UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

KARINA ALBINO LENCIONI

# ANÁLISE DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO POR MEIO DE ELEMENTOS FINITOS, DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS, APOIADAS SOBRE DIFERENTES CONEXÕES ENTRE DENTE-IMPLANTE.

Ribeirão Preto
2015

**KARINA ALBINO LENCIONI**

# ANÁLISE DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO POR MEIO DE ELEMENTOS FINITOS, DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS, APOIADAS SOBRE DIFERENTES CONEXÕES ENTRE DENTE-IMPLANTE.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutora no Programa de Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra.Rossana Pereira de Almeida Antunes

**Ribeirão Preto**

**2015**

**AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.**

## Ficha catalográfica

**Elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto**

Lencioni Albino, Karina

Análise do comportamento biomecânico por meio de elementos finitos, de próteses parciais fixas, apoiadas sobre diferentes conexões entre dente-implante.
Ribeirão Preto, 2015.

98p. : 132 il. ; 30cm

Tese de doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes

1. Próteses e implantes; 2. Implantes dentários; 3. Elemento Finito; 4. Conexão rígida e semi-rígido

## FOLHA DE APROVAÇÃO

KARINA ALBINO LENCIONI

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO POR MEIO DE ELEMENTOS FINITOS, DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS, APOIADAS SOBRE DIFERENTES CONEXÕES ENTRE DENTE-IMPLANTE.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutora.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/____

**Banca Examinadora**

Prof.(a). Dr.(a).:_____
Instituição: _____
Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).:_____
Instituição: _____
Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).:_____
Instituição: _____
Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).:_____
Instituição: _____
Julgamento: _____Assinatura: _____

# Dedicatória

Dedico esse trabalho

Aos meus **pais**, meus maiores incentivadores que nunca me deixam es morecer perante qualquer dificuldade, amo vocês infinitamente.

Ao meu **irmão** que me serve de inspiração pra continuar estudando e me dedicando a minha profissão.

Ao meu marido, **Diego Nadotti**, por ser tão companheiro e por me trazer calma e tranquilidade, me fazendo acreditar que tudo em nossas vidas terá sempre um final feliz.

A minha querida amiga **Graziela** por estar sempre ao meu lado, mesmo distante se mostra presente.

## Dedicatória Especial

À minha querida orientadora

**Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes**

Por sempre confiar em mim e em meu trabalho,

Por me incentivar sempre e apoiar minha decisões,

Por ser sempre tão compreensiva,

Pelo exemplo insuperável de Mulher.

Ao **CTI (Centro de Tecnologia e Informação Renato Archer)**, por permitir minha entrada e execução de todo o trabalho, em especial ao **Pedro Yoshito Noritomi, Daniel Takanori Kemmoku** e a **Suelen Cristine Janes de Moraes**, que sempre se mostraram dispostos a ajudar na realização do trabalho, buscando comigo o sucesso dessa tese. Há vocês meu muito obrigada.

.

# Agradecimentos

À **Deus** e **Nossa Senhora** por toda proteção.

Aos **pacientes** pela oportunidade de aprendizado.

Às professoras **Dra. Maria da Glória Chirello de Mattos** e **Dra. Renata Cristina Silveira**, pelo convívio e parceria maravilhosa, e disposição em ajudar.

À Coordenadora do programa de Reabilitação Oral **Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes**.

A todos os **funcionários** dessa faculdade pelo harmonioso convívio.

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo**, que foi desde o início meu berço de conhecimento, a qual tenho muito orgulho de pertencer.

Ao **Programa de Reabilitação Oral** por sempre oferecer a melhor formação aos seus alunos.

A todos os **professores** que contribuíram para minha excelente formação.

Ao Professor **Dr. Manuel Damião de Souza Neto**, por todo o incentivo e ajuda.

Às secretárias do Departamento de Materiais Dentários e Prótese e do programa de Reabilitação Oral, **Ana Paula Xavier**, **Fernanda Talita de Freitas**, **Regiane de Cássia Tirado Damasceno**, por inestimável ajuda.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** pelo auxílio à pesquisa dado ao nosso grupo de trabalho

Ao **CNpQ** pela bolsa de estudos que permitiu a conclusão do meu mestrado.

À empresa **Neodent** por ter nos cedido imagens tridimensionais dos implantes e componentes protéticos

Aos meus **familiares**.

A todos os meus **amigos** de pós-graduação, pelo convívio maravilhoso e pelos momentos de risos e descontração.

# Resumo

LENCIONI, K. **A.Análise do comportamento biomecânico por meio de elementos finitos, de próteses parciais fixas, apoiadas sobre diferentes conexões entre dente-implante**. Ribeirão Preto, 2015. 98p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.


## RESUMO

Limitações anatômicas, falhas na osseointegração, necessidade de esplintagem de dentes naturais com comprometimento periodontal podem levar a união dente-implante. Alguns autores relatam que a união com conexão da prótese semi-rígida pode causar a intrusão do dente natural, por esse motivo o uso de conexão da prótese em monobloco vem causando maior sucesso. Com isso o objetivo do trabalho é analisar a distribuição de tensão pelo método dos elementos finitos, em prótese sobre conexão dente-implante alterando o tipo de conexão da prótese, rígida e semi-rígida, e o tipo de conexão do implante, cone morse ou hexágono externo, em regiões de ligamento periodontal, osso periimplantar e conjunto prótese e implante. Para a realização do trabalho foi realizado o escaneamento dos dentes 45 e 46, através de um microtomógrafo (SkyScan, Kontich, Bélgica), as imagens em 3D dos implantes e componentes protéticos foram cedidas pela empresa Neodent (Curitiba, PR, Brasil). Nesse trabalho foram desenvolvidos quatro modelos tridimensionais todos eles representavam um hemiarcada mandibular direita com presença do dente 45 e ausência do dente 46 e 47, foram feitos modelos com implante com conexão hexagonal externa e prótese com conexão rígida ou semi-rígida, e modelos com implantes cone morse com prótese com conexão rígida ou semi-rígida. As modelagens foram realizadas no programa Rhinoceros 3D (Robert McNeel& Associates, EULA, EUA) o programa utilizado para análise dos elementos finitos foi o ABAQUS FEA (Simulia, Providence, RI, EUA).Os resultados mostraram que modelos com conexão do implante em hexágono externo geraram uma tensão de tração na distal do ligamento periodontal com presença de tensão de compressão da região apical do ligamento periodontal, sugerindo uma possível rotação do elemento dentário com posterior intrusão, independentemente do tipo de conexão protética. Já em modelos com implantes cone morse observamos uma maior distribuição de tensão no ligamento sugerindo até mesmo uma anulação da forças de tração, também independentemente do tipo de conexão da prótese. Foi observado também que próteses com implantes cone morse sofreram maior distribuição de tensão, que próteses com implantes hexágono externo, porém foi observado maior concentração de tensão na região de união pilar/implante nos dois tipos de implantes usados, não dependendo do tipo de conexão da prótese. Outro resultado observado foi um maior

acúmulo de tensão no osso cortical que no osso medular, e também maior tensão no osso cortical em modelos com implante cone morse que em modelos com implante hexagonal externo, para os dois tipos de conexão da prótese. Com isso, concluímos que independentemente do tipo de conexão da prótese, o uso de implantes cone morse na união dente-implante gerou melhores resultados que o uso de implantes hexágono externo.

**Palavras-chave:** Próteses e implantes; Implantes dentários; Elemento Finito, Conexão rígida e semi-rígido .

# Abstract

LENCIONI, K. A. **Fit evaluation on prefabricated abutments and transmitted stress to implants by I beam superstructures as a function of implants number**. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.


## ABSTRACT

Anatomical limitations, failures in osseointegration, need for splinting of natural teeth with periodontal disease can lead to tooth-implant union. Some authors report that the union with the semi-rigid prosthesis connection can cause the intrusion of the natural tooth, therefore the use of the prosthesis connection monobloc is causing greater success. Thus the objective of this study is to analyze the stress distribution by finite element method, in denture on implant-tooth connection by changing the type of prosthesis connection, rigid and semi-rigid, and the type of implant connection, morse taper or external hexagon in areas of periodontal ligament, peri-implant bone and joint prosthesis and implant. To carry out the work was carried out scanning of teeth 45 and 46, through a microtomography (SkyScan, Kontich, Belgium), the 3D images of prosthetic implants and components were provided by Neodent company (Curitiba, Brazil). In this work we developed four-dimensional models they all represented a mandibular right hemi-arch with presence and absence of the tooth 45 of the tooth 46 and 47 models were made with implants with external hex connection and prosthesis with rigid or semi-rigid connection, and models with implants morse taper with prosthesis with rigid or semi-rigid connection. The modeling was performed in Rhinoceros 3D program (Robert McNeel & Associates EULA, USA) program used for finite element analysis was ABAQUS FEA (SIMULIA, Providence, RI, USA) .The results showed that implant connection with models in hexagon generated a distal external tensile stress in the periodontal ligament with presence of the apical region compressive stress of the periodontal ligament, suggesting a possible rotation of the tooth with subsequent intrusion, regardless of the type of prosthetic connection. Already in models with morse taper implants found a higher voltage distribution ligament even suggesting a reversal of traction, also regardless of the type of prosthesis connection. It was also observed that prostheses with morse taper implants suffered greater stress distribution, which aids with external hex implants, but there was a higher concentration of stress in the joining region pillar / implant in the two types of implants used, not depending on the type of connection prosthesis. Another result was observed a higher voltage accumulation in the cortical bone in the cancellous bone, and also higher voltage on cortical bone models in morse taper implant external hexagon implant models for the two

types of prosthesis connection. Thus, we conclude that regardless of the type of prosthesis connection, using morse taper implants in implant-tooth union gave better results than the use of external hex implants.

**Key-words:** Prostheses, dental implants, finite element.

# Lista de Figuras

## LISTA DE FIGURAS


**Figura 1-** Imagem tridimensional do segundo pré-molar inferior direito, vista frontal, topo, direita e perspectiva..... **58**

**Figura 2-** Imagem tridimensional da hemi-arcada mandibular direita, em uma visão geral..... **59**

**Figura 3-** Imagem tridimensional do ligamento periodontal, em uma visão frontal, direita, de topo e perspectiva..... **59**

**Figura 4-** Imagem tridimensional da coroa metalocerâmica inserida no dente 45..... **60**

**Figura 5-** Modelo tridimencional das coroas e *copping* da prótese dento- implanto suportada, em posição na hemiarcada mandibular direita..... **60**

**Figura 6-** (A) Modelo tridimensional da porção macho do *attachment.* (B) Modelo tridimensional da porção fêmea do *attachment*. (C) Macho e fêmea unidos..... **61**

**Figura 7 -** Imagem dos implantes Cone Morse e Hexágono externo cedidos pela empresa Neodent..... **62**

**Figura 8 -** Modelagem do parafuso com simplificações nas roscas..... **62**

**Figura 9 -** Implante posicionado na mandíbula de forma paralela ao longo eixo do dente..... **62**

**Figura 10 -** Modelagens finalizadas com conexão rígida e conexão semi-rígida..... **63**

**Figura 11-** Malha de elemento finito..... **65**

**Figura 12 -** Tensão principal mínima em ligamento periodontal, no modelo em monobloco com hexágono externo..... **69**

**Figura 13-** Tensão principal mínima em ligamento periodontal, no modelo m monobloco com cone morse..... **69**

**Figura 14-** Tensão principal mínima no osso peri-implantar em prótese monobloco, com implantes hexágono externo..... **70**

**Figura 15-** Tensão principal mínima no osso peri-implantar em prótese monobloco com implantes cone morse..... **71**

**Figura 16-** Distribuição de tensão principal máxima no osso peri-implantar, em prótese monobloco com implantes hexágono externo..... **72**

**Figura 17-** Distribuição de tensão principal máxima no osso peri-implantar, em prótese monobloco com implantes cone morse..... **72**

**Figura 18-** Distribuição de tensão Von Mises, no implante hexágono externo e prótese em monobloco..... **73**

**Figura 19-** Distribuição de tensão Von Mises, no implante cone morse e prótese em monobloco..... **73**

**Figura 20-** Distribuição de tensão principal mínima no ligamento periodontal, em prótese com conexão semi-rígida e implante hexágono externo..... **74**

**Figura 21-** Distribuição de tensão principal mínima no ligamento periodontal, em prótese com conexão semi-rígida e implante cone morse..... **75**

**Figura 22 -** Tensão principal mínima no osso peri-implantar em prótese com *attachmen*t, com implantes hexágono externo..... **76**

**Figura 23-** Tensão principal mínima no osso peri-implantar em prótese com *attachment*, com implante cone morse..... **76**

**Figura 24-** Distribuição de tensão principal máxima no osso peri-implantar, em prótese com *attachment* e implante hexágono externo..... **77**

**Figura 25-** Distribuição de tensão principal máxima no osso peri-implantar, em prótese com *attachment* e implante cone morse..... **77**

**Figura 26-** Distribuição de tensão Von Mises, no implante hexágono externo e prótese com *attachment*..... **78**

**Figura 27-** Distribuição de tensão Von Mises, no implante cone morse e prótese com *attachment*..... **78**

# Lista de Tabelas

## LISTA DE TABELAS

**Tabela 1-** Propriedades dos materiais modelados ..... 63

# Lista de Símbolos e Abreviações

## LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIAÇÕES

µm-micrometro.

% - unidade de porcentagem.

mm- Milímetros.

Ncm- Newton por centímetro.

MPa- Mega Pascal.

º- Graus.

%- Porcentagem

3D- Três dimensões

HE- Hexágono externo

CM- Cone morse

T: torque aplicado no parafuso;

F: força de pré-carga no parafuso;

p: passo da rosca;

µt: coeficiente de atrito entre as roscas;

µn: coeficiente de atrito entre a cabeça do parafuso e o implante;

rt: raio efetivo de contato na rosca;

rn: raio efetivo de contato entre o implante e a superfície superior da junta;

β: metade do ângulo de hélice.

Ni-Cr-Ti- Niquel- Cromo-Titânio

# Sumário

## SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIAÇÕES

1. INTRODUÇÃO ..... 39

2. PROPOSIÇÃO ..... 49

3. MATERIAL E MÉTODO ..... 53

4. RESULTADOS ..... 67

5. DISCUSSÃO ..... 81

6. CONCLUSÃO ..... 87

REFERÊNCIAS ..... 91

# Introdução

# 1. INTRODUÇÃO E SÍNTESE BIBLIOGRÁFICA

A osseointegração, introduzida por Branemark, teve como base extensas pesquisas, envolvendo pacientes totalmente desdentados, desde então, o interesse na implantodontia aumentou e foi estendido para pacientes parcialmente desdentados (Gross, Laufer, 1997).

Sykaras*et al* (2000) e Bernardes *et al* (2006) afirmaram que existem no mercado diversos tipos de implantes com conexão externa e interna. As formas de conexão podem ser hexágono, octógono, projeções interdigitais e cônicas, fazendo parte da gama de opções existentes.

Binon (2000), em seu trabalho de revisão de literatura observou que a junção pilar-implante é geralmente descrita como sendo uma conexão interna ou externa. O fator distintivo que separa estes dois tipos de conexão é a presença ou não de uma característica geométrica que se estende acima da superfície coronal do implante.

O sistema de encaixe originário desenvolvido pelo criador da implantodontia foi o hexágono externo. Soares *et al* (2007) observaram que os implantes com hexágono externo, desenvolvidos pelo Professor Per-Ingvar Branemark há mais de 40 anos, é o sistema mais utilizado até os dias atuais, apresentando como grande vantagem sua simplicidade e previsibilidade, adquiridas com inúmeras casuísticas favoráveis desde seu advento.

O hexágono externo dos implantes foi desenvolvido com o objetivo de auxiliar na instalação cirúrgica dos implantes osseointegrados, inicialmente, a única forma de tratamento protético sobre os implantes eram prótese totais fixas e as conexões não tinha finalidade anti-rotacional. Com o aumento da aplicabilidade dos implantes orais para restaurações unitárias, as conexões passaram a desenvolver outro papel, o de impedir a rotação da prótese. Isso estimulou os fabricantes a desenvolverem parafusos que suportam toques mais elevados, alterando o tipo de material do parafuso e a precisão na conexão do hexágono, além de criar novos desenhos de interface pilar/implante. Criando conexões cônicas, esse tipo de conexão

traz a excelência na vedação do tráfego bacteriano (implante-componente) permitindo melhor saúde periodontal, e proteção do nível estético combatendo recessão óssea marginal. Dilbart*et al* (2005) realizaram um estudo apontando que o selamento promovido pelo sistema cone morse é suficientemente hermético para impedir invasão bacteriana na interface implante-pilar.

Soares *et al* (2007) declararam que as conexões tipo cone morse apresentaram um design interno preciso que, durante a instalação do intermediário protético ao implante, permite um íntimo contato das superfícies sobrepostas, adquirindo uma resistência mecânica semelhante a de uma peça única. Nenhum *microgap* existe nesta interface, o que confere uma maior resistência aos movimentos rotacionais. Nesse tipo de conexão há uma redução de ponto de tensão, uma maior capacidade de suportar forças horizontais e também uma alta resistência mecânica.

Cauduro (2010) declarou que o cone morse permite a instalação do implante profundamente, com o intuito de favorecer e/ou manter a neoformação óssea sobre o espelho do implante e consequente suporte para os tecidos molde. Em alguns casos, ocorre uma discreta perda óssea vestibular horizontal, resultando em aplainamento da convexidade da parede alveolar vestibular, sem interferir significativamente na estética.

A experiência inicial com as restaurações implantossuportadas em pacientes com edentulismo parcial era menos favorável do que para os pacientes totalmente edêntulos. No entanto, o entendimento mais aprofundado e novos desenvolvimentos técnicos têm elevado o sucesso dessas reabilitações. Para que se melhore a estabilidade e se minimize as complicações é importante se considerar a estabilidade mecânica das próteses fixas implantossuportadas (Bragger*et al*., 2005).

As ligas de Ni-Cr são excelentes alternativas para as ligas de ouro e paládio, no uso principalmente de próteses metalocerâmica. Uma vantagem mecânica das ligas de níquel-

cromo sobre as ligas áuricas é o módulo de elasticidade, aproximadamente duas vezes superior, necessitando de menor espessura metálica para o suporte da porcelana e, portanto, maior preservação do remanescente dentário no preparo do elemento suporte. Estas ligas apresentam coeficiente de expansão térmica semelhante ao das porcelanas utilizadas nas próteses metalocerâmica, prevenindo a tendência à fratura da porcelana durante o aquecimento e resfriamento do processo de cocção em laboratório ( Bauer *et al* . ; 2006).

Atualmente há uma tendência em recobrir ligas metálicas de baixo custo por filmes finos estáveis e protetores. Para sistemas metalocerâmica, o titânio é uma opção biocompatível, quimicamente interessante contra a instabilidade dos óxidos na interface em meio corrosivo e uma alternativa aplicável aos pacientes alérgicos ao níquel (Araújo *et al* . ; 2012).

É comum na prática clínica nos depararmos com pacientes parcialmente desdentados, nesses casos as próteses parciais fixas implantossuportadas são uma eficiente alternativa de tratamento. Mas, limitações anatômicas como proximidade ao nervo alveolar inferior, ou nervo mentoniano, e altura óssea insuficiente por projeção do seio maxilar, falhas de osseointegração ou dentes periodontalmente comprometidos que requerem ferulização podem criar situações em que seja necessária a conexão entre implante e dente natural por meio de uma prótese parcial fixa (Rangert*et al*., 1991). Com essa união dente e implante passariam a funcionar juntos como pilares da prótese. Alguns autores acreditam que as forças oclusais devem ser dissipadas em implantes com maiorescomprimento, a fim de se evitar a perda óssea, contra indicando a utilização de implantes curtos e indicando a utilização da união dente-implante (Lum  1991).

A razão mais comum para indicaçãode união dente-implante é a limitações nas áreas posteriores onde não há osso insuficiente para a colocação de implantes, o que leva à indicação de uma prótese mista apoiada sobre dente natural e implante. O insucesso na

osseointegração dos implantes, comlimitações cirúrgicas ou financeiras para nova colocação e a necessidade de esplintagem de dentes naturais comprometidos periodontalmente, são outras razões para a indicação de próteses apoiadas sobre dentes e implantes (Chee *et al.*, 2010; Hoffmann, Zafiropoulos, 2012; Mamalis *et al*., 2012).

Laufer e Gross em 1998 apresentaram situações clínica que requerem a união dente e implante, são elas:

1. Pilares naturais ou implantes, com um número insuficiente parasuportar uma prótese fixa.
2. Distribuição e localização desfavorável dos pilares ao longo daarcada, situação essa que favorece a união de dentes com implantes.
3. Dentes remanescentes periodontalmente comprometidos,necessitando de um suporte adicional, como o implante.
4. Versatilidade protética, quando dois implantes sustentam umaprótese fixa e um deles falha, o que sobrou pode ser unido ao pilarnatural atéque aquele que falhou seja substituído por outro implante.

Lindh (2008) questiona se dentes deveriam ser extraídos, o que pode ser definido como “eutanásia dental”, para se evitar a combinação dente-implantes. De acordo com o autor, após extensa revisão sistemática sobre o assunto, não há suporte científico para uma afirmativa de que seria melhor extrair dentes do que fazer a associação, não havendo razão para que se indique a extração de um dente só para se evitar a conexão dente-implante. Há inúmeros estudos controlados que comparam esse tipo particular de próteses com as implanto suportadas onde as complicações e índices de longevidade são similares.

Implantes osseointegrados e dentes naturais diferem-se na forma de união estrutural e em seus mecanismos de absorção e dissipação de força (Sheets *et al*., 1997).

Com relação ao tipo de conexão da prótese fixa há muitas escolas de pensamentos. Há uma linha de pensamento que advoga o uso de mecanismo de conexão não rígida devido à diferença na mobilidade do dente natural e do implante. Outros preferem a conexão rígida devido à menorfrequência de falhas mecânicas, havendo, ainda quem diga que a conexão dente-implante não deveria ser realizada.

De acordo com Chee et al. (2010) do ponto de vista teórico a conexão não rígida com o pilar próximo ao dente parece ser vantajosa, pois biomecanicamente isso permitiria um movimento fisiológico do dente sob forças oclusais. Mas algumas experiências clínicas correlacionam esse tipo de conexão com a intrusão de dentes naturais, (Block*et al*., 2002) o que pode reduzir o suporte do pilaraumentando a carga no implante e suporte ósseo, e permitindo a migração de dentes oponentes (Nishimura *et al*., 1999), além de aumentar a tensão na prótese (Lin *et al*., 2008)

Devido a essas complicações, o tipo de conexão rígida tem promovido maior sucesso, mas, embora diminua os efeitos da tensão no osso, pode aumentar as tensões nos implantes e na prótese, principalmente se houver algum comprometimento periodontal (Carrillo et al., 2010). Para Lindh *et al.* (2001) a conexão rígida pode prevenir a intrusão dental consideravelmente.

Com relação a essa conexão dente natural-implante há divergências de opinião, principalmente devido à diferença na mobilidade do dente quando comparada ao implante osseointegrado. O dente natural saudável periodontalmente apresenta mobilidade de 50-200μm enquantoque a mobilidade do implante osseointegrado fica em torno de 10 μm. Além disso, os limites de percepção tátil também são diferentes nas duas condições, sendo maior para os dentes naturais. (Mamalis *et al.*, 2010).

A diferença de mobilidade entre dente natural e implante está na proporção de 5:1, o que provoca torque significante no implante (Weinberg; Kruger, 1994). O sistema de implante

usado exerce influência e deveria permitir algum grau de flexibilidade dentro da união parafusada, por exemplo, no sistema de hexágono externo a junção tem movimento comparável ao dente natural (Gunne *et al*., 1997; Lundgreen; Laurell 2000). O tipo de conexão com hexágono interno aumenta a estabilidade da prótese, mas ao mesmo tempo pode aumentar a concentração de *stress*, indicando que a utilização de implantes de hexágono externo seria mais favorável (Silva *et al*., 2010).

A intrusão é o grande problema quando dentes e implantes são unidos por uma prótese, ocorrendo em níveis que variam de 3,5 a 44% (Blocket al., 2002). A intrusão do dente natural promove desconforto ao paciente e é um problema de difícil resolução. Outros problemas como perda da osseointegração, maior perda óssea, falhas na fixação e falhas técnicas envolvendo afrouxamento de parafusos e perda ou fraturados pilares também são relatadas (Naert et al., 2001; Bragger et al., 2005). Fraturas de implantes, causando complicações restauradoras, cirúrgicas e psicológicas, também foram relatadas (Velásquez-Plata et al., 2002).

Alguns autores, relatam que a diferença de mobilidadae entre o dente e o implante pode ser compensada pela flexibilidade da junção parafuso protético e pilar protético, podendo então esse movimento protético compensar a diferença de mobilidade entre o dente e implante ( Rangert *et al.* , 1991; Naet *et all*.,2001).

Mathews et al. (1991), em um estudo “in vitro”, observaram os efeitos do tipo de conexão, rígido ou não-rígido, sobre o cimento de retenção em uma prótese parcial fixa, combinando dente natural e implante. Os resultados dessa investigação indicaram que tanto o conector rígido quanto o não-rígido deram resultados satisfatório relativo a força de união entre dente natural e implante.

Assim, pode-se observar que essa é uma área de estudos muito controversa, com limitados estudos para a avaliação do prognóstico de próteses fixas suportadas por dentes e

implantes (Mamalis et al., 2010), havendo necessidade de mais estudos longitudinais (Carrillo et al., 2010). Embora a união dente natural-implante seja um assunto controverso, ainda, e em muitas situações clínicas sua indicação é o único modo de se realizar a reabilitação de um paciente. O risco-benefício deve ser apresentado ao paciente e as complicações devem ser apresentadas para que haja um consenso antes de se finalizar o plano de tratamento.

Esse breve relato da literatura mostra que são importantes novos estudos para que o assunto seja elucidado, pois de acordo com Silva et al. (2010) a causa real da intrusão permanece, ainda, desconhecida e somente especulações foram apresentadas até agora.

A análise pelo método de elementos finitos está sendo muito utilizada para se avaliar a tensão nas áreas perimplantares e ao redor de dentes naturais, por ser um método computacional com excelente análise de aspectos mecânicos tais como tensão e deformação, permitindo a resolução de problemas complexos, porém a literatura vem apontando dificuldade do programa em desenvolver modelos matemáticos próximos aos da realidade.

Os métodos de elemento finito permitem calcular a distribuição e concentração de tensão e também a deformação de componentes de um sistema por meio de uma estrutura computadorizada bidimensional ou tridimensional. Este método foi originado na indústria aeroespacial nos anos 1950, e apresentado pela primeira vez por Tuner *et al.* ,1956). Tal método é uma técnica eficaz para a avaliação da transmissão de forças, pois a análise numérica pode auxiliar a contornar as limitações de tradicionais métodos experimentais (Natali et al., 2006; Lin et al., 2006). Selna, Shillinburg e Kerr (1975) utilizaram o método dos elementos finitos na odontologia, para avaliar distribuição de tensões em dentes e restaurações, e observaram que esse método tão utilizado em engenharia também poderia ser utilizado na odontologia.

Para estudar um problema em uma coleção de elementos muito menores e mais simples. Estruturas geométricas complicadas são convertidas em um malha em terminal de

computador. Esta estrutura consiste de elementos, seus respectivos nós e condições de ligação pré-definida. Os nós são divididos em um número de elementos finitos de mesmos tamanhos interconectados uns aos outros por ângulos. Deslocamento e tensão causados por carga em cada nó podem então ser calculados por um programa de computador (Geng *et al* . , 2001).

O MEF é uma técnica numérica, largamente utilizada, para obter-se a solução de problemas mecânicos, idealizados a partir de pontos virtuais (nós), e da conectividade de regiões discretas (elementos), que representam o domínio do problema. Esse conjunto gerado de nós e elementos, chamado de malha de elementos finitos representa, numericamente, o modelo físico real. Após a solução numérica do sistema de equações, a resposta encontrada está diretamente relacionada ao grau de simplificações impostas à natureza do problema, a partir da geometria estabelecida. Simplificações da geometria podem implicar em alterações na rigidez local e global do corpo elástico, o que por sua vez, conduz a erros numéricos, típicos do método (Vieira, 2002).

Nesse trabalho algumas adaptações foram realizadas devido à dificuldade em se modelar modelos iguais ao da realidade resultante da própria variação anatômica existente na nossa espécie.

# Proposição

## 2. PROPOSIÇÃO

- Analisar por meio do método de elementos finitos, a tensão ao redor do ligamento periodontal alterando o tipo de conexão do implante (cone morse ou hexágono externo) e o tipo de conexão da prótese (monobloco ou *attachment* );
- Analisar por meio do método de elementos finitos, a tensão ao redor do osso perimplantar, alterando o tipo de conexão do implante (cone morse ou hexágono externo) e o tipo de conexão da prótese (monobloco ou *attachment* );
- Analisar por meio de método de elementos finitos, a tensão no conjunto prótese e implante, alterando o tipo de conexão do implante (cone morse ou hexágono externo) e o tipo de conexão da prótese (monobloco ou *attachment* ).

# Material e Métodos

# 3. MATERIAL E MÉTODOS

## ENSAIOS PELO MÉTODO DE ELEMENTO FINITO

Para as modelagens realizadas no projeto foi utilizado o programa Rhinoceros 3D (Robert McNeel& Associates, EULA, EUA) o programa utilizado para análise dos elementos finitos foi o ABAQUS FEA (Simulia, Providence, RI, EUA). Foi construído um modelo em três dimensões (3D) utilizado para uma análise quantitativa e qualitativa detalhada possibilitando uma observação da interação entre implante, dente, ligamento, osso cortical e medular. Além dessas estruturas foram simuladas também as próteses em liga de níquel-cromo-titânio com cobertura de cerâmica, com conexão rígida e semi-rígida. O dente simulado foi o segundo pré-molar inferior e seu modelo constitui-se de dentina e ligamento periodontal. De acordo com Menicucci et al (2002) o ligamento periodontal age como um material viscoelástico quando está sob ação de cargas, e essa característica deve ser levada em consideração quando da elaboração do modelo matemático para análise por elementos finitos.

Para a avaliação das tensões desenvolvidas no implante osseointegrável, na sua supraestrutura e nas estruturas de suporte foi necessária a confecção de um modelo que represente as reais relações entre estas estruturas. A confecção dos modelos foi baseada nas dimensões de peças fabricadas e comercializadas pela empresa Neodent (Curitiba, PR, Brasil).

As propriedades mecânicas e físicas de todos os materiais e estruturas envolvidas foram levadas em consideração, principalmente o módulo de Young e o coeficiente de Poisson, etapa importante para se obter fidelidade nos resultados. Além dessas propriedades, é importante que o material seja considerado isotrópico, anisotrópico ou ortotrópico. Isotrópico é aquele material que possui propriedades mecânicas iguais em todas as direções em um mesmo ponto de elemento estrutural, nos ortotrópico as propriedades são

as mesmas em duas direções e diferente em uma terceira, já um material anisotrópico possuem propriedades diferentes em todas as direções. Nesse estudo todos os materiais foram considerados isotrópicos, não sendo possível definir em quais áreas haverá diferença nas características do material.

Concomitantemente ao planejamento oclusal cuidadoso e a osseointegração efetiva, uma interface pilar/implante estável seria um importante fator para o sucesso de restaurações protéticas sobre implantes dentários. Configurações de junção cônicas interna apresentam diferentes princípios mecânicos de funcionamento. No caso de implantes de hexágono externo, a permanência da pré-carga axial do parafuso do pilar é fator determinante para a estabilidade da conexão. Na junção cônica, fricção e embricamento mecânico na interface cônica entre o implante e o pilar, promovido pela associação de pré-carga e das forças oclusais são os princípios básicos para uma conexão eficaz (Merz*et al* .; 2000; Bozkaya , Müftü.; 2003). Com isso foi simulado também o coeficiente de atrito das estruturas. O parafuso de fixação une o componente protético ao implante, formando uma junta parafusada, quando se aplica um torque de aperto no parafuso isso gera uma pré-carga (McGlumphy *et al* .; 1998; Burguete *et al.*, 1994) que nesse estudo será levada em consideração na aplicação de torque de 32 N.cm, no munhão universal CM, e também na aplicação de torque de 32 N.cm no munhão universal HE.

Todas as estruturas foram confeccionadas separadamente para que se consiga avaliar o comportamento das estruturas frente a deformações, porém deve-se considerar um encaixe perfeito entre as estruturas caracterizando a união entre elas, com contatos não lineares.

Todas as propriedades citadas anteriormente foram aplicadas após a modelagem de todas as estruturas, inseridas no programa ABAQUS FEA (Simulia, Providence, RI, EUA).

Os modelos sólidos construídos representam a perda de um primeiro molar inferior direito (46), pré- molar inferior natural (45) e implante na região do segundo molar inferior

(47). Os implantes (Neodent) empregados possuem diferentes conexões: conexão tipo hexágono externo (HE)3,75x13mm mm e conexão Cone Morse (CM) 3,75x13 mm.

Cada implante recebeu seu munhão (*abutments*) respectivo, a saber:

- para os implantes de conexão tipo hexágono externo foi selecionado um munhão universal de plataforma 4.1 HE (Neodent)
- para os implantes de conexão tipo cone Morse (CM) foi utilizado o munhão universal de corpo único (Neodent).

Foram simuladas duas condições de prótese, uma delas é a modelagem da prótese parcial fixa com três elementos em monobloco para simular uma conexão rígida, a outra é a modelagem de uma prótese parcial fixa com conexão semi-rígida: um pilar retangular cônico intracoronário com dimensão de 2,5 mm, foi posicionado na face distal da coroa do elemento 45 (dente natural) onde foram unidos em posição os dois elementos da PPF apoiados sobre o implante da região do 47.

O modelo de elementos finitos desenvolvido representa um corte buco-lingual de um segmento ósseo humano mandibular com dente 45 com preparo para coroa metalocerâmica, um implante instalado em tecido ósseo, munhão (pilar), prótese parcial fixa metalocerâmica com conexão rígida, e prótese parcial fixa metalocerâmica com conexão semi-rígida. Ao final da obtenção dos modelos sólidos foi gerada uma malha de elemento finito que permitiu a discretização das estruturas que irão compor o modelo, para a análise de convergência da malha.

## GEOMETRIA DAS ESTRUTURAS

A criação de um modelo matemático de elemento finito passa inicialmente, pela definição do objeto a ser pesquisado, podendo ser qualquer estrutura. O objeto poderá ser desenhado graficamente em um programa computacional específico, onde a morfologia das

estruturas representadas pode ser baseada em tomografias computadorizadas, atlas de anatomia, crânios secos e/ou dentes extraídos (Lotti *et al*., 2006).

Inicialmente foi realizado o escaneamento de um segundo pré-molar inferior direito humano, dente 45, através de um microtomógrafo (SkyScan, Kontich, Bélgica), que nos cedeu uma imagem em malha com extensão em STL. Através dessa imagem foi possível realizar a modelagem do dente, que depois de modelado foi diminuído simulando um preparo para uma prótese metalocerâmica com término de 1,5mm e inclinação nas paredes axiais de 6 graus (figura 1).

O segundo passo foi fazer a modelagem de uma hemiarcada mandibular direita, contendo osso cortical, osso medular, canal mandibular, processo coronóide, processo condilar e forame mentoniano (Figura 2). Depois de finalizada a modelagem referente à hemiarcada mandibular, a posição do segundo pré-molar inferior direito foi definida e uma modelagem nas dimensões do pré-molar, foi realizada levando em consideração a espessura do ligamento periodontal de 0,20 mm (Politane, 2000). O ligamento periodontal também foi modelado seguindo a anatomia da raiz do segundo pré-molar inferior direito (Figura 3).

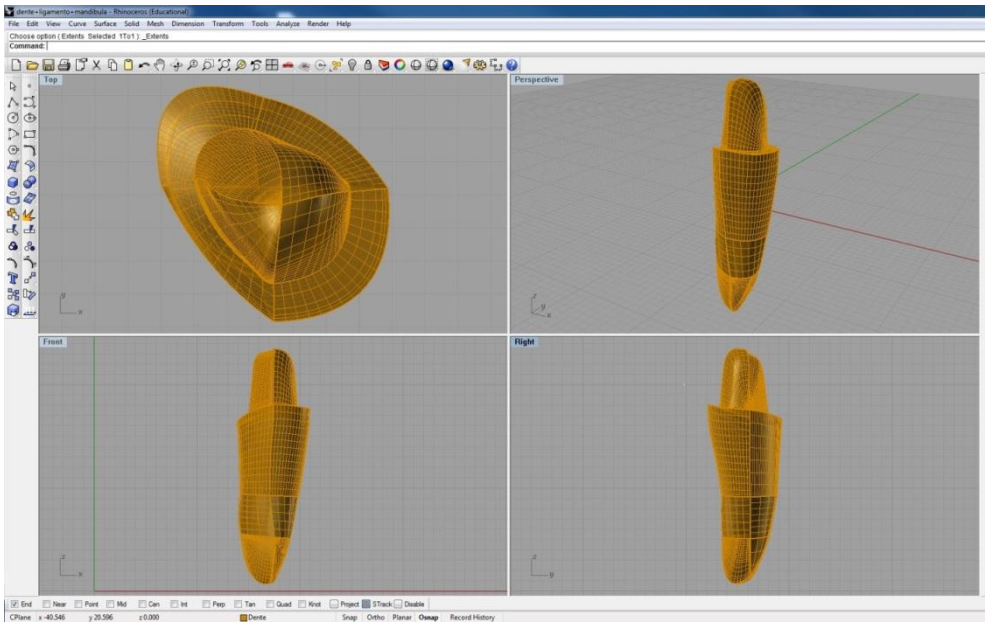


**Figura 1 -** Imagem tridimensional do segundo pré-molar inferior direito, vista frontal, topo, direita e perspectiva.

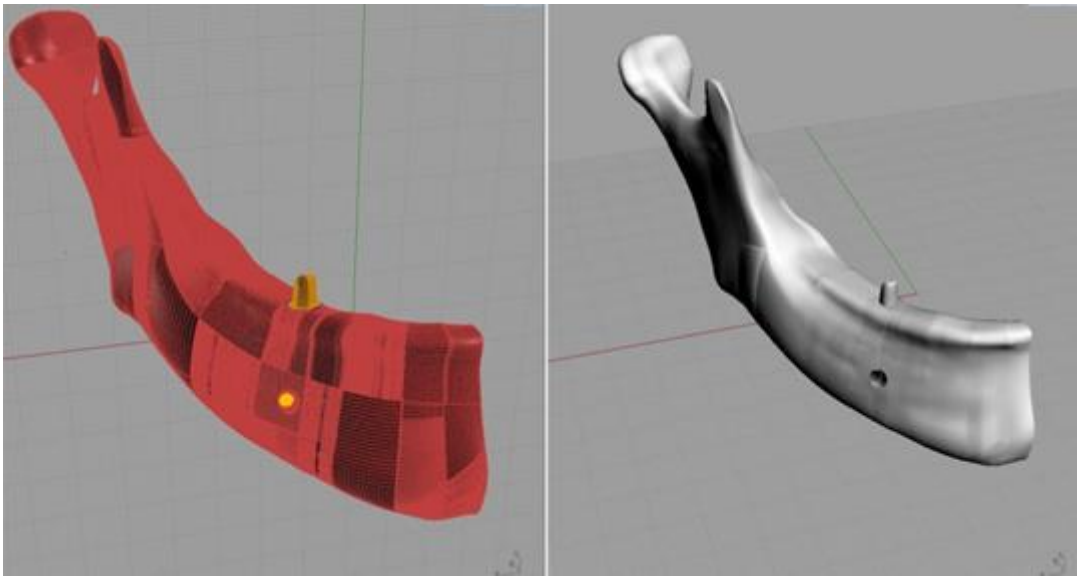

**Figura 2 -** Imagem tridimensional da hemi-arcada mandibular direita, em uma visão geral.

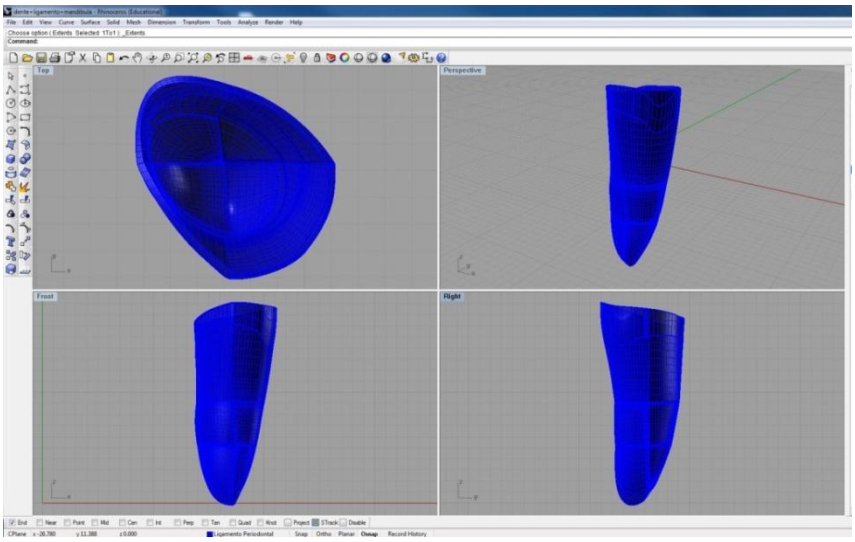

**Figura 3 -** Imagem tridimensional do ligamento periodontal, em uma visão frontal, direita, de topo e perspectiva.

Para a modelagem da coroa metalocerâmica do dente 45, também foi utilizada a imagem cedida pelo microtomógrafo do dente 45 escaneado incialmente, facilitando a modelagem, com as dimensões e formato em mãos foi realizada a modelagem do que seria o *coping* metálico da coroa referente ao dente 45, em seguida foi simulada a aplicação da cerâmica (figura 4).

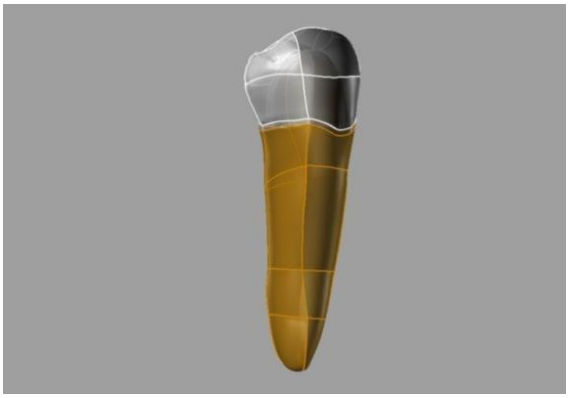

**Figura 4 -** Imagem tridimensional da coroa metalocerâmica inserida no dente 45.

O microtomógrafo também cedeu imagens em malha com extensão em STL, do primeiro molar inferior direito, facilitando nesse caso a modelagem das coroas dos dentes 46 e 47. A partir dessa malha foi realizada a modelagem correspondente ao *coping* metálico referente ao pôntico do dente 46, em seguida esse *coping* recebeu formato de uma coroa simulando a cerâmica aplicada, a confecção da coroa referente ao dente 47 foi similar a referente ao dente 46 (Figura 5). Os dentes escaneados não pertenciam à mesma pessoa, por isso não se tratavam de dentes proporcionais, com isso o tamanho das coroas foi proporcionado com a medição dos dentes presentes em um crânio de plástico com tamanho similar a um crânio humano, onde o dente 45 possuía de extensão 6mm no sentido mésio distal, 6,5 no sentido gengivo oclusal, e os dentes 46 e 47 possuíam 10 mm no sentido mésio distal e 6,0 no sentido gengivo oclusal.

**Figura 5 -** Modelo tridimencional das coroas e *copping* da prótese dento- implanto suportada, em posição na hemiarcada mandibular direita.

A modelagem tridimensional do *attachmen*t foi atingida através das medições realizadas com um paquímetro digital de um *attachment* semirrígido calcinável (CNG Soluções protéticas /São Paulo-SP) (Figura 6). O preparo do dente 45 que recebeu o *attchment* foi mais amplo na porção distal de modo a permitir o seu total englobamento do *attchmen*t pela coroa, o *coping* e a cobertura cerâmica da coroa também sofreram modificações afim de possibilitar o posicionamento do *attachment*.

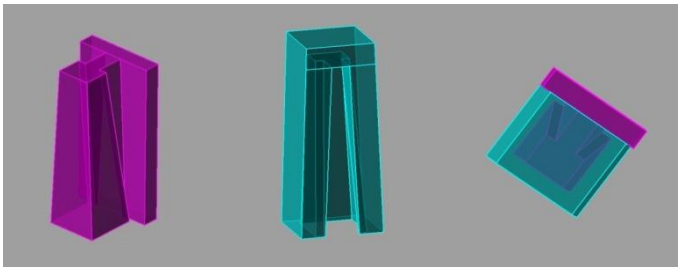

**Figura 6 -** (A) Modelo tridimensional da porção macho do *attachment*. (B) Modelo tridimensional da porção fêmea do *attachment*. (C) Macho e fêmea unidos.

A empresa Neodent nos cedeu às imagens correspondentes aos implantes e pilares protéticos, os implantes utilizados foram hexágono externo 3,17x13 mm e de conexão cone morse 3,75x13 mm, os pilares foram munhão universal de plataforma 4.1 em Hexágono externo e munhão universal de corpo único em cone morse (figura 7). O parafuso correspondente à fixação do pilar em conexão hexagonal teve sua geometria simplificada a fim de se proporcionar melhores resultados nas análises finais (figura 8).

Os implantes foram posicionados no modelo mandibular de modo que ficassem paralelos ao posicionamento do dente no mesmo modelo (figura 9)

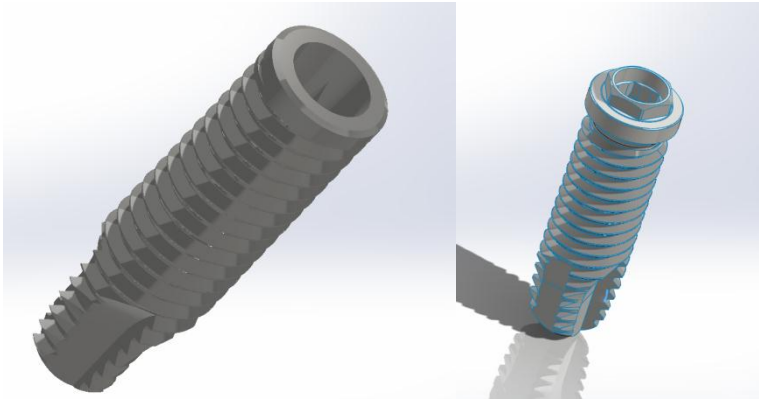

**Figura 7 -** Imagem dos implantes Cone Morse e Hexágono externo cedidos pela empresa Neodent.

**Figura 8 -** Modelagem do parafuso com simplificações nas roscas.

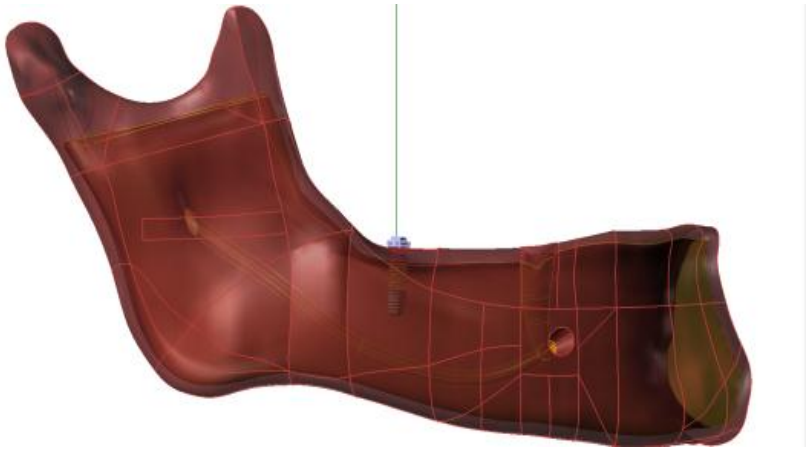

**Figura 9 -** Implante posicionado na mandíbula de forma paralela ao longo eixo do dente.

Ao final das modelagens realizadas no programa Rhinoceros 3D (Robert McNeel& Associates, EULA, USA), foram obtidos um modelo com implante com conexão hexágono

externo e prótese com conexão rígida, outro com conexão do implante hexágono externo e prótese com conexão semi-rígida e mais dois modelos com conexão do implante Cone Morse, um com conexão da prótese rígida e o outro com conexão semi-rígida(Figura 10).

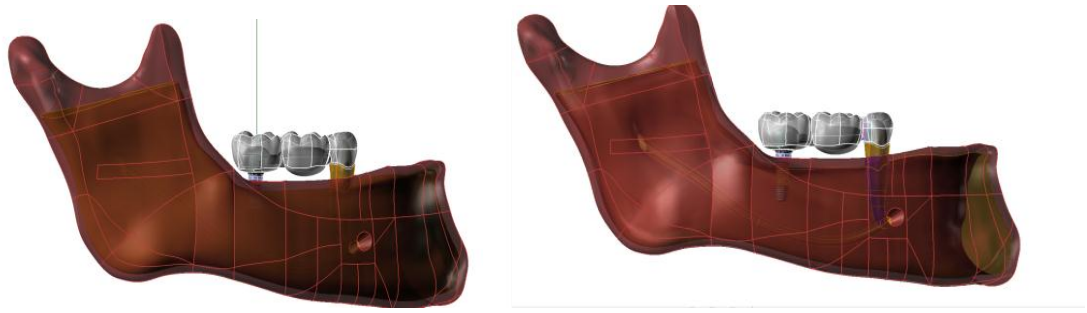

**Figura 10 -** Modelagens finalizadas com conexão rígida e conexão semi-rígida.

Com as modelagens concluídas, foi confeccionadoa malha de elemento finito realizada no programa ABAQUS FEA (Simulia, Providence, RI, USA). Nele foram inseridas as propriedades dos materiais utilizados (Rees, Jacobsen. ; 1997; Sendyk . ; 1998; Manual Talmax ,2010) (Tabela 1).

Tabela 1- Propriedades dos materiais modelados.

| Material | Módulo de elasticidade (MPA) | Coeficiente de poisson |
|---|---|---|
| **Osso cortical** | 13700 | 0,30 |
| **Osso medular** | 1370 | 0,30 |
| **Dentina** | 18600 | 0,31 |
| **Ligamento periodontal** | 69 | 0,45 |
| **Implante** | 110000 | 0,35 |
| **Parafuso do implante** | 110000 | 028 |
| **Porcelana feldspatica** | 69000 | 0,28 |
| ***Copping*em Ni-Cr-Ti** | 105000 | 035 |

Nesse projeto foi realizado o carregamento em duas etapas, a primeira etapa foi na aplicação da pré-carga e a segunda no carregamento oclusal.

O valor da pré-carga foi calculado pelo modelo Falckner (Bickford, 1990), por meio da seguinte equação:

$$F = \frac{T}{\left[\frac{p}{2.\pi} + \frac{\mu_t . r_t}{\cos\beta} + \mu_n . r_n\right]}$$

onde:

T: torque aplicado no parafuso;

F: força de pré-carga no parafuso;

p: passo da rosca;

µt: coeficiente de atrito entre as roscas;

µn: coeficiente de atrito entre a cabeça do parafuso e o implante;

rt: raio efetivo de contato na rosca;

rn: raio efetivo de contato entre o implante e a superfície superior da junta;

β: metade do ângulo de hélice.

A partir dessa equação obtivemos valores de pré-carga de 147,1906 Ncm em hexágono externo e de 164,4964Ncm em cone morse, sendo que o valor do torque de aperto do parafuso é de 32 Ncm preconizado pelo fabricante.

A aplicação de carga oclusal foi de 50 Ncm em Pré-molar e 100 Ncm em Molares (Lin,Wang . ; 2003) distribuídos nos pontos oclusais referente a uma oclusão satisfatória.

Os coeficientes de atritos existente no *attachment*semi-rígido também foi levado em consideração no valor de 0,5 (Lin*et al.*, 2006), e o valor do atrito existente entre as superfícies

de titânio em cone-morse para simular um ambiente livre de contaminação e lubrificação foi de 0,16 (Wang *et al.*, 2009).

Foi adotado o regime linear para as propriedades elásticas, onde a deformação dos corpos é proporcional à força aplicada. As propriedades foram consideradas constantes e isotrópicas, e todos os modelos foram considerados um corpo único, com total ausência de desajuste, o que nos permitiu uma análise estática e linear.

A malha de elemento finito foi conseguida após o lançamento das propriedades necessárias para uma correta análise (Figura 11). Com os resultados quantitativos e qualitativos foram realizados análise dos resultados e conclusões.

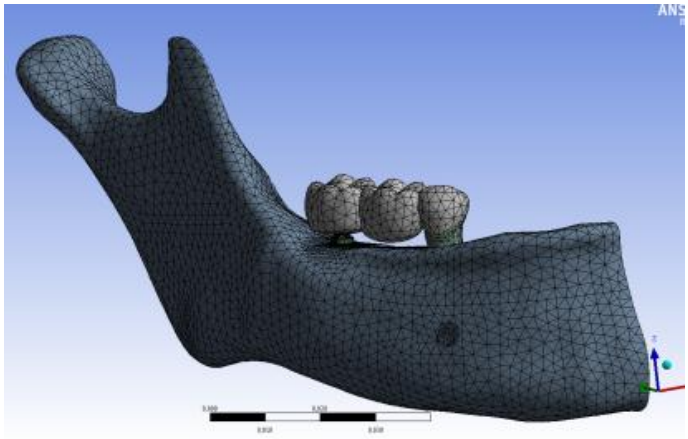

**Figura 11 -** Malha de elemento finito.

# Resultados

# 4. RESULTADOS

## 4.1. Distribuições de tensão principal mínima no ligamento periodontal em prótese monobloco.

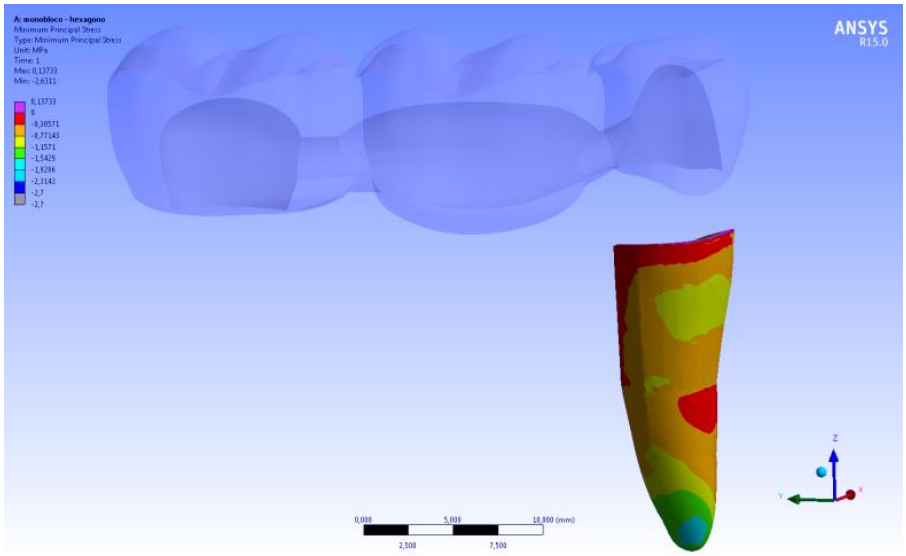


**Figura 12 -** Tensão principal mínima em ligamentoperiodontal, no modelo em monobloco com hexágono externo.

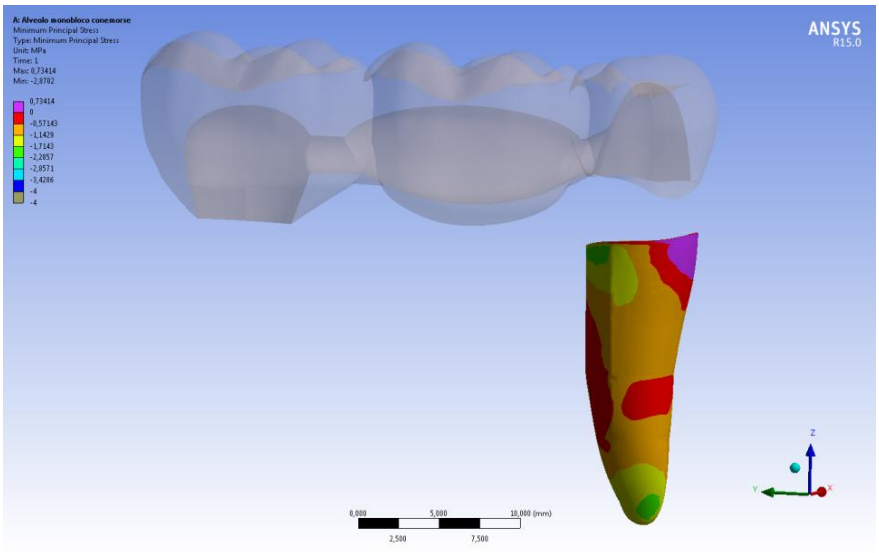


**Figura 13 -** Tensão principal mínima em ligamento periodontal,no modelo m monobloco com cone morse.

Em uma análise da tensão mínima principal, na região de ligamento periodontal, em modelos monobloco alterando o tipo de conexão dos implantes, conseguimos visualizar uma tendência de rotação do ligamento periodontal quando na união dente-implantes com implantes hexagonais, com forças de tração representadas na imagem na cor vermelha e força de compressão representadas na cor azul na região apical do ligamento periodontal (Figura 12).

A mesma análise em uma modelo com implantes em conexão cone morse, permitiu visualizar uma maior distribuição de forças de tração, nos sugerindo uma possível anulação de forças sem nenhuma movimentação do ligamento periodontal, e ausência de força compressiva na região apical do ligamento periodontal, resultando na não intrusão do elemento dentário (Figura 13).

## 4.2. Distribuições de tensão principal mínima e máxima no osso adjacente ao implante em prótese monobloco.

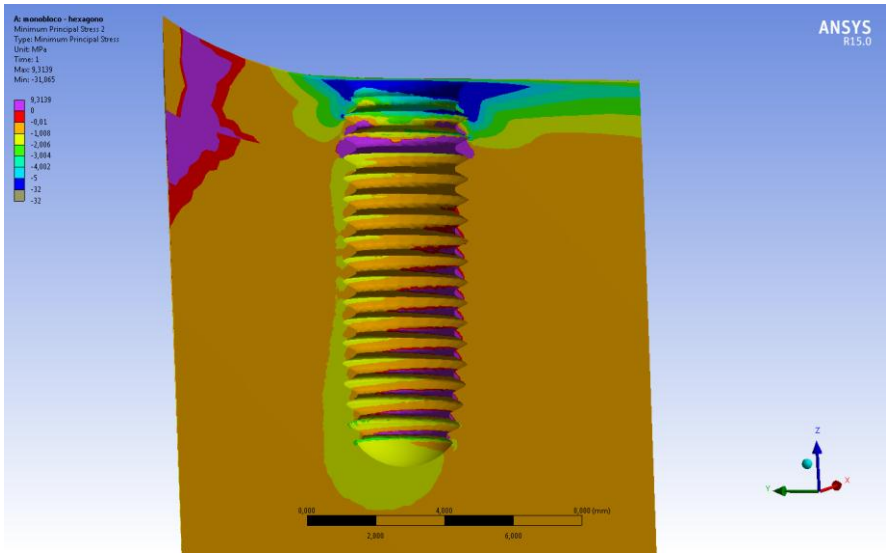


**Figura 14 -** Tensão principal mínima no osso peri-implantar em prótese monobloco, com implantes hexágono externo.

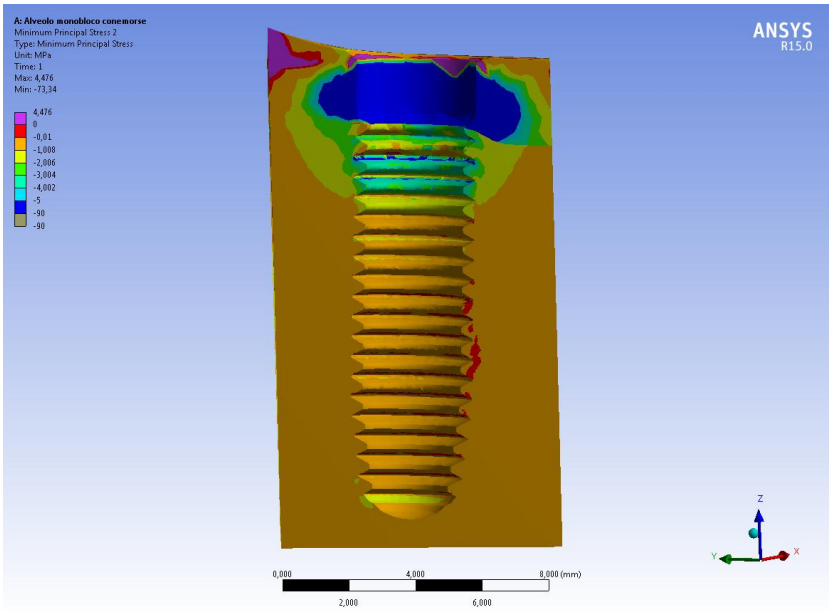


**Figura 15 -** Tensão principal mínima no osso peri-implantar em prótese monobloco com implantes cone morse.

No modelo com implante cone morse (Figura 15) conseguimos visualizar um maior acúmulo de tensão compressiva na região equivalente a posição do osso cortical o que também está presente no modelo com implante hexágono externo (Figura 14), porém em menor quantidade devido a diferença de posicionamento de implantes hexagonal com implantes cone morse que é posicionado 1mm abaixo da crista óssea. Esse comportamento da distribuição de tensão em osso nos modelos especificados é confirmado na avaliação da distribuição de tensão máxima, que nos mostra praticamente uma ausência de tensão correspondente ao osso medular adjacente as rocas dos dois tipos de implantes, nesse caso a ausência de tensão é representada pela cor azul (Figuras 16 e 17).

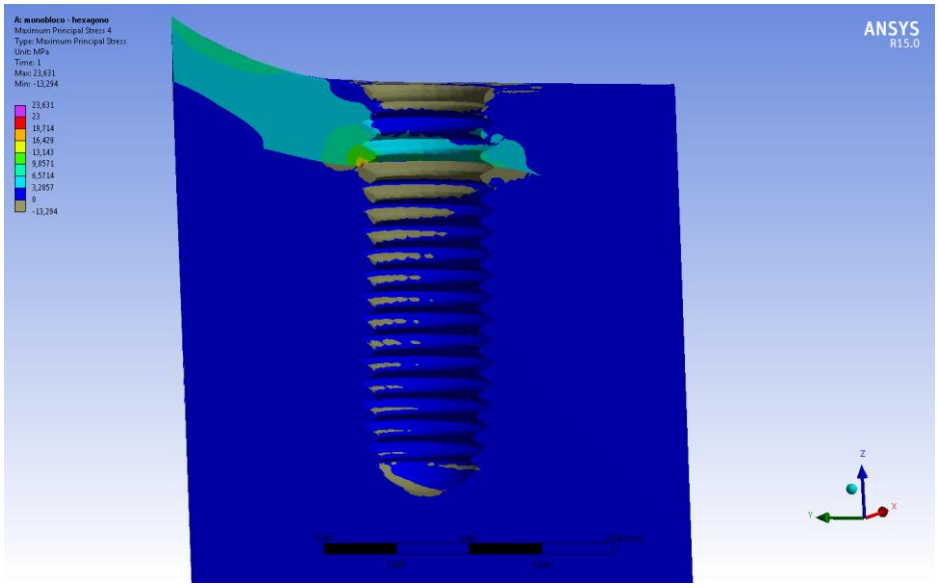


**Figura 16 -** Distribuição de tensão principal máxima no osso peri-implantar, em prótese monobloco com implantes hexágono externo.

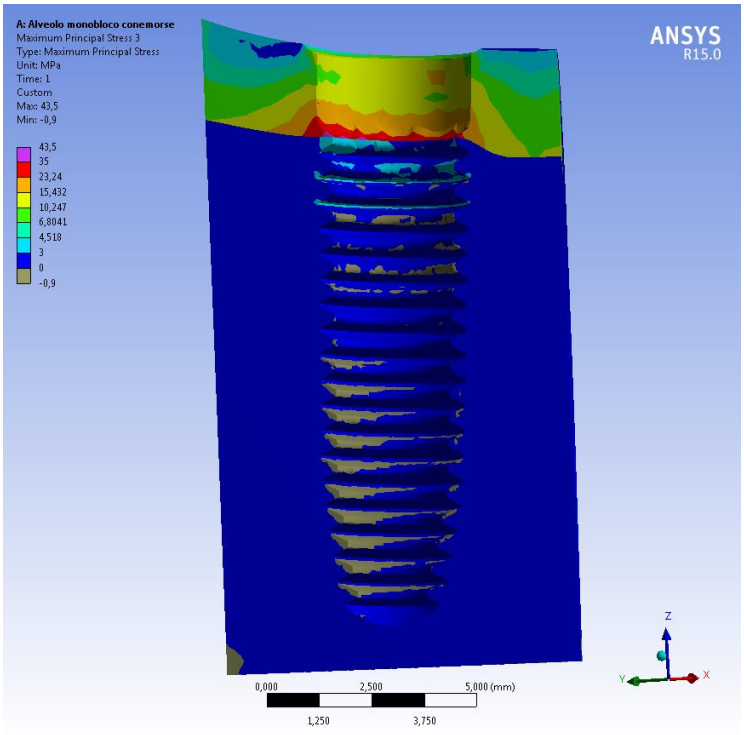


**Figura 17 -** Distribuição de tensão principal máxima no osso peri-implantar, em prótese monobloco com implantes cone morse.

## 4.3. Distribuições de tensão Von Mises nas prótese em monobloco com implantes hexágono externo ou cone morse.

A análise de distribuição de tensão Von Mises, deve ser somente realizada em estruturas metálicas.

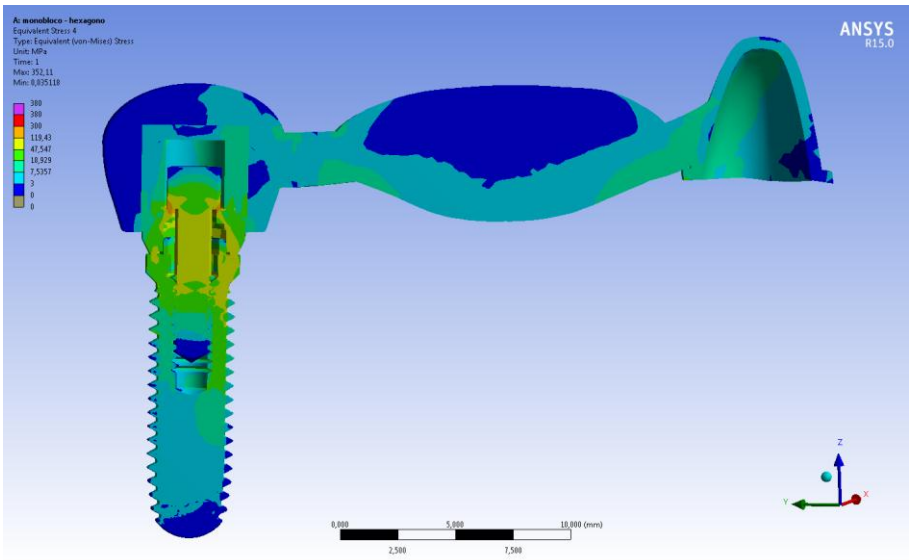


**Figura 18 -** Distribuição de tensão Von Mises, no implante hexágono externo e prótese em monobloco.

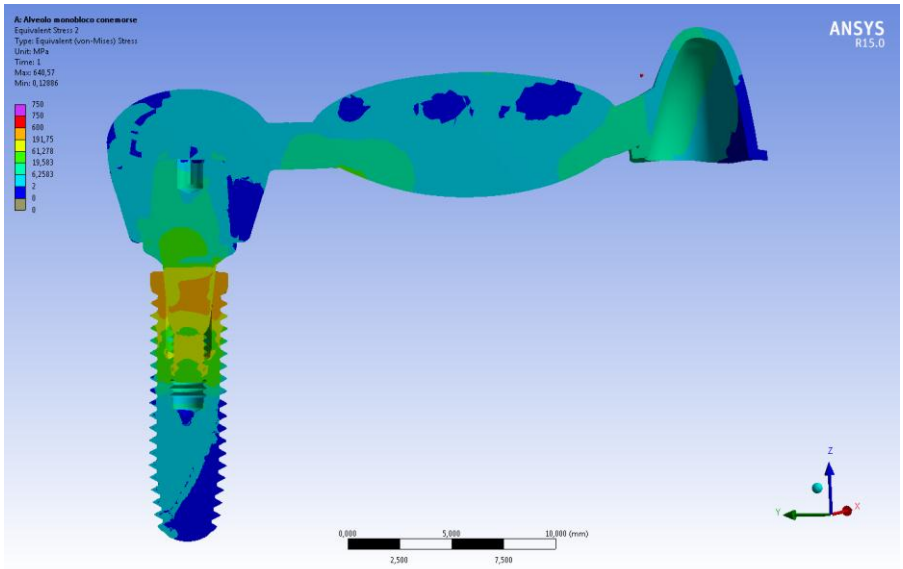


**Figura 19 -** Distribuição de tensão Von Mises, no implante cone morse e prótese em monobloco

Foi observado pela análise de Von Mises a presença de tensão nos dois modelos de forma semelhante aparecendo predominantemente na região de conexão dos implantes, e nas regiões de união do pôntico com seus pilares. Porém houve uma maior presença de tensão na região de conexão do implante cone morse (Figura 19). Isso provavelmente pode ser associado ao valor da pré-carga que se mostrou maior em caso de cone morse, além de existir nos pilares cônicos um valor de atrito entre as superfícies de titânio. É possível observar também uma maior distribuição de tensão na prótese em caso de implantes cone morse ( Figura 19) do que em casos de implantes hexagonais( Figura 18).

### 4.4. Distribuições de tensão principal mínima no ligamento periodontal em próteses com *attachment*.

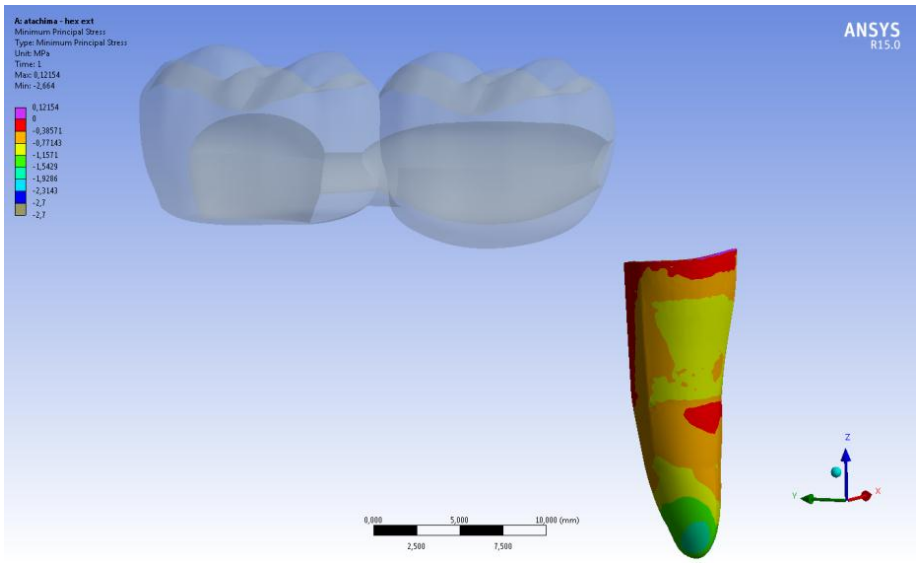


**Figura 20 -** Distribuição de tensão principal mínima no ligamento periodontal, em prótese com conexão semi-rígida e implante hexágono externo.

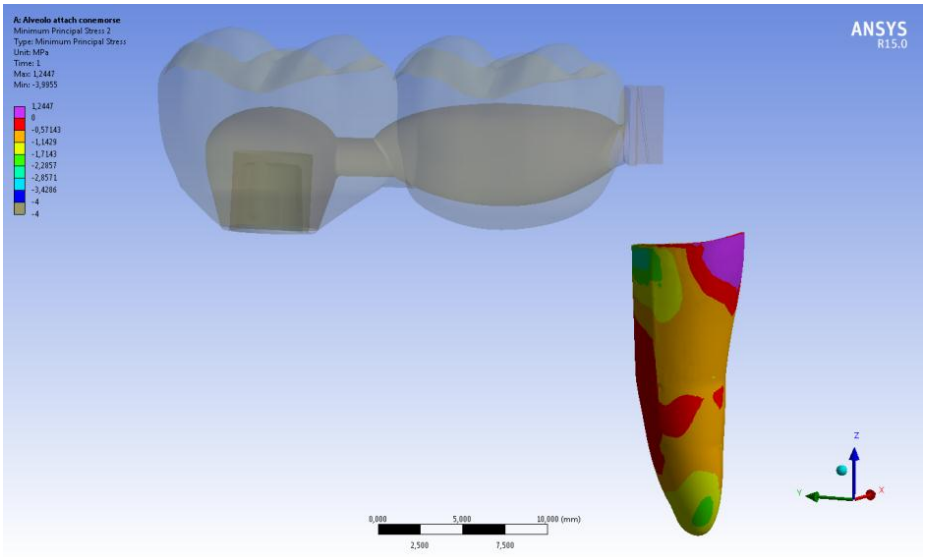


**Figura 21 -** Distribuição de tensão principal mínima no ligamento periodontal, em prótese com conexão semi-rígida e implante cone morse.

A distribuição de tensão mínima no ligamento periodontal dos modelos com *attachment*(Figuras 20 e 21), se mostraram bastante semelhantes a distribuição de tensão mínima no ligamento periodontal dos modelos em monobloco ( Figuras 12 e 13), ou seja no modelo com hexágono externo ( Figura 20), ocorre prevalência de tensão na porção distal do ligamento com presença de força compressiva na região apical do ligamento indicando um possível rotação e intrusão do elemento dentário, já no modelo com implante cone morse (Figura 21) existe uma maior distribuição de tensão de tração representada pela cor vermelha, sugerindo uma anulação das forças.

## 4.5. Distribuições de tensão principal mínima e máxima no osso adjacente ao implante em prótese com *attachment*.

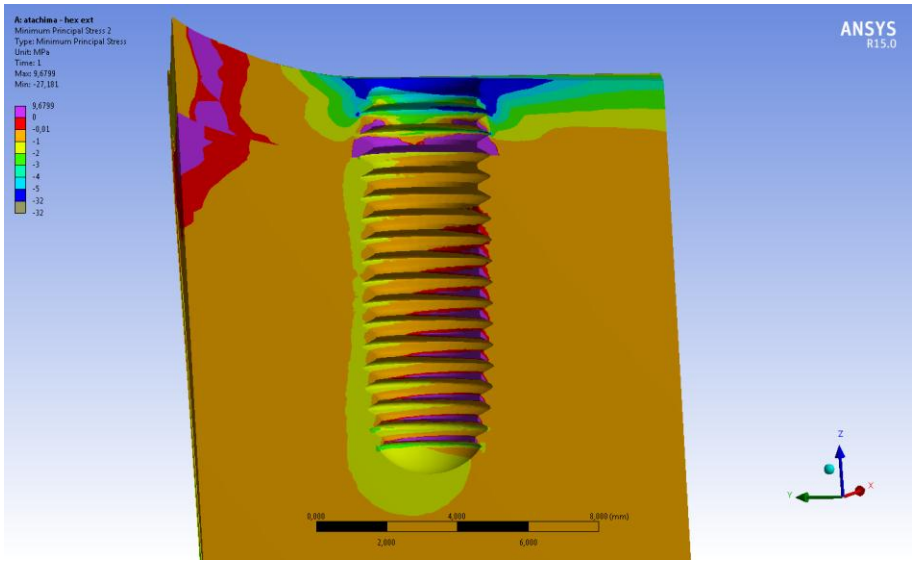


**Figura 22 -** Tensão principal mínima no osso peri-implantar em prótese com *attachment*, com implantes hexágono externo.

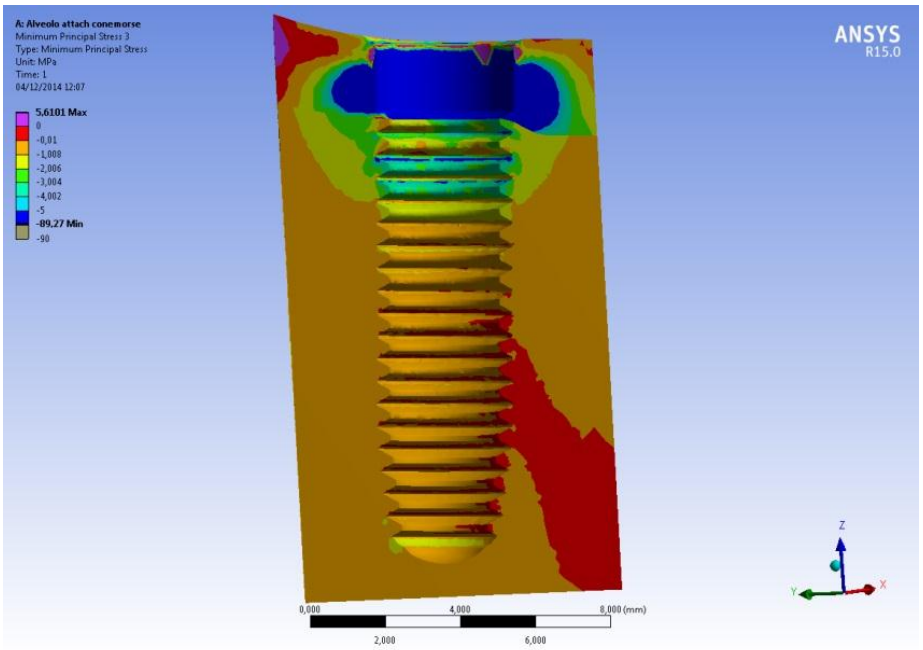


**Figura 23 -** Tensão principal mínima no osso peri-implantar em prótese com *attachment*, com implante cone morse.

Ao analisar a distribuição de tensão no osso peri-implantar nos modelos com conexão semi-rigida (Figuras 22 e 23), observamos o mesmo comportamento observado em modelos com conexão rígida, com acúmulo de tensão no osso cortical, confirmado também pela análise de tensão principal máxima que mostra a ausência de tensão na região que corresponderia ao osso medular adjacente as roscas dos implantes (Figuras 24 e 25).

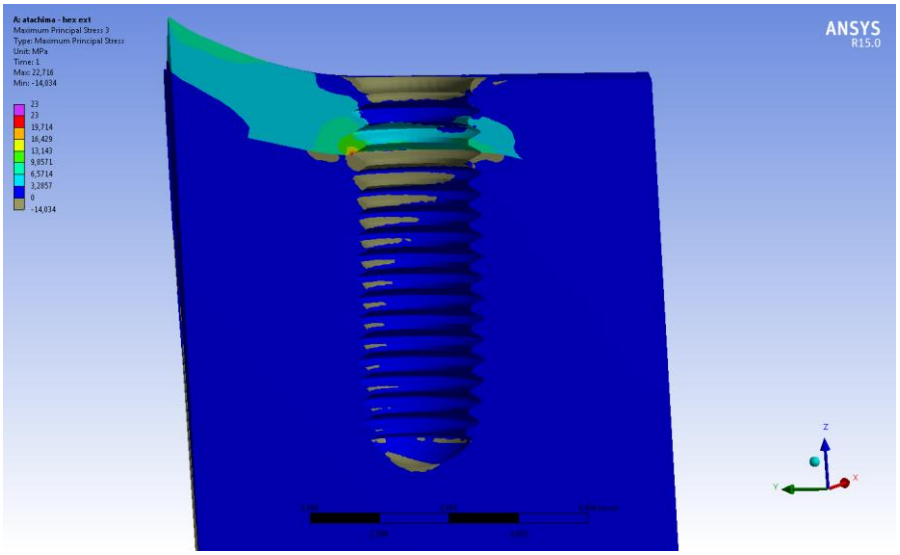


**Figura 24 -** Distribuição de tensão principal máxima no osso peri-implantar, em prótese com *attachment* e implante hexágono externo.

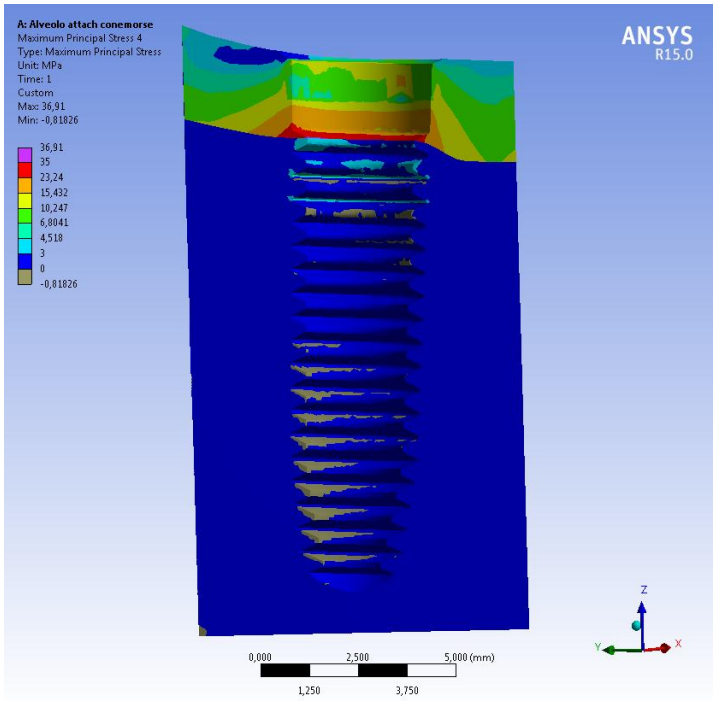


**Figura 25 -** Distribuição de tensão principal máxima no osso peri-implantar, em prótese com attachment e implante cone morse.

## 4.6. Distribuições de tensão Von Mises nas próteses com *attachments* e implantes hexágono externo ou cone morse.

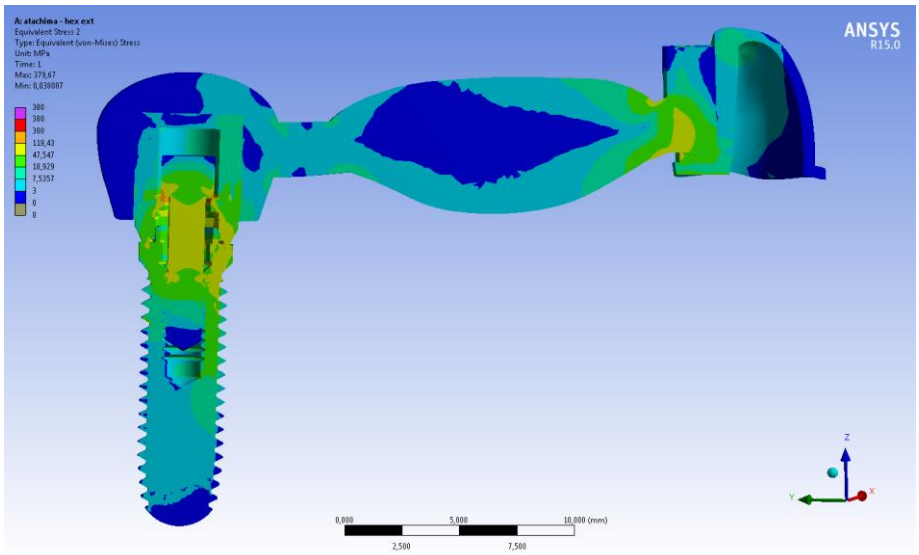


**Figura 26 -** Distribuição de tensão Von Mises, no implante hexágono externo e prótese com *attachment*.

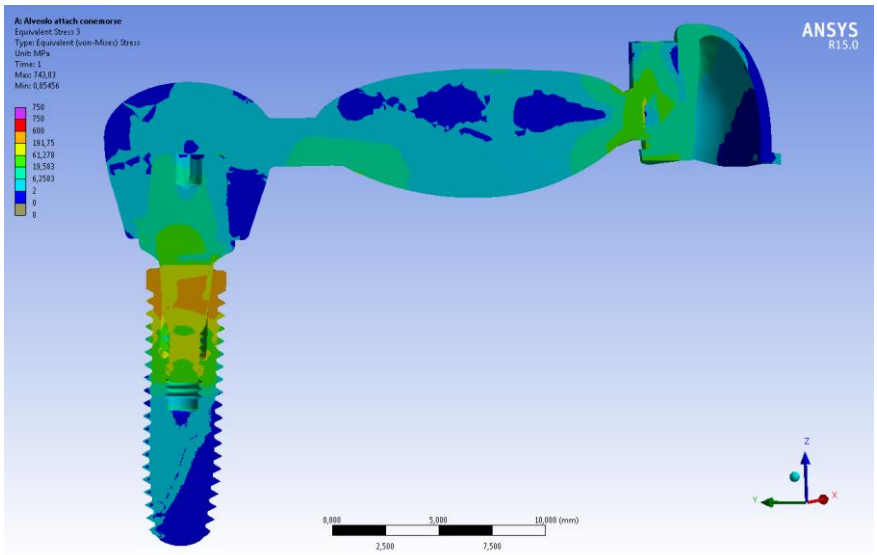


**Figura 27 -** Distribuição de tensão Von Mises, no implante cone morse e prótese com *attachment.*

A tensão de Von Mises, nos modelos com *attachment* e implantes com conexão hexagonal e cone morse (Figuras 26 e 27), mostra um acúmulo de tensão na conexão dos implantes, e na união do pôntico com seus pilares, sendo prevalente essa tensão na conexão

dos implantes cone morse, isso pode ter acontecido pelo valor de pré-carga ser maior em cone morse que em hexágono externo, porém foi observado também que a tensão se mostrou maior na região do *attachment* no caso de implante hexagonal, podendo tal fato ser explicado pelo fato de implantes cone morse serem um sistema mais rígido que o implantes hexágono externo, que se mostra um sistema mais flexível.

# Discussão

# 5. DISCUSSÃO

Os implantes osseointegrados podem ser indicados para diferentes casos clínicos e justamente por essa variedade de indicações existe uma série de componentes diferente. Entre os implantes de conexão interna, os cônicos se destacam pela robustez de conexão cone Morse (Arvidson *et al*., 1998; Chou *et al*., 2004; Morris *et al.*, 2004) onde uma extensa área de contato entre as paredes auxilia na distribuição das tensões e a presença de atrito entre as mesmas garante estabilidade e retenção ao sistema.

O método dos elementos finitos é um método computacional em que um modelo aproximado de uma estrutura real simula, a partir de cálculos matemáticos, o comportamento esperado para aquela estrutura sob as dadas condições e propriedades mecânicas dos materiais que a compõe. Sendo assim, qualquer material cujas propriedades mecânicas possam ser calculadas pode ter seu comportamento simulado por este método. Porém os resultados apresentados não podem ser transpostos como absolutos pois todo e qualquer modelo sofre simplificações, não permitindo resultados quantitativos precisos e sim qualitativos nos aproximando da realidade clínica.

Para maior entendimento, os modelos foram nomeados de acordo com seus implantes e tipo de conexão na prótese, rígida ou semi-rígida.

- Modelo 1: Implante hexágono externo, prótese com conexão em monobloco (rígida).
- Modelo 2- Implante cone morse, prótese com conexão em monobloco (rígida ).
- Modelo 3- Implante hexágono externo, prótese com conexão semi-rígida (*attachment*).
- Modelo 4- Implante cone morse, prótese com conexão semi-rígira (*attachment*).

Todos os modelos tiveram comportamentos semelhantes quando se comparava os tipos de implante, se cone morse ou hexágono externo, independente se a prótese tinha conexão rígida ou semi-rígida.

A distribuição de tensão mínima no ligamento periodontal, nos mostraram um prevalência de tensão de tração na distal do ligamento e compressão na porção apical do ligamento periodontal, nos modelos 1 e 3, onde o implante tinha conexão hexagonal externa, isso nos sugere uma possível rotação do elemento dentário, com posterior intrusão. E presença de tensão de tração na distal e mesial do ligamento periodontal de forma distribuída, nos modelos 2 e 4, pode nos sugerir forças anuladas e nenhum movimento do elemento dentário.

Esse comportamento pode estar relacionado ao comportamento rígido presente nas conexões cônicas devido ao seu princípio básico de travamento e fricção, causando uma maior absorção das cargas (Dayrell, 2011) essas características promove a esse sistema resistência e estabilidade (Norton, 1997; Norton, 2000).

Conexões hexagonais se comportam de maneira distinta, pois apresentam maior flexibilidade permitindo uma maior liberação e transmissão das cargas mastigatórias (Dayrell, 2011). Isso pode ter feito com que a carga mastigatória recebida tenha sido mais distribuída e menos absorvida pelo pilar do implante hexagonal e o oposto pode ter acontecido com implante cônico que conseguiu absorver melhor a carga recebida comportando-se como um elemento rígido sem distribuí-la, diminuindo a incidência de carga sobre o ligamento periodontal.

As conexões em cone morse foram desenvolvidas para melhorar as propriedades biomecânicas dos conjuntos implante/pilar protético, e para reduzir a incidência de problemas mecânicos encontrados nos sistemas de implantes com hexágono externo e interno (Coppedê, 2007). Quando conexões em cone morse são utilizadas, o afrouxamento de pilares parece não

ser um problema; as forças oclusais atuam na direção da inserção do pilar, o que aumenta a pressão de contato e a resistência friccional( Sutter *et al*; 1993; Bozkaya;Muftu 2003).

Menicucci *et al*. (2002), afirmaram que as cargas iniciais são primeiramente suportadas pelo implante, porém à medida que se aumenta o período de aplicação da carga, aumenta-se também a participação do elemento dental.

A distribuição de tensão ao redor do implante teve comportamento similar em todos os modelos 1,2,3 e 4, em todos foi possível observar um acúmulo maior de tensão na porção que se refere ao osso cortical, essa tensão foi um pouco mais acentuada em caso de cone morse isso deve ter acontecido provavelmente pela localização do implante cone morse, que nesse caso estava 1 mm abaixo da crista óssea (Cauduro, 2009). Podemos atribuir tal fato, a essa diferença de posição, pois a tensão em implantes hexagonais é distribuída primeiro para a porção superior do corpo do implante que se localiza superior a crista óssea, e depois se distribui para o osso cortical. Já em implantes cônicos essa tensão se dissipa primeiramente para o osso cortical para posteriormente ser transferida para o implante.

O mesmo comportamento evidenciado no ligamento periodontal na análise de distribuição mínima de tensão também é verificado na análise de tensão pelo Método de Von Mises no conjunto implante e prótese em todos os modelos, onde conseguimos visualizar uma maior tensão nos implantes cônicos, na região de união de pilar/ implante, devido o valor de pré-carga ser maior, associado com um menor acúmulo da região de *attachment* nos implantes cônicos quando comparado com os modelos que continham implantes hexagonais, onde se visualizava maior acúmulo de tensão na região de *attachment* e menor acúmulo de tensão na região de união pilar/implante. Isso também pode ser atribuído a uma maior flexibilidade dos implantes hexágono externo, que permite uma melhor distribuição da carga mastigatória recebida. A maior rigidez dos implantes cônicos que permite uma maior absorção da carga mastigatória. Paralelamente a isso verifica-se uma maior quantidade de pré-carga levando a

maiores valores de tensão nos implantes cônicos comparados aos implantes hexagonais. Isso nos permite visualizar nas imagens maior quantidade de tensão distribuídas nos modelos com implante cônico que em modelos com implante hexagonais.

Embora a análise biomecânica da conexão dente/implante não configure uma situação favorável para esse plano de tratamento, alguns trabalhos demonstram sucesso na reabilitação (Bragger *et al.*,2001; Hosny *et al.*, 2000; Fugazzotto *et al.*,1999).Clinicamente, Naert *et al*,. (2002) também não encontraram problemas periodontais nem problemas mecânicos nos casos de união, concluindo que apesar da diferença da viscoelasticidade entre os sistemas, é de possível aplicabilidade. Comparando radiograficamente, implantes e conexão dente/implante, Naert*et al.* (2001) concluíram que a reabsorção óssea encontrada na conexão semi-rígida dente-implante é comparável à reabsorção periimplantar de próteses unitárias implantossuportadas. Quanto a união rígida, esses autores confirmaram uma maior taxa de reabsorção ao redor dos implantes, sugerindo a transmissão de uma maior sobrecarga, fato que contradiz o trabalho de Fugazzotto *et al*., (1999) que após analisar 1206 próteses combinadas unidas rigidamente por meio de conectores parafusados, encontraram alta taxa de sobrevida, tendo em vista que apenas 9 sofreram quebra ou soltura do parafuso de conexão.

# Conclusão

# 6. CONCLUSÃO

A análise pelo método dos elementos finitos demonstrou que:

- Independentemente do tipo de união da prótese (*attachment* ou monobloco), a intrusão do elemento dentário tenderá a ocorrer quando a conexão do implante for hexágono externo.
- A distribuição de tensão periimplantar será sempre mais acentuada em osso cortical, sendo mais elevada em implante cônicos que em implantes de conexão hexagonal externa.
- Ocorreu maior acúmulo de tensão na região de união pilar/implante nos modelos com implante cônico do que nos modelos com implantes hexagonais externo, e uma maior distribuição de tensão nas próteses com implantes cônicos, associados com uma menor concentração de tensão no *attachment* nesses mesmos implantes e maior concentração de tensão no *attachment* nos implantes hexagonais externo.

# Referências

## REFERÊNCIAS


1. Araújo AMA, Martinelli AE, Nascimento RM do, Melo DMA , Medeiros AL, Rocha LASM , Ávila EA. Tribocorrosive behavior of odontological Ni-Cr/Porcelain and Ni-Cr/Ti/Porcelain metal-ceramic systems. Cerâmica. 2012;58 :205-210.

2. Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, van Konow L, Lothingius E. Five-years prospective follow-up report of the Astra Tech dental implant system in the treatment of edentulous mandible. Clin Oral Impl Res. 1998;9(4):225-34.

3. Bauer JRO, Reis A, Loguercio AD, Rodrigues Filho LE. RPG Rev Pós Grad 2006;13(1):83-8.

4. Bernardes S.R, Araújo CA, Fernandes NA J, Gomes VL; Neves FD.Análise fotoelástica da união de pilar e implantes de hexágono externo e interno. Revista Implant News 2006;4:355-359.

5. Bickford, JH., An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints. NovaIorque. Marcel Dekker, Inc., 1990.

6. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:76-94.

7. Block MS, Lirette D, Gardiner D. et al. Prospective evaluation of implants connected to teeth. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;14:473-487.

8. Bozkaya D, Müftü S. Mechanical of the tapered interference fit in dental implants. J Biomech 2003;36:1649-1658.

9. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. Clin Oral Impl Res 2001;12:26-34.

10. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson B. Tightening characteristics for screwedjoints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent. 1994;71(6):592-9.

11. Carrillo CH, Aliaga MH, Guirado JLC. Tooth-implant connection: A bibliographic review. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2010;1:387-394.

12. Cauduro F.S. Protocolo de reabilitação bucal com inserção imediata de implantes cone morse e prótese provisória unitária em alvéolo após exodontia. Dissertação de Mestrado. Rio Grande do Sul. Pontifícia Universidade Católica. 2010.

13. Chee WW, Mordohai N. Tooth-to-implant connection: a systematic review of the literature and a case report utilizing a new connection design. Clin Impl Dent Rel Res 2010;12:122-133.

14. Chou C, Morris HF, Walker L, DesRosiers D. AICRG, part II: Crestal boneloss associated with the ankylos implant: loading to 36 months. J Oral Implantol. 2004;30(3):134-43.

15. Coppedê, AR. Estudo biomecãnico da conexão implante/pilar protético em implantes do sistema cone morse. Ribeirão Preto, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP, 2007.

16. Dayrell, AC. Análise tridimensional por elementfinite do comportamento biomecânico de prótese totais fixas implantossuportadas: efeito do tipo de conexão protética, cargas oclusais e número de implantes. Piracicaba- SP, Faculdade de odontologia de Piracicaba, 2011.

17. Dibart S, Warbington M, Fan SM, Skobe Z. In vitro evaluation of the impnat-abutment bacterial seal: the locking taper system. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;5:732-737.

18. Fugazzotto PA, Kirsch A, Ackermann KL, Neuendorff, G. Implant/tooth-connected restorations utilizing screw-fixed *attachments*: A survey of 3096 sites in function for 3to 14 years. Int. J. Maxillofac. Implants. 1999;14:819-823.

19. Geng JP, Tan KBC, Liu G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85:585–598

20. Gunne J, Rangert B, Glantz PO, et al. Functional loads on freestanding and connected implants in three-unit mandibular prostheses opposing complete dentures: an in vivo study. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;23:335-341.

21. Gross, M. Laufer, B.Z. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: Laboratory and clinical studies J Oral Rehabil 1997;24:863-870

22. Hoffmann O, Zafiropoulos GG. The tooth implant connection: a review. J Oral Implantol 2012;38:194-200.

23. Hohmann A, Wolfram G, Gerger M, et al. Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque movement. Angle Orthod 2007;77:653-659.

24. Hosny M, Duyck, J, Steenberghe DV, NaertI. Within-subject comparison between connect and nonconnected tooth-to-implant fixed partial prostheses: up to 14-year follow-up study. Int. J. Prosthodont 2000;13:40-346.

25. Laufer Z, Groos M. Splinting osseointegrated implants an natural teeth in reabilitation of partially edentulous patient.Part II: principles and applications.J Oral Reabil 1998;25:69-80.

26. Lin CH, MS, Wang JC. Nonlinear Finite Element Analysis of a SplintedImplant with Various Connectors and Occlusal Forces. Int J Oral Maxillofac Implants 2003;18:332-40.

27. Lin CH, Wang JC, Chang SH, et al. Evaluation of stress induced by implant type, number of splinted teeth, and variaions in periodontal support fixed partial dentures: a non-linear finite element analysis. J Periodontol 2010; 81:121-130.

28. Lin CL, Wang JC, Kuo YC. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various acclusal forces with rigid/non-rigid connections. J Biomech 2006;39:453-463.

29. Lin CL, Wang JC, Chang WJ. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2008;19(1):107-17.

30. Lindh T. Shoul we extract teeth to avoid tooth-implant combinations? J Oral Rehabil 2008;35(Suppl. 1):44-54.

31. Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K, et al. Tooth-implant supported prostheses: a retrospective multicenter study. Int J Prosthodont 2001;14:321-328.

32. Lum LB. A biomechnical rationale for the use of short implants. J Oral Implantol. 1991; 17(2):126-31.

33. Lundgren D, Laurell L. Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. Periodontol 2000;4:23-40.

34. Mamalis A, Markopoulou K, Kaloumenos C, Analitis A. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in partially edentulous patients: a systematic review of the literature and a case report. J Oral Implantol 2012;38(4):424-34.

35. Manual Talmax sem autor, 2010, Curitiba-PR.

36. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am. 1998;42(1):71-89.

37. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, et al. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2001:13:334-341.

38. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant--abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt jointconnection. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15:519-26.

39. Morris H, Ochi S, Crum P, Orenstein IH, Winkler S. AICRG, part I: a 6-yearmulticentered, Multidisciplinary clinical study of a new and innovativeimplant design. J Oral Implantol. 2004;3:125-33.

40. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, et al. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients Part II: an un to 15-years radiographic evaluation. Clin Oral Implants Res 2001;12:245-251.

41. Naert, I,Koutsikakis G,Duyck, J,Quirynen M,Jacobs R,Steenberghe DV. Biologic outcome of implantsupportedrestorations in the treatment of partial edentulism. Part1: A longitudinal clinical evaluation. Clin. Oral Implants Res 2002;13 (3): 381-89.

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

43. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputto AA et al. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. J Prosthet Dent 1999;81:696-703.

44. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface acompared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Implants Res 1997;4:2090-8.

45. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. Clin Oral Implants Res 2000;5:458-64.

46. Pavanelli CA, Araújo JEJ, Lafayette NJ, Araujo MAM. Análise da espessura da película de cimentos de ionomero de vidro e fosfato de zinco, empregados na cimentaçao de coroas totais metálicas, preparadas *in vivo**.Rev Odontol. UNESP, São Paulo, 26(2): 401-414, 1997

47. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical a implant of a Branemarkn connected to a natural tooth: An in vitro study. Int J Oral Maxillofac Implants.1991;6:177-86.

48. Reess JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. Biomaterials 1997;18(14):995-9.

49. Selna LG, Shillinburg HT, Kerr PA. Finite element analysis of dental structures-axisymmetric and plane stress idealizations. J Biomed Mater Res 1975;9:253-4.

50. Sendyk CL. Distribuição de tensão nos implantes osseointegrados- Análise linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética. Tese de doutorado. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP.1998.

51. SheetsCG, Earthman JC. Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. The Journal of Prosthetic Dentistry, St. Louis. 1997:77(1): 39-45.

52. Silva EF, Pellizzer EP, Mazaro JVQ, et al. Influence of the connector and implant design on the implant-tooth connected prostheses. Clin Impl Dent Rel Res 2010;12:254-262.

53. Soares MAD,Lenharo A, Luiz NE, Jacomini Filho A. Implante cone-morse ultra rosqueante de torque interno. Parte I: Desenvolvimento do produto. Innov Impl J. 2007; 2: 63-9.

54. Sutter F, Weber HP, Sorensen J , Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. Int J Periodontics and Restor Dent 1993;13:409-431.

55. Sykaras, N, , Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD.Implants materials, designs ,and surface topographies:their effect on osseointegration. A literature review. Int J Oral MaxillofacSurg2000;5:66-75.

56. Tuner MJ, Clough RW, Martin HC, et al. Stiffness and deflection analysis of complex structures. J Aeronauti Sci 1956;23:805-82.

57. Velásquez-Plata D, Lutonsky J, Oshida Y, et al. A close-up look at na implant fracture: a case report. Int J Prosthodont 2002;22:483-491.

58. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported end implant-supported prostheses. Oral Surg Oral Med Pathol 1994;78:22-27.