 5.00mm e conexões como hexágono externo, hexágono interno e cone Morse. Foram utilizadas força axial de 200N e força oblíqua de 100 N. Os resultados foram registrados em termos de tensão máxima principal. Cargas oblíquas mostraram maior tensão no osso cortical comparadas às cargas axiais. Os resultados mostraram que os implantes mais largos apresentaram distribuição de tensão mais favorável na região do osso cortical do que os implantes de diâmetro regular, independentemente do tipo de conexão. Os implantes cone Morse apresentaram melhor distribuição de tensão comparados aos outros tipos de conexão, especialmente para cargas oblíquas. Portanto, cargas oblíquas tiveram maior concentração de tensão no tecido ósseo cortical quando comparadas às cargas axiais. Implantes mais largos foram mais favoráveis para melhorar a distribuição de tensão na região de osso cortical, enquanto que os implantes de conexão Morse apresentaram menor concentração de tensões quando comparados aos outros tipos de conexão.

3 PROPOSIÇÃO

Analisar, pelo Método dos elementos Finitos (MEF) tridimensionais, o comportamento na distribuição de tensões de implantes cone morse na região anterior maxilar (incisivo lateral) comparando diâmetro convencional (3,75 mm) e implantes estreitos (3,5 mm e 2,9 mm) por meio de mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal.

4 HIPÓTESE

A hipótese do estudo foi que os implantes de diâmetro estreito apresentariam comportamento biomecânico inferior aos implantes de diâmetro convencional, ou seja, transmitiriam maiores tensões ao osso periimplantar, e haveria maior acúmulo de tensões no implante e nos seus componentes.

5 MATERIAL E MÉTODO

Inicialmente, o presente projeto de pesquisa foi encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo seres humanos da Universidade Federal de Alfenas (CEP/UNIFAL-MG) obtendo parecer favorável (Parecer 1.773.497 – ANEXO A).

5.1 Modelagem Tridimensional:

Para esse estudo três modelos tridimensionais simulando um bloco de osso da maxila anterior direita foram criados (FIGURA 1 A e B).

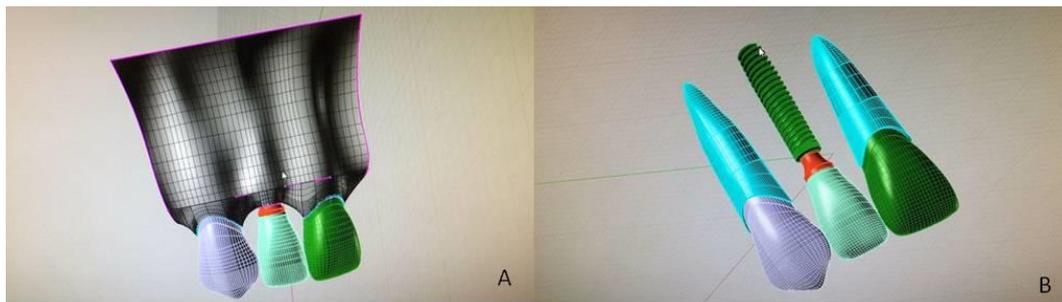


FIGURA 1- Modelos gerados a partir de bloco de osso da maxila
a - bloco ósseo da maxila anterior direita (região incisivo central a canino).
b - incisivo central e canino simularam dentes naturais; incisivo lateral-implantes dos diâmetros testados, suportando uma coroa metalfree.

Fonte: da autora.

Os implantes simulados eram do tipo Cone Morse (SIN Sistema de Implante, São Paulo, SP, Brasil) e estavam posicionados 1,5mm abaixo da crista óssea. As dimensões dos implantes e seus respectivos grupos estão descritos na tabela 1.

Tabela 1 - Distribuição dos grupos

Grupo	Comprimento	Diâmetro
I	13mm	3.75mm
II	13mm	3.5mm
III	13mm	2.9mm

Fonte: da autora

A geometria do tecido ósseo foi obtida a partir da recomposição de imagens transversais da região anterior da maxila, de uma tomografia computadorizada, por meio do software InVesalius 3.0 (CTI, São Paulo, Brazil). A finalização e simplificação das superfícies foi feita no software Rhinoceros 4.0 software (NURBS modeling for Windows, Robert McNeel & Associates, Seattle, USA), incluindo a divisão da camada de cortical óssea de 1mm ao redor do osso trabecular por operações booleanas, simulando osso tipo III (LEKHOLM E ZARB, 1985).

A geometria dos implantes e de seus componentes (munhão universal 3,3x4x2,5mm) foram obtidas por simplificação do desenho original do Cone Morse (SIN Sistema de Implante, São Paulo, SP, Brasil) nos softwares SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp., Massachusetts, USA) e Rhinoceros 4.0 software.

Foi confeccionada uma coroa metalfree, simulando o sistema IPS Empress E.max (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein), por escaneamento superficial de um dente artificial (incisivo lateral maxilar direito) obtido a partir de um manequim com o auxílio de um scanner de superfície (3D MDX-20, Roland DG, Shizuoka-ken, Japan), de acordo com estudos prévios (VERRI et al., 2014; VERRI et al., 2015).

Então, no Rhinoceros 4.0 a real dimensão da coroa foi estabelecida simulando a espessura mínima de 2 mm de cerâmica a base de dissilicato de lítio (YAVUZ et al., 2015) que foi adaptada à superfície externa de um abutment modelado como descrito previamente. A coroa modelada foi posicionada juntamente com o implante e o munhão no bloco de osso. Foi considerada uma linha de cimentação com espessura entre 80 e 100 micrômetros (REKOW et al., 2006).

5.2 Configuração da Análise por Elementos Finitos

Todos os desenhos foram exportados para o software Ansys 17 (Swanson Analysis Systems, Houston, TX, USA) para a fase de processamento de elemento finito (Wang et al., 2015). As malhas foram obtidas utilizando elementos sólidos parabólicos. As propriedades mecânicas de todos os materiais simulados foram atribuídas gerando malhas de acordo com dados da literatura (Tabela 2) e todos os materiais considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, sendo a

análise do tipo linear estática. A qualidade da malha foi checada no próprio software indicando a quantidade de elementos bons envolvidos na análise.

Tabela 2- Propriedades mecânicas dos materiais simulados.

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Taxa de Poisson
Osso cortical	13.7	0.3
Osso trabecular	1.37	0.3
Titânio	110	0.35
E-max	95	0.23
Cimento resinoso	8	0.33

Fonte: Erifej et al., 2011; Rekow et al., 2006; Verri et al., 2015.

Os contatos entre cerâmica/cimento, cimento/componente protético, componente protético/implante, implante/osso cortical, implante/osso trabecular, osso cortical/osso trabecular foram assumidos como colados.

Foram assumidas restrições fixas nas direções x , y , e z e aplicadas nas superfícies mesial e distal do bloco ósseo, tanto em osso cortical quanto em osso trabecular.

As cargas simuladas foram de 178N em direção 0, 30 e 60 graus em relação ao longo eixo do implante e da superfície palatina do incisivo lateral, aplicada aproximadamente 2mm abaixo do bordo incisal para simular posição real de contato, baseado em estudos anteriores (HSU et al., 2007; VERRI et al., 2015; VERRI et al., 2017). Para a visualização dos resultados, após análise do software Ansys, foram gerados mapas de von Mises e mapas de tensão máxima principal, sendo individualizadas as estruturas de interesse quando necessário.

5.3 Critério para a Análise de Tensão:

A tensão principal máxima foi usada para analisar a tensão sobre o tecido ósseo como recomendado como padrão para análise de compressão e tração de materiais frágeis (VERRI et al., 2015). A tensão de von Mises foi usada para analisar os implantes e seus componentes como recomendado para análise de materiais sólidos dúcteis (VERRI et al., 2014; VERRI et al., 2015). Ambas as análises tiveram como unidade o Mega Pascal (MPa).

6 RESULTADOS

Os resultados obtidos encontram-se expostos nas figuras 1 e 2. A análise dos mapas de tensões de von Mises mostrou que o carregamento axial (0 graus de inclinação da força) apresentou maiores concentrações de tensões localizadas na região do intermediário, atingindo valores até 200 MPa. Apesar de ser observada uma similaridade entre os modelos com implantes de diferentes diâmetros, é possível observar um ligeiro aumento nas tensões para os implantes de 2,9 mm quando comparado aos demais (FIGURA 2).

O carregamento de 30 graus mostrou um aumento considerável nas tensões na região do intermediário, bem como ao longo das roscas dos implantes. Não foi observada influência do diâmetro do implante em relação às distribuições de tensões. Apesar disso, foi observado para todos os modelos maiores concentrações de tensões na interface de contato implante/intermediário tanto na face palatina quanto na vestibular, com valores variando entre 100 e 500 MPa. Nos implantes, as maiores tensões se localizaram na região cervical (variando entre 100 e 300 MPa), enquanto que na região do terço médio e apical as tensões variaram de 12,5 até 100 MPa (FIGURA 2).

O carregamento de 60 graus mostrou maiores concentrações de tensões quando comparado com os demais carregamentos. Embora com maiores valores, uma similaridade no padrão de distribuição de tensões foi observada entre os carregamentos, no qual maiores tensões foram observadas na região de interface implante/intermediário e ao longo do corpo do implante. Os implantes de maior diâmetro (3,75 mm e 3,5 mm) apresentaram maiores áreas de concentrações de tensões na região do intermediário e ao longo das roscas dos implantes até a região apical (100 MPa até 750 MPa) quando comparados ao implante de 2,9 mm de diâmetro (FIGURA 2).

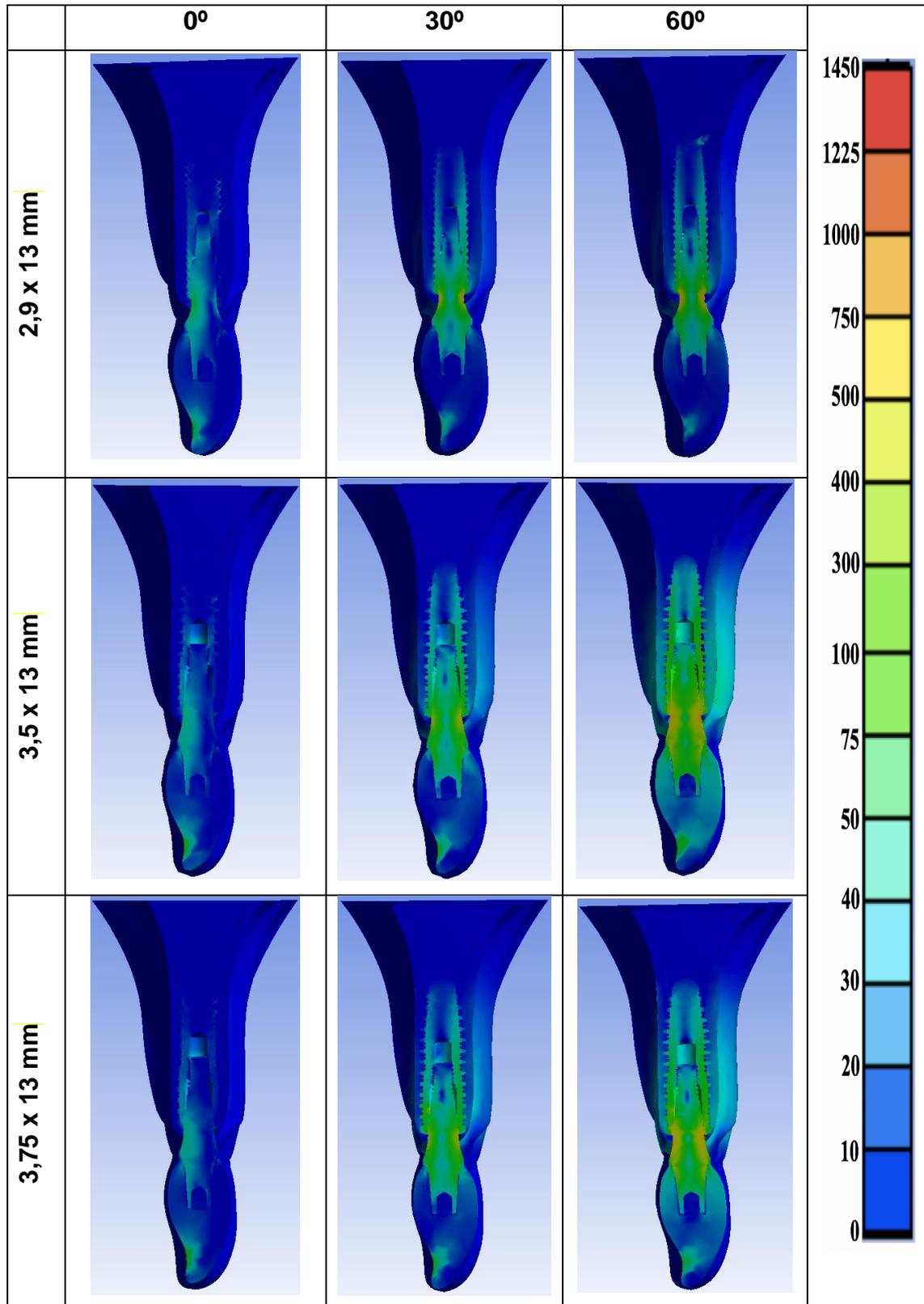


FIGURA 2 – Mapas de tensão de von Mises. As cores quentes indicam áreas de maiores tensões, em oposição, as cores frias indicam áreas de menores tensões.

Fonte: da autora.

A análise dos mapas de tensão máxima principal mostrou correspondência com a análise dos mapas de von Mises uma vez que apresentou aumento dos níveis de tensões conforme houve aumento da inclinação do carregamento, sendo visualizadas maiores concentrações de tensões na região de tecido ósseo cortical e trabecular próximo ao pescoço do implante. (FIGURA 3)

No carregamento de 0 graus não foi possível observar influência do diâmetro dos implantes em relação às concentrações de tensões na região do tecido ósseo cortical e trabecular, sendo os mapas gerados muito similares e com valores pequenos de compressão e tração variando entre 2,5 até 6,6 MPa, respectivamente. (FIGURA 3)

Analisando o carregamento de 30 graus foi possível observar maiores concentrações de tensões de tração na região cervical do tecido ósseo variando entre 16,6 até 50 Mpa. Entretanto, foi possível observar que os implantes de 2,9 mm de diâmetro apresentaram menores áreas de concentração de tensões de tração, quando comparado com os implantes de maiores diâmetros, que apresentaram maiores tensões na região vestibular e lingual do tecido ósseo cortical, principalmente na região cervical próximo ao pescoço do implante e das primeiras roscas do mesmo. (FIGURA 3)

A análise do carregamento de 60 graus mostrou o mesmo padrão de distribuição das tensões, sendo mais favorável (com menores valores de tração e compressão) para o modelo com 2,9 mm quando comparado com os modelos 3,5 mm e 3,75 mm. (FIGURA 3)

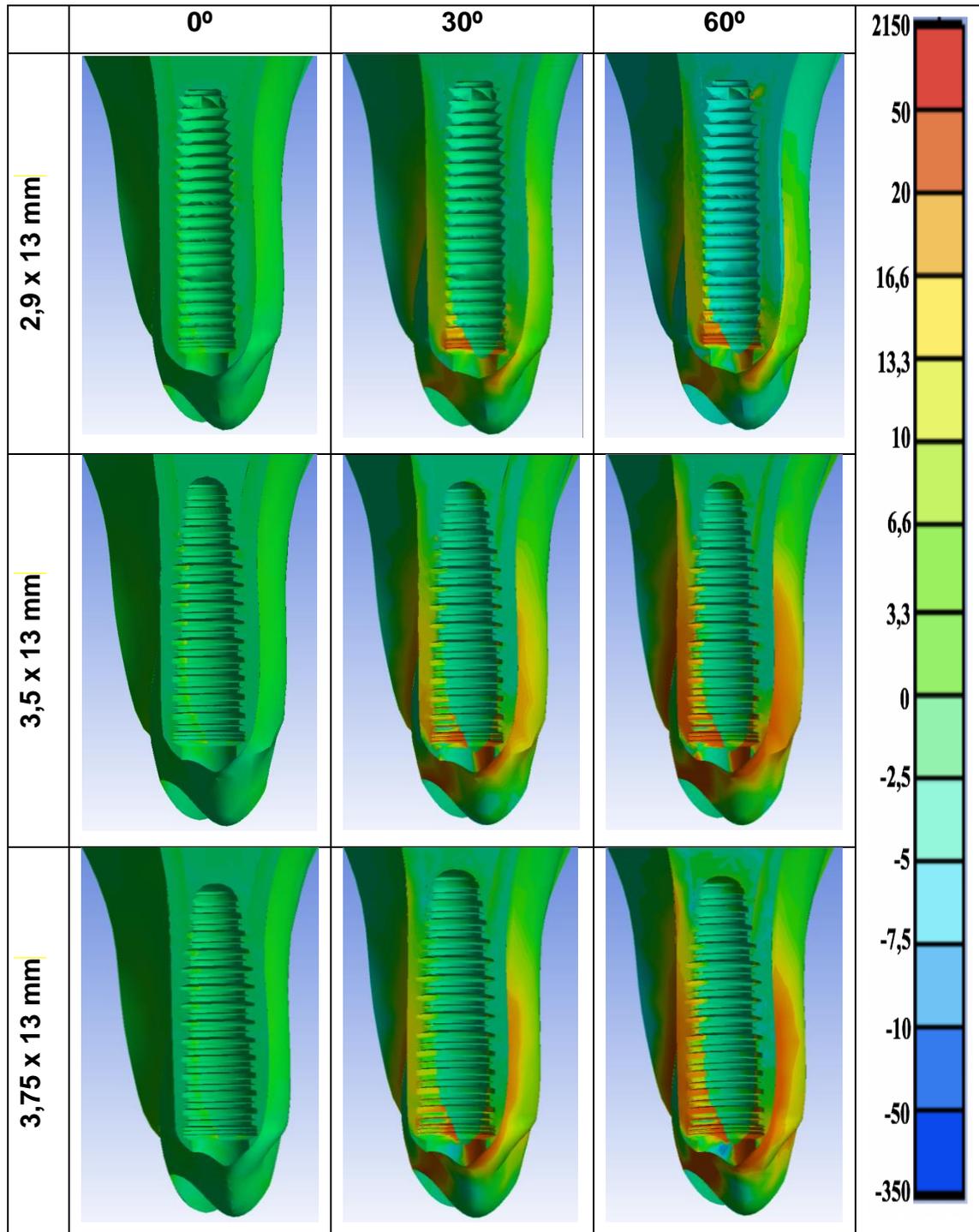


FIGURA 3 – Mapas de tensão máxima principal. Valores acima de 0, indicam tensões de tração. Os valores abaixo de 0, indicam valores de tensões de compressão.

Fonte: da autora.

7 DISCUSSÃO

Através da análise dos resultados, a hipótese inicial para esse estudo foi parcialmente aceita, visto que o implante de 2.9mm apresentou comportamento biomecânico inferior aos de maiores diâmetros (3.5 e 3.75mm) para a análise de tensão de von Mises, como era o esperado; entretanto, o implante de 2.9mm apresentou melhor desempenho que os outros ao que diz respeito à análise de tensão máxima principal.

Pôde-se observar que o aumento da inclinação das forças aplicadas levou ao aumento da concentração de tensões, sendo que, a cada acréscimo no grau de inclinação (de 0 para 30 e de 30 para 60) houve aumento gradual na concentração das tensões, principalmente na região do intermediário. O mesmo padrão pôde ser observado no estudo realizado por Verrri et al. (2017) que utilizou a análise tridimensional pelo método dos elementos finitos para avaliar a distribuição de tensão transferido para uma prótese suportada por um único implante, instalado na maxila anterior, utilizando diferentes conexões (hexágono externo, hexágono interno, ou cone Morse), e inclinações de carga (0, 30 ou 60 graus). Esse comportamento é justificado pelo fato de que cargas não axiais sobre os implantes tendem a aumentar a tensão no osso periimplantar (HSU, CHEN, KAO, CHENG, 2007 apud VERRI et al., 2017). Apesar do carregamento de 60 graus ter apresentado o pior resultado, os autores fazem a ressalva de que, em situações clínicas, os implantes não são tipicamente submetidos a forças oblíquas tão altas (VERRI et al., 2017).

Os mapas de tensões de von Mises mostraram que no carregamento axial houve maior concentração de tensões na região do intermediário, com valores de até 200 MPa. Apesar da similaridade entre os implantes de diâmetros diferentes, houve um ligeiro aumento nas tensões para os implantes de 2.9 mm. A instalação de implante estreito pode levar ao aumento de tensões em sua região cervical, e essa sobrecarga pode resultar em perda óssea na região periimplantar. Esse resultado foi similar ao de McNally et al. (2013), que realizaram um estudo através do método dos elementos finitos para analisar o efeito do diâmetro dos implantes na tensão óssea, na região anterior da mandíbula. Esse estudo verificou se a redução do diâmetro do implante para 1.8 mm aumentaria a tensão no osso cervical. Foi observado que, a tensão óssea aumentou a níveis inaceitáveis com o uso dos implantes de 1.8 mm. A

tensão de von Mises exibiu uma média de 300 MPa, excedendo as tensões ósseas cortical e trabecular de 100 MPa e 33 MPa, respectivamente. Porém, deve ser ressaltado que, atualmente, ligas de titânio estão sendo desenvolvidas para aumentar a resistência de implantes estreitos, como a Ti-Zr, o que poderia melhorar a resistência destes implantes, além de que resultados clínicos indicam serem compatíveis com implantes Ti convencionais (IOANNIDIS et al., 2015).

Foi observado, também, que a região do intermediário, é o local em que predomina a concentração de tensões. Esse resultado é corroborado pela revisão da literatura de Geng et al. (2001), a qual mostra que, em grande parte dos estudos que utilizaram o MEF para implantes de titânio, as concentrações das tensões ocorreram ao redor do pescoço do implante, os mesmos resultados foram obtidos por Himmlová et al. (2004), Baggi et al (2008) e Verri et al. (2017).

A análise da tensão máxima principal mostrou que o implante de 2.9mm apresenta melhor comportamento na distribuição de tensões para o osso, quando comparado aos de maior diâmetro (3.5 e 3.75mm). Esse achado difere dos resultados apresentados por Holmgren (1998); Allum (2008); Baggi (2008); Qian (2009) e McNally (2013), cujos dados demonstraram que os valores de tensão nas áreas de concentração diminuíram no osso cortical quando o diâmetro do implante aumentou. Porém, deve ser ressaltado que esse estudo levou em consideração situação clínica real de osso estreito, o que pode ter influenciado este resultado, pois pode-se supor que o implante mais estreito teria uma quantidade maior de osso trabecular ao seu redor que funcionaria como dissipador de tensões até que estas sejam transmitidas ao osso cortical.

No presente estudo, ao que diz respeito à tensão máxima principal, os implantes de 3.5 e 3.75mm exibiram resultado similar ao do estudo de Cinel et al. (2017), no qual foi conduzida uma avaliação da distribuição das tensões em implantes estreitos (3.3mm de diâmetro) instalados na região de segundo pré- molar da maxila e mandíbula, através do MEF. Como resultado obtiveram que, a tensão no osso cortical foi maior do que no osso trabecular para todos os modelos e estava concentrado nas primeiras roscas e na interface cortical osso-implante. Esse achado deve-se ao fato de que o osso cortical possui maior módulo e resistência à deformação do que o osso trabecular. Portanto, funciona como um fulcro do sistema (momento de tensão) sob forças transversais e absorve tensões mais altas do que o osso trabecular, indicando que o osso periimplantar pode ser mais susceptível à

perda óssea. A resistência do osso cortical varia de 170 a 190MPa sob compressão, e de 100 a 130MPa sob tensão. Tensões acima desses valores podem gerar deformação na estrutura óssea.

Os níveis de tensão máximo da interface osso-implante influenciam as reações biológicas, incluindo a reabsorção e remodelação óssea. A distribuição das tensões ocorre primeiramente onde o osso está em contato com o pescoço do implante e primeiras roscas e diminui em direção a região óssea apical (CINEL et al., 2017).

A análise através do método dos elementos finitos (MEF) é uma ferramenta efetiva para a avaliação biomecânica por fornecer informações sobre a distribuição de tensões no tecido ósseo e no implante, pois, determinar a distribuição de carga na interface osso-implante e o efeito das forças ao redor do tecido ósseo e implante por meio de estudos *in vivo* é uma tarefa difícil de ser realizada. Permite uma análise crítica da situação clínica e ajuda na escolha da opção mais favorável (CINEL et al., 2017; VERRI et al., 2017).

A análise através do método dos elementos finitos tem sido muito utilizada para prever o comportamento biomecânico de implantes e tecido ósseo. Entretanto, essa análise apresenta algumas limitações. Para esse estudo foram consideradas as seguintes situações: condição ideal de 100% de osseointegração, todas as estruturas dos modelos isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas. Porém, sabe-se que essa situação não representa a realidade clínica, devido aos possíveis defeitos na osseointegração na região periimplantar e à resposta anisotrópica, não homogênea e não linear do tecido ósseo (BAGGI et al., 2008; CINEL et al., 2017). Uma análise considerando as reais características biológicas do tecido ósseo e seu comportamento biomecânico demandaria um maior tempo de confecção dos modelos e malhas, e tornaria esse um estudo muito mais complexo (BAGGI et al., 2008; CINEL et al., 2017). Além disso, técnicas mais complexas para a obtenção de modelos e estudos *in vivo* devem ser empregadas para obtenção de resultados mais realísticos.

Estudos futuros que considerem o osso como um tecido regenerativo anisotrópico e não homogêneo, que responde a tensão com absorção ou regeneração sob cargas, seriam um aprimoramento dos modelos de elementos finitos para reduzir as limitações da análise através do MEF (BAGGI et al., 2008).

8 CONCLUSÃO

Considerando as limitações do estudo, os resultados dessa pesquisa levam a concluir que:

- a) Quanto menor o diâmetro do implante e maior a inclinação das forças aplicadas, maior será a susceptibilidade de ocorrerem concentrações de tensões na região do intermediário e das primeiras roscas;
- b) As maiores tensões estão concentradas na região do intermediário e primeiras roscas do implante e diminuem conforme seguem em direção ao ápice;
- c) No que concerne ao osso periimplantar, o implante de 2.9mm de diâmetro apresentou melhor comportamento por transmitir menores tensões ao osso cortical circundante, quando comparado aos implantes de 3.5 e 3.75mm;
- d) Repor incisivos laterais com implantes mais estreitos, onde forças oclusais leves estão presentes é uma opção de tratamento viável;
- e) Os resultados sugeriram que implantes estreitos podem ser utilizados com sucesso no tratamento de pacientes para reabilitar perdas unitárias na região anterior maxilar.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALLUM, S. R., TOMLINSON, R.A., JOSHI, R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. **Clin. Oral. Impl. Res.**, v.19, p. 553-559, 2008.

ALMEIDA, D. A. et al. Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. **Journal of Periodontology**, v. 85, p. 261-269, 2014.

ANAMI et al. Stress Distribution Around Osseointegrated Implants With Different Internal-Cone Connections: Photoelastic and Finite Element Analysis. **Journal of Oral Implantology**, v. 41, n. 2, p. 155-162, 2015.

ANDERSEN, E. et al. A prospective clinical study evaluating the safety and effectiveness of narrow-diameter threaded implants in the anterior region of the maxilla. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 16, n. 2, p.217-224, 2001.

ANITUA E. et al. Long-Term Follow-Up of 2.5-mm Narrow-Diameter Implants Supporting a Fixed Prosthesis. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, 2015. DOI 10.1111/cid.12350. [Epub ahead of print], 2015.

ANITUA, E., ALKHRAISAT, M. H., ORIVE, G., Novel technique for the treatment of the severely atrophied posterior mandible. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 28, n. 5, p. 1338-1346, 2013.

ARISAN, V. Evaluation of 316 narrow diameter implants followed for 5–10 years: a clinical and radiographic retrospective study. **Clinical Oral Implants Research**, v. 21, p. 296-307, 2010.

BAGGI, L. et al. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.100, n.6, p. 422-31, 2008.

BENIC, G. I. et al. Clinical and radiographic comparison of implants in regenerated or native bone: 5-year results. **Clinical Oral Implants Research**, v. 20, n.5, p.507-513, 2009.

BERNER, S. et al. Titanium-Zirconium: A Novel Material for Dental Implants. **European Cells and Materials**, v.17, n.1, p.16, 2009.

BOARDMAN, N., DARBY, I., CHEN, S. A retrospective evaluation of aesthetic outcomes for single-tooth implants in the anterior maxilla. **Clinical Oral Implants Research**, 2015. doi: 10.1111/clr.12593. [Epub ahead of print].

CAGLAR, A. et al. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 25, p. 95-103, 2010.

CHAIA H. et al. On the interfacial fracture resistance of resin-bonded zirconia and glass-infiltrated graded zirconia. **Dental Materials**, v. 31, p. 1304-1311, 2015.

CICCIU, M. et al. FEM evaluation of cemented-retained versus screw-retained dental implant single-tooth crown prosthesis. **Int J Clin Exp Med.**, v. 7, n. 4, p. 817-825, 2014.

CINEL, S. et al. Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. **The Journal Of Prosthetic Dentistry**, p. 1-9, 2017(in press).

DAVARPANA, M. et al. Small-diameter implants: indications and contraindications. **Journal of Esthetic Dentistry**, v.12, p. 186-194, 2000.

DUDLEY, J. E., RICHARDS, L.C., ABBOTT, J.R. Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. **Australian Dental Journal**, v. 53, p. 332-339, 2008.

EREIFEJ N. et al. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. **Dent Mater.**, v. 27, n.6, p. 590-597, 2011.

ESPOSITO, M. et al. A 3-year post-loading report of a randomized controlled trial on the rehabilitation of posterior atrophic mandibles: short implants or longer implants in vertically augmented bone? **Eur. J. Oral Implantol.**, v. 4, p. 301-311, 2011.

FROUM, S.J. et al. Narrow-diameter implants: A restorative option for limited interdental space. **The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, v. 27, n.5, p. 449-455, 2007.

GALLAGHER, R.H. Introduction. In: GALLAGHER, R.H. **Finite element analysis: fundamentals**. 4 ed. Englewood Cliffs: Prentice-Hall. Cap. 1, p. 1-19, 1975.

GENG, J.P., TAN, K.B.C., LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. **J.Prosthet Dent.**, v. 85, n. 6, p. 585-598, 2001.

HEBEL, K. S., GAJJAR, R.C. Cement-retained versus screw-retained implant restoration: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 77, p. 28- 35, 1997.

HIMMLOVÁ, L. et al. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. **The Journal Of Prosthetic Dentistry**, v.91, n.1, p. 20-25, 2004.

HIRATA, R. et al. Mechanical Evaluation of Four Narrow-Diameter Implant Systems. **The International Journal of Prosthodontics**, v.27, n. 4, p. 359-62, 2014.

HSU, M.L., CHEN, F.C., KAO, H.C. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: A 3- dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral. Maxillofac. Impl.**, v. 22, n. 2, p. 301-309.

IOANNIDIS, A. et al. Titanium-zirconium narrow-diameter versus titanium regular-diameter implants for anterior and premolar single crowns: 3 year results of a randomized controlled clinical study. **J. Clin. Periodontol.**, 2015.

JEMT, T., LINDEN, B., LEKHOLM, U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual check-up. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 7, n. 1, p. 1-10, 1992.

JUNG, R.E, ZEMBIC, A., PJETURSSON, B.E., ZWHALEN, M., THOMA, D.S. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. **Clin. Oral. Impl. Research**, n. 23, p. 2-21, 2012.

KLEIN, M.O, SCHIEGNITZ, E., AL-NAWAS, B. Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. **Int Journal Oral Maxillofac Implants**, v.29, p. 43-54, 2014.

KOBAYASHI, E. et al. Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 29, p. 943-950, 1995.

LEE, J-I. et al. A photoelastic stress analysis of screw- and cement-retained implant prostheses with marginal gaps. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v.15, n. 5, p. 735-749, 2013.

LEKHOLM, U., ZARB, G. A. Tissue-integrated prostheses. In: BRANEMARK, P. I, ZARB, G. A, ALBREKTSSON, T. **Tissue-integrated prostheses**. Chicago: Quintessence. p. 199-209, 1985.

MORAES, S.L.D. et al. Three-dimensional finite element analysis of varying diameter and connection type in implants with high crown-implant ratio. **Brazilian Dental Journal**, v. 29, n.1, p. 36-42, 2018.

MCNALLY, S.J. et al. Implant diameter: Effect on stress in bone: Finit element analysis. **Journal of Dental Implants**, v.3, n.2, p. 87-90, 2013.

MORIS, I. C. et al. Abutments with reduced diameter for both cemented and screw retentions: analisis of failure modes and misfit of abutment-crown-connections after cyclic loading. **Clin. Oral Implants Res.**, 2016. doi: 10.1111/clr.12816. [Epub ahead of print].

ORTEGA-OLLER, I. et al. The influence of implant diameter on its survival: a meta-analysis based on prospective clinical trials. **J. Periodontol.**, v.85, n. 4, p. 569-580, 2014.

PAPADIMITRIOUS, D. E. et al. Narrow-diameter versus standard-diameter implants and their effect on the need for guided bone regeneration: a virtual three-dimensional study. **Clin. Implant. Dent. Relat. Res.**, v.17, n. 6, p. 1127-1133, 2015.

PESQUEIRA et al. Use of Stress Analysis Methods to Evaluate the Biomechanics of Oral Rehabilitation with Implants. **Journal of Oral Implantology**, v. 40, n. 2, p. 217-228, 2014.

PICCIONI et al. Application of the finite element method in dentistry. **RSBO.**, v.10, n. 4, p. 369-377, 2013.

POLIZZI, G. et al. Clinical application of narrow Branemark system implants for single-tooth restorations. **International Journal Oral Maxillofacial Implants**, v.14, n. 4, p. 496-503, 1999.

QUEK, C. E., TAN, K. B., NICHOLLS, J. I. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 21, p. 929-936, 2006.

REKOW, E. D. et al. Fatorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. **Dent. Mater.**, v.22, n. 2, p. 125-132, 2006.

ROMEO, E. et al. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter(3.3mm) implants followed for 1-7 years: a longitudinal study. **Clin. Oral. Impl. Res.**, v.17, p. 139-148, 2006.

SHADID, R., SADAGA, N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. **Journal of Oral Implantology**, v. 38, p. 298–307, 2012.

SHADID, R., SADAQA, N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses: a literature review. **Journal of Oral Implantology**, v.38, n.3, p. 298-307, 2012.

SHAN, L. H. et al. Finite element analysis of bone stress for miniscrew implant proximal to root under occlusal force and implant loading. **J. Craniofac. Surg**, v. 26, n. 7, p. 2072-2076, 2015.

SHEMTOV-YONA, K. et al. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II: failure analysis. **Clin. Implant. Dent. Relat. Res.**, v. 16, p. 178-184, 2014.

SINGER , A., SERFATY, V. Cement-retained implantsupported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.11, n. 5, p. 645-649, 1996.

TARNOW, D. P., CHO, S. C., WALLACE, S. S. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. **Journal of Periodontology**, v. 71, n. 4, p. 546-549, 2000.

TONELLA,B.P. et al. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. **Journal of Oral Implantology**, v.37, n.4, p. 401-410, 2011.

TORCATO, L. B. et al. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, 2015. 114:644-651 [Epub ahead of print].

VAILLANCOURT, H., PILLAR, R.M., McCOMMOND, D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, v. 11, p. 351-359, 1996.

VERRI, F. R. et al. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. **Materials Science & Engineering C: Materials for Biological Applications**, v. 45, p. 234-240, 2014.

VERRI, F. R. et al. Influence of bicortical techniques in internal connection placed in premaxillary area by 3D finite element analysis. **Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.**, v. 20, n. 2, p. 193-200, 2017.

VERRI, F.R. et al. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of single implant-supported prostheses in the anterior maxilla, with different surgical techniques and implant types. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants**, v.32, n. 4, p. 191-198, 2017.

VERRI, F. R. et al. Three-dimensional finite element analysis of anterior single implant supported prostheses with different bone anchorages. **Scientific World Journal.**, 2015. Article ID 321528, 10 pages <http://dx.doi.org/10.1155/2015/321528> [Epub ahead of print].

YAVUZ, T. et al. Effect of Different Surface Treatments on Porcelain-Resin Bond Strength. **J. Prosthodont.**, 2015. doi: 10.1111/jopr.12387. [Epub ahead of print].

ZHANG, W., SKRYPCZAK, A., WELTMAN, R. Anterior maxilla alveolar ridge dimension and morphology measurement by cone beam computerized tomography (CBCT) for immediate implant treatment planning. **BMC Oral Health**, v.15, n. 65, p. 1-8, 2015.

ANEXO A - Parecer consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
ALFENAS

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise biomecânica de implantes estreitos x implantes convencionais de cone morse para reabilitações unitárias anteriores cimentadas e parafusadas- Estudo pelo Método dos Elementos Finitos

Pesquisador: Marcela Filié Haddad

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 58835616.0.0000.5142

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE FEDERAL DE ALFENAS - UNIFAL-MG

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.773.497

Apresentação do Projeto:

A reabilitação da região anterior da maxila, especialmente na região de incisivo lateral, representa um desafio para a implantodontia devido à pouca espessura óssea nesta área. Para contornar esta dificuldade, a indústria lança implantes de pequeno diâmetro, porém, ainda há dúvidas sobre o comportamento biomecânico deste tipo de implantes. Assim, o presente estudo tem como objetivo analisar, pelo Método dos Elementos Finitos (MEF), o comportamento biomecânico de reabilitações unitárias cimentadas e parafusadas sobre implantes na região anterior maxilar comparando diâmetro convencional e implantes "finos". Para isso, serão simulados 3 modelos tridimensionais representando blocos de osso da região anterior direita da maxila, contendo incisivo central, implante e canino. Em um dos modelos, o implante terá as dimensões 3,75 X 13mm; em outro 3,5 X 13mm; e em outro 2,9 X 13mm. Sobre os implantes, será simulada uma coroa totalmente cerâmica que poderá ser cimentada com cimento resinoso ou parafusada. A Análise por Elementos Finitos será realizada no software FEMAP/NeiNastran usando cargas de 50, 100 e 200 N aplicadas de maneira axial e oblíqua ao longo eixo dos implantes. A força principal máxima de von Mises e mapas de deslocamento serão gerados para avaliação. Os dados obtidos serão submetidos a análise de variância (ANOVA) seguida pelo Teste de Tukey ($p < 0,05$).

Endereço: Rua Gabriel Monteiro da Silva, 700
 Bairro: centro CEP: 37.130-000
 UF: MG Município: ALFENAS
 Telefone: (35)3299-1318 Fax: (35)3299-1318 E-mail: comite.etica@unifal-mg.edu.br