

Guilherme Carminati de Magalhães

**Avaliação da sobrecarga em pilares e região
periimplantar de implantes cone Morse, ferulizados ou
não ferulizados: análise tridimensional em elementos
finitos**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica Integrada

Uberlândia, 2015

Guilherme Carminati de Magalhães

**Avaliação da sobrecarga em pilares e região
periimplantar de implantes cone Morse, ferulizados ou
não ferulizados: análise tridimensional em elementos
finitos**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica Integrada

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Freitas Santos-Filho

Banca examinadora:

Prof. Dr. Paulo César Freitas Santos-Filho

Prof. Dr. César Bataglion

Profa. Dra. Karla Zancopé

Uberlândia, 2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

M188a Magalhães, Guilherme Carminati de, 1989-
2015 Avaliação da sobrecarga em pilares e região periimplantar de
implantes cone Morse, ferulizados ou não ferulizados: análise
tridimensional em elementos finitos / Guilherme Carminati de
Magalhães. - 2015.
33 f. : il.

Orientador: Paulo César Freitas Santos-Filho.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Implantes dentários - Teses. 3. Prótese
dentária - Teses. I. Santos-Filho, Paulo César Freitas. II. Universidade
Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III.
Título.

CDU: 616.314



Ata da defesa de DISSESSAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº 276 - COPOD

Data: 27/02/2015

Discente: Guilherme Carminati de Magalhães, Matrícula: (113120DO005)

Título do Trabalho: Avaliação da sobrecarga em pilares e região periimplantar de implantes cone Morse, ferulizados ou não ferulizados: análise tridimensional em elementos finitos.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Implantodontia e Prótese sobre Implantes.

Projeto de Pesquisa de vinculação: Prótese sobre Implantes.

As oito horas do dia vinte e sete de fevereiro do ano de 2015 no Anfiteatro Bloco 4L, Anexo A, Sala 23, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Janeiro 2015, assim composta: Professores Doutores: Karla Zancopé (UFU); César Bataglion (USP); e Paulo César Freitas Santos Filho (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Guilherme Carminati de Magalhães**.

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Paulo César Freitas Santos Filho apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(as) examinadore(a)s, que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o(a) candidato(a) Aprovado(a).

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 11 horas e 30 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

Prof. Dr. Karla Zancopé - UFU

Prof. Dr. César Bataglion - FOP/USP

Prof. Dr. Paulo César Freitas Santos Filho - UFU
Orientador (a)

DEDICATÓRIA

À Deus, que me guia sempre ao melhor caminho me mostrando que sou capaz, por mais que a princípio tudo pareça impossível.

Ao meu pai Denildo, que além de professor é meu amigo e exemplo a ser seguido. A minha mãe Silvia, amiga, companheira. Pais que se fazem presentes em todos os momentos da minha vida, me apoiando, aconselhando, estendendo a mão quando preciso. Meus pais, meus maiores exemplos de vida.

A minha irmã Fernanda, de um coração imenso e meu motivo de muito ciúmes.

As minhas avós Santo Carminati, Zélia e Preosópia que “lá de cima” estão me olhando e zelando.

A todos os meus familiares e amigos, obrigada pelo carinho.

A vocês dedico esse trabalho.

AGRADECIMENTOS

Ao meu professor e orientador Dr. Paulo César Freitas Santos-Filho, que me orientou e esteve sempre disposto a compartilhar seus conhecimentos profissionais e pessoais, me tutoreando nesses anos.

Ao professor Dr. Denildo de Magalhães que além de pai e companheiro, sempre esteve disposto a me ensinar tudo que sabia.

Ao professor Ms. Helder Henrique M. De Menezes que me proporcionava uma ampla visão do caminho a ser percorrido.

Ao professor Dr. Pedro Yoshito Noritomi que se mostrou extremamente solícito ao meu pedido de auxílio para o desenvolvimento da pesquisa.

A equipe do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI)-Campinas-SP que me receberam muito bem e se prontificaram a auxiliar no desenvolvimento deste projeto.

Ao professor Dr. Alexandre Luiz Souto Borges que se prontificou a auxiliar a pesquisa e é um dos responsáveis por ela ter sido realizada.

Aos meus amigos Watuse Miranda e Robson Rumin, que estiveram sempre ao meu lado, nas horas boas e ruins, sempre dispostos a me ajudar, fazer sorrir e aconselhar. Tenho muita admiração por vocês.

Aos meus amigos Karla Zancopé e Fernando Finholdt por serem companheiros e estarem sempre do meu lado.

Ao meu amigo Frederick Khalil Karan por quem tenho muita admiração pela consciência, honestidade e vontade de crescer e fazer as pessoas que estão a sua volta também progredirem juntos.

Aos meus colegas do Mestrado que colaboraram para o meu crescimento.

A toda equipe da HD Ensinos Odontológicos.

Aos meus amigos Rafael Kouzak, Raffer Miranda, Camila Macedo, Thiago Miranda, João Toffoli, Maria Eugênia Coury, Carol Bonito, Alexandre Macedo e Pablo Mattos pela amizade e companheirismo.

A Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, onde praticamente cresci indo a algumas aulas com meu pai, me graduei e hoje faço parte do programa de pós-graduação.

Aos professores do mestrado, que tanto colaboraram para o meu aprendizado. Que vocês continuem sendo sempre esses transmissores de conhecimento.

À FAPEMIG pelo apoio financeiro.

“O seu tempo é limitado, então não o gaste vivendo a vida de outro alguém.

Não fique preso pelos dogmas, que é viver com os resultados da vida de outras pessoas.

Não deixe que o barulho da opinião dos outros cale sua própria voz interior.

E o mais importante: tenha coragem de seguir seu próprio coração e intuição. Eles de alguma maneira já sabem o que realmente quer se tornar. Todo o resto é secundário.”

Steve Jobs
1955-2011

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	2
1 INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO	3
2 PROPOSIÇÃO	7
3 MATERIAL E MÉTODOS	8
4 RESULTADOS	15
5 DISCUSSÃO	22
6 CONCLUSÃO	26
REFERÊNCIAS	27

RESUMO

Este trabalho avaliou a distribuição de tensões geradas nos pilares protéticos sobre implantes cone Morse e no osso periimplantar que suportam próteses parciais fixas, ferulizadas ou não ferulizadas, sob carregamento axial e oblíquo. O estudo simulou, por meio de Análise em Elementos Finitos, a perda de dois elementos dentais posteriores inferiores: 1º pré-molar e 2º pré-molar. Para simulação da mandíbula, uma caixa tridimensional com propriedades de osso tipo 2 foi confeccionada. O sistema de implante e pilares foram obtidos por meio de modelos em CAD cedidos pela empresa. O estudo utilizou implantes cone Morse (CM) Titamax CM-Cortical® Ø 3,75mm x 9,0mm e Pilar CM de 2,5mm de altura (Neodent, Curitiba, PR, Brasil) dividido em dois grupos, de acordo com a reabilitação protética: ferulizadas e não ferulizadas, cada modelo foi então submetido a dois tipos de carregamento: axial, simulando contato mastigatório funcional e oblíquo, simulando contato oclusal parafuncional. Os implantes foram posicionados 1,5mm abaixo da margem óssea, segundo recomendação do fabricante, e os pilares foram instalados com auxílio de software tipo CAD. Os dados foram analisados após aplicação de carregamento dinâmico com força de 100N em direção axial na cúspide vestibular e o carregamento oblíquo (angulação de 45°) na cúspide disto-lingual, ambos no 2º pré-molar. Os resultados demonstram menores valores de tensão para o grupo F sob carregamento axial, tanto para o pilar (77,37MPa) quanto para o osso periimplantar (118,58MPa); entretanto, mesmo para o grupo NF o carregamento axial demonstrou valores semelhantes aos descritos anteriormente. O carregamento oblíquo gera maiores tensões tanto para o pilar (505,67MPa) quanto para o osso periimplantar (505,67MPa) em ambos os grupos. Conclui-se que a ferulização das coroas gera menor tensão no pilar protético no grupo F quando comparado ao grupo NF independente do carregamento. As tensões a nível ósseo periimplantar, durante carregamento oclusal axial apresentaram-se semelhantes independente do tipo de superfície de contato entre as próteses.

Palavras-Chave: Análise de tensões, análise por elementos finitos, implante dental cone morse, pilar protético, osso periimplantar, prótese ferulizada, prótese não ferulizada

ABSTRACT

This study evaluated the stress distribution in abutments on Morse taper implants and peri-implantar surrounding bone supporting fixed partial dentures, splinted or non-splinted, under axial and oblique loading. The study simulates by means of Finite Element Analysis the loss of two posterior mandibular elements: 1st premolar and 2nd premolar. For mandible simulation a tridimensional box with Type II bone was simulated. The implant system and abutment were obtained using CAD models transferred by the company. Were used Morse taper Implant Titamax CM-Cortical Ø 3.75mm x 9.0mm and Abutment Pilar CM with 2,5mm height (Neodent, Curitiba, PR, Brazil) divided in two groups according the prosthetic rehabilitation: splinted and non-splinted; subjected to two types of loading: axial simulating functional masticatory contact and oblique simulating parafunctional occlusal contact. The implants were positioned 1.5mm under bone level according manufactures recommendation and the abutments were installed with aid of CAD software. The data were analyzed after dynamic loading of 100N in axial direction in the buccal cusp and the oblique loading (angle of 45°) in the distal-lingual cusp; both on 2nd premolar. The results showed lower tensions for F Group on axial loading for both abutment (77.37MPa) and peri-implantar surrounding bone (118.58MPa); however for NF Group axial loading demonstrated similar values as described previously. The oblique loading promoted higher stress for both abutment (505,67MPa) and peri-implantar surrounding bone (505,67MPa). The crowns splinting promotes lower stress on F Group abutment when compared with NF Group regardless the loading type. The stresses on peri-implantar surrounding bone during occlusal axial loading are similar regardless the surface contact between the prosthesis.

Keywords: Finite Element Analysis, Splinted Prosthesis, Stress Analysis, Morse Taper dental implant, Prosthetic Abutment, Non-splinted Prosthesis, Periimplant Surrounding Bone.

1 INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

A História aponta que para nossos ancestrais, o elemento dental sempre foi visto como dispensável; algo sem muita importância para a saúde e caso houvesse necessidade de sua extração, não geraria impacto algum para a qualidade de vida do indivíduo. Contudo, nas últimas décadas, a importância dada ao elemento dental tem aumentado, assim como a procura por tratamento odontológico. Por isso, estudos tem sido conduzidos para facilitar o acesso aos tratamentos, reduzir custos e proporcionar a manutenção dos dentes durante toda a vida do indivíduo (Preciado et al., 2012).

Técnicas foram aperfeiçoadas ao longo dos anos na tentativa de substituir os dentes perdidos; no princípio sem embasamento teórico algum. A associação do desenvolvimento das técnicas, tanto micro como macrobiológico, associado ao desenvolvimento tecnológico, possibilitou ao homem melhorar seu entendimento sobre as reações e respostas orgânicas, podendo predizer alguns resultados (Visscher et al., 2014).

Apesar de todo esse investimento e dos recentes avanços na prevenção odontológica, as taxas de doenças bucais ainda continuam altas, principalmente em idosos, favorecidas pelo aumento do crescimento populacional associada ao aumento da expectativa de vida (Allen et al., 2003).

A Qualidade de Vida da Saúde Oral (QVSO) é um conceito multifatorial influenciado pela medida em que o bem-estar da sociedade é afetado por problemas bucais. Segundo Atchison et al., em 1997, fatores que influenciam a QVSO incluem: idade dos pacientes, doenças sistêmicas, doenças dentárias, desgaste das próteses e perda de dentes; assim como variações sócio-demográficas como: nível cultural, educacional, hábitos alimentares e fatores financeiros (Locker et al., 2009). Várias formas de

tratamento foram desenvolvidas na tentativa de devolver função mastigatória e estética aos pacientes, impactando diretamente na qualidade de vida do paciente. Desta forma, surgiram as próteses dentárias removíveis ou fixas, parciais ou totais para promover a reabilitação dos pacientes desdentados, totais ou parciais (Mendoça et al., 2009). Com o advento dos implantes dentais osseointegráveis ampliaram-se as possibilidades de tratamento desses pacientes (Vasco et al., 2011).

Inicialmente, os implantes dentários osseointegráveis foram desenvolvidos para reabilitar pacientes com ausência dentária total inferior. Seis implantes eram instalados na região anterior de mandíbula, entre os canais mentuais, e sobre os mesmos, era confeccionada uma prótese total fixa. Com o avanço dos estudos, observou-se a possibilidade da utilização dos implantes na reabilitação de pacientes com ausências parciais múltiplas ou unitárias, inclusive em maxila (Zarb et al., 1987). Nas últimas três décadas, os implantes dentais tem sido aperfeiçoados em sua macro e microgeometria para assegurar resultados mais previsíveis, melhorar a função mastigatória e estética, (Taylor et al., 2000) apresentando altas taxas de sucesso ao longo de mais de 10 anos de acompanhamento em estudos clínicos, tanto para casos totais quanto parciais (Ivanoff et al., 2000).

A conexão estrutural osso e implante, denominada osseointegração, é uma realidade atualmente aceita. Desta forma, os estudos tem-se direcionado para as causas de falhas, que ainda ocorrem durante a prática clínica. Estes, indicam que a maioria das falhas ocorrem principalmente por complicações como: inflamação tecidual periimplantar, perda óssea marginal, desaperto de parafuso do pilar protético (Carlson et al., 2001), fratura do parafuso do pilar (Nergiz et al., 2004), e ruptura da osseointegração (Simon et al., 2003). A literatura evidencia que a taxa de sucesso de osseointegração na fase cirúrgica está acima de 95%, independente do tipo de junção pilar/implante (Goodacre et al., 2003), mas apesar disso, sugere-se que a falha tardia, após um ano, deve-se a sobrecarga oclusal, em 90% dos casos, e

a periimplantite em 10% dos casos (Esposito et al., 1998).

Estes autores apóiam que em carregamento axial, simulando contato oclusal fisiológico, as tensões geradas devem se apresentar dentro dos limites toleráveis pelos tecidos periimplantares, entretanto, quando existe um contato excêntrico não fisiológico, por exemplo: apertamento, contato prematuro e bruxismo, as tensões apresentam-se alteradas, podendo levar tanto a falha do sistema de implante quanto a ruptura da osseointegração e trazendo prejuízo aos tecidos. O implante, quando instalado seguindo os protocolos cirúrgicos e protéticos já consolidados pela literatura, diminui a possibilidade de que as forças oclusais excessivas causem deformações nos implantes ou áreas de tensão excessivas na região do osso periimplantar, o que poderia ocasionar falhas no sistema (Albrektsson et al., 1986).

Mesmo que alguns trabalhos, por meio de Análise em Elementos Finitos, relatam que a não ferulização de próteses múltiplas adjacentes não influenciem na perda óssea marginal e na distribuição das cargas mastigatórias (Wang et al., 2002; Vigolo et al., 2010) e que em reabilitações unitárias, o nível ósseo marginal não sofre grandes modificações (Palmer et al., 2000; Puchades-Roman et al., 2000) ainda não há consenso em relação ao protocolo de reabilitações não ferulizadas sobre implantes. Desta forma, trabalhos que utilizam métodos computacionais podem simular esses novos protocolos reabilitadores, predizendo falhas que poderiam ocorrer durante a prática clínica.

Os estudos laboratoriais e clínicos apresentam grande importância na avaliação do comportamento biomecânico dos implantes odontológicos. Entretanto, a obtenção das informações dos constituintes do ambiente biomecânico desses implantes durante o carregamento apresenta limitações, o que pode gerar comprometimento na análise das estruturas envolvidas (Vasco et al., 2011). A previsibilidade nesses estudos torna-se necessária para garantir a identificação de fatores, principalmente aqueles desencadeadores de falhas, o que mostra a relevância da associação de estudos clínicos com estudos laboratoriais que utilizam metodologias

computacionais como o Método de Elementos Finitos (Ausiello et al., 2001; Zarone et al., 2006), favorecendo uma análise biomecânica sequencial e detalhada na Implantodontia.

O Método de Análise em Elementos Finitos (AEF) é uma análise numérica-computacional que vem sendo utilizado por diversas áreas desde a década de 50. É um método matemático que trabalha com uma equação integral (determina a área sobre uma curva no plano cartesiano) de modo que o integral possa ser substituído por um domínio complexo (somatória dos integrais). Nesta análise um meio contínuo pode ser subdividido em múltiplos elementos, todos com suas propriedades originais (Hughes et al., 2005). Inicialmente foi desenvolvido para a indústria aeroespacial e a partir de 1960 começaram a surgir os primeiros softwares comerciais, tais como: ASKA, NASTRAN, Stardyne e outros. Em seguida, outras plataformas foram desenvolvidas fazendo com que o método se tornasse amplamente utilizado na bioengenharia. Esta análise numérica pode ser considerada como um dos métodos mais compreensíveis para calcular a complexa condição da distribuição das tensões internas em diversos materiais, inclusive nos odontológicos, além de reduzir custo com materiais físicos e quantidade de exames (Versluis et al., 2009).

2 PROPOSIÇÃO

2.1. Objetivo Geral:

Avaliar a distribuição de tensões gerada nos pilares protéticos sobre implantes cone Morse e no osso periimplantar que suportam próteses parciais fixas, ferulizadas ou não ferulizadas, sob carregamento axial e oblíquo.

2.2. Objetivos Específicos:

- a. Gerar modelos tridimensionais para simular a mandíbula e o conjunto pilar/implante.
- b. Simular diferentes formas de tratamento: ferulizado ou não ferulizado; e diferentes carregamentos: axial e oblíquo (45°).
- c. Efetuar a Análise em Elementos Finitos (AEF) dos modelos gerados, associando os resultados para a prática clínica.

3 MATERIAL E MÉTODOS

Com o objetivo de avaliar a distribuição de tensões resultantes de cargas externas em pilares protéticos e ao redor de implantes adjacentes do sistema cone Morse com coroas ferulizadas e não ferulizadas, utilizou-se modelos gráficos para este experimento laboratorial por meio da técnica de (AEF). Os modelos CAD foram produzidos utilizando o software *Rhinoceros 3D 4.0* (McNeel North America, Seattle, EUA). A avaliação das tensões geradas pelos carregamentos foi realizada utilizando o software Ansys (ANSYS WB 2.0 Framework, versão 12.0.1, 2009 SAS IP- Houston, EUA).

Para realização do trabalho, os modelos foram divididos em dois grupos. O Grupo 1 foi constituído por próteses Não Ferulizadas (NF), ou seja, próteses parciais fixas unitárias sobre implantes osseointegráveis com junção CM separados por uma distância de 5mm, sob coroas totais parafusadas sobre Pilar CM (ref:115.148 Neodent, Curitiba, Brasil) com 2,5mm de altura de transmucoso, apresentando contato interproximal de 3mm² de área. O Grupo 2, constituído por próteses Ferulizadas (PF), apresentou a mesma configuração do grupo anterior, porém as coroas foram unidas por contato interproximal de 3mm² de área. Ambos os grupos foram submetidos a dois tipos de carregamento, axial e obliquo, resultando em 4 modelos virtuais.

3.1. Confecção do modelo de mandíbula

Para confecção do modelo virtual que simulou a mandíbula, foi confeccionada uma caixa tridimensional com 40mm de comprimento x 30mm de altura x 10mm de espessura, utilizando o software *Rhinoceros 3D*. O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson utilizados foram os mesmos da resina de poliestireno, por possuir características similares a densidade óssea encontrada no tecido ósseo tipo II (Soares et al., 2008).

3.2. Confecção do modelo de coroas

Para a confecção dos modelos virtuais das coroas sobre implantes, modelos físicos foram confeccionados. As coroas metálicas, primeiramente, foram confeccionadas sobre um modelo mestre com análogo de Pilar CM (ref: 101.037, Neodent), incluídos simulando a disposição de 2 implantes na região posterior de mandíbula, apresentando entre os implantes uma distância de 5,0mm.

Foram utilizados Cilindros de Pilar CM calcinável (ref: 118.180, Neodent) para confecção das coroas metálicas unitárias. As próteses foram padronizadas para apresentarem as mesmas dimensões e adaptarem passivamente sobre os dois análogos do mesmo modelo de gesso. Cada grupo de próteses sobre implantes foi submetido a um processo de retificação antes do processo de soldagem, seguindo procedimentos pré-estabelecidos (Simamoto Júnior et al., 2005), afim de melhorar a adaptação das coroas.

Após término da confecção das coroas metálicas, as mesmas foram levadas para um tomógrafo (I-Cat Classic, Imaging Science International, Hatfield, EUA) para que fossem digitalizadas em formato *.STL com 120kVp e 18.45mA e tempo de exposição de 25s. Após digitalizadas (Xoran Technologies, Ann Arbor, EUA) as coroas foram carregadas no programa Rhinoceros 3D 4.0 para confecção dos modelos virtuais em 3D. Os modelos *.STL serviram de esboço para o desenho das coroas. Neste programa, foram geradas superfícies *Non Uniform Rational Bazier Spline* (NURBS), próprias para bio-modelagem de estruturas complexas, baseada na malha triangular do *.STL. A partir desta malha, foram selecionados pontos em marcos anatômicos (colo dentário, equador protético, circunferência dental, pontos de contato) e regiões estratégicas da estrutura que serviram de referência para criação de linhas interconectadas entre as estrutura, seus pontos de origem e sua extremidade. Em seguida, as linhas foram utilizadas para criação das superfícies (Network Surface). Após criação destas, foram gerados os volumes das estruturas internas e externas das coroas através de operações booleanas

e outras ferramentas específicas do software, formando um sólido de coroa digitalizado (Figura 1)

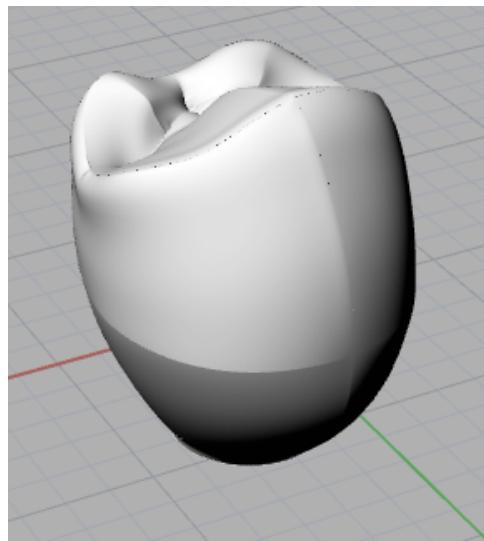


Figura 1 – Aspecto final da coroa do pré-molar modelada no software Rhinoceros 3D 4.0.

3.3. Obtenção dos modelos 3D dos implantes conectados aos pilares protéticos

Os modelos tridimensionais dos implantes foram cedidos pela empresa de implantes Neodent. Para obtenção dos mesmos, foi submetido projeto de pesquisa para o *Programa de Auxílio para Projetos de Pesquisa (PAP)* solicitando envio dos sistemas em modelo CAD, na extensão *.STEP.

O sistema de implante escolhido para realização do experimento foi Titamax CM- Cortical® Ø 3,75 mm x 9,0 mm (Ref: 109.608), o qual apresenta junção Cone Morse (Figura 2).



Figura 2 – Implante Titamax CM- Cortical

Para a padronização dos modelos, foi escolhido o mesmo tipo de pilar para o desenvolvimento desta pesquisa. Optou-se pelo Pilar CM de 2,5mm de altura (ref:115.148) - (Figura 3), cilindro calcinável (ref:118.180) e parafuso do Cilindro Pilar CM (ref: 116.038).



Figura 3 - Pilar CM.

3.4. Confecção dos modelos de trabalho

Para a confecção dos modelos utilizados neste trabalho, os arquivos das coroas, pilares protéticos, cilindros calcináveis, parafusos de fixação e implantes, todos na extensão *.STEP, foram abertos no programa Rhinoceros 3D 4.0; e a partir dai conectados, formando os corpos de prova.

Os modelos evoluíram com algumas simplificações em sua geometria externa, removendo detalhes anatômicos da superfície sem que houvesse prejuízo na identidade do modelo, tornando-o mais simples. Desta forma, o processo de discretização do modelo e processamento dos dados se tornam mais eficiente para a utilização na pesquisa.

Os conjuntos coroa/implante foram posicionados da seguinte forma: o implante do primeiro pré-molar foi posicionado à 13,75mm de distância da aresta mesial; o implante referente ao segundo pré-molar foi posicionado à 5mm de distância do implante anterior e 13,75mm de distância da aresta distal da caixa. Ambos os implantes foram posicionados de modo a ficarem 1,5mm infra-ósseo, conforme Sotto-Maior et al., 2014 e o fabricante preconizam (Figura 4). Posteriormente, os protocolos de contato (ferulizados ou não ferulizados) foram simulados, seguindo a descrição supracitada.

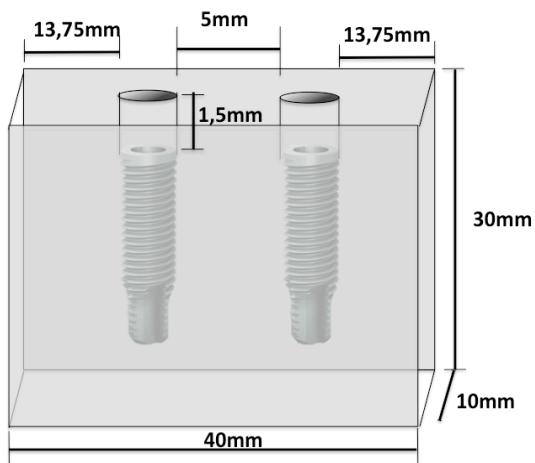


Figura 4 -- Representação esquemática dos modelos

3.5. Análise por Elementos Finitos

Os modelos gerados no software Bio-CAD foram exportadas em arquivo *.STEP para o software de pré-processamento ANSYS, onde a malha de cada estrutura foi gerada. Devido à presença de superfícies irregulares e

complexas, tais como as empregadas em bio-modelagem, o processo de malhagem do modelo foi feito por ferramentas específicas do software a fim de promover homogeneidade e conectividade da malha. No software, foram determinadas as condições de contorno, etapa de grande importância para simular os contatos (simples ou colados) existente entre as estruturas, aplicação de carga e restrição de deslocamento do modelo. Entre as estruturas, foi determinada conexão colada e simples.

Foram utilizados modelos tetraédricos, quadráticos com 10 nós. A análise empregada foi estrutural, linear e elástica e todos os materiais e estruturas foram considerados lineares, homogêneos e isotrópicos. As propriedades utilizadas para alimentar os modelos foram obtidas através de revisão de literatura e estão apresentados na Tabela 1. Foi aplicado carregamento dinâmico com 1mm^2 e força de 100N. O carregamento axial foi realizado na cúspide vestibular e o oblíquo, com angulação de 45° , na cúspide disto-lingual, ambos no 2º pré-molar. Durante a aplicação do carregamento em 45° (Pellizzer et al., 2014) em relação ao longo eixo do sistema coroa-implante (Figura 5), a força foi dividida em 2 pontos de 50N cada. A restrição de deslocamento dos modelos foi feita na base e nas laterais do bloco (eixo x, y e z).

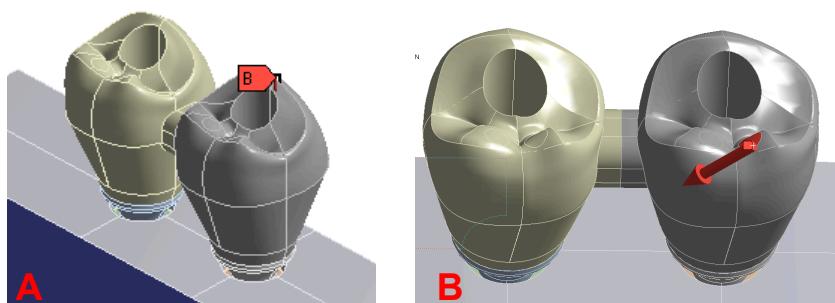


Figura 5- Representação do ponto de carregamento axial (A) obliquio (B)

Após a definição das condições de contorno dos modelos, foi gerada a solução do modelo em máquina DELL Precision T3500 workstation (Win7 64bit, 6GB Ram, processador Intel Xeon X5670). O total de elementos

dos modelos foram 146.595 e 251.845 nós. Após resolução dos cálculos pelo software, foi realizada a análise qualitativa e quantitativa das tensões e de coerência dos deslocamentos. A análise dos modelos foi realizada pelo critério de von Mises e Tensão Máxima principal.

Tabela 1 - Propriedades Mecânicas das estruturas consideradas isotrópicas, lineares e homogêneas.

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Resina de poliestireno	13.500	0,31	Soares et al., 2008
Titanio	110.000	0,35	Pierrisnard et al., 2003
Liga Cobalto-Cromo	218.000	0,33	Qian et al., 2001

4 RESULTADOS

Os resultados da avaliação quantitativa e qualitativa do gradiente de tensões gerado nos parafusos pilares e no osso ao redor de implantes que suportam próteses parciais fixas, ferulizadas ou não ferulizadas, com carregamento axial e oblíquo estão demonstrados na Tabela 2. Os resultados demonstram menores valores de tensão para o grupo F sob carregamento axial, tanto para o pilar (77,37MPa) quanto para o osso periimplantar (118,58MPa); entretanto, mesmo para o grupo NF o carregamento axial demonstrou valores semelhantes aos descritos anteriormente. O carregamento oblíquo gera maiores tensões tanto para o pilar (505,67MPa) quanto para o osso periimplantar (505,67MPa) em ambos os grupos.

Tipo de Contato Interproximal									
Ferulizado (F)				Não Ferulizado (NF)					
Pilar Protético		Osso periimplantar		Pilar Protético		Osso periimplantar			
Axial	Obliquo	Axial	Obliquo	Axial	Obliquo	Axial	Obliquo	Axial	
Tensão Máx.(MPa)	77,375	155,67	118,58	155,67	156,18	505,67	156,18	505,67	
Tensão (MPa)	Min	-38,528	-35,653	-125,96	-35,862	-74,659	-136,96	-348,42	-136,96

Tabela 2 - Distribuição dos valores de tensões máximas e mínimas (MPa)

As figuras 6 e 7 representam as variações de tensões nos pilares em carregamento axial e oblíquo em próteses ferulizadas. Podemos perceber que houve acúmulo de tensão tanto no pilar em que as cargas foram aplicadas quanto no pilar do implante adjacente. No carregamento axial percebemos tensões dentro dos padrões normais. No carregamento oblíquo percebemos

um ponto de tensão maior no pilar em que a carga foi aplicada, representada pela cor avermelhada.

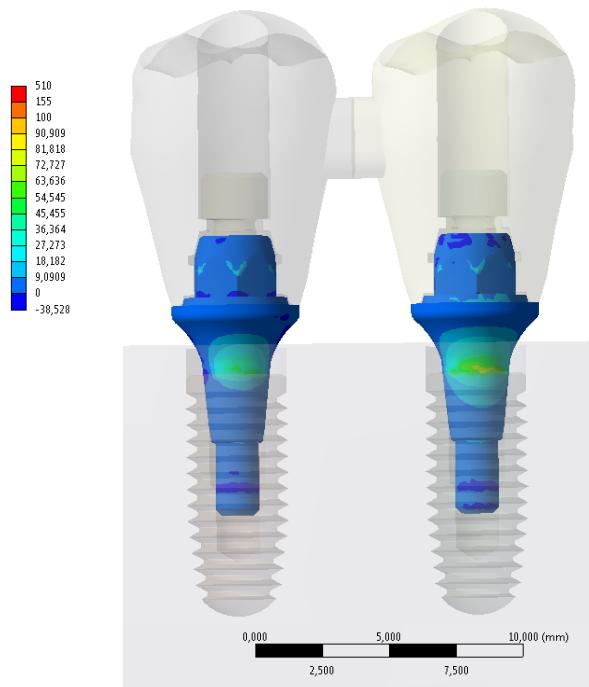


Figura 6 – Distribuição das tensões nos pilares do Grupo F sob carregamento axial.

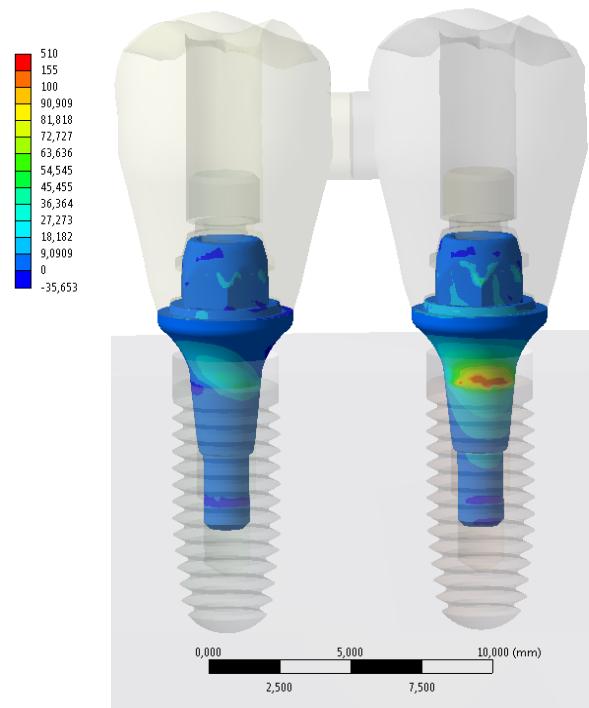


Figura 7 – Distribuição das tensões nos pilares do Grupo F sob carregamento obliquio.

As figuras 8 e 9 representam as variações de tensões nos pilares em carregamento axial e obliquo em próteses não ferulizadas. Observa-se o acúmulo de tensão tanto no pilar em que as cargas foram aplicadas quanto no pilar do implante adjacente. Nota-se que mesmo no carregamento axial há formação de tensão acima da plataforma do implante ao qual a carga foi aplicada, entretanto o pilar do implante adjacente não apresentou alta concentração de tensão. Já no carregamento obliquo, observa-se que pontos críticos de acúmulo de tensão foram formados tanto no pilar que recebeu o carregamento quanto no pilar do adjacente.

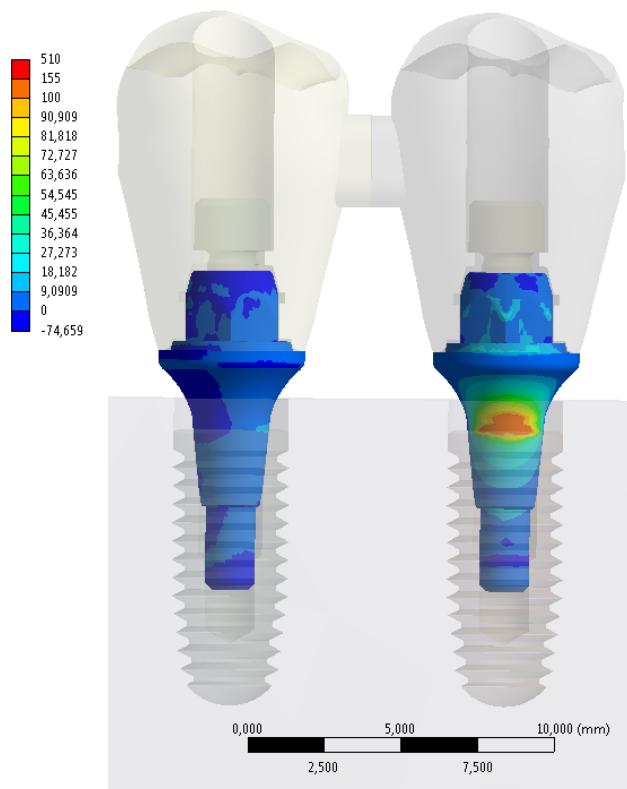


Figura 8 – Distribuição das tensões nos pilares do Grupo NF sob carregamento axial.

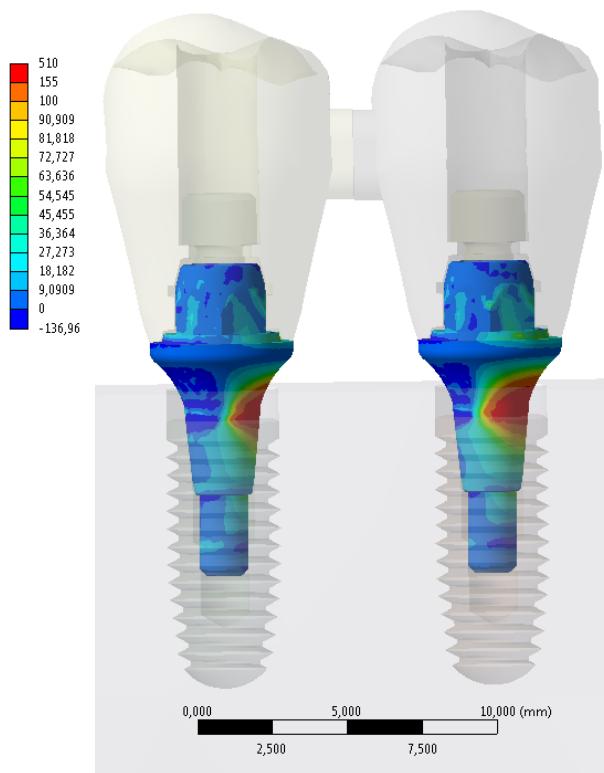


Figura 9 – Distribuição das tensões nos pilares do Grupo NF sob carregamento obliquio.

As figuras 10 e 11 representam as variações de tensões no osso periimplantar em carregamento axial e obliquio em próteses ferulizadas. Observa-se a formação de áreas de acúmulo de tensão em ambos os carregamentos os quais permanecem dentro dos padrões de normalidade segundo a escala de distribuição de cores.

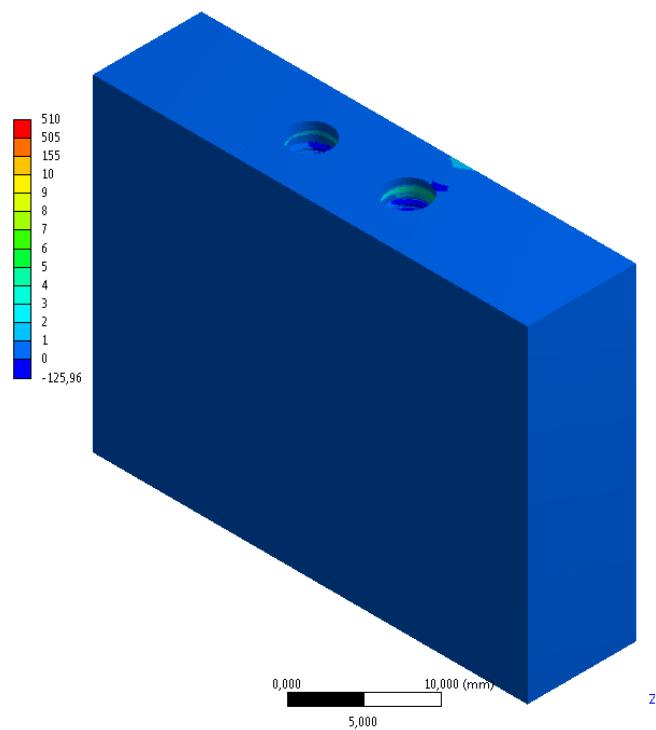


Figura 10 – Distribuição das tensões no osso do Grupo F sob carregamento axial.

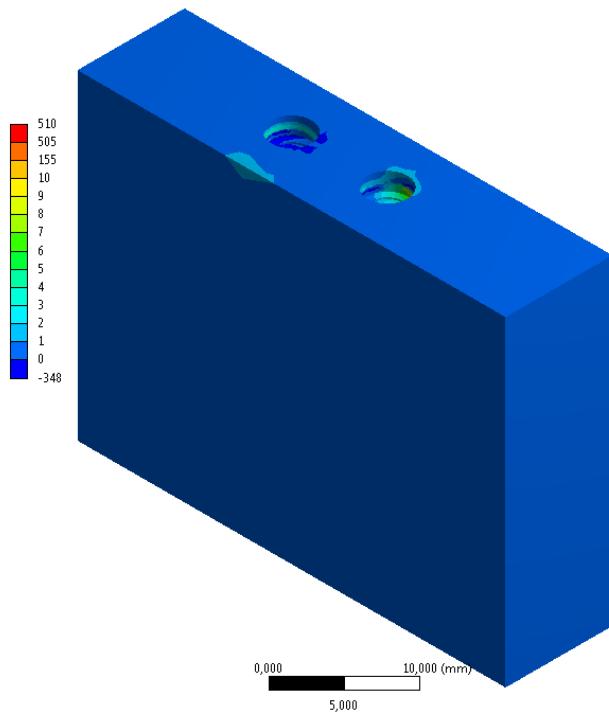


Figura 11 – Distribuição das tensões no osso do Grupo F sob carregamento obliquoo.

As figuras 12 e 13 representam as variações de tensões no osso periimplantar em carregamento axial e obliquo em próteses não ferulizadas. Observa-se a formação de áreas de acúmulo de tensão em ambos os carregamentos os quais permanecem dentro dos padrões de normalidade segundo a escala de distribuição de cores. Nota-se que para a carga obliqua no grupo NF houve uma distribuição de tensão maior quando comparado ao carregamento axial. No entanto, de acordo com a escala utilizada, as tensões continuam dentro dos padrões de normalidade, pois como podemos perceber não houve variação ampla de coloração e nenhuma região ficou avermelhada, o que representaria tensão crítica.

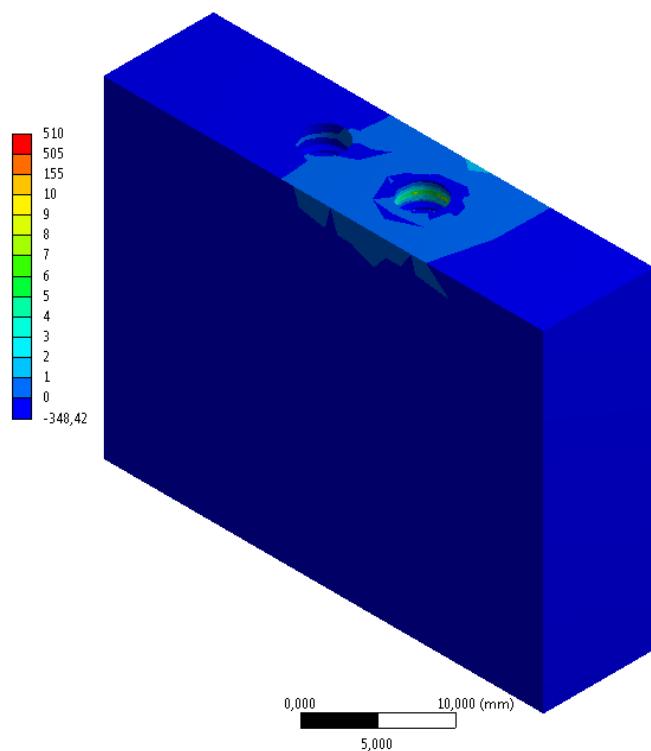


Figura 12 – Distribuição das tensões no osso do Grupo NF sob carregamento axial.

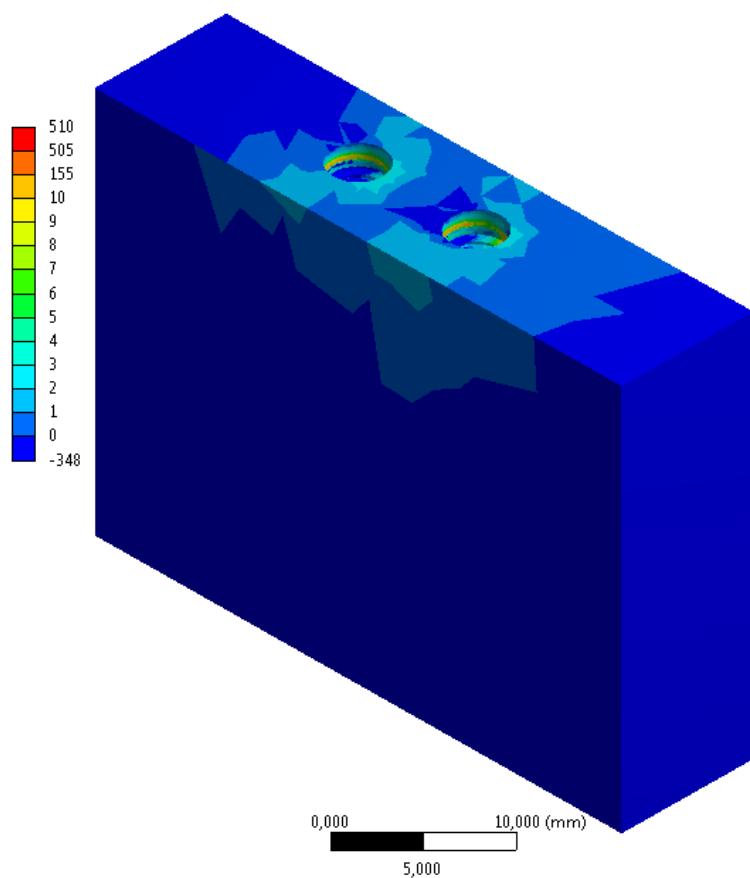


Figura 13 – Distribuição das tensões no osso do Grupo NF sob carregamento obliquo.

O carregamento oblíquo, que simula uma condição oclusal desfavorável clinicamente, apresentou os piores resultados, tanto para os pilares protéticos quanto para o osso periimplantar, com maior acúmulo de tensões, independentemente da ferulização ou não das coroas metálicas

5 DISCUSSÃO

De acordo com os resultados obtidos pela análise realizada no presente estudo, verifica-se que a não ferulização de coroas sobre implantes cone Morse pode induzir a um maior acúmulo de tensões nos pilares protéticos. Entretanto, na região periimplantar as tensões geradas se equiparam para os dois grupos, e por isso não aumentaria a possibilidade de reabsorção óssea. Trabalhos de Mellal et al., 2004 e Cowin et al., 1993 demonstram que tensões até cerca de 178 Mpa são aceitáveis para o tecido ósseo; contudo, tensões superiores a esse valor podem induzir a microfraturas ósseas, ocasionando perda óssea periimplantar. As tensões geradas no pilar protético em carregamento oblíquo nas coroas não ferulizadas ultrapassam mais de 3 vezes o limiar aceitável de tensões, contudo, isto não gerou alteração na região óssea periimplantar.

Em estudos realizados por Guichet et al., 2002, Yang et al., 1999, Wang et Al., 2002 e Naves et al., 2013, implantes com junção tipo hexágono externo e diferentes metodologias para análise foram utilizados, os resultados apontam para uma melhor distribuição de tensões nas próteses ferulizadas. Biomecanicamente seria mais favorável a ferulização de próteses implantadas, evitando assim desapertos de parafusos e em casos mais graves a ruptura da osseointegração. Nos implantes cone Morse, por se tratar de um junção mais estável quando comparada ao hexágono externo, os valores das tensões obtidas neste estudo se apresentaram muito próximas ao valor de controle, o que favoreceria a possibilidade de reabilitação com coroas não ferulizadas, desde que apresentem correto ajuste oclusal.

Considerando que estudos laboratoriais demonstram que as tensões são melhores distribuídas em próteses implantadas ferulizadas, clinicamente, deveria haver diferença quanto a sobrevida de implantes e perda óssea marginal, quando comparamos com as próteses não ferulizadas. No estudo de Vigolo et al., 2010, foi realizado um acompanhamento clínico longitudinal por 5 anos, em 44 pacientes totalizando 123 implantes hexágono

externo instalados, dos quais 60 eram reabilitados com próteses não ferulizadas e 63 com próteses ferulizadas. Contudo, não houve diferença estatística significativa quanto à sobrevida dos mesmos, bem como a perda óssea marginal, apresentando taxa de sucesso de 100% dentro do tempo de avaliação. A extrapolação dos resultados obtidos no presente estudo para um uso amplo na prática clínica deve ser realizado com cautela, visto que a perda óssea marginal deve-se a múltiplos fatores, não se limitando apenas a sobrecarga oclusal. Higienização precária, microbiota específica do hospedeiro, qualidade e densidade óssea, traumas cirúrgicos são possíveis agravantes para o insucesso dos implantes, motivos estes simplificados computacionalmente. Desta forma, a utilização de próteses sobre implantes não ferulizadas devem ser realizadas de maneira bastante controlada, em pacientes colaboradores e sem distúrbios oclusais ou alterações sistêmicas.

Outro fator citado na literatura, em relação aos implantes ferulizados, é a não passividade do encaixe das estruturas das próteses ferulizadas. Imprecisões no modelo de transferência, formato não favorável do conector devido à variação no posicionamento do implante, preenchimento incorreto e incompleto do molde e variação dimensional pós fundição devido à arrefecimento são os problemas mais comuns relatados neste tipo de prótese (Natali et al., 2006; Natali et al., 2007). Tais fatores podem ser minimizados em próteses não ferulizadas, pois a separação das coroas por uma superfície de contato propicia uma maior facilidade de higienização, favorece a correção de angulações desfavoráveis de implantes e os protocolos clínicos e laboratoriais, bem como as propriedades de cada material e sua manipulação devem seguir os protocolos estabelecidos pelos fabricantes.

Outro fator que favoreceria a escolha por próteses não ferulizadas é a estética, por se apresentarem muito mais próximas clinicamente aos dentes perdidos. Coroas individualizadas proporcionam facilidade de higienização quando comparadas a próteses ferulizadas, o que a princípio, reduziria o risco de periimplantite e perda óssea marginal (English et al., 1993; Korioth et al., 1994; Hokirk et al., 1991; Fischman et al., 1990; Solnit et al., 1998)

Independente da opção pela ferulização ou não de coroas sobre implantes, ambas devem apresentar espaço suficiente para correta promoção de higienização, conscientização do paciente quanto a sua importância e, caso necessário, o uso de dispositivos específicos atualmente disponíveis para esta finalidade.

Muitos estudos, como os de Solnit et al., 1998; Guichet et al., 2002, comparam próteses ferulizadas e não ferulizadas, principalmente em hexágono externo, justamente pelo fato deste ter sido o primeiro modelo de implante a ser criado e por consequência apresentam maior tempo de estudo. A maioria destes estudos que envolvem este tipo de implante suportam que as tensões provenientes do carregamento são melhores distribuídas em próteses ferulizadas. No entanto, estudos clínicos apontam que estas próteses proporcionam uma perda óssea marginal maior ao redor dos implantes quando comparado com próteses não ferulizadas, provavelmente, devido a facilidade de higienização nas reabilitações não ferulizadas, como os resultados apresentados por Rokni et al., 2005; Rangert et al., 1995; Wang et al., 2002; Naert et al., 2002. Essas divergências entre os resultados e variações clínicas que cada possibilidade de reabilitação apresentam criaram um dilema tanto para os profissionais quanto para os pacientes em relação a ferulização ou não das próteses adjacentes sobre implante. Por isso, mais estudos tanto laboratoriais como principalmente clínicos devem ser realizados para validar os dados encontrados.

Nos estudos que envolvem Análise por Elementos Finitos, a escolha por um modelo 2D ou 3D está diretamente ligada a complexidade das estruturas avaliadas. Pelo fato da modelagem 2D apresentar limitações na investigação do comportamento biomecânico, a modelagem tridimensional se torna mais indicada por permitir maior confiabilidade e fidelidade na análise do padrão de distribuição das tensões (Romeed et al., 2006; Santos-Filho et al., 2009; Poiate et al., 2011).

A possibilidade de gerar modelos tridimensionais (3D) requer atenção, pois a inexatidão ou simplicidade/limitações geométricas dos mesmos torna os resultados de análises muito diferente da realidade clínica. A não reprodução da real geometria de estruturas odontológicas, ou considerando todas isotrópicas e linearmente estáticas, permitirão resultados apenas qualitativos. Sendo assim, distorções ou informações errôneas nos modelos influenciarão negativamente na associação com estudos clínicos e laboratoriais (Silvia et al., 2009). Por isso, é importante um adequado conhecimento de todas as estruturas envolvidas para determinar, principalmente, a linearidade ou não linearidade destas estruturas.

6 CONCLUSÃO

Dentro das limitações desde trabalho, pode-se concluir que a não ferulização de coroas sobre implantes cone Morse alterou desfavoravelmente a distribuição das tensões nos pilares protéticos, entretanto na região periimplantar elas se equipararam, se tornando uma possível forma segura de tratamento, desde que haja um correto ajuste oclusal.

REFERÊNCIAS

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11–25

Allen PF, McMillan AS. A longitudinal study of quality of life outcomes in older adults requesting implant prostheses and complete removable dentures. *Clinical Oral Implants Research* 2003;14:173–9.

Atchison KA, Gift HC. Perceived oral health in a diverse sample. *Advances in Dental Research* 1997;11:272–80.

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech* 2001;34(10):1269-77.

Carlson B, Jonsson G, Sandahl L. A 1 year clinical report of a one-piece implant abutment. *Int J Prosthodont* 2001;14:159-63.

Cowin SC. Bone stress adaptation models. *Journal of biomechanical engeneering* 1993;115:528-533.

English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dent* 1993;2:221-42.

Esposito M, Hirsch J-M, Lekholm U. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (1). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998;106:527-51.

Fischman B. The rotational aspect of mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1990;64:483-5.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-32.

Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent*. 2002 May;87(5):528-35. PubMed PMID: 12070516.

Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:319-28.

Hughes TJR, Cottrell JA, Bazilevs Y. Isogeometric analysis: CAD, finite elements, NURBS, exact geometry and mesh refinement. *Comput Methods Appl Mech Engrg*. 2005;194(4135-41195

Ivanoff CJ, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U, Bränemark PI. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Bränemark System implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jan-Feb;15(1):103-10.

Korioth TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 1994;73:56-66.

Locker D. Self-esteem and socioeconomic disparities in selfperceived oral health. *Journal of Public Health Dentistry* 2009;69:1–8.

Mellal A, Wiskott HWA, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin. Oral Impl. Res.* 15, 2004; 239–248

Mendonca DB, Prado MM, Mendes FA, Borges Tde F, Mendonça G, do Prado CJ, Neves FD. Comparison of masticatory function between subjects with three types of dentition. *Int J Prosthodont*. 2009 Jul-Aug;22(4):399-404

Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 1: A longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:381–389.

Natali AN, Pavan P, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mater* 2006;22:388–395.

Natali AN, Gasparetto A, Carniel EL, Pavan PG, Fabbro S. Interaction phenomena between oral implants and bone tissue in single and multiple implant frames under occlusal loads and misfit conditions: A numerical approach. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007 Nov;83(2):332-9.

Naves MD, Menezes HH, Magalhaes D, Araújo CA, Simamoto Júnior PC. The influence of interproximal contact on implant-supported fixed partial dentures in the posterior jaw - a photoelastic analysis. *J Oral Implantol*. 2013 Feb 11.

Nergiz I, Schmage P, Shahin R. Removal of a fractured im-plant abutment screw: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2004;91:513-17.

Palmer R, Palmer F, Smith B. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11:179–182.

Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LMR. Photoelastic Analysis of Stress Distribution With Different Implant Systems. *Journal of Oral Implantology*: April 2014, Vol. 40, No. 2, pp. 117-122

Poiate IA, Vasconcellos AB, Mori M, Poiate E, Jr. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. *Comput Methods Programs Biomed*. 2011;104(2):292-9.

Preciado A, Del Río J, Suárez-García MJ, Montero J, Lynch CD, Castillo-Oyagüe R. Differences in impact of patient and prosthetic characteristics on oral health-related quality of life among implant-retained overdenture wearers. *J Dent.* 2012 Oct;40(10):857-65.

Puchades-Roman L, Palmer R, Palmer P, Howe L, Ide M, Wilson R. A clinical, radiographic, and microbiologic comparison of Astra Tech and Bränemark single tooth implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:78-84.

Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-334.

Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbembo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:69-76

Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil.* 2006;33(3):209-15

Santos-Filho PCF. Biomecânica restauradora de dentes tratados endodonticamente: Análise por elementos finitos. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas: 2009.

Simamoto-Júnior, P.C., Barbosa, G.A.S., Soares,C.J., Fernandes-Neto, A.J., das Neves, F.D. Desajuste vertical antes e após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. *Cienc Odontol Braz*, 2005 jan/mar; 8: 39-46.

Silva INL, Beck JCP, Soares BGR, Burnett Jr LH, Beltrão MC. Associação de exame tomográfico e método de engenharia reversa para a confecção de

estruturas dentárias e coroas protéticas. Revista Liberato Novo Hamburgo, v. 10, n. 13, p. 7-13, jan./jun. 2009

Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: A ten-year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent* 2003;90:517-21.

Soares CJ, Soares PV, de Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. *J Endod.* 2008a;34(8):1015-9

Solnit GS, Schneider RL. An alternative to splinting multiple implants: Use of the ITI system. *J Prosthodont* 1998;7:114–119.

Sotto-Maior BS, Lima Cde A, Senna PM, Camargos Gde V, Del Bel Cury AA. Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different bone anchorages. *Braz Oral Res.* 2014 Jan-Feb;28(1).

Taylor TD, Belser U, Mericske-Stern R. Prosthodontic considerations. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:101-7. Review.

Vasco MA, Hecke MB, Bezzon OL. Analysis of short implants and lateralization of the inferior alveolar nerve with 2-stage dental implants by finite element method. *J Craniofac Surg.* 2011 Nov;22(6):2064-71.

Versluis A, Tantbirojn D. Relationship between shrinkage and stress. A, D, editor. Hershey, PA: IGI Global; 2009.

Vigolo P, Zaccaria M. Clinical evaluation of marginal bone level change of multiple adjacent implants restored with splinted and nonsplinted restorations: a 5-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010 Nov-Dec;25(6):1189-94.

Visscher CM, Lobbezoo F, Schuller AA. Dental status and oral health-related quality of life. A population-based study. *J Oral Rehabil*. 2014 Apr 4.

Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: A numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:231–237.

Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999;81:721-8.

Zarb GA, Zarb FL, Schmitt A. Osseointegrated implants for partially edentulous patients. Interim considerations. *Dent Clin North Am*. 1987 Jul;31(3):457-72.

Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater*. 2006;22(11):1035-44.