

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Hugo Eduardo de Miranda Peixoto

Análise da distribuição de tensões de componentes protéticos em titânio e zircônia em implantes de interface Cone Morse.

CURITIBA

2011

Hugo Eduardo de Miranda Peixoto

Análise da distribuição de tensões de componentes protéticos em titânio e zircônia em implantes de interface Cone Morse.

Dissertação apresentada ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia área de concentração Implantodontia.

Orientadora: Prof. Dra. Fernanda Faot

Co-orientador: Prof. Dr. Jucélio Tomás Pereira

CURITIBA

2011

Peixoto, Hugo Eduardo de Miranda

P379a Análise da distribuição de tensões de componentes protéticos em titânio e zircônia em implantes de interface cone Morse. Curitiba, 2011
167 f. : il. ; 31 cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2011

Orientadora: Profa. Dra. Fernanda Faot

Co-Orientador: Prof. Dr. Jucélio Tomás Pereira

Bibliografia

1. Implantes Dentários. 2. Análise de Elemento Finito. 3. Zircônio. 4. Titânio. I. Título.

Hugo Eduardo de Miranda Peixoto

Análise da distribuição de tensões de componentes protéticos em titânio e zircônia em implantes de interface Cone Morse.

Presidente da banca (Orientador): Prof. Dra. Fernanda Faot

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Jucélio Tomás Pereira

Prof. Dr. Flávio Bortolozzi

Aprovada em: 08/04/2011

Dedicatória

Aos meus pais, Alzira e Heron Peixoto, que desde sempre me incentivaram e me deram suporte para a realização de meus sonhos.

À minha esposa, Fernanda, que esteve ao meu lado nesta jornada.

Agradecimentos

À orientadora Prof. Dra. Fernanda Faot e ao co-orientador Prof. Dr. Jucélio Tomás Pereira, pela motivação e horas dispensadas nos momentos mais críticos;

À equipe do ILAPEO, funcionários e professores, que não mediram esforços no acolhimento e transmissão de conhecimentos;

À empresa Neodent[®] pelo material cedido para a confecção dos modelos;

Ao laboratório de Mecânica Estrutural (LAMES/UTFPR) pela utilização dos softwares necessários ao experimento;

Aos colegas de turma pela amizade e companheirismo durante o mestrado.

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução	17
2. Revisão de Literatura	21
3. Proposição	46
4. Materiais e Métodos.....	47
4.1. Construção dos modelos tridimensionais	48
4.2. Geração da malha	58
4.3 Condições de contorno.....	66
5. Artigo Científico	
5.1. Artigo Científico1.....	76
5.2 Artigo Científico 2.....	108
6. Referências	133
7. Apêndice	143
8. Anexos	
8.1 Comite de Ética.....	166
8.2 Normas para Publicação.....	167

Lista de Figuras

Figura 1: Implante – Alvim CM – Neodent, de 11mm de comprimento e 4,3mm de diâmetr.....	49
Figura 2: Componente Protético – Munhão Universal CM Parafuso Passante – Altura Cinta 1,5mm; Altura Coronária 6mm; Diâmetro 3,3mm.....	49
Figura 3: Componente Protético – Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia – Altura de Cinta 1,5mm; Altura Coronária 6mm; Diâmetro 3,3mm.....	49
Figura 4: Imagem de tomografia computadorizada utilizada para a geração do modelo ósseo.....	50
Figura 5: Fases do processamento da imagem da tomografia computadorizada.....	50
Figura 6: Criação do limite entre osso cortical e trabecular.....	51
Figura 7a: Obtenção do raio de curvatura da secção óssea na tomografia. 7b e 7c: criação dos mesmo raio de curvatura no <i>SolidWorks</i>	51
Figura 8: Modelagem da porção óssea cortical.....	52
Figura 9: Modelagem da porção óssea trabecular.....	52
Figura 10: Modelo sólido da maxila.....	53
Figura 11: Vistas em corte do modelo do implante inserido no modelo ósseo.....	53
Figura 12: Obtenção das medidas da coroa.....	54
Figura 13: Imagens das secções da coroa para obtenção de suas medidas.....	54
Imagem 14: Confecção do modelo da coroa protética.....	55
Figura 15: Adaptação da modelo da coroa e do munhão.....	55
Figura 16: Delimitação da região da aplicação do carregamento.....	55

Figura 17: Modelo do implante e do componente protético Munhão Universal CM Parafuso Passante (Neodent, Brasil).....	56
Figura 18: Geração do Modelo 1.....	57
Figura 19: Modelos do implante e componente protético Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia (Neodent, Brasil).....	57
Figura 20: Geração do Modelo 3.....	58
Figura 21: Tela Inicial do programa <i>Ansys Workbench</i>	59
Figura 22: Seleção do tipo de análise (<i>Static Structural</i>).....	59
Figura 23: Árvore do projeto e opção <i>Simulation Wizard</i>	60
Figura 24: Geometria importada para o <i>Ansys Workbench</i>	60
Figura 25: Inserção das propriedades mecânicas da liga de titânio utilizada nos componentes protéticos e parafusos de fixação (Bonacin Filho, 2009).....	61
Figura 26: Curva tensão X deformação da liga de titânio.....	63
Figura 27: Propriedades mecânicas do Titânio Grau IV (Bonacin Filho, 2009).....	63
Figura 28: Gráfico tensão X deformação do titânio grau IV (Bonacin Filho,09).....	63
Figura 29: Propriedades mecânicas do osso cortical e trabecular (Lustosa e Murakami, 2006).....	64
Figura 30: Propriedades Mecânicas da Porcelana (Caglar et al., 2009).....	64
Figura 31: Propriedades Mecânicas do Zircônia estabilizada por Ítrio (Caglar et al., 2009).....	64
Figura 32: Identificação do material que compõe cada componente do modelo.....	66
Figura 33: Faces externas da estrutura óssea consideradas com completa fixação.....	67
Figura 34: Interfaces osso/implante e munhão/coroa consideradas perfeitamente unidas.....	67

Figura 35: Inserção do Coeficiente de atrito Liga Ti-6Al-4V – Ti Puro GR4: 0,43. (ASM Handbook, 1992) para a interface parafuso de fixação/implante.....	67
Figura 36: Inserção do Coeficiente de atrito Liga Ti-6Al-4V – Ti Puro GR4: 0,43. (ASM Handbook, 1992) para a interface munhão/implante.....	68
Figura 37: Figura 36- Coeficiente de atrito Liga Ti-6Al-4V – Liga Ti-6Al-4V: 0,36 (ASM Handbook, 1992) para a interface munhão/parafuso.....	68
Figura 38- Definição dos dois passos de carregamento.....	69
Figura 39- Cálculo da pré-carga pelo método Faulkner (Bickford, 1990).....	70
Figura 40: Aplicação da força de tração ao corpo do parafuso, referente a pré-carga.....	72
Figura 41: Carregamento total no segundo tempo de carregamento.....	73
Figura 42: Elemento sólido tetraédrico.....	73
Figura 43: Malha gerada no osso, coroa, munhão e no parafuso	73
Figura 44: Malha gerada no modelo.....	74
Figura 45: Modelo M1 - Pré carga - Tensão de von Mises.....	143
Figura 46: Modelo M1 - Pré-carga - Tensões de von Mises no parafuso e detalhe da região de maior tensão.....	144
Figura 17: Modelo M1 - Pré-carga - Tensões de von Mises no implante.....	144
Figura 48: Modelo M1 - Pré-carga - Tensões de von Mises no munhão.....	145
Figura 49: Modelo M1 - Comparação dos campos de tensão de von-Mises para as condições de a)pré-carga e b)pré-carga+oclusal	146
Figura 50: Modelo M1 - Comparação dos campos de tensão de von Mises para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga+oclusal (direita), no parafuso.....	147

Figura 51: Modelo M1 - Comparação das tensões de von Mises no munhão para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	148
Figura 52: Modelo M1 - Comparação das tensões de von-Mises no implante para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	149
Figura 53: Modelo M2 - Comparação das tensões de von-Mises para as condições de a)pré-carga e b)pré-carga + oclusal	150
Figura 54: Modelo M2 - Comparação das tensões de von-Mises no parafuso, para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	151
Figura 55: Modelo M2 - Comparação das tensões de von-Mises no munhão, para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	152
Figura 56: Modelo M2 - Comparação das tensões de von-Mises no implante, para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	153
Figura 57: Modelo M2 - Comparação dos campos de tensão principal máxima para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga+oclusal (direita).....	154
Figura 58: Modelo M2 - Comparação dos campos de tensão principal mínima para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	155
Figura 59: Modelo M3 - Comparação das tensões de von Mises para as condições de a)pré-carga e b)pré-carga + oclusal	156
Figura 60: Modelo M3 - Comparação das tensões de von Mises no para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	157

Figura 61: Modelo M3 - Comparação das tensões de von Mises no implante para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	158
Figura 62: Modelo M3 - Comparação das tensões de von-Mises no munhão para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	159
Figura 63: Modelo M3 - Comparação das tensões principais máximas no munhão para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	160
Figura 64: Modelo M3 - Comparação das tensões principais mínimas no munhão para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	161
Figura 65: Modelo M4 - Comparação das tensões de von Mises para as condições de a)pré-carga e b)pré-carga + oclusal	162
Figura 66: Modelo M4 - Comparação das tensões de von Mises no parafuso para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	163
Figura 67: Modelo M4 - Comparação das tensões de von Mises no munhão para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	164
Figura 68: Modelo M4 - Comparação das tensões de von Mises no para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).....	165

Lista de Tabelas e Quadros

Tabela 1: Tabela 1: Modelos gerados para o experimento.....	48
Tabela 2: Tamanho do elemento em cada região do modelo.....	74
Tabela 3: Número de nós e elementos em cada simulação.....	75
Quadro 1: Propriedades mecânicas do osso cortical e osso trabecular (Lustosa e Murakami, 2006).....	65
Quadro 2: Propriedades Mecânicas do implante, dos munhões e parafuso (Caglar et al., 2009; Bonacin Filho 2009).....	65

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

Y-TZP: Zircônia tetragonal estabilizada por ítrio

MEF: Método dos Elementos Finitos

AEF: Análise por Elementos Finitos

3D: tridimensional

CAD/CAM: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing

CAD: Computer Aided Design

Mg-TZP: Zircônia tetragonal estabilizada por Magnésio

Ti: Titânio

MPa: MegaPascal = 10^6 Pascal = 10^6 n/m²

N: Newton

Resumo

O objetivo foi comparar a distribuição de tensões em implantes de interface Cone Morse quando utilizados componentes protéticos em titânio e zircônia através da Análise por Elementos Finitos. Foram gerados 4 modelos, utilizando o Munhão Universal CM Parafuso Passante Titânio e o Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia (Neodent[®] Curitiba, Brasil), alternando as propriedades dos materiais. A análise por elementos finitos foi realizada através do programa *Ansys Workbench 10* (Swanson Analysis Systems Inc. Houston/PA, EUA). Os resultados mostraram que na interface munhão/implante as tensões foram distribuídas de forma semelhante nos quatro modelos e não se aproximaram da tensão de ruptura da zircônia e da tensão de escoamento da liga de titânio. O parafuso passante apresentou grande concentração de tensão, com regiões próximas ao limite de escoamento (880 MPa). Nos modelos com munhão de zircônia a pré-carga é maior, devido ao menor coeficiente de atrito na interface, o que pode trazer maior concentração de tensão no parafuso passante. As cargas oclusais não promoveram concentração de tensões próximas ao limite de ruptura da zircônia ou limite de escoamento do titânio. Diante dos resultados, concluiu-se que a distribuição das tensões na interface munhão/implante é semelhante entre munhões de titânio e zircônia. O parafuso passante apresenta grande concentração de tensão, com áreas próximas ao seu limite de escoamento, o que é mais crítico nos munhões em zircônia, devido à maior pré-carga.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Análise por Elementos Finitos; Zircônio; Titânio.

Abstract

The objective of this study was to compare the stress distribution in implant interface Morse taper prosthetic components when used in titanium and zirconium, through the analysis of finite elements. Were generated four models, using the CM Universal Abutment Titanium and Titanium Fixating Screw and CM Universal Abutment of Zirconium (Neodent[®] Curitiba, Brazil), and alternating material properties. The finite element analysis was performed by the software Ansys Workbench 10 (Swanson Analysis Systems Inc. Houston / PA, USA). The results showed that in the interface abutment-implant the strains were equally distributed in all four models and did not approach the limit failure of both zirconium and titanium allow. The passing screw showed great stress concentration, with regions approaching the limit strength (880 MPa). In models with zirconium abutment the preload is higher, due to lower coefficient of friction at the interface, which can bring greater concentration in the screw passing. The occlusal load did not cause stress concentration near the limit failure of materials. Given the results, we concluded that the stress distribution in the interface abutment/ implant is similar between titanium and zirconium abutments. The passing screw presents great stress concentration, with areas close to its elastic limit, which is most critical in the abutments on zirconium, due to increased preload.

Key Words: Dental Implants; Finite Element Analysis; Zirconium; Titanium.

1. Introdução

O desenvolvimento de novos tipos de implantes e componentes protéticos trouxe avanços consideráveis para a implantodontia, diminuindo a incidência de complicações mecânicas, técnicas, estéticas e biológicas (CHUN et al., 2006).

Do ponto de vista biomecânico, os implantes de interface cone Morse apresentam vantagens sobre os implantes de interface hexágono externo (MERZ, HUNENBART e BELSER, 2000; NORTON, 2000), pois, apresentam menor concentração de tensões na região cervical da interface osso/implante, fator que contribui para a preservação da crista óssea (CHUN et al., 2006).

A análise técnica realizada por Becker e Becker, em 1995 relatou que em implantes de hexágono externo existe uma maior probabilidade de perda do parafuso de fixação, uma vez que encontrou em seu experimento uma alta incidência desta complicação (em torno de 40%) para este tipo de interface. A justificativa apontada para os resultados encontrados foi o fato de que todas as forças externas, oriundas do ato mastigatório são concentradas sobre o parafuso do componente protético. Diferentemente, Levine et al., em 2007 observaram em coroas unitárias implantossuportadas cimentadas sobre implantes cone morse uma proporção muito inferior, de 3,6% a 5,3% de perda dos componentes protéticos com as interfaces cônicas.

As expectativas contemporâneas sobre o desempenho dos implantes osseointegrados incluem uma restauração final esteticamente agradável. Dentre os fatores que influenciam a estética do implante também está a seleção do componente protético.

Uma das opções para refinar a estética implantar é o componente protético de zircônia (ADATIA et al., 2009).

Tan e Dunne, em 2004 realizaram uma comparação dos resultados estéticos obtidos em implantes com componentes protéticos de titânio e de zircônia e observou que os componentes em zircônia não trazem o problema da coloração acinzentada na margem gengival que ocorre em alguns casos em que é utilizado o componente de titânio.

Rimondini et al., em 2002 realizaram um estudo *in vivo* para avaliar colonização bacteriana nas superfícies de zircônia (YTZP) e concluiu que para esse material houve menor acúmulo bacteriano do que no titânio, tanto em número total de bactérias quanto em presença de patógenos potenciais como os bastonetes. Scarano et al., em 2004, em estudo semelhante encontrou maior recobrimento por bactérias de discos de superfície de titânio (19,3%) em comparação a discos de superfície de zircônia (12,1%). Degidi et al., em 2006, realizaram experimento utilizando cicatrizadores em titânio e zircônia, não observando acúmulo de placa ou sangramento a sondagem em ambas as situações, porém o infiltrado inflamatório foi mais freqüentemente encontrado nos tecidos periimplantares dos componentes de titânio. Foi encontrada similaridade na adesão do tecido conectivo em pilares protéticos de zircônia e pilares de superfícies usinadas de titânio (TETE et al., 2009).

A resistência mecânica dos pilares protéticos em zircônia apresenta resultados superiores em relação aos pilares protéticos confeccionados em alumina, sendo encontrados valores de 280,1N para a alumina e 737,6N para os pilares em zircônia em estudo de ensaios mecânicos com aplicação de carga estática (YILDIRIM et al., 2003). Outros experimentos realizados com carga estática confirmam estes elevados valores necessários para a fratura de pilares protéticos em zircônia (ARAMOUNI et al., 2008)

(KERSTEIN e RADKE, 2008). Porém, a resistência à fratura da zircônia diante de carga cíclica ou fratura termomecânica reduz significativamente. Gehrke et al., em 2006 apresentaram diminuição da resistência da zircônia de 672N quando não aplicada carga cíclica, para menos de 403,2N quando aplicada carga cíclica.

Trabalhos de acompanhamento clínico de pilares protéticos de zircônia demonstraram excelentes resultados. Zembic et al., em 2009, realizaram acompanhamento de 22 pacientes, com 20 pilares de zircônia e 20 pilares de titânio, pelo período de três anos. Ao final dos três anos a sobrevivência dos pilares foi de 100%, e tanto zircônia como titânio obtiveram os mesmos resultados técnicos, biológicos e estéticos. Outros autores também não encontraram fratura de pilares em zircônia ou lesão da mucosa periimplantar em seus trabalhos de acompanhamento (CANULO, 2007; GLAUSER et al., 2004).

Mitsias et al., em 2010, realizaram testes mecânicos em pilares protéticos em titânio e zircônia. Encontraram diferenças significativas na carga necessária para a fratura destes pilares e nos resultados dos testes com cargas cíclicas. Sua conclusão foi que a resistência e a confiabilidade dos pilares protéticos em titânio são significativamente maiores em comparação aos pilares em zircônia. Neste mesmo sentido Att et al., 2006, encontraram valores médios de resistência à fratura de 1454N para os pilares de titânio e de 443N para os pilares de zircônia.

Contudo, existe a necessidade de comparar quantitativa e qualitativamente o comportamento dos componentes protéticos fabricados em zircônia com os de titânio no tocante à distribuição de tensões em especial na região anterior de maxila. Assim o objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento biomecânico de componentes protéticos em zircônia e titânio instalados em implantes de interface cone Morse através da Análise por Elementos Finitos.

O Método dos Elementos Finitos é uma ferramenta efetiva que foi adaptada da engenharia para a biomecânica dos implantes dentários. Com a Análise por Elementos Finitos muitas situações encontradas na implantodontia têm sido estudadas. Entre elas: as regiões em torno da interface osso/implante, da interface implante/prótese e as próteses múltiplas implanto-suportadas, auxiliando no aprimoramento dos sistemas de implantes. O princípio deste método consiste em dividir a região de interesse, que pode ser a interface osso/implante ou uma conexão protética, que apresente geometria complexa e que não disponha de solução analítica conhecida, através da montagem de um modelo virtual. Este modelo é construído por meio de um processo gráfico consistindo de grade de pontos (nós) e elementos finitos. Sobre esse modelo é aplicada um carregamento virtual provocando um campo de deslocamentos nessa região, em um comportamento similar ao da estrutura real. A solução analítica de todo o sistema estrutural é substituída pela união de soluções mais simples, geralmente funções polinomiais de baixa ordem, internas a cada elemento. Nas interfaces entre os vários elementos, as soluções são compatibilizadas com o intuito de evitar descontinuidades ou saltos (GENG, TAN e LIU, 2001).

2. Revisão de Literatura

Neste capítulo apresentamos uma revisão de literatura referente à utilização do Método dos Elementos Finitos em experimentos odontológicos, a utilização de componentes protéticos em zircônia, a características dos implantes de interface Cone Morse e considerações a respeito da estética relacionada á utilização de diferentes componentes protéticos.

2.1. Utilização do Método dos Elementos Finitos em experimentos odontológicos

Papavasiliou et al., em 1996, realizaram experimento utilizando o método dos elementos finitos (MEF) bidimensional comparando quatro diferentes combinações de componentes protéticos e restaurações protéticas usando implantes do tipo Brånemark (Nobelpharma). Relataram que o MEF oferece uma modelagem bidimensional ou tridimensional e permite facilmente simular diversas situações. Afirmam que a limitação da modelagem bidimensional em comparação com a modelagem tridimensional destaca-se quando são avaliados modelos não simétricos, além do fato de apenas um plano espacial estar sendo avaliado. Nesta simulação foi modelado tecido ósseo, com características medulares e corticais e uma carga de 200N, aplicada em ângulo de 45°, entre a face oclusal e o terço médio da face lingual foi aplicada sobre um implante Brånemark (Nobelpharma, EUA) de 11mm de comprimento e 4mm de diâmetro. Foram simuladas quatro diferentes composições com variação de componentes protéticos e restaurações protéticas. O desenho do componente protético variou, porém a geometria da restauração permaneceu constante. Os modelos desenvolvidos foram: Modelo 1- restauração em In-Ceram cimentada sobre componente protético em In-Ceram; Modelo 2- aplicação de cerâmica direta sobre

componente em In-Ceram com prótese parafusada; Modelo 3- restauração em In-Ceram cimentada sobre componente em In-Ceram sem ombro interno para encaixe do parafuso de fixação; Modelo 4- idêntico ao Modelo 1, porém com ombro na região interna da saída do parafuso com coroa de In-Ceram cimentada. Os resultados encontrados mostraram que em todos os desenhos a maior concentração de tensão ocorreu no término coronário do implante, na região de osso cortical, e na região do parafuso de fixação do componente protético. Além disso, os autores observaram que as restaurações cimentadas distribuíram menor tensão para regiões mais frágeis do componente protético em comparação às restaurações parafusadas. A colocação da cabeça do parafuso no topo do componente protético trouxe menores valores de concentração de tensões quando comparados aos parafusos instalados dentro de ombros internos. A margem coronária, quando localizada mais incisalmente em relação à cabeça do parafuso resultou em aumento da tensão na área cervical do componente protético.

Canay et al., em 1996, analisaram biomecanicamente a distribuição de tensões ao redor de implantes instalados na região de 1º molar inferior. Aplicaram em implantes posicionados de forma reta e angulada carga vertical de 100N e horizontal de 50N. Foi utilizado um modelo bidimensional e neste se determinou as magnitudes e contornos das tensões de compressão e tração no osso circunvizinho. Foram calculadas as tensões máximas de compressão e de tração para comparação. Quando aplicada carga horizontal no implante reto e angulado não houve diferença nos valores de tensão. Todavia, quando aplicada carga vertical, os valores foram cinco vezes maiores ao redor da região cervical do implante angulado que ao redor do vertical. Assim como o terço médio e a região do ápice dos implantes angulados também obtiveram maiores valores de tensão de

compressão quando comparados com os implantes retos. Concluíram os autores que o uso de implantes angulados em região posterior deve ser limitado.

De Tolla et al., em 2000, avaliaram a importância da AEF (Análise por elementos finitos) na Implantodontia uma vez que este método visa associar a análise numérica de modelos em computador com a prática clínica possibilitando a compreensão de tensões ao longo das superfícies de um implante e do tecido ósseo ao seu redor. Além disso, uma nova geração de programas de computação tem permitido a análise de estruturas em Modelos 3D o que possibilitará o controle de vários elementos com propriedades complexas. Os autores afirmam que as simulações ficarão cada vez mais precisas o que ajudará no aperfeiçoamento do desenho do implante e de sua instalação bem como poderão também auxiliar no planejamento de próteses implanto suportadas.

Geng, Tan e Liu, em 2001, relataram que a forma como ocorre a distribuição do estímulo no osso ao redor do implante é um dos fatores determinantes para garantir que ocorra a remodelagem óssea e garantir o sucesso de sua implantação. Esta distribuição depende de vários fatores, dentre eles estão: o tipo de carregamento, a interface osso/implante, o comprimento e diâmetro dos implantes, a forma e características da superfície do implante, tipo da prótese, a quantidade e qualidade do osso ao redor do implante. Assim, a distribuição de tensões na conexão implante/prótese tem sido examinada por trabalhos utilizando o MEF (Método dos elementos finitos) devido à incidência de problemas clínicos tais como: falhas no parafuso e pilar protético e fraturas de implantes. A possibilidade de avaliar, a partir desse método, a influência de cada componente do implante sobre o campo de tensões e deformações ao seu redor, torna-o vantajoso em relação a ensaios experimentais. Através da análise dos resultados é possível sugerir mudanças no desenho para evitar ou reduzir estas falhas protéticas melhorando a

distribuição de tensões nos componentes. Ainda de acordo com os autores a análise utilizando o método dos elementos finitos agrega como vantagens: grande reprodutibilidade de resultados, baixo custo e possibilidade de avaliar muitas configurações de carga, condições de contorno e geometrias.

Sendyk, Sendyk e Gromatzky, em 2002, compararam a distribuição de tensões nos implantes em tecido ósseo tipo I e tipo III por meio de elementos finitos bidimensionais em de região posterior de mandíbula correspondente ao primeiro molar. Foram instalados implantes de hexágono externo de 3.75 X 10 mm com um pilar de 1 mm de altura e coroa metalo-cerâmica parafusada. Na cúspide vestibular, cargas axial e horizontal de 100 N foram aplicadas. Os autores observaram que a distribuição das tensões foi maior para cargas horizontais que para axiais e se concentraram principalmente na região cortical coronária junto ao espelho do implante. No Modelo com osso tipo I, apareceram altas concentrações de tensão no implante. No Modelo com osso tipo III a distribuição de tensões no interior do implante foi menor e teve um maior nível de tensão concentrada na área de osso cortical. Concluiu-se que o tipo de osso altera a distribuição de tensões no tecido ósseo de suporte e no interior do implante.

O'Mahony et al., em 2002, avaliaram a tensão gerada na interface do osso com o implante submetido a forças axiais e não axiais. Utilizaram um Modelo bidimensional de mandíbula com um implante de dimensões 4 X 13 mm e coroa unitária na região posterior. Inicialmente foi aplicada uma carga de 490N no longo eixo do implante, em seguida novos carregamentos foram simulados distante do centro em 2, 4 e 6 mm, criando um momento de flexão. Considerando a carga fora do centro, os valores foram respectivamente 3, 5 e 7 vezes maiores que os valores para carga axial no centro do implante. A tensão gerada foi maior no lado que a força foi aplicada. Segundo os autores, a variação do módulo de

elasticidade entre osso cortical e medular afeta a distribuição e a magnitude da tensão ao redor do implante. Sob cargas não axiais, o aumento de forças de compressão e tração, na crista óssea cervical é um fator que pode causar perda óssea cervical.

Akça, Çehreli e Iplikçioğlu, em 2003, avaliaram as características mecânicas da conexão implante/pilar de um implante com interface cone morse de diâmetro reduzido. Para tanto, um modelo de elementos finitos foi criado com a utilização de um implante de 3.3 x 10 mm e de um pilar de altura 4 mm e 6° introduzidos no centro de um cilindro acrílico de 1.5 cm de diâmetro e 1.5 cm de altura. Sobre o modelo foi aplicada separadamente carga de 300 N na direção vertical e oblíqua. Observou-se que sob força vertical, as tensões de von Mises se concentraram ao redor da união implante/pilar (na haste do parafuso) e ao redor do pescoço do implante. A força oblíqua duplicou a tensão no pescoço do implante, que ficou próxima a força de flexão do titânio. Os valores de deslocamento nas duas situações foram insignificantes. Os autores concluíram que, em um implante de interface cone Morse com diâmetro reduzido, as cargas verticais e oblíquas foram suportadas principalmente pela união implante/pilar ao nível do parafuso e pelo pescoço do implante. O pescoço desse implante é uma zona potencial para fraturas quando é submetida a grandes forças de flexão.

Iplikçioğlu et al., em 2003 realizaram estudo para comparar a Análise por elementos finitos não-linear com a mensuração por extensometria *in vitro*, para a avaliação das tensões no complexo implante/componente protético. Inicialmente foi montado um modelo para a análise com extensômetros para implantes de 3,3 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento com interface protética tipo cone Morse. Foi instalado componente protético de 6 graus e 4 mm de altura, com torque de 35 N. O colar do implante e o componente protético foram jateados com óxido de alumínio para aumentar a adesão dos

strain gauges. Então os *strain gauges* foram aderidos ao colar do implante e ao componente protético. Posteriormente, o implante foi embebido em resina de polimetilmetacrilato autopolimerizável. Foram aplicadas cargas de 75N em direção vertical no centro do componente protético, e 75N com inclinação de 90° na superfície do componente protético. Os resultados encontrados mostraram quantificação de tensões muito semelhantes quando foi aplicada a carga vertical. A distribuição de tensões no componente protético foi muito semelhante em ambas as mensurações, com os dois tipos de carregamento. As tensões no colar do implante foram quase duas vezes maiores no método dos elementos finitos quando comparadas com a análise por extensometria. Também foram encontradas diferenças na distribuição das tensões na resina. Concluíram desta forma, que a Análise por elementos finitos e a análise por extensometria apresentam resultados semelhantes para mensurar tensões no complexo implante/componente protético e no colar do implante. A Análise por elementos finitos encontrou maior tensão no colar do implante sob carga lateral. Além disso, os referidos autores relatam a necessidade de mais estudos para avaliar os limites aceitáveis de diferença na mensuração das tensões nas mensurações ósseas, já que foram encontradas diferentes medidas com as duas técnicas na distribuição das tensões na resina.

Himmlová et al., em 2004, compararam a influência do comprimento e diâmetro do implante na distribuição da tensão gerada por forças mastigatórias ao redor de implantes. Modelos tridimensionais de implantes sem rosca foram construídos com comprimentos de 8 mm, 10 mm, 12 mm, 14 mm, 16 mm e 17 mm para o diâmetro de 3.6mm e para um implante com 12 mm de comprimento variou-se o diâmetro em 3.6mm, 4.2mm, 5.0mm, 5.5mm, 6.0mm e 6.5mm. Os implantes foram instalados verticalmente na região de molar inferior. O volume total de osso foi considerado homogêneo, isotrópico

com característica de osso cortical. Aplicaram-se forças de 17.1 N (lingual); 114.6 N (axial) e 23.4 N (disto-mesial). Os resultados demonstraram que a área ao redor do pescoço dos implantes apresentou a maior concentração de forças sendo este resultado idêntico para todos os comprimentos e diâmetros dos implantes considerados. O aumento do diâmetro do implante diminuiu consideravelmente as tensões ao redor do pescoço; ao variar o comprimento também houve uma diminuição dos valores de tensão, porém não tão pronunciada como na variação do diâmetro. Os autores salientaram que a simulação com um modelo tridimensional e cargas não simétricas pela força mastigatória sobre um implante resultou em uma simulação clínica real mais satisfatória do que aquelas com modelos bidimensionais utilizados em outros trabalhos. Também foi salientado que a simplificação do modelo (implantes sem roscas, osso totalmente homogêneo e isotrópico) não alterou o propósito do trabalho que foi estabelecer a importância relativa do comprimento e diâmetro do implante na distribuição de tensões. Concluiu-se que um aumento do diâmetro dissipava melhor a força mastigatória simulada e diminuiu a tensão ao redor do pescoço do implante. A maior redução (35%) na tensão foi obtida na simulação com o implante de 4.2x12 mm em relação ao implante de referência de 3.6 x12 mm. Do ponto de vista biomecânico, a melhor escolha é um implante com o diâmetro máximo possível permitido pela anatomia do local. Nesse trabalho, o efeito do comprimento do implante não foi expressivo.

Eskitascioglu et al., em 2004 modelaram uma seção de mandíbula sem o segundo pré-molar de 16.3 mm de comprimento e 24.2 mm de altura de osso tipo II para analisar o efeito do tipo da carga oclusal na distribuição de tensões para uma prótese parcial fixa implanto-suportada e o osso de suporte. Usaram implante ITI de 4.1x10 mm de corpo único com uma coroa com infra-estrutura de cromo-cobalto e porcelana. Os materiais

foram considerados homogêneos, isotrópicos e elásticos linearmente. Foram aplicadas forças como segue: a- 300N na ponta da cúspide lingual; b- 150N na ponta da cúspide lingual e na fossa distal; c- 100N na ponta da cúspide lingual, na fossa distal e mesial. Quando a carga foi aplicada em um único ponto, as tensões ficaram concentradas no pescoço do implante enquanto que, quando a carga foi aplicada em três pontos as tensões, estas ficaram menores. Quando foi aplicada carga em dois pontos é que foram encontrados maiores valores para as tensões máximas na infra-estrutura e na face oclusal. Este estudo concluiu que a combinação ideal de cargas verticais ocorre na aplicação de forças em dois ou três pontos, o que diminui as tensões no osso, pois, as tensões de Von Mises ficaram concentradas na infra-estrutura e na superfície oclusal da prótese parcial fixa.

Bozkaya, Muftu e Muftu, em 2004, compararam os efeitos da geometria externa e magnitude da carga oclusal no aspecto dos defeitos ósseos entre cinco sistemas disponíveis comercialmente. Foi criado um modelo de elementos finitos para cada implante. O desenho e a forma das roscas eram diferentes de um implante para outro. A altura do pilar foi de 9.5 mm acima do nível ósseo em todos os implantes. O osso foi modelado como um cilindro de 20 mm de diâmetro e 22 mm de altura ao redor do implante sendo que 2 mm de espessura na parte superior e 3 mm de espessura na parte inferior correspondiam a osso cortical. Cargas oclusais variando de 0 a 2000 N foram aplicadas nos pilares em 11.3° graus do eixo vertical com 1 mm fora do centro do pilar. Observou-se que para níveis moderados de carga oclusal (até 300 N), o osso cortical não foi sobrecarregado em nenhum dos sistemas de implantes. Sob cargas de 1000 N ou mais (simulando parafunção), as características das áreas ósseas com sobrecarga dos diferentes sistemas de implantes dependiam da geometria do implante e variaram consideravelmente entre os cinco sistemas. Os autores concluíram que em geral, a sobrecarga compressiva aparece próxima

a região superior do osso cortical e é causada pelas componentes normal e lateral da carga oclusal. Na região de transição de osso cortical e trabecular, a sobrecarga aparece em tensão devido à componente vertical da carga oclusal.

Blatt, Butignon e Bonachela, em 2006, publicaram um artigo enfocando a condição atual dos estudos baseados em MEF sobre implantes osseointegrados interpretando suas relações com o tecido ósseo adjacente, conexões protéticas e o comportamento biomecânico deste conjunto. Este método, amplamente empregado na Implantodontia tem fornecido informações qualitativas e quantitativas sobre o comportamento das tensões de uma forma bastante precisa. Todavia, apesar deste sistema representar modelos matemáticos, as características biológicas individuais devem ser consideradas, visto que a qualidade e quantidade de osso, a força mastigatória, e a presença de hábitos parafuncionais são fatores variáveis que interferem significativamente nos resultados dos tratamentos.

Chun et al., em 2006, investigaram a distribuição de forças inclinadas ao redor do osso em três tipos diferentes de pilar. Foram utilizados implante de corpo único; implante com hexágono interno e implante com hexágono externo. O modelo ósseo utilizado para a Análise por elementos finitos incluiu osso compacto e osso esponjoso supostamente homogêneo, isotrópico e com elasticidade linear. Foram aplicadas cargas de 100 N no longo eixo do implante e com inclinações de 15°, 30° e 60°. Todos os implantes apresentaram distribuição similar de forças no osso sob carga vertical. À medida que a inclinação da força aumenta, a componente horizontal também aumentou, gerando aumento do momento e compressão no osso compacto adjacente na primeira rosca do implante. Essa mesma região mostrou o valor máximo da tensão de von Mises nos três tipos de implantes, tanto em carga vertical quanto inclinada. A magnitude desses valores

foi diferente entre os três tipos de implantes. Em cargas inclinadas, a distribuição de forças no osso também foi diferente nos implantes. As diferenças entre cargas verticais e inclinadas foram causadas devido à mudança de transferência da força nos diferentes tipos de pilares. O tamanho da área de contato entre o pilar e o implante também influenciou a distribuição de forças e magnitude ao redor do osso. A menor tensão de von Mises foi encontrada no osso ao redor do implante com hexágono interno devido à redução no efeito de flexão causado pela componente horizontal no deslizamento das uniões cônicas entre implante/pilar. A maior tensão de von Mises foi encontrada no osso ao redor do implante com hexágono externo em todas as condições de carga. A tensão de von Mises diminuiu gradativamente do nível marginal ósseo até o ápice dos implantes e redução significativa desta tensão também foi observada no limite entre osso compacto e osso esponjoso devido ao baixo módulo elástico do osso esponjoso.

Kao et al., em 2008 realizaram estudo para investigar a micromobilidade entre implante e osso periimplantar causada pela instalação de pilar intermediário angulado em implante unitário instalado na região anterior de maxila com a aplicação de carga imediata. Foi confeccionado modelo ósseo representando metade da pré-maxila. Baseado no protocolo de Brånemark para implantes MK IV instalados em osso tipo III foi desenvolvido modelo de carga imediata, utilizando implante de 4mm de diâmetro, instalado em região com osteotomia de 3,15mm. Foi aplicada força de oclusão de 89N no topo dos pilares angulados com inclinação de 120° em relação ao longo eixo do implante. Foram utilizados pilares com angulação de 0°, 15° e 25°. Foi utilizado o programa Ansys 9.0 para avaliar a micromobilidade. Os valores de micromobilidade encontrados para pilares angulados de 15° e 25° foram 119% e 134% em relação aos valores encontrados para pilares retos. o pilar angulado de 25° apresentou 18% maior tensão de Von Mises em

relação ao pilar reto. A maior concentração de tensão foi encontrada no osso cortical, ao redor do pescço do implante. Conluíram que pilares com angulação maior que 25° podem aumentar a tensão no osso periimplantar em 18% e a micromobilidade na interface osso/implante em 30%.

Nagasawa et al., em 2008, realizaram testes de resistência e testes de fadiga dos implantes de titânio com a intenção de avaliar a performance clínica dos implantes dentários. Foi construído um MEF tridimensional, não-linear, utilizando implantes de corpo único e implantes com pilares protéticos em duas peças. Como o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson do titânio e das ligas de titânio são quase os mesmos foi criado um modelo de implante e componente protético em peça única, e um modelo com as duas peças separadas. Para avaliar a validade de análises de elementos finitos, foi realizado teste de carga em um implante fixado por um gabarito. Foram utilizados implantes de 3,3mm e 4mm de diâmetro e foi aplicada a força de 500N, na parte superior do pilar protético, em direção vertical, e com inclinação de 12,5, 30 e 45 graus. Os resultados encontrados na Análise por elementos finitos e no teste de carga mostraram conformidade e que os implantes atuais têm resistência suficiente para suportar as cargas oclusais no sentido vertical. Porém quando é aplicada carga de 500N em um ângulo de 45° em implantes de 3,3mm de diâmetro, mesmo no modelo de peça única, observou-se regiões de concentração de tensão superior a 500MPa, ou seja, superior a resistência do titânio. Este resultado sugere que implantes de diâmetro 3,3mm estão sujeitos a fratura quando expostos a cargas oblíquas de 500N. Quando foi aplicada a mesma carga em implantes de diâmetro 4.1 mm a tensão diminuiu para 320MPa. A possibilidade de fratura por fadiga está presente em todos os tipos de implantes. Além disso, comentam os autores

que o uso combinado de implantes e pilares protéticos de diferentes fabricantes é contraindicado já que a possibilidade de destruição por fadiga é marcadamente alta.

Wakabayashi et al., em 2008 realizaram revisão de literatura para discutir o desenvolvimento e as aplicações atuais do método dos elementos finitos na odontologia. Mostraram que o método dos elementos finitos vem sendo utilizado para simular condições intra-orais como as tensões dos tecidos periodontais e os contatos entre os dentes, que dificilmente seriam resolvidos em modelos estáticos. Uma vez definidas as propriedades dos materiais são possíveis análises mesmo em corpos com geometrias complexas. A definição das áreas de contato entre as superfícies em estudo afetam drasticamente os resultados, especialmente nos estudos realizados no complexo implante/componente protético. A inclusão da viscoelasticidade e da deformação plástica ao programa de elementos finitos, assim como da sensibilidade térmica, pode levar a análise a ser tempo-dependente e reforçariam sua aplicação. Por fim, os autores concluíram que a ampliação da utilização do método dos elementos finitos deve ser encorajada para analisar questões do ambiente oral.

Eser et al., em 2009, realizaram experimento com a finalidade de avaliar o nível de concordância dos resultados obtidos através de experimentos utilizando AEF e extensometria em implantes submetidos a carga imediata. Foram utilizados 4 implantes de 4,1 mm de diâmetro e 12 mm de comprimento, instalados bilateralmente na região de incisivo lateral e primeiro pré-molar em 4 cadáveres humanos totalmente edêntulos. Foram cimentados 2 extensômetros na região vestibular do osso cortical de cada implante e foi aplicada carga de 100N. Foram construídos modelos numéricos individualizados para cada cadáver. Sob o mesmo regime de carga as tensões laterais e axiais foram registradas. Os resultados obtidos por extensometria e AEF foram comparados. Ambas técnicas

apresentaram resultados semelhantes, não apresentando diferenças significativas estatisticamente ($p < .05$).

Pessoa et al., em 2009, avaliaram a influência do tipo de interface (hexágono interno, hexágono externo e cone morse) sobre a distribuição de forças em implantes submetidos a carga imediata (100 N), antes e após osseointegração em região de incisivo central superior. Observou-se que desconsiderando o tipo de conexão, a tensão ficou alojada na região vestibular do osso periimplantar. Na condição de carga imediata, a conexão Cone Morse apresentou maior tensão, porém mais uniforme e estável em todo o conjunto. Para o hexágono externo foi observado maior concentração na região vestibular; já o implante de hexágono interno apresentou menor concentração diante dos demais, porém nenhum deles apresentou diferença relevante. Em condição de osseointegração, os implantes com hexágono foram similares, porém o implante de interface cone morse apresentou menor concentração; além disso, a parede lateral dos implantes de interface cone morse e hexágono interno ajudaram a dissipar melhor as forças minimizando a carga no parafuso. Sobre o tipo de conexão ainda, quanto à carga aplicada, os implantes de hexágono apresentaram um espaçamento em relação à base de assentamento dos componentes, ocorrendo uma pequena deformação elástica dos mesmos.

Caglar et al., em 2010 realizaram estudo com o objetivo de avaliar a distribuição de tensões em 3 diferentes implantes de zircônia por AEF. Os implantes de zircônia utilizados foram: implantes Z-Systems, implantes Ziterium e implantes White-Sky, de 10mm de comprimento e 4mm de diâmetro, instalados em leito ósseo modelado tridimensionalmente. Os implantes foram instalados na região de Incisivo Central Superior Esquerdo. Foi aplicada carga horizontal em ângulo de 90° em relação ao longo eixo dos implantes com magnitude de 25,5N e carga oblíqua com angulação de 30° e relação ao

longo eixo dos implantes e magnitude de 178N. Sob carga oblíqua a distribuição de tensões foi similar nos 3 tipos de implantes. Sob carga horizontal foi encontrada maior concentração de tensão nas regiões vestibular e palatal do pescoço do implante Ziterium (46,57 MPa). No osso cortical a maior tensão de von Mises foi concentrada na região vestibular do implante Z-Systems, sendo da ordem de 26,65 MPa sob carga oblíqua e 10,74 MPa sob carga horizontal. Concluíram que a tensão encontrada no osso cortical é maior que a tensão encontrada no osso trabecular. Dos 3 implantes analisados a concentração de tensão foi maior no implante Z-Systems. As diferenças dos valores de tensão de von Mises encontrados nos 3 implantes podem ser determinados pela diferença no formato do corpo dos implantes e do desenho de suas roscas.

2.2 Componentes protéticos em zircônia

Rimondini et al., em 2002 realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a colonização microbiana de novos materiais cerâmicos desenvolvidos para a fabricação de pilares. Foram utilizados discos de zircônia estabilizada com ítrio e discos de titânio comercialmente puro de grau 2 e testados *in vitro* com as seguintes bactérias: *Streptococcus mutans*, *S sanguis*, *Actinomyces viscosus*, *A naeslundii* e *Porphyromonas gingivalis*. Foi avaliada a proliferação bacteriana através de halos de inibição e a aderência bacteriana por análise espectrofotométrica. Não houve inibição da proliferação bacteriana. A Y-TZP apresentou-se significativamente mais aderente ao *S mutans* do que os discos de Titânio, enquanto o *S sanguis* pareceu aderir facilmente aos discos Titânio. Não se observaram diferenças significativas para *Actinomyces spp* e *Porphyromonas gingivalis*. A YTZ-P apresentou menor acúmulo bacteriano, tanto em número total de bactérias, quanto em presença de patógenos potenciais. A conclusão deste estudo foi que a YTZ-P pode ser considerado como um material promissor para a fabricação de pilares protéticos.

Yildirin et al., em 2003, testaram a resistência à fratura de componentes protéticos cerâmicos. Observaram que tanto os componentes em alumina quanto em zircônia apresentam resistência a fratura apropriada para o uso em implantes osseointegrados. Como resultado, encontrou resistência de $280,1\text{N} \pm 103,1\text{N}$ para a alumina e $737,6\text{N} \pm 245\text{N}$ para os componentes em zircônia. Seu experimento mostrou que os componentes em zircônia apresentam mais de 2 vezes mais resistência do que os componentes em alumina, e a fratura do componente quando ocorre nestas conexões de hexágono externo, se localiza na região cervical, próximo ao parafuso de fixação e a plataforma, presumindo-se que esta seja a área de maior torque e concentração de tensão devido ao efeito de alavanca.

Sundh e Sjogren, em 2007, realizaram estudo para avaliar a resistência flexural de próteses implanto suportadas confeccionadas em zircônia confeccionadas pelo processo CAD/CAM ou em alumina reforçada confeccionada manualmente. Foram examinados grupos parafusados diretamente sobre o implante e fixados sobre análogos de aço, além de grupos com componentes protéticos para prótese cimentada, utilizando componentes protéticos cerâmicos e casquetes cerâmicos em várias combinações. Como grupo controle foi utilizada amostra de componente protético em titânio e prótese parafusada sobre o implante. Foi utilizada sistema CAD/CAM para confecção de componente protético e casquete em zircônia parcialmente estabilizada por magnésio (Mg-TZP) e zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP). A alumina reforçada por zircônia (In-Ceram Zircônia) é uma peça personalizável que foi instalada sobre o seu intermediário protético e preparada com pontas diamantadas, sendo que o casquete foi confeccionado manualmente. Cada componente protético foi instalado sobre o seu implante ou análogo de aço com torque de 35N. Os casquetes foram cimentados com cimento resinoso de dupla

polimerização e foi mantida carga de 75N constante durante a cimentação. As amostras foram então para a máquina de testes, onde foi aplicada carga perpendicularmente ao longo eixo das fixações. A carga foi aplicada ao casquete a 3mm da borda superior, na face lingual. Como resultado, as amostras de componentes protéticos em zircônia Y-TZP e casquetes em zircônia Y-TZP apresentaram maior resistência flexural em comparação ao grupo controle. Porém os casquetes de zircônia cimentados em componentes protéticos em Mg-TZP e os componentes protéticos em alumina reforçada com zircônia cimentados sobre análogos de aço, apresentaram significativamente menor resistência flexural quando comparados aos componentes em zircônia Y-TZP. As outras amostras não apresentaram diferenças estatisticamente relevantes. Concluíram os referidos autores que os três tipos de componentes cerâmicos e casquetes apresentaram valores iguais ou superiores ao grupo controle, além de suportarem a aplicação de 300N de carga, que é reportada como a máxima força oclusal.

Yuzugullu e Avcı, em 2008, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a interface componente protético/implante, após o carregamento dinâmico, utilizando pilares de titânio, alumina, zircônia. Quinze pilares de óxido de alumínio, óxido de zircônio e titânio foram fabricados pelo Sistema ProCera (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) e foram conectados a implantes de diâmetro 3,75 x 13 mm com plataforma regular (MK III, Nobel Biocare AB) em um plano inclinado de 30 °. Foi aplicado o carregamento dinâmico de compressão entre 20 e 200 N, 1 Hz em uma área de contato padrão sobre casquetes cimentados sobre pilares em máquina de ensaios de 47.250 ciclos. As medidas das adaptações na interface pilar-implante na região vestibular, palatina, mesial e distal de cada amostra foram realizadas por microscopia eletrônica de varredura antes e após os experimentos. Os dados da adaptação antes e depois do carregamento dinâmico foram

avaliados estatisticamente utilizando o teste Wilcoxon e análise de variância Kruskal-Wallis ($\alpha = 0,05$). Fratura do casquete, fratura do pilar, ou afrouxamento do parafuso do pilar ou fratura não foi detectada em nenhuma amostra durante o período de teste inteiro. Após o carregamento dinâmico, o pilar de titânio referente ao grupo controle revelou um aumento na desadaptação ($3,47 \mu\text{m}$), o de zircônia ($1,45 \mu\text{m}$) e de alumina ($1,82 \mu\text{m}$) na face palatina apresentou menor aumento ($p < 0,05$). Os valores médios de medição em locais de medição diferentes das amostras dentro de cada grupo e entre os pilares foram semelhantes ($p > 0,05$). Devido à semelhança dos valores encontrados de desadaptação na interface pilar-implante após o carregamento dinâmico, os autores concluíram que componentes protéticos de cerâmica podem resistir a forças funcionais como componentes protéticos de titânio convencionais.

Adatia et al., em 2009, realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar o efeito de diferentes graus de desgaste clínico de pilares de zircônia sobre a carga de ruptura dos conjuntos. Pilares de Zircônia (Y-TZP Ceramic Abutment, Astra Tech) foram preparadas com 0, 0,5 ou 1 mm de redução axial externo a partir de 1 mm de cinta acima do término do pilar. Foram aplicadas cargas de fratura com inclinação de 60° fora do eixo axial até a falha do componente. Observaram que não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os diferentes grupos. Encontraram uma carga de ruptura média de 429 N (± 140) para o grupo controle, de 576N (± 120) para o grupo com desgaste de 0,5 mm, e de 547N (± 139) para o grupo com 1,0 mm de desgaste. Todas as fraturas ocorreram na interface onde o pilar estava ligado ao análogo. Como conclusão pode-se entender que pilares preparados com mais de 1mm de margem no término não apresentaram alteração na resistência a fratura e que o ponto mais fraco dos pilares testados está na interface componente protético/análogo do implante.

Sailer et al., em 2009 realizaram estudo para avaliar a carga para a fratura de componentes protéticos em zircônia em interfaces internas e externas. Os componentes protéticos de zircônia foram divididos em 4 grupos com 20 amostras cada. Os grupos foram: Componente protético Straumann CARES (interface interna – cone e octógono); Componente Procera para implante Brånemark Nobel Biocare (interface hexágono externo); Componente Procera para implante Nobel Replace Nobel Biocare (interface interna – triângulo); Componente prototipado Zirabut SynOta para implante Straumann (interface interna – cone e octógono). Para o desenho do componente protético mestre foi selecionado um caso de ausência de um incisivo central superior esquerdo. O componente foi desenhado digitalmente, e os outros grupos copiaram o mesmo formato. Os componentes foram fixados em seus respectivos implantes, com o torque recomendado pelo fabricante. Em cada grupo 10 componentes receberam coroas cerâmicas e 10 não foram restaurados. As amostras foram embebidas em resina acrílica, até 3mm aquém do término do implante, para simular perda óssea, e levadas a máquina de testes onde foi aplicada carga com inclinação de 30 graus, na região do cingulo. A carga de fratura foi capturada por software específico. Os componentes de interface interna com componente metálico secundário (CARES e Procera Replace) mostraram maior momento de flexão em comparação com a interface externa (Procera Brånemark) e fixação interna de zircônia (Zirabut SynOcta). Os componentes de internos de duas peças apresentaram momento de força significativamente maior em comparação aos componentes de uma peça interno ou externo. Os componentes de uma peça de interface interna e externa (Zirabut SynOcta e Procera Brånemark) não apresentaram diferenças no momento de força. Nos grupos de uma peça, o componente protético foi apresentou região de menor resistência, ocorrendo à fratura do componente antes da deformação do parafuso de fixação ou do implante. Nos grupos internos de duas peças em 20% dos casos a falha ocorreu primeiramente no

componente metálico secundário e em 70% dos casos ocorreu primeiramente à fratura do componente. A cimentação de coroa cerâmica sobre os componentes protéticos não trouxe diferenças significantes para as comparações. Este estudo laboratorial concluiu que o tipo de conexão influencia significativamente a resistência dos componentes em zircônia. A resistência superior foi encontrada em interfaces internas conectadas via componente metálico secundário.

Nakamura et al., em 2010 realizaram revisão sistemática da literatura com a finalidade de avaliar as publicações relativas aos pilares protéticos em zircônia sob vários aspectos. Foi realizada pesquisa na base de dados Pubmed, utilizando as palavras-chave: *zircônia, zirconium, ceramic, dental abutments, dental implants, plaque e bacterium*. Os artigos foram divididos em 4 grupos: (1) estudos das propriedades mecânicas dos pilares de zircônia; (2) estudos do tecido mole periimplantar em pilares de zircônia; (3) estudos do acúmulo de placa na zircônia; (4) estudos clínicos dos pilares de zircônia. A pesquisa inicial da literatura resultou em 380 artigos. Após a aplicação dos critérios de inclusão e exclusão foram encontrados 11 artigos para o grupo 1, 4 artigos para o grupo 2, 7 artigos para o grupo 3 e 3 artigos para o grupo 4. A revisão dos artigos selecionados mostrou que os pilares em zircônia são confiáveis para reabilitações na região anterior tanto do ponto de vista biológico, quanto do ponto de vista mecânico. Além disso, os pilares de zircônia podem apresentar superfície menos atrativa para a retenção inicial de placa bacteriana, quando comparada ao titânio. Os 3 artigos de acompanhamento clínico indicaram que os pilares em zircônia podem ser utilizados em função mastigatória sem fratura ou lesões periimplantares. Concluíram, com base na revisão de literatura, que a zircônia tem potencial para ser usada como pilar protético.

Nothdurft et al., em 2010, realizaram experimento com o objetivo de avaliar a influencia do envelhecimento artificial na resistência a fratura de pilares de zircônia retos e angulados (ZirDesign, Astra Tech, Molndal, Suécia), suportando coroa unitária na região anterior. Foram preparados 4 diferentes grupos representando coroas unitárias. Os grupos 1 e 2 simularam situação clínica com implante em posicionamento ideal do ponto de vista protético, com condição de utilização de pilar protético reto, onde foi utilizado pilar pré-fabricado de zircônia. Os grupos 3 e 4 simularam situação com comprometimento no posicionamento do implante, necessitando utilização de pilar angulado. Foi utilizado implante OsseoSpeed (Astra Tech) de 4,5mm de diâmetro e 13mm de comprimento. As coroas unitárias foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Os grupos 2 e 4 foram carregados termomecanicamente e submetidos a carga estática até a falha. Foi realizada análise estatística da magnitude da força necessária para a fratura. Os resultados mostraram que o envelhecimento artificial não trouxe diminuição significativa na capacidade para suportar carga, tanto no grupo dos pilares retos, quanto no grupo dos pilares angulados. Os grupos com pilares angulados apresentaram carga para fratura maior que os grupos com pilares retos. A diferença no suporte a carga entre os pilares retos e angulados foi estatisticamente significativa apenas quando não foi aplicado envelhecimento artificial. A maioria das frauras ocorreu na região do ombro dos pilares.

2.3 Implantes de interface Cone Morse

Mollersten, Lockowandt e Linden, em 1997, compararam a resistência mecânica de sete diferentes sistemas de implantes: ITI Bonefit, Astra Tech, Frialit-2, Impla-Med, Nobelpharma Estheticone, IMZ titanium abutment e IMZ connector. Os implantes com seus respectivos componentes protéticos instalados foram carregados lateralmente, perpendicularmente ao seu longo eixo, até o ponto em que ocorreu a falha do sistema.

Foram realizadas medidas da profundidade das interfaces protéticas. Os autores verificaram que o fato do componente protético formar um corpo único com o parafuso de fixação ou ser constituído em duas peças, parafuso e componente separados, não influenciou grandemente a resistência do sistema, embora tenham sido obtidos maiores valores de resistência para os componentes com o parafuso integrado. O modo como ocorreram as falhas foi semelhante para todos os sistemas, sendo que os parafusos foram as peças que apresentaram o maior número de falhas. O fator determinante na resistência do sistema foi a área de contato na interface componente protético/implante. Os sistemas de interface interna tipo hexágono (Frialit-2) ou cone Morse (Astra Tech e ITI) apresentaram resistência superior aos demais. Verificaram ainda que os sistemas em que os casquetes das coroas foram cimentados apresentaram resistência superior àquelas em que os casquetes foram parafusados.

Mangano e Bartolucci, em 2001, realizaram um estudo clínico retrospectivo para acompanhamento de 80 implantes de interface cone Morse (MAC System, Itália) instalados em 69 pacientes para reabilitação protética através de coroas unitárias. Todos os pacientes apresentavam o espaço desdentado há pelo menos um ano antes da instalação do implante. Os implantes receberam as próteses e foram acompanhados em função por um período médio de três anos e meio. Dois implantes foram removidos no segundo estágio cirúrgico por ausência de osseointegração. Após dois anos em função um implante foi removido devido à doença periimplantar. Foi observada fratura de dois componentes protéticos e afrouxamento de um pilar. Os autores sugeriram que a alta estabilidade protética da interface cone Morse pode ter favorecido os resultados satisfatórios, com a ocorrência de poucas complicações mecânicas e biológicas

Çehreli, Akça e Iplikçioğlu, em 2004, utilizaram implantes cone Morse de 3.3 X 10 mm e um pilar sólido de 6° com 4 mm de altura que foram fixados em um cilindro de resina acrílica de 1.5 cm de diâmetro por 1.5 cm de altura. Sobre os pilares foram aplicadas forças verticais e perpendiculares de 50 e 100N para comparar os efeitos mecânicos e biomecânicos da transmissão de forças em implantes do tipo cone Morse de corpo único e de duas peças. Os resultados obtidos na aplicação das forças verticais mostraram que tanto as tensões von Mises no implante, quanto a concentração de forças e os deslocamentos na resina acrílica foram os mesmos para os implantes de corpo único e de duas peças. As tensões de compressão ficaram ao redor do pescoço do implante. Com a aplicação das cargas oblíquas a diferença entre os implantes ocorreu na tensão de von Mises, sendo maior no implante de duas peças. Com relação à distribuição de forças no acrílico, os resultados foram semelhantes para as duas condições de carga. Concluíram que sendo implante de corpo único ou de duas peças, este não deve ser um fator decisivo para a magnitude e distribuição das tensões e deslocamentos nos tecidos de suporte.

Doring, Eisenmann e Stiller, em 2004, realizaram acompanhamento longitudinal de 275 coroas unitárias metalo-cerâmicas ou totalmente cerâmicas cimentadas sobre implantes de interface cone Morse (Ankylos). Os implantes e coroas foram instalados e monitorados por um período de 8 anos. Cinco implantes foram perdidos durante a fase de osseointegração. O tempo médio de carregamento e avaliação para os implantes foi de 3,2 anos. Não foram observadas complicações mecânicas, como afrouxamento dos parafusos ou fraturas, perda dos implantes em função ou alterações dos tecidos moles ou duros em torno dos implantes. Com base nos resultados os autores sugeriram que implantes com interface protética tipo cone Morse, podem ser considerados seguros para a confecção de restaurações unitárias.

Nentwig, em 2004, realizou um estudo prospectivo para acompanhamento longitudinal de 5439 implantes de interface cone Morse (Ankyos) durante os anos de 1991 e 2002. Foram realizados retornos anuais para avaliação dos implantes. Os seguintes critérios foram considerados na avaliação dos implantes: estabilidade, ausência de inflamação dos tecidos periimplantares, ausência de perda óssea e gengival em torno dos implantes e satisfação dos pacientes. Um total de 943 implantes recebeu coroas individuais com sucesso de 98,7% dos casos, não sendo verificadas diferenças entre as reabilitações executadas na maxila ou mandíbula. Em áreas de extremidade livre foram instalados 1679 implantes e o índice de sucesso verificado foi de 97,9%. 805 e 606 implantes foram instalados em espaços protéticos amplos e em casos de dentição reduzida, com sucesso de 97,3% e 95,8%, respectivamente. O autor concluiu que os implantes de interface cone morse apresentam excelente estabilidade mecânica e biológica.

2.4. Estética

Tan e Dunne, em 2004, realizaram trabalho comparando a diferença estética através de 2 tipos de restauração em um incisivo central superior. Um implante de 4,5mm de diâmetro foi instalado e aguardou-se o período de seis meses para osseointegração. Após realizada a reabertura e instalado o cicatrizador, um período de dois meses para cicatrização do tecido periimplantar foi acompanhado. Foram então preparados dois componentes protéticos, através de matriz em silicone, um deles em zircônia e o outro em metal. O término do preparo foi realizado 1mm subgengival. Sobre o componente protético metálico foi confeccionada coroa metalo-cerâmica. Sobre o componente em zircônia foi confeccionado casquete cerâmico (Procera Nobel Biocare). O paciente aceitou bem ambas reabilitações. Porém foram encontradas diferenças sutis. Na observação intra-oral dos componentes protéticos, ficou evidente a sombra acinzentada no tecido periimplantar

proporcionada pelo componente metálico, não ocorrendo no componente em zircônia. Para diminuir esta sombra o término do preparo poderia ser realizado em um nível mais subgingival, porém isto dificulta a remoção do cimento após a cimentação. Um componente protético em zircônia com uma coroa Procera foi confeccionado e comparado com um componente protético metálico personalizado com uma coroa metalo-cerâmica. A utilização de componentes protéticos em cerâmica pode favorecer a obtenção de próteses com translucidez semelhante ao dente natural, além de diminuir a sombra que o metal provoca no tecido gengival.

Belser, Buser e Higginbottom, em 2004, realizaram revisão da literatura recente referente às restaurações sobre implantes na região anterior de maxila. Encontraram como resultado que a utilização de implantes na região anterior é bem documentada na literatura, e numerosos controles clínicos apresentam as mesmas taxas de sucesso para os implantes instalados nesta região e outras regiões dos maxilares. Porém diversos destes trabalhos não avaliam parâmetros estéticos. Atualmente a literatura é inconclusiva no que diz respeito à estética, em situações de instalações palatinizadas, cirurgias sem retalhos, e instalação imediata de implantes, com ou sem carga imediata. A recolocação de múltiplos elementos na região anterior, com restaurações implanto-suportadas também é pobremente documentada. Neste contexto a restauração estética não é previsível, principalmente no que diz respeito ao tecido mole periimplantar. Essa revisão mostrou que a documentação científica que reproduz com relevância os parâmetros estéticos é escassa apesar de muita ênfase ser dada ao sucesso da terapia com implantes. Os elementos de sucesso na região anterior como manutenção ou restabelecimento da harmonia das linhas dos tecidos e dos contornos naturais devem ser incluídos nos estudos futuros.

Bressan et al., em 2010, realizaram pesquisa clínica com o objetivo de analisar a influência do material do pilar na alteração de cor do tecido mole periimplantar, com tecnologia de espectrofotometria digital. Foram utilizadas coroas totais cerâmicas instaladas sobre pilares protéticos de ouro, titânio e zircônia. A cor do tecido foi mensurada por espectrofotometria, e comparada ao dente contra-lateral. Também foi mensurada a espessura da gengiva vestibular. Os resultados mostraram que em todos pilares utilizados a cor do tecido mole periimplantar foi significativamente diferente da cor do tecido mole periodontal do dente contra-lateral. O pilar de titânio apresentou maior diferença quando comparado aos resultados obtidos com pilar de ouro e zircônia. Não houve correlação entre a espessura do tecido mole e a variação da coloração da região.

3. Proposição

Objetivos Gerais

- Comparar a distribuição de tensões mecânicas em componentes protético de zircônia e titânio para implantes de interface cone Morse em região anterior de maxila.

Objetivos Específicos

- Elaborar uma revisão bibliográfica acerca do uso do MEF em implantes odontológicos.
- Construir um modelo virtual baseado em imagem de tomografia computadorizada da região anterior da maxila, simulando estruturas ósseas, implantes osseointegráveis, componentes protéticos e coroa unitária cerâmica.
- Realizar análise da distribuição de tensões em modelos virtuais tridimensionais construídos com componentes protéticos em zircônia e titânio.
- Comparar a distribuição de tensões com os diferentes componentes protéticos.

4. Materiais e Métodos

Neste capítulo apresentamos de forma detalhada a construção dos modelos para a Análise por elementos finitos, as configurações utilizadas nas simulações, assim como os programas utilizados.

Para a comparação da distribuição das tensões entre munhões em titânio e monhões em zircônia foram gerados quatro modelos. Os quatro modelos apresentam a mesma configuração no que diz respeito a parte óssea, formato e propriedades, posicionamento do implante, tamanho e propriedades do implante, formato e propriedades da coroa. A diferença entre os quatro modelos é apenas munhão. Os munhões testados foram: Munhão Universal CM Parafuso Passante (Neodent[®] Curitiba, Brasil), que é fabricado em titânio e Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia (Neodent[®] Curitiba, Brasil), que é fabricado em zircônia. Estes munhões apresentam pequenas diferenças em suas geometrias. Para eliminar as diferenças geométricas foi criado um modelo virtual, utilizando a geometria do munhão fabricado em titânio e alterada a propriedade do material, conferindo a este munhão as propriedades da zircônia. Desta forma, consegue-se realizar a comparação entre munhões de geometria idêntica, com alteração apenas no material de que é composto. Este procedimento também foi realizado com o munhão fabricado em zircônia, conferindo ao novo modelo propriedades de titânio. Assim os modelos criados utilizam os seguintes munhões:

- M1: Munhão Universal CM Parafuso Passante Titânio (Neodent[®] Curitiba, Brasil).
- M2: Munhão Universal CM Parafuso Passante Titânio, com propriedades de zircônia.

- M3: Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia (Neodent[®] Curitiba, Brasil).
- M4: Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia, com propriedades de titânio.

A Tabela 1 mostra a geometria e o material utilizado em cada Modelo.

Tabela 1: Modelos gerados para o experimento.

Modelo Geométrico	Material	Modelo Gerado
Munhão Universal Parafuso Passante CM Titânio	Titânio	M1
Munhão Universal Parafuso Passante CM Zircônia	Zircônia	M2
Munhão Universal Parafuso Passante CM Titânio	Zircônia	M3
Munhão Universal Parafuso Passante CM Zircônia	Titânio	M4

Os procedimentos necessários para a confecção dos modelos tridimensionais serão descritos a seguir.

4.1. Construção dos modelos tridimensionais

Todo o trabalho de modelagem geométrica, simulação de forças e análise das tensões foi realizado em um microcomputador (Intel Core 2 Duo P8600-2.4GHz/2 GB memória RAM).

Para a geração dos modelos tridimensionais foram utilizados os modelos sólidos dos implantes, componentes protéticos e parafusos de fixação em formato universal para softwares CAD (*Computer Aided Design*), de acordo com as figuras 1, 2 e 3.



Figura 1: Implante – Alvim CM – Neodent[®] Curitiba, Brasil, de 11mm de comprimento e 4,3mm de diâmetro.



Figura 2: Componente Protético – Munhão Universal CM Parafuso Passante (Neodent[®] Curitiba) – Altura Cinta 1,5mm; Altura Coronária 6mm; Diâmetro 3,3mm.



Figura 3: Componente Protético – Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia (Neodent[®] Curitiba) – Altura de Cinta 1,5mm; Altura Coronária 6mm; Diâmetro 3,3mm.

Para a construção do modelo ósseo tridimensional da maxila foi utilizada imagem de tomografia computadorizada, de indivíduo com ausência de incisivo central superior, do banco de dados do ILAPEO (Instituto Latino-Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico) (Figura 4). O programa utilizado para a visualização das imagens e obtenção das dimensões foi o *Sirona Galileus Viewer 1.7* (SIRONA® Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha).



Figura 4: Imagem de tomografia computadorizada para a geração do modelo ósseo.

Através do programa *Magic Tracer 2.0*, a imagem em formato *.jpg* extraída do programa *Sirona Galileus Viewer 1.7* (SIRONA® Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) é convertida (processo de vetorização) para o formato *.dxf*, que pode ser carregado no programa *SolidWorks* versão 2007 (SolidWorks Corporation Santa Mônica/CA,USA) (Figura 5).



Figura 5: Fases do processamento da imagem da tomografia computadorizada.

No programa *Solid Works* foi criado o limite entre os ossos cortical e trabecular, mantendo-se um valor de espessura aproximada de 1 mm (dimensão obtida do programa *Sirona Galileos*).

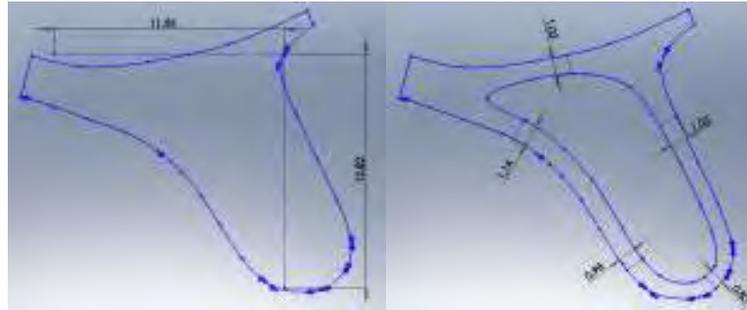


Figura 6: Criação do limite entre osso cortical e trabecular.

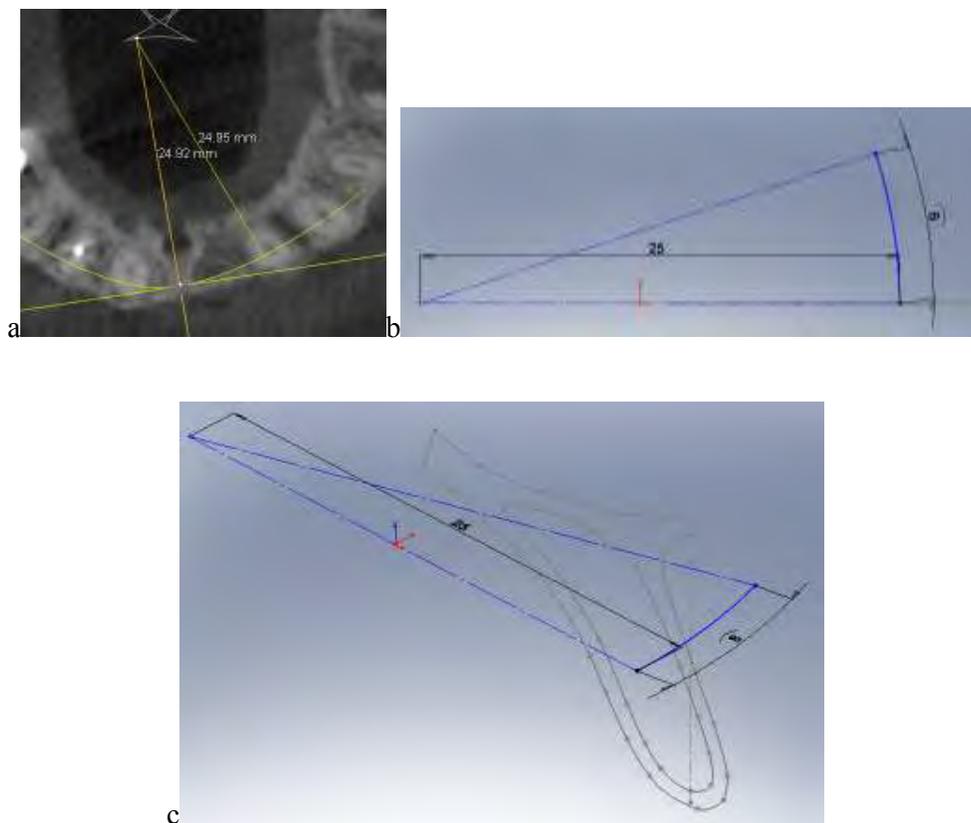


Figura 7a: Obtenção do raio de curvatura da secção óssea na tomografia. 7b e 7c: criação dos mesmo raio de curvatura no *SolidWorks*.

Com a secção definida, a mesma foi inserida no programa *SolidWorks*, com um comprimento de 8 mm para cada lado da secção (superior ao mínimo de 4,2 mm recomendado por Teixeira et al., 1998) e raio de curvatura de 25,0 mm (dimensão aproximada aferida no programa *Galileos*), como pode ser visualizado na Figura 7.

Desta forma, inicialmente foi modelada a porção cortical da maxila (Figura 8).

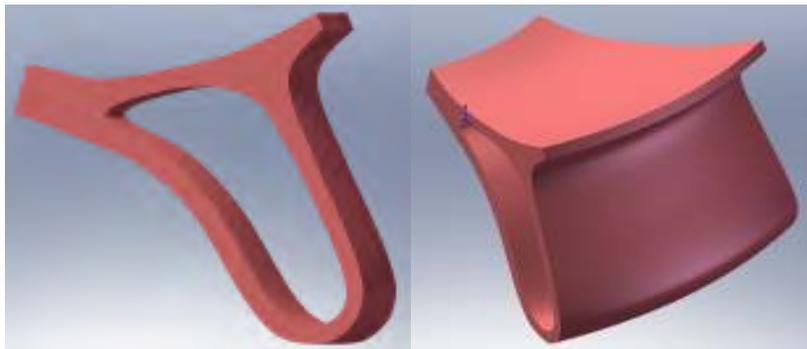


Figura 8: Modelagem da porção óssea cortical.

O modelo do osso trabecular foi criado com o mesmo procedimento realizado para o osso cortical, apenas removendo a secção externa (Figura 9).

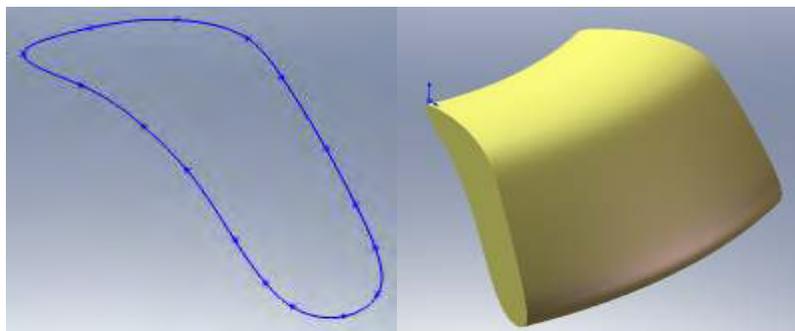


Figura 9: Modelagem da porção óssea trabecular.

Após a geração dos modelos sólidos dos ossos cortical e trabecular, foi realizada a junção dos modelos, obtendo o modelo sólido da maxila (Figura 10). Desta forma o tecido ósseo foi considerado ortotrópico (propriedade dos materiais que apresentam

características físicas diferentes consoante a orientação espacial), heterogêneo (osso cortical e osso medular) e linearmente elástico.

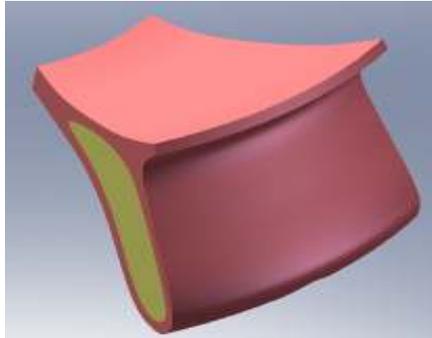


Figura 10: Modelo sólido da maxila.

O modelo do implante foi inserido no modelo ósseo. O implante foi inserido 2mm infra-ósseo e com sua porção apical atingindo a camada cortical óssea superior (Figura 11).



Figura 11: Vistas em corte do modelo do implante inserido no modelo ósseo.

O modelo tridimensional da coroa utilizada nos estudos foi idealizado utilizando o programa *Galileos* para visualização e obtenção das dimensões, conforme Figura 12.

A partir do programa *Galileos* foram retiradas imagens das secções axiais da coroa (vistas de cima da coroa), espaçadas em 1 mm (0 até a 6 mm), conforme Figura 13. Estas secções foram vetorizadas no programa *Magic Tracer* e depois carregadas (meia-seção) no programa *Solid Works 2007*.

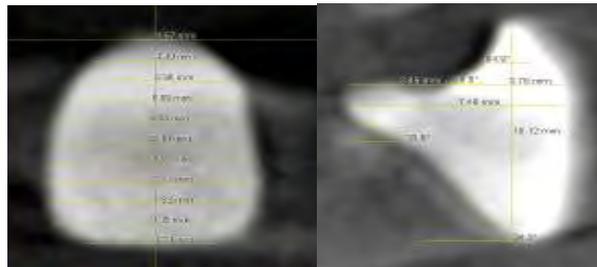


Figura 12: Obtenção das medidas da coroa

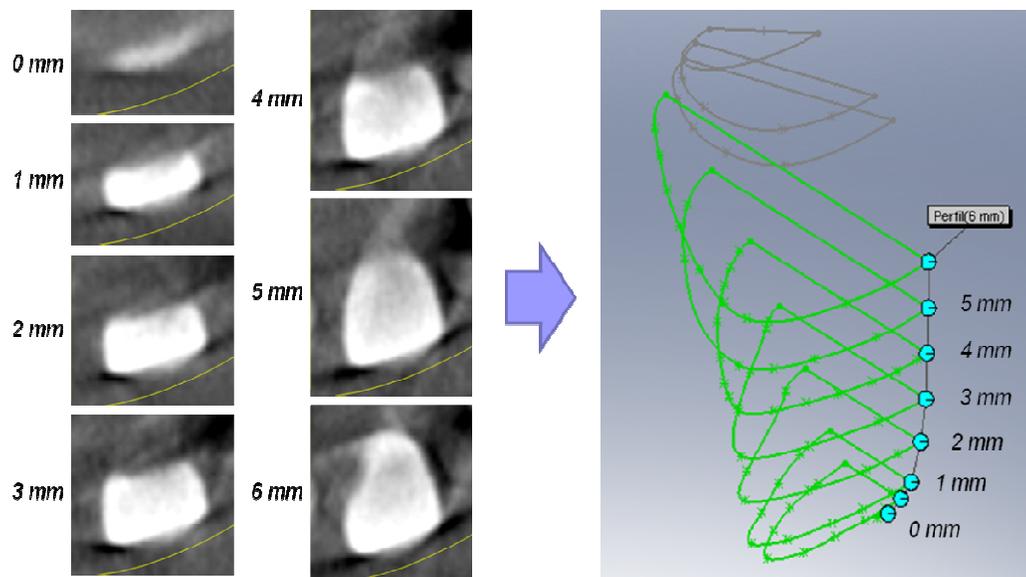


Figura 13: Imagens das seções da coroa para obtenção de suas medidas.

A partir da seção 6mm foi necessário inclinar os planos dos níveis seguintes para ocorrer concordância com o componente protético, que fica inclinado em 25° em relação à coroa.

Foram posicionados os munhões de titânio e de zircônia e realizados os cortes na coroa, para a adaptação da coroa a estes munhões (Figuras 14 e 15).

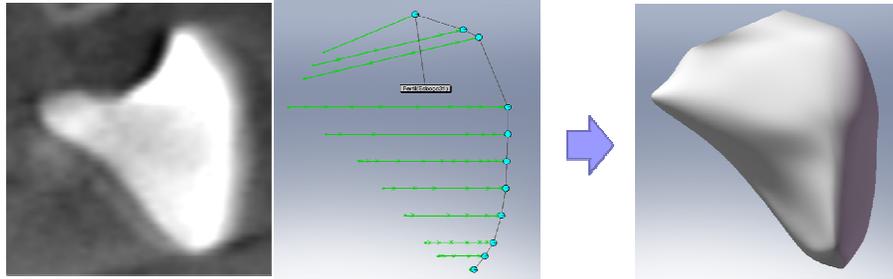


Figura 14: Confeção do modelo da coroa protética.



Figura 15: Adaptação dos modelos da coroa e do munhão.

As regiões onde as cargas foram aplicadas na simulação foram delimitadas nos modelos das coroas (Figura 16).

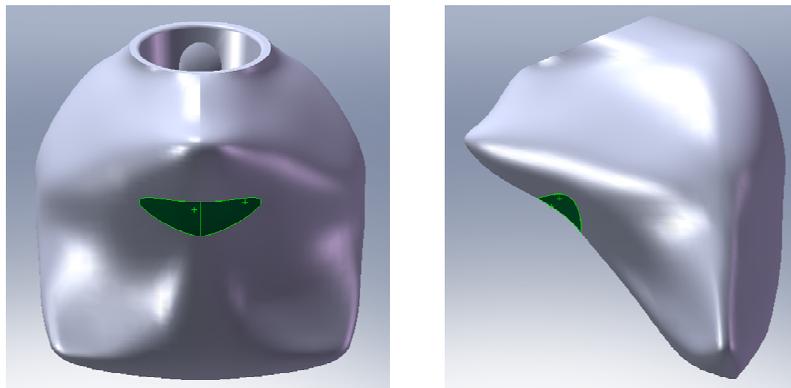


Figura 16: Delimitação da região da aplicação do carregamento.

Os modelos dos implantes e dos componentes protéticos foram disponibilizados acoplados pela empresa fabricante (Neodent[®] Curitiba, Brasil) (Figura 17).

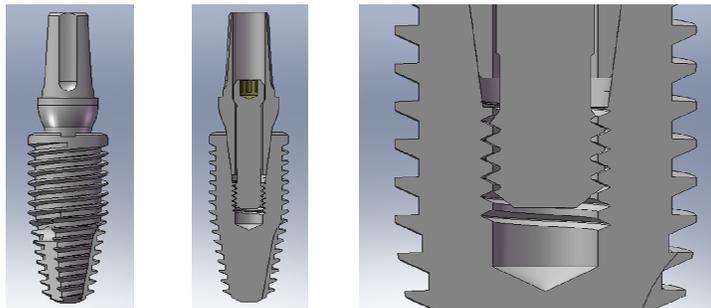


Figura 17: Modelo do implante e do componente protético Munhão Universal CM Parafuso Passante (Neodent[®] Curitiba, Brasil, Brasil).

Com todos os componentes disponíveis, foi montada a configuração final a ser simulada, inicialmente para os modelos com o componente protético Munhão Universal CM Parafuso Passante (Neodent[®] Curitiba, Brasil, Brasil), em titânio (Figura 18).

Os modelos com o componente protético Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia (Neodent[®] Curitiba, Brasil) foram montados da mesma forma (Figura 19).

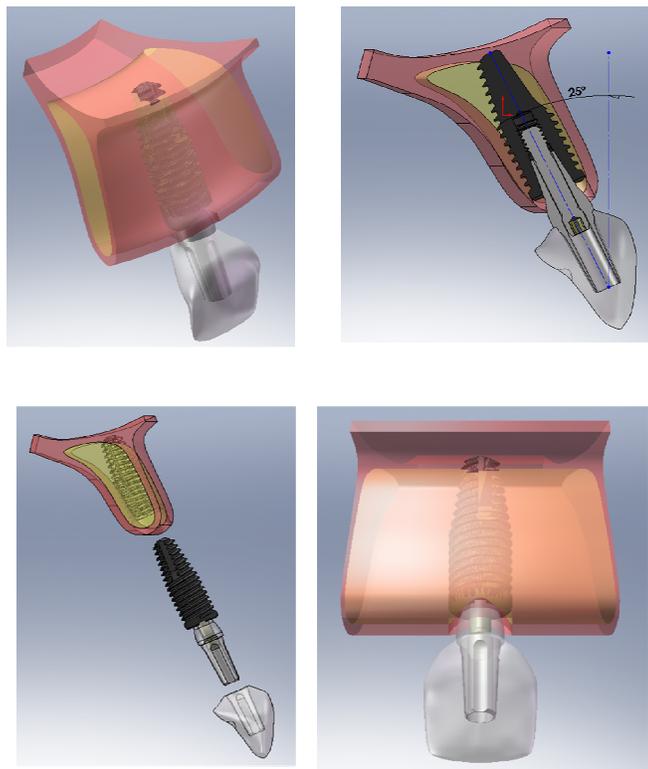


Figura 18: Geração do modelo M1.

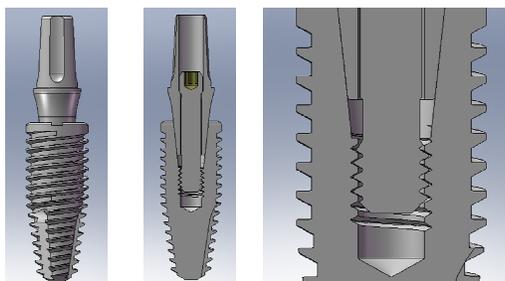


Figura 19: Modelos do implante e componente protético Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia (Neodent[®] Curitiba, Brasil).

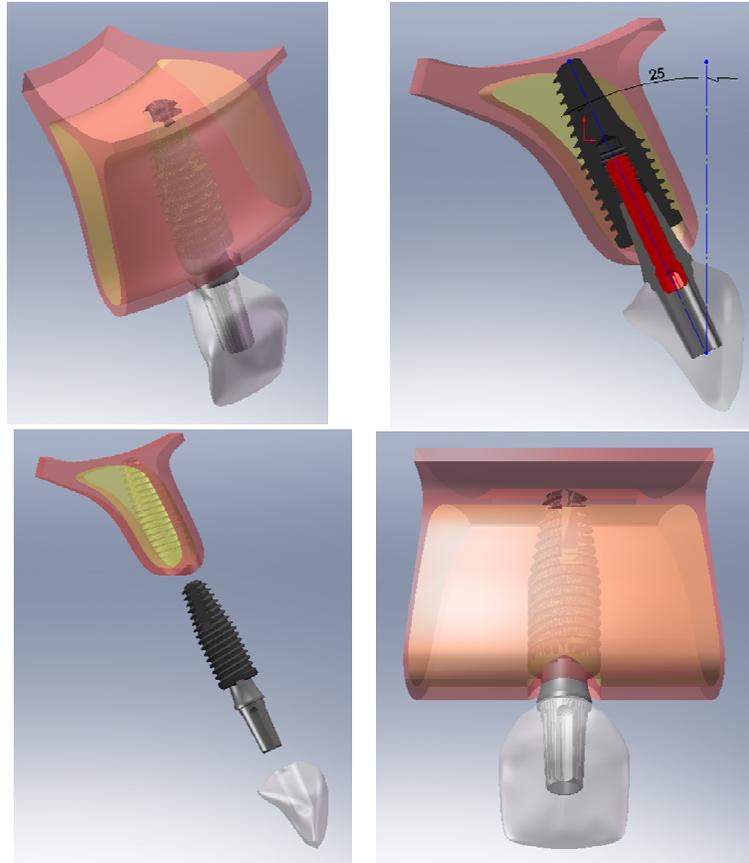


Figura 20: Geração do modelo M3.

4.2. Geração da malha

A Análise por elementos finitos foi realizada com o programa *Ansys Workbench 10* (Swanson Analysis Systems Inc. Houston/PA,EUA). Na tela inicial do *Ansys Workbench 10* foi selecionado o módulo *Simulation*, para a realização deste trabalho (Figura 21).

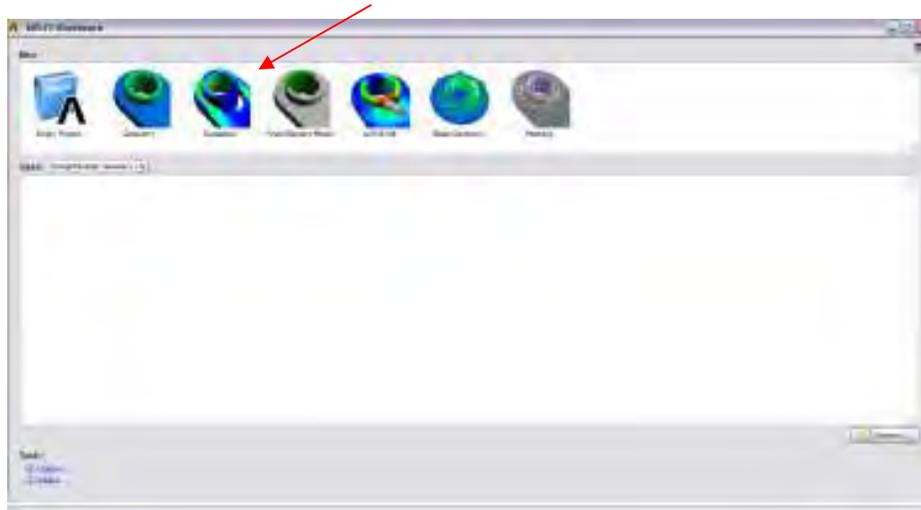


Figura 21: Tela Inicial do programa *Ansys Workbench 10* (Swanson Analysis Systems Inc. Houston/PA,EUA).

O tipo de análise selecionado foi *Static Structural*, na opção à direita (Figura 22).



Figura 22: Seleção do tipo de análise (*Static Structural*)

No passo seguinte visualiza-se a opção *Simulation Wizard* à direita, que permite configurações e entrada de dados, e à esquerda a árvore do projeto que mostra as condições

aplicadas (Figura 23). Abaixo da árvore do projeto se observa detalhes do item selecionado.

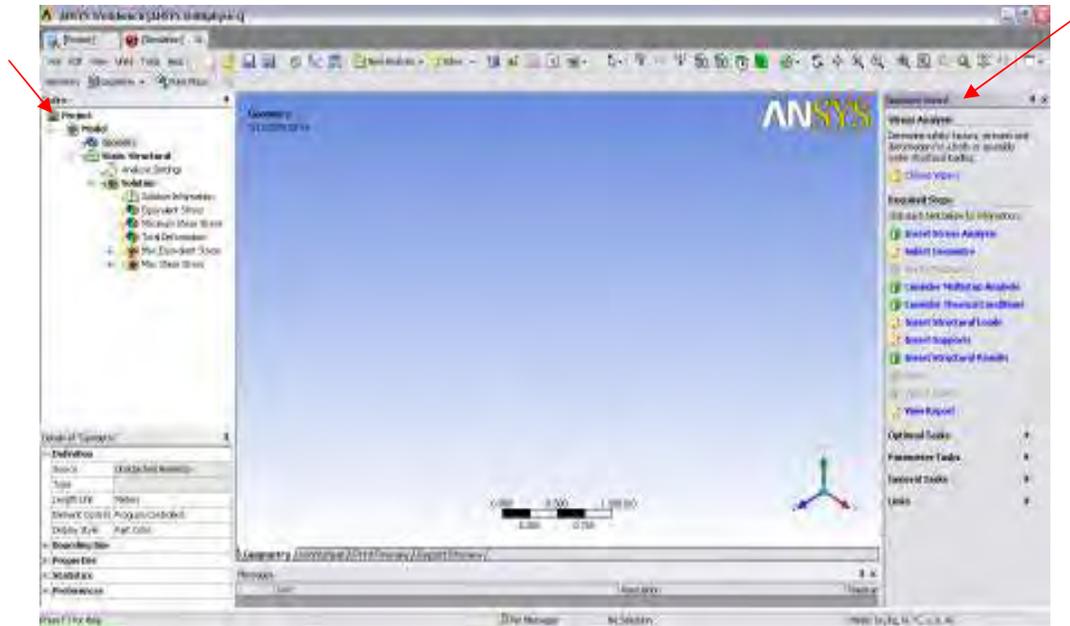


Figura 23: Árvore do projeto e opção *Simulation Wizard*

Para iniciar a análise por elementos finitos foi importada a geometria anteriormente preparada (Figura 24). Na opção *Simulation Wizard* é verificado o carregamento da geometria, assim como outras configurações adotadas. Estas configurações foram conferidas e adequadas às condições do estudo.

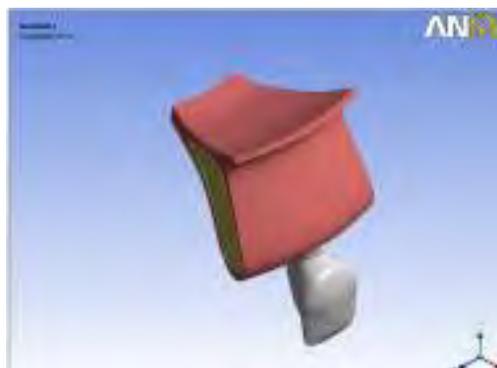


Figura 24: Geometria importada para o Ansys Workbench

As propriedades mecânicas dos materiais podem ser atribuídas selecionando o material de interesse e acessando a opção *Engineering Data* (Figura 25).

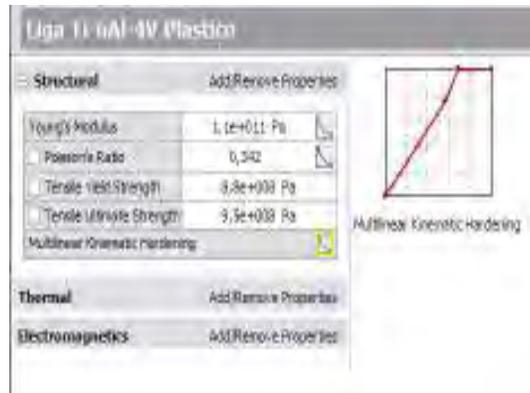


Figura 25: Inserção das propriedades mecânicas da liga de titânio utilizada nos componentes protéticos e parafusos de fixação (Bonacin Filho, 2009).

O módulo de Young ou módulo de elasticidade é um parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido. A diferença na magnitude do módulo de elasticidade dos metais é consequência dos diferentes tipos de ligações atômicas existentes no metal. Quando se exerce um esforço de tensão sobre um material qualquer este vai sofrer uma deformação longitudinal, proporcional ao esforço aplicado, e determinado pelo seu módulo de elasticidade. Quando é definido o módulo de elasticidade somente consideramos a deformação longitudinal, no entanto, qualquer material elástico ao ser “esticado” sofre também uma deformação transversal que é proporcional à deformação longitudinal aplicada. A razão entre a deformação transversal associada a uma deformação longitudinal na direção do esforço de tração chama-se coeficiente de Poisson.

Acima de uma tensão, os materiais começam a se deformar plasticamente, ou seja, ocorrem deformações permanentes. O ponto no qual estas deformações permanentes começam a se tornar significativas é chamado de limite ou tensão de escoamento. Para

metais que possuem transição gradual do regime elástico para o plástico, as deformações plásticas se iniciam no ponto no qual a curva tensão-de formação deixa de ser linear, sendo este ponto chamado de limite de proporcionalidade (ou tensão limite-elasticidade). No entanto, é difícil determinar este ponto precisamente. Como consequência, criou-se uma convenção na qual é construída uma linha reta paralela à porção elástica, passando pela deformação de 0,2% da deformação total. A tensão correspondente à intersecção desta linha com a curva tensão/deformação é o limite de escoamento. A magnitude do limite de escoamento é a medida da resistência de um material à deformação plástica. Durante a deformação plástica, a tensão necessária para continuar a deformar um metal aumenta até um ponto máximo, chamado de limite de resistência à tração (ou tensão de ruptura), no qual a tensão é a máxima na curva tensão-deformação de engenharia. Isto corresponde a maior tensão que o material pode resistir; se esta tensão for aplicada e mantida, o resultado será a fratura. Toda a deformação até este ponto é uniforme na seção (Balbinoti e Lang, 2007).

A curva tensão X deformação do material na região plástica também foi inserida, a fim de estudar as regiões em que ocorre escoamento no modelo numérico (Figura 26). A forma da aproximação adotada é conhecida como encruamento multilinear.

Os outros materiais presentes no estudo foram configurados da mesma forma, na opção *Engeneering Data*, como observado nas figuras 27,28, 29, 30 e 31.

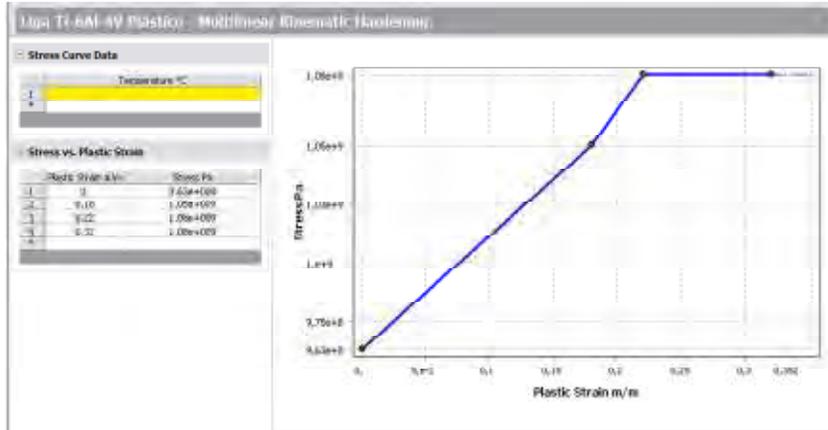


Figura 26: Curva tensão X deformação da liga de titânio

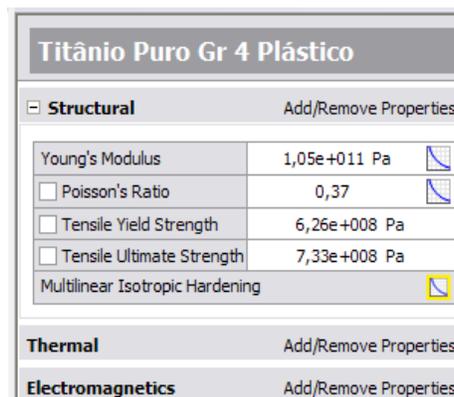


Figura 27: Propriedades mecânicas do Titânio Grau IV (Bonacin Filho, 2009).

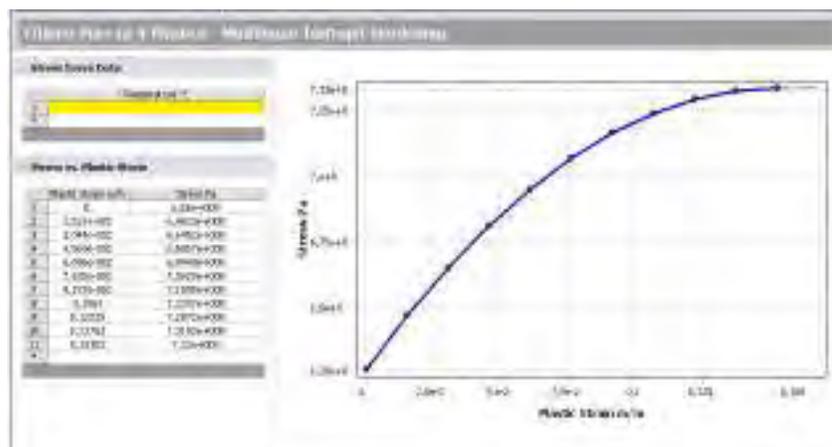


Figura 28: Gráfico tensão X deformação do titânio grau IV (Bonacin Filho, 2009)

Osso Cortical		Osso Trabecular	
Structural Add/Remove Properties		Structural Add/Remove Properties	
Orthotropic Elasticity		Orthotropic Elasticity	
Young's Modulus X direction	1,26e+010 Pa	Young's Modulus X direction	1,148e+009 Pa
Young's Modulus Y direction	1,26e+010 Pa	Young's Modulus Y direction	2,1e+008 Pa
Young's Modulus Z direction	1,94e+010 Pa	Young's Modulus Z direction	1,148e+008 Pa
Major Poisson's Ratio XY	0,3	Major Poisson's Ratio XY	5,5e-002
Major Poisson's Ratio YZ	0,39	Major Poisson's Ratio YZ	5,5e-002
Major Poisson's Ratio XZ	0,39	Major Poisson's Ratio XZ	0,322
Shear Modulus XY	4,85e+009 Pa	Shear Modulus XY	6,8e+007 Pa
Shear Modulus YZ	5,7e+009 Pa	Shear Modulus YZ	6,8e+007 Pa
Shear Modulus XZ	5,7e+009 Pa	Shear Modulus XZ	4,34e+008 Pa
<input type="checkbox"/> Density	1990, kg/m ³	<input type="checkbox"/> Density	200, kg/m ³
Thermal Add/Remove Properties		Thermal Add/Remove Properties	
Electromagnetics Add/Remove Properties		Electromagnetics Add/Remove Properties	

Figura 29: Propriedades mecânicas do osso cortical e trabecular (Lustosa e Murakami, 2006).

Porcelana	
Structural Add/Remove Properties	
<input type="checkbox"/> Young's Modulus	6,89e+010 Pa
<input type="checkbox"/> Poisson's Ratio	0,28
Thermal Add/Remove Properties	
Electromagnetics Add/Remove Properties	

Figura 30: Propriedades Mecânicas da Porcelana (Caglar et al., 2009).

ZrO ₂ /Y ₂ O ₃	
Structural Add/Remove Properties	
<input type="checkbox"/> Young's Modulus	2,3e+011 Pa
<input type="checkbox"/> Poisson's Ratio	0,31
Thermal Add/Remove Properties	
Electromagnetics Add/Remove Properties	

Figura 31: Propriedades Mecânicas do Zircônia estabilizada por Ítrio (Caglar et al., 2009).

As propriedades mecânicas dos materiais utilizados nos modelos podem ser visualizados nos Quadros 1 e 2.

Quadro 1: Propriedades mecânicas do osso cortical e osso trabecular (Lustosa e Murakami, 2006).

		Osso Cortical	Osso Trabecular
Módulo de Elasticidade Longitudinal (MPa)	E_x	12600	1148
	E_y	12600	210
	E_z	18400	1148
Módulo de Elasticidade Transversal (MPa)	G_{xy}	4850	68
	G_{yz}	5700	68
	G_{xz}	5700	434
Coeficiente de Poisson	ν_{yx}	0,3	0,01
	ν_{xy}	0,39	0,055
	ν_{yz}	0,39	0,322
	ν_{zy}	0,3	0,055
	ν_{xz}	0,253	0,01
	ν_{zx}	0,253	0,322

Quadro 2: Propriedades Mecânicas do implante, dos munhões e parafuso (Caglar et al., 2009; Bonacin Filho 2009).

	Módulo de Elasticidade	Coeficiente de Poisson	Tensão de Escoamento	Tensão de Ruptura
Ti-GR4	105 GPa	0,37	626,0 MPa	737,0 MPa
Ti-6Al-4V	110 GPa	0,342	880,0 MPa	950,0 MPa
ZrO2Y203	210 GPa	0,31	-	1200 MPa

Após inserir as propriedades mecânicas de todos os materiais envolvidos no estudo foi atribuído a cada componente do modelo o material que ele é composto. Isto foi realizado na opção *Material*, situada na coluna esquerda do programa ANSYS (Figura 32).

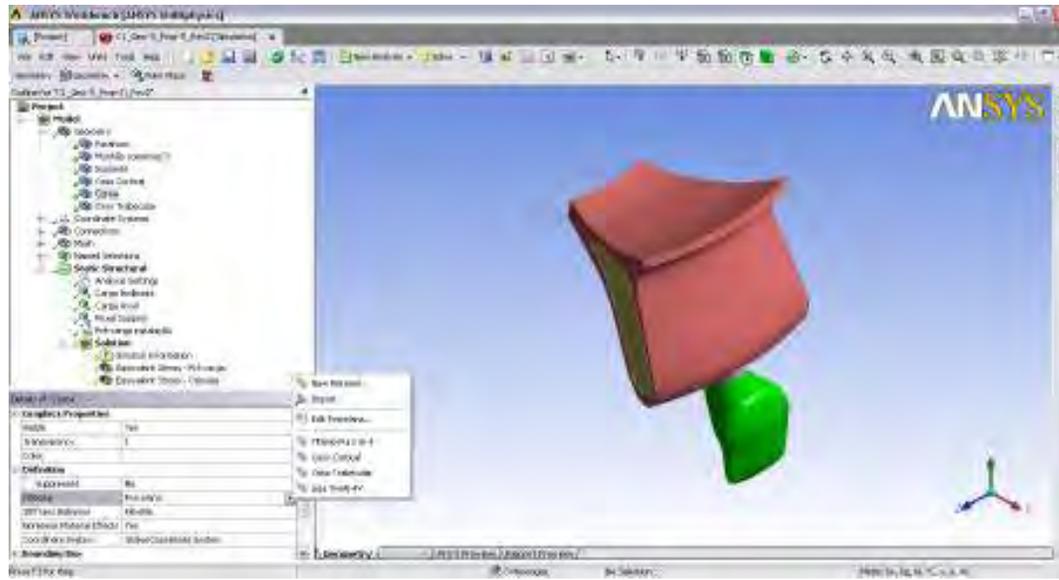


Figura 32: Identificação do material que compõe cada componente do modelo.

4.3 Condições de contorno

A condição de contorno aplicada nas faces externas dos ossos é de completa fixação, sem nenhuma liberdade de movimento. As faces laterais externas das estruturas ósseas foram selecionadas para aplicar a condição fixa, conforme a Figura 33.

As interfaces existentes entre osso cortical e osso trabecular, osso e implante e entre munhões e coroa, foram consideradas perfeitamente unidas (*bonded*) (Figura 34).

As interfaces entre parafuso de fixação e implante e entre munhão e implante não foram consideradas unidas, sendo necessário inserir o coeficiente de atrito entre os diferentes materiais, conforme as Figuras 35, 36 e 37.



Figura 33: Faces externas da estrutura óssea consideradas com completa fixação.



Figura 34: Interfaces osso/implante e munhão/coroa consideradas perfeitamente unidas.

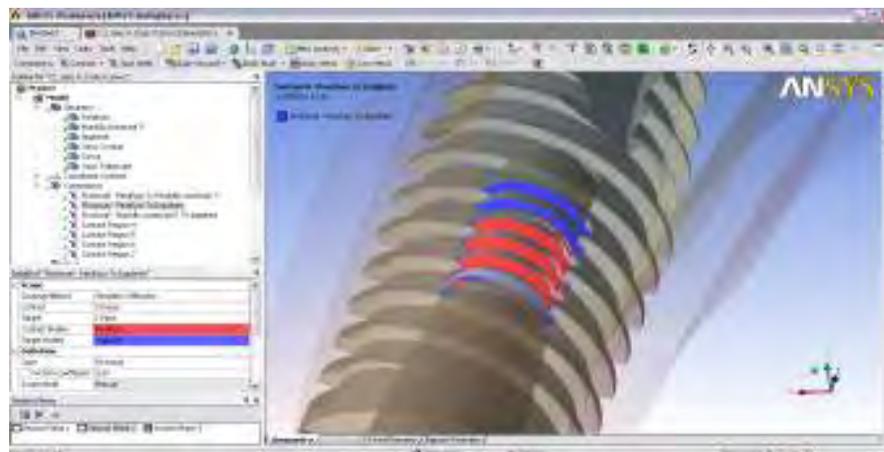


Figura 35: Inserção do Coeficiente de atrito Liga Ti-6Al-4V – Ti Puro GR4: 0,43. (ASM Handbook, 1992) para a interface parafuso de fixação/implante.

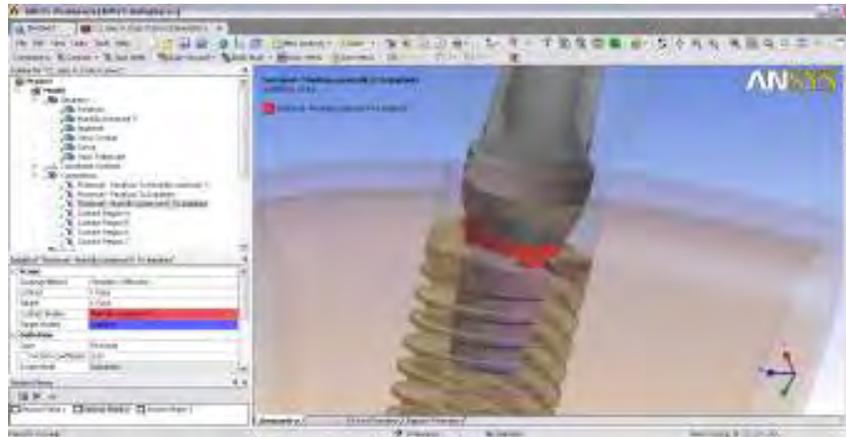


Figura 36: Inserção do Coeficiente de atrito Liga Ti-6Al-4V – Ti Puro GR4: 0,43. (ASM Handbook, 1992) para a interface munhão/implante.

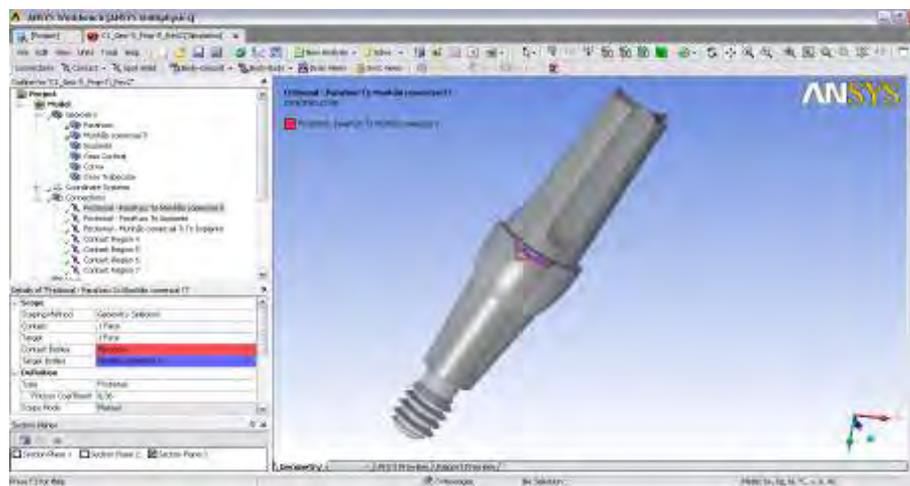


Figura 37- Coeficiente de atrito Liga Ti-6Al-4V – Liga Ti-6Al-4V: 0,36 (ASM Handbook, 1992) para a interface munhão/parafuso.

O carregamento considerado no estudo foi aplicado em duas etapas: inicialmente a pré-carga de instalação do pilar e em seguida as cargas oclusais. Na opção *Analysis Settings*, foram definidos os dois passos de carregamento, conforme Figura 38.

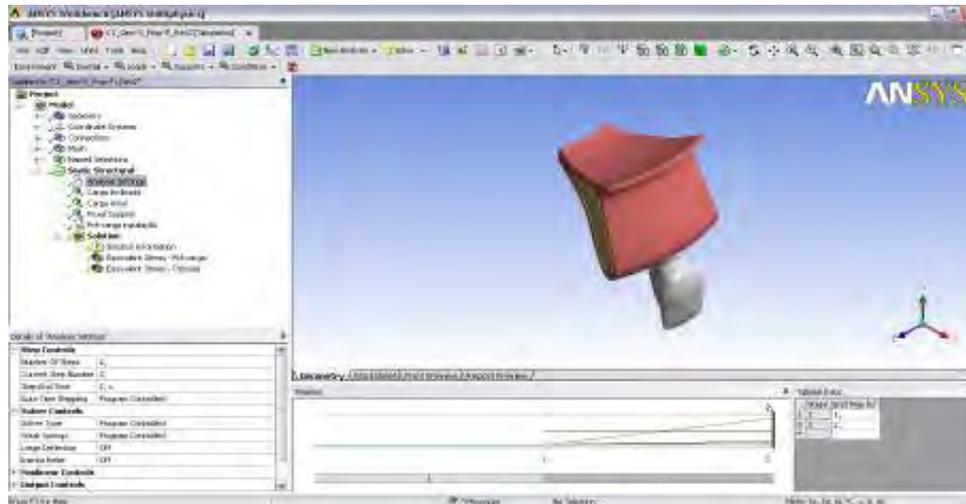


Figura 38- Definição dos dois passos de carregamento.

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

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

onde:

T: torque aplicado no parafuso;

F: força de pré-carga no parafuso;

p: passo da rosca;

μ_t : coeficiente de atrito entre as roscas;

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

r_t : raio efetivo de contato na rosca;

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

β : metade do ângulo de hélice.

Pela relação acima verifica-se a força de tração F a que o parafuso é submetido na montagem é proporcional ao torque aplicado (T) e inversamente proporcional ao valor do coeficiente de atrito. O cálculo da pré-carga pode ser visualizado na Figura 39.

O torque de instalação utilizado de acordo com a orientação do fabricante para estes tipos de componentes tem valor de 15 N.cm; este valor será considerado neste estudo.

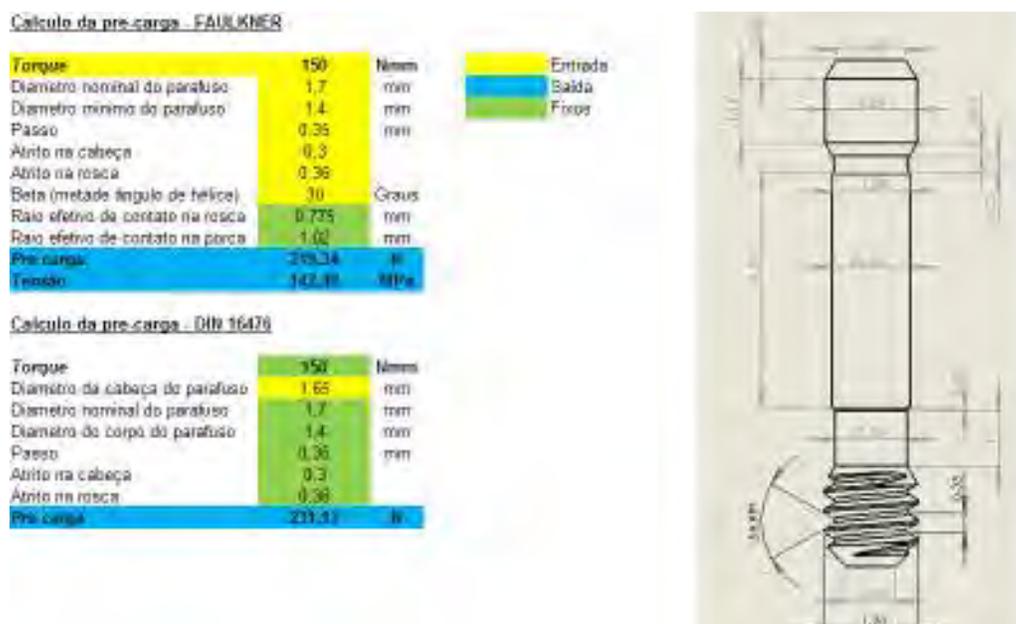


Figura 39- Cálculo da pré-carga pelo método Faulkner (Bickford, 1990).

Para os modelos 1 e 4, os materiais considerados para os componentes protéticos e os respectivos coeficientes de atrito dos pares de contato são:

- Munhão: Liga Ti-6Al-4V;
- Implante: Ti Puro GR4;
- Parafuso: Liga Ti-6Al-4V;

- μ_t : 0,30;
- μ_n : 0,36.

A pré-carga de tração no parafuso para estes casos é:

$$F = \frac{T}{\left[\frac{p}{2 \cdot \pi} + \frac{\mu_t \cdot r_f}{\cos \beta} + \mu_n \cdot r_n \right]} = 219,34 \text{ N}$$

Para os modelos 2 e 3, os materiais considerados para os componentes e os respectivos coeficientes de atrito dos pares de contato são:

- Munhão: $\text{ZrO}_2\text{Y}_{203}$;
- Implante: Ti Puro GR4;
- Parafuso: Liga Ti-6Al-4V;
- μ_t : 0,30;
- μ_n : 0,27.

A pré-carga de tração no parafuso para estes casos é:

$$F = \frac{T}{\left[\frac{p}{2 \cdot \pi} + \frac{\mu_t \cdot r_f}{\cos \beta} + \mu_n \cdot r_n \right]} = 250,18 \text{ N}$$

Utilizando a ferramenta *Bolt*, a pré-carga de tração foi aplicada ao corpo do parafuso no instante 1s (associado ao primeiro passo do carregamento), conforme a Figura 40. Após a aplicação a carga, foi mantida constante até o fim da simulação, no instante 2s (associado ao segundo passo do carregamento: esforços de oclusão).

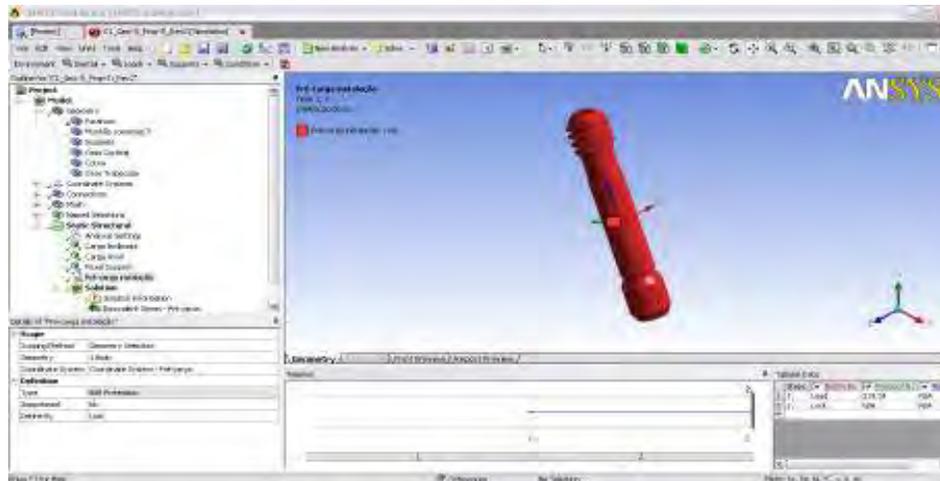


Figura 40: Aplicação da força de tração ao corpo do parafuso, referente a pré-carga.

No intervalo de tempo de 1s a 2s foram aplicadas as cargas oclusais (segundo passo de carregamento). O carregamento utilizado foi de 178N, aplicada na superfície palatina da coroa modelada, com inclinação de 30° em relação ao longo do eixo do implante, e carga de 25,5N com inclinação de 90° em relação ao longo eixo do implante, por estar condizente com as cargas utilizadas em outros estudos de elementos finitos realizados em elementos unitários na região anterior (Caglar et al., 2010). Além disso, a relação entre a carga oblíqua e a carga horizontal aplicada é a mesma encontra por Koolstra et al., em 1988, que avaliou as cargas máximas em cada região do arco. A Figura 41 mostra o carregamento total aplicado no tempo 2s (segundo passo de carregamento).

Para a geração da malha foi utilizado o elemento tetraédrico quadrático (Figura 42), pois ele se adapta bem aos sólidos com superfícies curvas, como no caso da superfície da mandíbula (Moaveni, 2003). Nas regiões de maior interesse a malha foi refinada, diminuindo o tamanho do elemento. O tamanho dos elementos, além do número de elementos e nós em cada região do modelo podem ser visualizados nas tabelas 2 e 3. As malhas geradas nos modelos podem ser visualizadas nas Figuras 43 e 44.

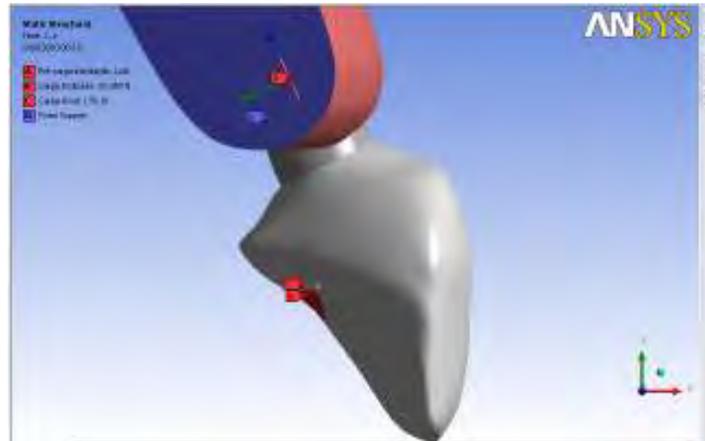


Figura 41: Carregamento total no segundo tempo de carregamento.

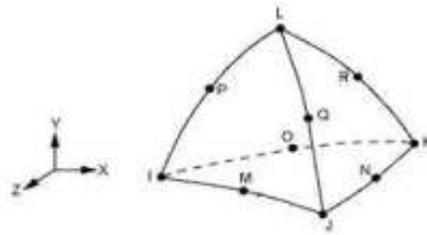


Figura 42: Elemento sólido tetraédrico

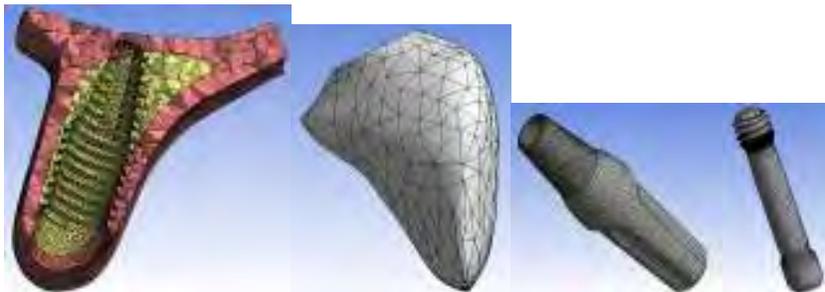


Figura 43: Malha gerada no osso, coroa, munhão e no parafuso.



Figura 44: Malha gerada no modelo.

Tabela 2: Tamanho aproximado dos elementos finitos em cada região do modelo.

	Tamanho dos elementos (mm)
Superfície de contato munhão-parafuso	0,07
Superfície de contato munhão-implante	0,10
Faces dos primeiros filetes rosca implante	0,03
Faces dos primeiros filetes rosca parafuso	0,025
Faces roscadas dos ossos	0,30
Superfícies externas dos ossos	0,80
Faces externas parafuso	0,20
Faces externas implante	0,40
Faces externa munhão	0,25
Faces externas coroa	1,00
Corpo implante	0,80

Tabela 3: Número de nós e elementos em cada simulação.

	Geometria 1 (Munhão Ti)		Geometria 2 (Munhão Zr)	
	Nós	Elem.	Nós	Elem.
Osso Cortical	26378	13850	26378	13850
Osso Trabecular	51037	29238	51037	29238
Implante	185402	113566	196395	120101
Parafuso	86217	51710	86613	52069
Munhão	102439	63439	96644	59856
Coroa	4039	2106	4109	2176
TOTAL	455512	273909	461176	277290

Os componentes metálicos foram avaliados através dos valores de tensão equivalente de von Mises, enquanto que os cerâmicos foram analisados por tensões principais máximas e tensões principais mínimas.

5. Artigo Científico

5.1. Elaborado segundo as normas do periódico The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.

Análise da distribuição de tensões em componentes protéticos de titânio e zircônia em implantes de interface Cone Morse.

Hugo Eduardo de Miranda Peixoto ¹

Fernanda Faot ²

Jucélio Tomas Pereira³

Jean Anacleto Balbinoti

¹ Especialista em Implantodontia, aluno do Curso de Mestrado em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO – Curitiba, Paraná, Brasil.

² PhD em Prótese Dental, Professora do Curso de Mestrado em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO – Curitiba, Paraná, Brasil.

³ Professor Doutor do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, Curitiba-PR, Brasil.

Endereço do Autor:

Hugo Eduardo de Miranda Peixoto

Rua Parintins, 426 Vila Isabel CEP 80320-070 – Curitiba – PR, Brasil

Fone: (41) 32424502; e-mail: hugo.e.peixoto@hotmail.com

RESUMO

O objetivo foi comparar a distribuição de tensões em implantes de interface Cone Morse quando utilizados componentes protéticos em titânio e zircônia através da Análise por elementos finitos. Foram gerados 4 modelos, utilizando o Munhão Universal CM Parafuso Passante Titânio e o Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia (Neodent[®] Curitiba, Brasil), alternando as propriedades dos materiais. A análise por elementos finitos foi realizada através do programa *Ansys Workbench 10* (Swanson Analysis Systems Inc. Houston/PA, EUA). Os resultados mostraram que na interface munhão/implante as tensões foram distribuídas de forma semelhante nos quatro modelos e não se aproximaram do limite de falha tanto da zircônia quanto da liga de titânio. O parafuso passante apresentou grande concentração de tensão, com regiões próximas ao limite de escoamento (880 MPa). Nos modelos com munhão de zircônia a pré-carga é maior, devido ao menor coeficiente de atrito na interface, o que pode trazer maior concentração de tensão no parafuso passante. As cargas oclusais não promoveram concentração de tensões próximas ao limite de falha dos materiais. Diante dos resultados, concluiu-se que a distribuição das tensões na interface munhão/implante é semelhante entre munhões de titânio e zircônia. O parafuso passante apresenta grande concentração de tensão, com áreas próximas ao seu limite de escoamento, o que é mais crítico nos munhões em zircônia, devido à maior pré-carga.

Palavras-chave: implantes dentários; Análise por elementos finitos; zircônio; titânio.

ABSTRACT

The objective of this study was to compare the stress distribution in implant interface Morse taper prosthetic components when used in titanium and zirconium, through the analysis of finite elements. Were generated four models, using the CM Universal Abutment Titanium and Titanium Fixating Screw and CM Universal Abutment of Zirconium (Neodent[®] Curitiba, Brazil), and alternating material properties. The finite element analysis was performed by the software *Ansys Workbench 10* (Swanson Analysis Systems Inc. Houston / PA, EUA). The results showed that in the interface abutment-implant the strains were equally distributed in all four models and did not approach the limit failure of both zirconium and titanium allow. The passing screw showed great stress concentration, with regions approaching the limit strength (880 MPa). In models with zirconium abutment the preload is higher, due to lower coefficient of friction at the interface, which can bring greater concentration in the screw passing. The occlusal load did not cause stress concentration near the limit failure of materials. Given the results, we concluded that the stress distribution in the interface abutment/ implant is similar between titanium and zirconium abutments. The passing screw presents great stress concentration, with areas close to its elastic limit, which is most critical in the abutments on zirconium, due to increased preload.

Key Words: dental implants; finite element analysis; zirconium; titanium.

INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de novos tipos de implantes e componentes protéticos trouxe avanços consideráveis para a implantodontia, diminuindo a incidência de complicações mecânicas, técnicas, estéticas e biológicas ¹.

Do ponto de vista biomecânico, os implantes de interface cone Morse apresentam vantagens sobre os implantes de interface hexágono externo ^{2, 3}, pois apresentam menor concentração de tensões na região cervical da interface osso/implante, fator que contribui para a preservação da crista óssea ¹.

Fazendo uma análise técnica, Becker e Becker em 1995⁴ relataram que, em implantes de hexágono externo, existe maior probabilidade de perda do parafuso de fixação, uma vez que encontrou em seu experimento uma alta incidência desta complicação (em torno de 40%) para este tipo de interface. A justificativa apontada para seus achados foi o fato de que todas as forças externas, oriundas do ato mastigatório são concentradas sobre o parafuso do componente protético. Diferentemente, Levine et al., em 2007 ⁵ observou em coroas unitárias implanto suportadas cimentadas sobre implantes cone Morse uma proporção muito inferior (entre 3,6% e 5,3%) de perda dos componentes protéticos com as interfaces cônicas.

As expectativas contemporâneas sobre o desempenho dos implantes osseointegrados incluem uma restauração final esteticamente agradável. Dentre os fatores que influenciam a estética do implante também está a seleção do componente protético. Uma das opções para refinar a estética implantar é o componente protético de zircônia ⁶.

Tan e Dunne, em 2004 ⁷, realizaram uma comparação dos resultados estéticos obtidos em implantes com componentes protéticos de titânio e de zircônia e observaram

que os componentes em zircônia não trazem o problema da coloração acinzentada na margem gengival que ocorre em alguns casos em que é utilizado o componente de titânio.

Rimondini et al., em 2002⁸, realizaram um estudo *in vivo* para avaliar colonização bacteriana nas superfícies de zircônia (YTZP) e concluíram que na YTZP houve menor acúmulo bacteriano do que no titânio, tanto em número total de bactérias quanto em presença de patógenos potenciais como os bastonetes. Scarano et al.,⁹ em estudo semelhante, encontrou maior recobrimento por bactérias de discos de superfície de titânio (19,3%) em comparação a discos de superfície de zircônia (12,1%). Degidi et al.,¹⁰ realizaram experimentos utilizando cicatrizadores em titânio e zircônia e não observaram acúmulo de placa ou sangramento à sondagem em ambas as situações. Contudo, o infiltrado inflamatório foi mais frequentemente encontrado nos tecidos periimplantares dos componentes de titânio. No tocante à adesão do tecido conectivo em munhões de zircônia e munhões de superfícies usinadas de titânio, houve similaridade¹¹.

A resistência a fratura dos pilares protéticos em zircônia apresenta resultados muito superiores em relação aos pilares protéticos confeccionados em alumina, sendo encontrados valores de 280,1N para a alumina e 737,6N para os pilares em zircônia em estudo mecânico com aplicação de carga estática¹². Outros experimentos realizados com carga estática confirmam estes elevados valores necessários para a fratura de pilares protéticos em zircônia^{13, 14}. Porém, a resistência à fratura da zircônia diante de carga cíclica ou fratura termomecânica reduz significativamente. Gehrke et al.,¹⁵ indicaram uma redução da resistência da zircônia de 672N quando não aplicada carga cíclica, para menos de 403,2N quando aplicada carga cíclica.

Trabalhos de acompanhamento clínico de pilares protéticos de zircônia demonstraram excelentes resultados. Zembic et al.,¹⁶ realizaram acompanhamento de 22

pacientes, com 20 pilares de zircônia e 20 pilares de titânio, durante três anos. Ao final deste período, a sobrevivência dos munhões foi de 100% e, tanto zircônia como titânio obtiveram os mesmos resultados técnicos, biológicos e estéticos. Outros autores também não encontraram fratura de munhões em zircônia ou lesão da mucosa periimplantar em seus trabalhos de acompanhamento^{17,18}.

Mitsias et al., em 2010¹⁹, realizaram testes mecânicos em pilares protéticos em titânio e zircônia. Encontraram diferenças significativas na carga necessária para a fratura destes pilares e nos resultados dos testes com cargas cíclicas. Sua conclusão foi que a resistência e a confiabilidade dos pilares protéticos em titânio são significativamente maiores em comparação aos pilares em zircônia. Att et al.,²⁰ encontraram valores médios de resistência a fratura de 1454 N para os pilares de titânio e de 443N para os munhões de zircônia.

Contudo, existe a necessidade de comparar quantitativa e qualitativamente o comportamento dos componentes protéticos fabricados em zircônia com os de titânio no tocante à distribuição de tensões em especial na região anterior de maxila. Assim o objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento biomecânico de componentes protéticos em zircônia e titânio instalados em implantes de interface cone Morse através da análise por elementos finitos.

O Método dos Elementos Finitos é uma ferramenta computacional efetiva que foi adaptada da engenharia para a biomecânica dos implantes dentários. Com a Análise por Elementos Finitos muitas situações encontradas na implantodontia têm sido estudadas. Entre elas: as regiões em torno da interface osso/implante, da interface implante/prótese e as próteses múltiplas implanto-suportadas, auxiliando no aprimoramento dos sistemas de implantes. O princípio deste método consiste em dividir a região de interesse, que pode ser

a interface osso/implante ou uma conexão protética, que apresente geometria complexa e que não disponha de solução analítica conhecida, através da montagem de um modelo virtual. Este modelo é confeccionado por meio de um processo gráfico consistindo de grade de pontos (nós) e elementos finitos. Sobre esse modelo é aplicada um carregamento virtual provocando um campo de deslocamentos nessa região, em um comportamento similar ao da estrutura real. A solução analítica de todo o sistema estrutural é substituída pela união de soluções mais simples, geralmente funções polinomiais de baixa ordem, internas a cada elemento. Nas interfaces entre os vários elementos, as soluções são compatibilizadas com o intuito de evitar descontinuidades ou saltos ²¹.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para a comparação da distribuição das tensões entre munhões em titânio e em zircônia foram gerados quatro modelos numéricos. Os quatro modelos apresentam a mesma configuração no que diz respeito à parte óssea (formato e propriedades mecânicas), posicionamento do implante, tamanho e propriedades do implante, formato e propriedades da coroa. A diferença entre os quatro modelos é o munhão. Os munhões testados foram: Munhão Universal CM Parafuso Passante (Neodent[®] Curitiba, Brasil), que é fabricado em titânio e Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia, que é fabricado em zircônia (Figuras 1 e 2). Estes munhões apresentam pequenas diferenças em suas geometrias. Para eliminar as diferenças geométricas foi criado um modelo virtual, utilizando a geometria do munhão fabricado em titânio e alterada a propriedade do material, conferindo a este munhão as propriedades da zircônia. Desta forma, consegue-se realizar a comparação entre munhões de geometria idêntica, com alteração apenas no material de que é composto. Este procedimento também foi realizado com o munhão fabricado em zircônia, conferindo ao

novo modelo propriedades de titânio. Desta forma foram criados 4 Modelos, apresentados na Tabela 1.

- Modelo 1: Munhão Universal CM Parafuso Passante Titânio (Neodent[®] Curitiba, Brasil).
- Modelo 2: Munhão Universal CM Parafuso Passante Titânio, com propriedades alteradas para zircônia.
- Modelo 3: Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia. (Neodent[®] Curitiba, Brasil).
- Modelo 4 Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia, com propriedades alteradas para titânio.

A Tabela 1 mostra a geometria e o material utilizado em cada Modelo.

Os procedimentos necessários para a confecção dos modelos geométricos tridimensionais serão descritos a seguir.

➤ Construção dos modelos tridimensionais

Para a geração dos modelos geométricos foram utilizados os modelos sólidos dos implantes, componentes protéticos e parafusos de fixação em formato universal para softwares CAD (Computer Aided Design), de acordo com as figuras 1, 2 e 3.

Para a construção do modelo geométrico tridimensional da maxila foi utilizada imagem de tomografia computadorizada, de um indivíduo com ausência de incisivo central superior, do banco de dados do ILAPEO (Instituto Latino-Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico). A imagem obtida com a tomografia computadorizada do programa *Sirona Galileus Viewer 1.7* (SIRONA[®] Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) foi

convertida para o formato do programa *SolidWorks* versão 2007 (SolidWorks Corporation Santa Mônica/CA,EUA), como mostra a Figura 4.

Através do software *SolidWorks*, o modelo sólido do implante foi inserido no modelo das estruturas ósseas. O implante foi inserido 2mm infra-ósseo e com sua porção apical atingindo a camada cortical óssea superior, por ser esta configuração mais adequada para a preservação da crista óssea¹ (Figura 5).

A coroa protética também foi modelada com base na imagem da tomografia computadorizada (SIRONA[®] Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha), conforme a Figura 6. A coroa protética foi considerada como confeccionada em porcelana. A Figura 7 mostra a geração do modelo 1.

➤ Geração da malha e condições de contorno

A análise por elementos finitos foi realizada com o programa *Ansys Workbench 10* (Swanson Analysis Systems Inc. Houston/PA,EUA). As propriedades mecânicas dos materiais utilizados podem ser visualizadas nos quadros 1²² e 2^{23,24}.

A condição de contorno aplicada nas faces externas dos ossos (regiões seccionadas) é de completa fixação, sem nenhuma liberdade de movimento. As interfaces existentes entre osso cortical e osso trabecular, osso e implante e entre munhões e coroa, foram consideradas perfeitamente unidas. Para as interfaces entre parafuso de fixação e implante e entre munhão e implante (Figura 8) foi inserido o coeficiente de atrito entre os diferentes materiais.

➤ Carregamentos Mecânicos

O carregamento considerado no estudo foi aplicado em duas etapas: inicialmente a pré-carga de instalação do pilar e em seguida as cargas oclusais. O valor da pré-carga no parafuso foi calculado pelo modelo de Faulckner²⁵ através da equação

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

Nesse caso:

T: torque aplicado no parafuso;

F: força de pré-carga;

p: passo da rosca;

μ_t : coeficiente de atrito entre as roscas;

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

r_t : raio efetivo de contato na rosca;

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

β : metade do ângulo de hélice.

O torque de instalação utilizado de acordo com a orientação do fabricante para estes tipos de componentes tem valor de 15 N.cm. Para os modelos 1 e 4, que apresentam munhões em titânio, os materiais considerados para os componentes protéticos e os respectivos coeficientes de atrito dos pares de contato são:

- Munhão: Liga Ti-6Al-4V;
- Implante: Ti Puro GR4;
- Parafuso: Liga Ti-6Al-4V;

- μ_t (coeficiente de atrito entre as roscas): 0,30;
- μ_n (coeficiente de atrito entre a cabeça do parafuso e o munhão): 0,36.

Nesse caso, a pré-carga de tração no parafuso considerada para estes modelos foi

$$F = \frac{T}{\left[\frac{p}{2, \pi} + \frac{\mu_t \cdot r_f}{\cos \beta} + \mu_n \cdot r_n \right]} = \mathbf{219,34 \text{ N.}}$$

Para os modelos 2 e 3, que apresentam munhões em zircônia, os materiais considerados para os componentes e os respectivos coeficientes de atrito dos pares de contato são:

- Munhão: $\text{ZrO}_2\text{Y}_{203}$;
- Implante: Ti Puro GR4;
- Parafuso: Liga Ti-6Al-4V;
- μ_t : 0,30;
- μ_n : 0,27.

A pré-carga de tração no parafuso para estes casos é:

$$F = \frac{T}{\left[\frac{p}{2, \pi} + \frac{\mu_t \cdot r_f}{\cos \beta} + \mu_n \cdot r_n \right]} = \mathbf{250,18 \text{ N.}}$$

A pré-carga de tração foi aplicada ao corpo do parafuso no instante 1s (primeiro passo do carregamento) e foi mantida constante até o fim da simulação. No segundo passo do carregamento foram adicionadas as cargas oclusais. O carregamento utilizado foi de 178N, aplicada na superfície palatina da coroa modelada, com inclinação de 30° em relação ao eixo do implante, e carga de 25,5N com inclinação de 90° em relação ao eixo do implante, por estar condizente com as cargas utilizadas em outros estudos de elementos finitos realizados em elementos unitários na região anterior²³. Além disso, a relação entre a carga oblíqua e a carga horizontal aplicada é a mesma encontra por Koolstra et al., 1988²⁶

que avaliou as cargas máximas em cada região do arco. A Figura 9 mostra o carregamento total aplicado no segundo passo de carregamento.

Para a geração da malha foi utilizado o elemento finito tetraédrico quadrático, pois ele se adapta bem aos sólidos com superfícies curvas, como no caso da superfície da maxila²⁷. Nas regiões de maior interesse a malha foi refinada, diminuindo o tamanho do elemento (Figura 10).

RESULTADOS

As magnitudes médias de tensão obtidas nos experimentos podem ser visualizadas nos Quadros 3, 4 e 5.

Os resultados para o modelo M1 apresentaram valores de tensão equivalente de von Mises máximos na rosca do parafuso, na ordem de 919 MPa, no momento em que foi a pré-carga de instalação (Figura 11). O corpo do parafuso apresentou magnitudes de tensão próximas a 142 MPa; na transição do corpo para a cabeça as tensões foram mais elevadas, consequência da diminuição do diâmetro do parafuso, atingindo valores de 350 MPa. No implante as tensões máximas obtidas foram de 450 MPa, em regiões alternadas ao longo da rosca. No munhão as tensões máximas obtidas foram de 425 MPa, na região de contato com o parafuso. Com a aplicação das cargas oclusais algumas alterações no campo de tensões foram observadas. As principais modificações foram o aumento de tensões em direção oposta à aplicação da carga lateral e a diminuição da tensão axial ao longo do parafuso, provocada pelas componentes axiais das cargas oclusais.

Os resultados encontrados nos modelos M2, M3 e M4 podem ser visualizados nas Figuras 12, 13 e 14, respectivamente.

DISCUSSÃO

Analisando as forças entre munhão e implante foram observadas as distribuições das tensões ao longo da interface para os quatro modelos. Nos implantes, o nível de tensões não chega a criar regiões de plastificação (inferior à tensão limite de escoamento de 626 MPa), sendo as regiões mais carregadas as regiões em contato com as roscas do parafuso e as superfícies externas em sentido contrário às cargas oclusais. O mesmo comportamento foi observado nos munhões. Para os modelos M1 e M4 (munhões em titânio), as tensões máximas de von Mises ficaram significativamente abaixo do limite de escoamento do material (48% e 51%, respectivamente) conforme a Figura 15. Para os modelos M2 e M3 (munhões em zircônia), as maiores tensões principais máximas foram de 250 MPa e 210 MPa respectivamente, obtidas com a aplicação da pré-carga, que correspondem a aproximadamente 20% e 17% do limite de ruptura (1200 MPa) da zircônia. As tensões mínimas atuantes foram de 680 MPa e 690 MPa respectivamente, que correspondem a aproximadamente 34% e 34,5% da resistência última a compressão (2000 MPa) da zircônia. O comportamento dos munhões em zircônia com a aplicação do segundo passo de carregamento (pré-carga e carga oclusal) pode ser visualizado na Figura 16. Desta forma, tanto os munhões em titânio quanto em zircônia estão distantes dos limites de falha para os carregamentos considerados.

O efeito direto da utilização de munhões com geometrias semelhantes, mas com materiais com propriedades diferentes é observado pela diferença da magnitude das pré-cargas resultantes para um torque constante. O valor aplicado de pré-carga nos modelos M1 e M4 (219,34 N), que utilizam munhões em titânio, é menor que os valores aplicados nos modelos M2 e M3 (250,18 N), que utilizam munhões em zircônia, apresentando uma diferença de 14%. Desta forma os campos de tensões resultantes evidenciam

proporcionalmente esta diferença. A comparação entre o campo de tensões de von Mises nos munhões dos modelos M1 e M2 (Figura 17) e o campo de tensões de von Mises nos parafusos dos modelos M1, M2, M3 e M4 (Figura 18) apresentam estas diferenças. Os parafusos dos modelos M2 e M3 apresentam maiores tensões de von Mises em comparação aos parafusos dos modelos M1 e M4.

Para todos os modelos analisados observou-se que a região de início da rosca do parafuso foi a mais solicitada (Figura 15 e Quadros 3), chegando a valores acima do limite de ruptura da liga de titânio (950MPa). Também para todos os modelos foi observado que ocorreram regiões próximas da plastificação do material (880 MPa) nas regiões mais profundas das roscas. Além disto, os primeiros filetes da rosca suportam a maior parte dos esforços. No corpo do parafuso foi verificada maior concentração de tensão nos modelos M2 e M3 (munhões em zircônia) com valores de 180 MPa, enquanto nos modelos M1 e M4 (munhões em titânio) foram observados valores de 142 MPa, devido à maior pré-carga gerada. Com base no método de Falckner ²⁵, o coeficiente de atrito entre os materiais é inversamente proporcional à pré-carga gerada. Isto mostra a importância da correta aplicação do torque ao parafuso passante, seguindo as orientações do fabricante, para que não ocorra a sobrecarga ao parafuso.

Os munhões utilizados neste estudo possuem geometria semelhante, conforme mostram as Figuras 1 e 2. A diferença na altura dos munhões é refletida no instante da montagem dos componentes: a distância entre o extremo do munhão e a face superior do implante, para o Munhão Universal CM Parafuso Passante Titânio (Neodent[®] Curitiba, Brasil) (modelos M1 e M2), é de 8,74 mm, ao passo que para o Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia. (Neodent[®] Curitiba, Brasil) (modelo M3 e M4) é de 8,24 mm. No instante da aplicação das cargas oclusais esta diferença de comprimento promove

momentos fletores maiores no munhão dos modelos M1 e M2. Além disto, a forma da região de contato com o implante dos modelos M1 e M2 concentra mais tensão quando comparado ao formato do munhão do modelos M3 e M4, que possui uma geometria mais suave. Este efeito pode ser observado pela comparação do campo de tensões de von Mises nos munhões dos modelos M1 e M4, conforme mostra a Figura 19. O modelo M1 apresenta região com maior tensão de von Mises (385 MPa) quando é aplicada a carga oclusal, em comparação ao modelo M4 (290 MPa).

Comparando a geometria através dos modelos M2 e M3, onde foram aplicadas as propriedades da zircônia aos munhões, a geometria do modelo M3 demonstra uma distribuição uniforme de tensão ao longo do seu volume quando comparada a geometria do modelo M2 (Figura 20). Assim, fica evidenciada a menor concentração de tensões provocada pela geometria do Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia. (Neodent[®] Curitiba, Brasil) em relação ao Munhão Universal CM Parafuso Passante Titânio (Neodent[®] Curitiba, Brasil).

CONCLUSÃO

- Na interface munhão/implante a distribuição de tensões foi semelhante entre munhões em liga de titânio e munhões em zircônia, variando de 17% a 22% da tensão de escoamento do titânio com aplicação da pré-carga, e de 49% a 39% com a aplicação de cargas oclusais respectivamente.
- As tensões nos munhões não se aproximaram dos limites de escoamento ou ruptura tanto nos munhões em liga de titânio (48%) quanto nos munhões em zircônia (34%).

- Nos quatro modelos a região com a maior concentração de tensões foi o parafuso passante, apresentando regiões com tensões de 720MPa a 780MPa, próximas ao limite de escoamento do titânio(880 MPa).
- A pré-carga aplicada proporciona maior tensão no parafuso passante do que as cargas oclusais. Principalmente nos munhões em zircônia, onde a pré-carga é maior (780MPa e 590MPa respectivamente).

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Propriedades mecânicas do osso cortical e osso trabecular²².

		Osso Cortical	Osso Trabecular
Módulo de Elasticidade Longitudinal (MPa)	E_x	12600	1148
	E_y	12600	210
	E_z	19400	1148
Módulo de Elasticidade Transversal (MPa)	G_{xy}	4850	68
	G_{yz}	5700	68
	G_{xz}	5700	434
Coeficiente de Poisson	ν_{yx}	0,3	0,01
	ν_{zy}	0,39	0,055
	ν_{xz}	0,39	0,322
	ν_{xy}	0,3	0,055
	ν_{yz}	0,253	0,01
	ν_{xz}	0,253	0,322

Quadro 2: Propriedades Mecânicas do implante e do componente protético e da coroa^{23, 24}.

	Módulo de Elasticidade	Coeficiente de Poisson	Tensão de Escoamento	Tensão de Ruptura
Ti-GR4	105 GPa	0,37	626,0 MPa	737,0 MPa
Ti-GR5	110 GPa	0,342	880,0 MPa	950,0 MPa
ZrO ₂ Y ₂ O ₃	210 GPa	0,31	-	1200 MPa
Porcelana	689 GPa	0,28	-	

Quadro 3: Análise descritiva quantitativa dos valores de Tensão (MPa) de von Mises obtidos em diferentes componentes dos modelos no primeiro passo de carregamento (pré-carga) e no segundo passo de carregamento (pré-carga e carregamento oclusal).

Carregamento	Pré – Carga				Pré-carga + carga oclusal			
Modelo	M1	M2	M3	M4	M1	M2	M3	M4
Tensão de escoamento Do titânio-GR5	880							
Rosca do parafuso	730	760	780	720	540	620	590	450
Corpo do parafuso	142	180	180	142	100	90	90	70
Transição corpo-cabeça parafuso	350	490	490	380	250	350	270	210
Tensão de escoamento do titânio-GR4	626							
Implante (região do parafuso)	330	450	450	380	280	370	350	240
Implante (região cervical)	110	140	130	110	310	310	250	230

Quadro 4: Análise descritiva quantitativa dos valores de tensões de von Mises (MPa) para os munhões universais em titânio (M1 e M4) e o respectivo fator de segurança.

Carregamento	Pré – Carga		Pré-carga + carga oclusal	
Modelos	M1	M4	M1	M4
Tensão aplicada (região externa)	85	70	385	290
Tensão aplicada (região do parafuso)	425	450	370	260
Tensão de escoamento (Material Ti-Gr5)	880			
Relação tensão limite/tensão aplicada (região externa)	10,35	12,57	2,28	3,03
Relação tensão limite/tensão aplicada (região do parafuso)	2,07	1,95	2,37	3,38

Quadro 5: Análise descritiva quantitativa dos valores de tensões principais máximas e tensões principais mínimas (MPa) para os munhões universais em Zircônia (M2 e M3) e o respectivo fator de segurança.

Carregamento	Pré – Carga				Pré-carga + carga oclusal			
	Máximas		Mínimas		Máximas		Mínimas	
Modelos	M2	M3	M2	M3	M2	M3	M2	M3
Tensão aplicada (região externa)	50	60	150	140	100	135	660	410
Tensão aplicada (contato do parafuso)	250	210	680	690	155	80	510	455
Tensão de ruptura por tração (Material zircônia)	1200							
Tensão limite de compressão (material zircônia)	2000							
Relação tensão limite/tensão aplicada (região externa)	24	20	13,33	14,28	12	8,88	3,03	4,87
Relação tensão limite/tensão aplicada (região do parafuso)	4,8	5,71	2,94	2,89	7,74	15	3,92	4,39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Modelos gerados para o experimento.

Modelo Geométrico	Material	Modelo Gerado
Munhão Universal Parafuso	Titânio	Modelo 1
Passante CM Titânio	Zircônia	Modelo 2
Munhão Universal Parafuso	Zircônia	Modelo 3
Passante CM Zircônia	Titânio	Modelo 4

LISTA DE FIGURAS

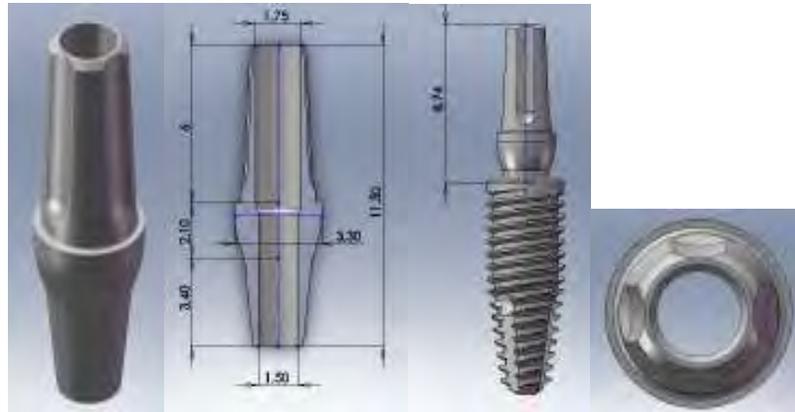


Figura 1: Componente Protético: Munhão Universal CM Parafuso Passante (Neodent[®] Curitiba, Brasil), altura Cinta 1,5mm; altura Coronária 6 mm; diâmetro 3,3mm.

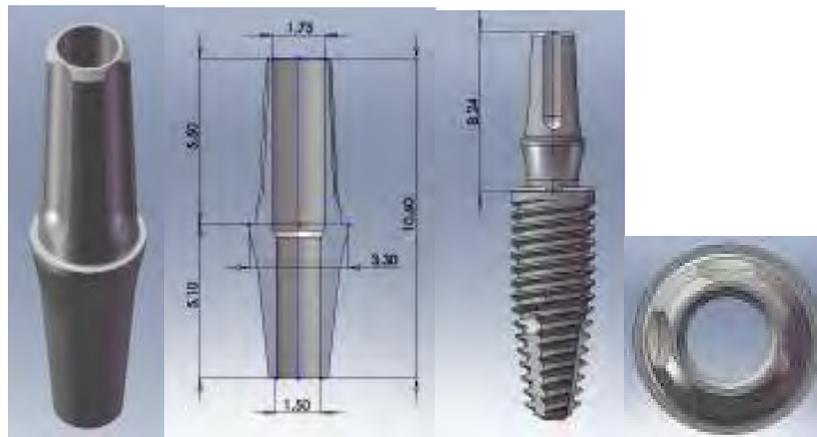


Figura 2: Componente Protético: Munhão Universal Parafuso Passante Zircônia (Neodent[®] Curitiba, Brasil) altura de Cinta 1,5mm; altura coronária 6 mm; diâmetro 3,3mm.



Figura 3: Implante Alvim CM (Neodent[®] Curitiba, Brasil), de 11 mm de comprimento e 4,3mm de diâmetro.

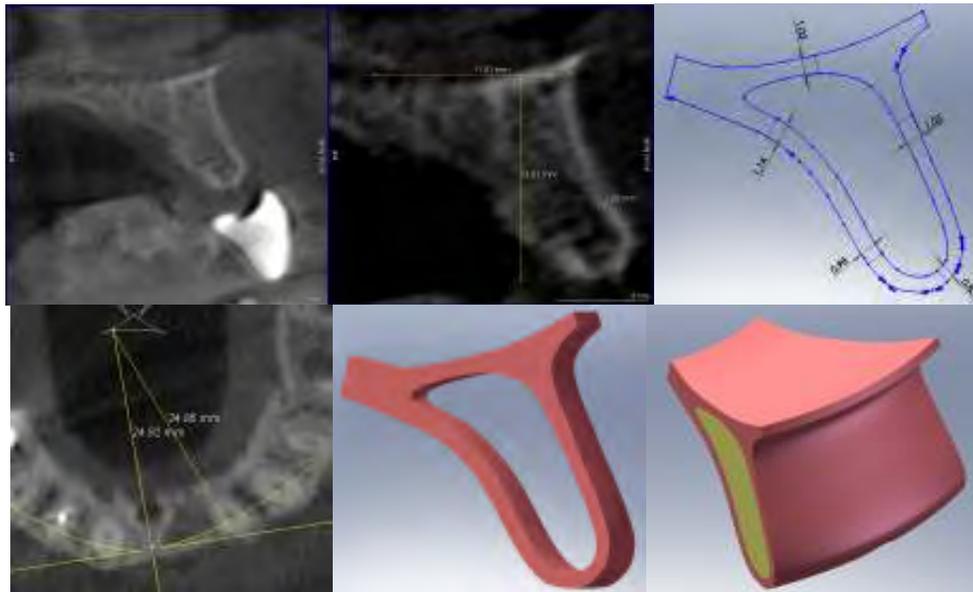


Figura 4: Etapas do processo de geração do modelo ósseo.



Figura 5: Inserção do modelo do implante.

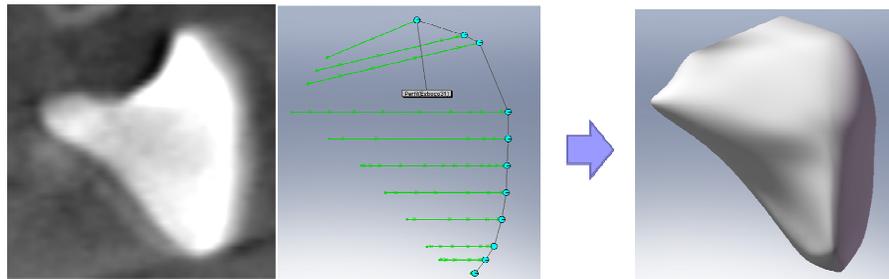


Figura 6: Etapas do processo de geração do modelo da coroa protética.

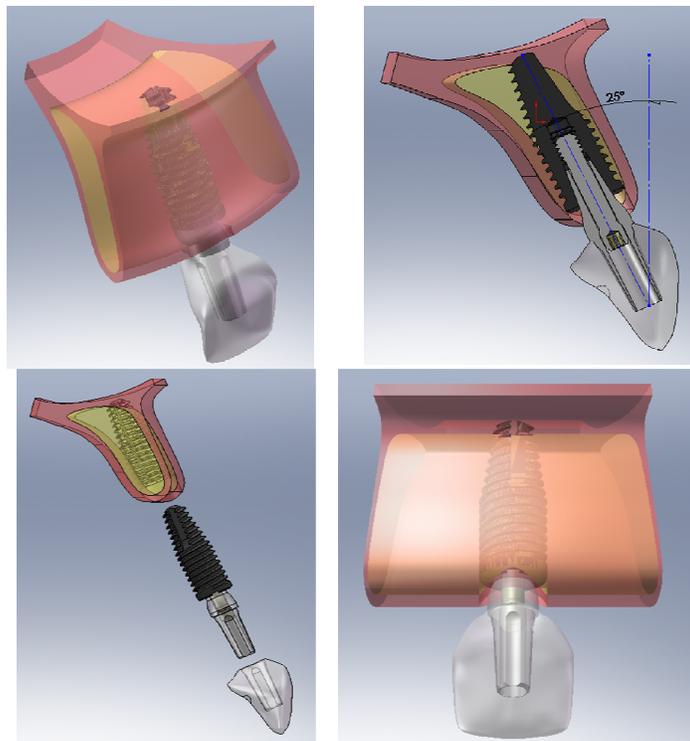


Figura 7: Geração do Modelo 1.

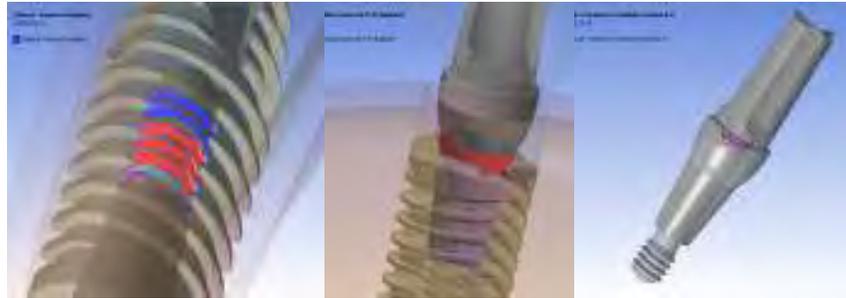


Figura 8: Interfaces em que foi considerado o atrito.

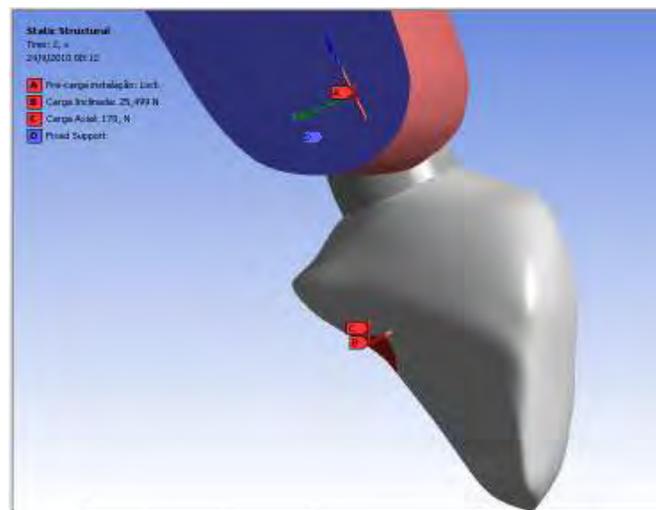


Figura 9: Carregamento total aplicado aos modelos.

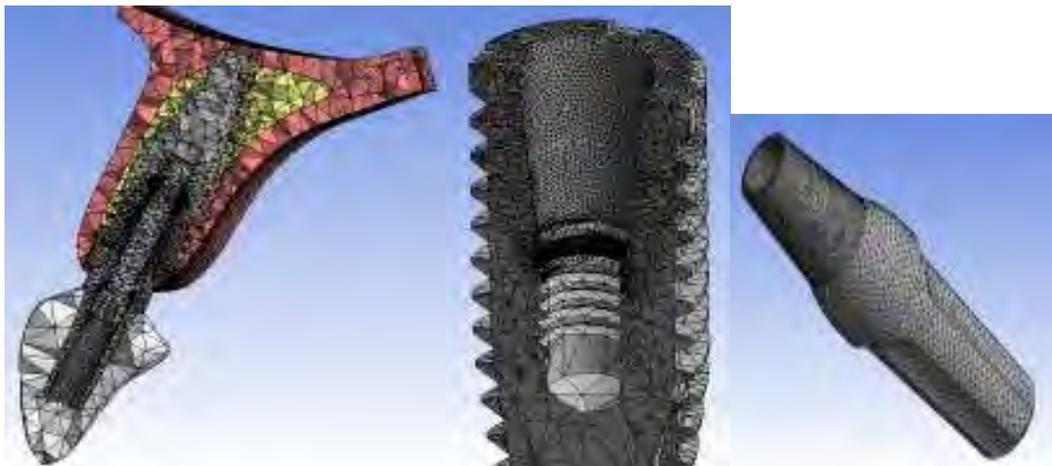
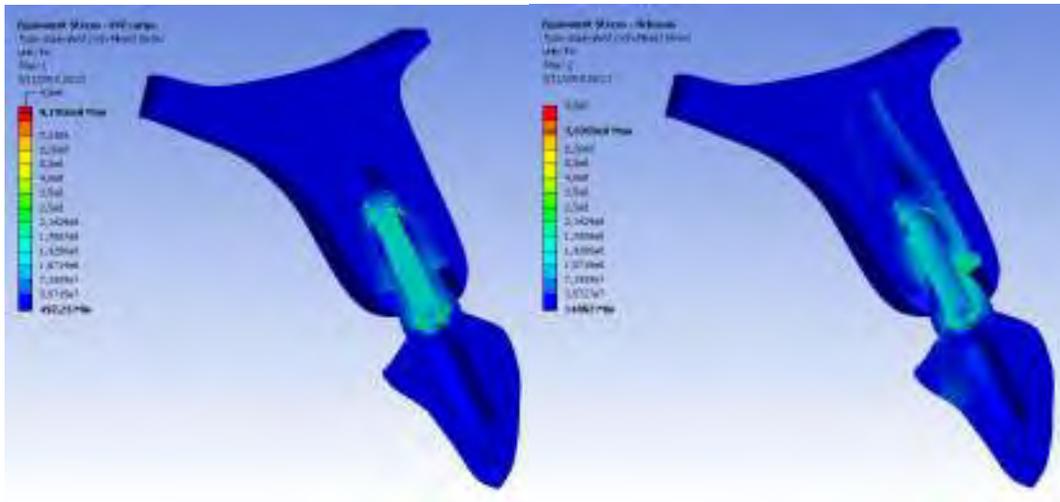
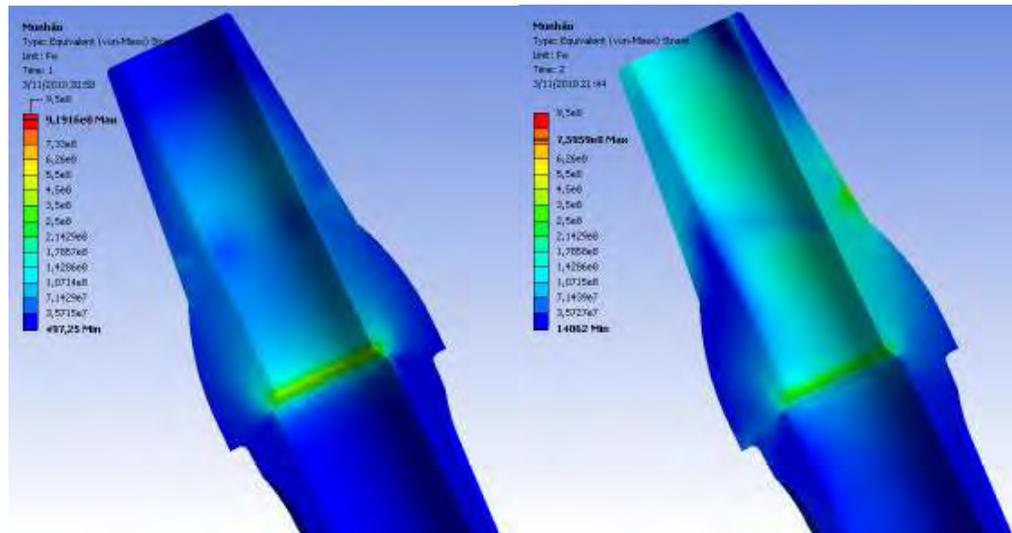


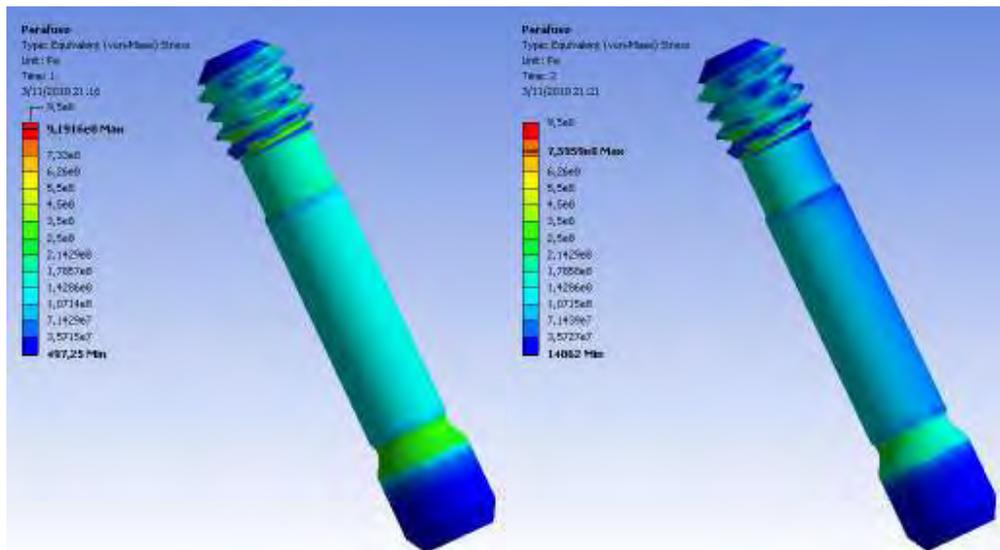
Figura 10: Detalhe da malha gerada no modelo tridimensional



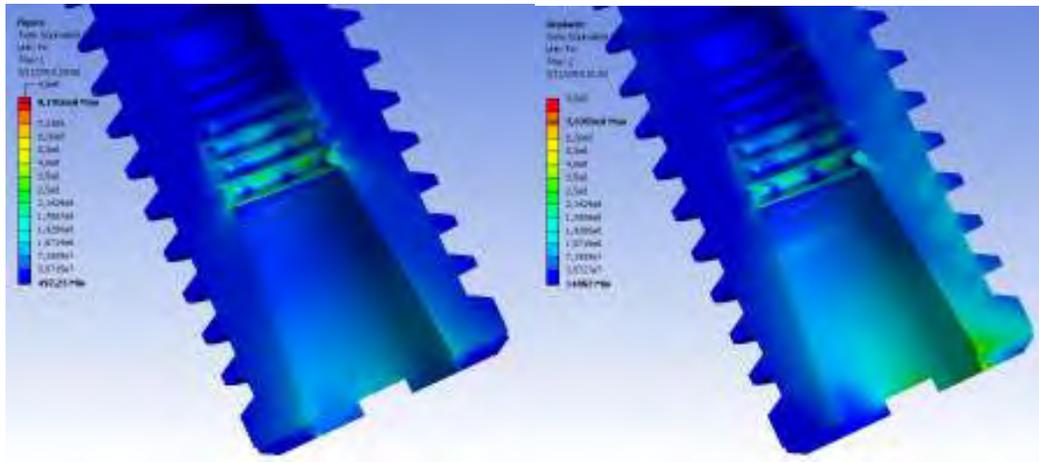
a



b



c



d

Figura 11: Modelo M1- Distribuição das tensões com aplicação da pré-carga (esquerda) e com pré-carga + carregamento oclusal (direita). a) Modelo completo; b) Munhão; c) parafuso; d) implante.

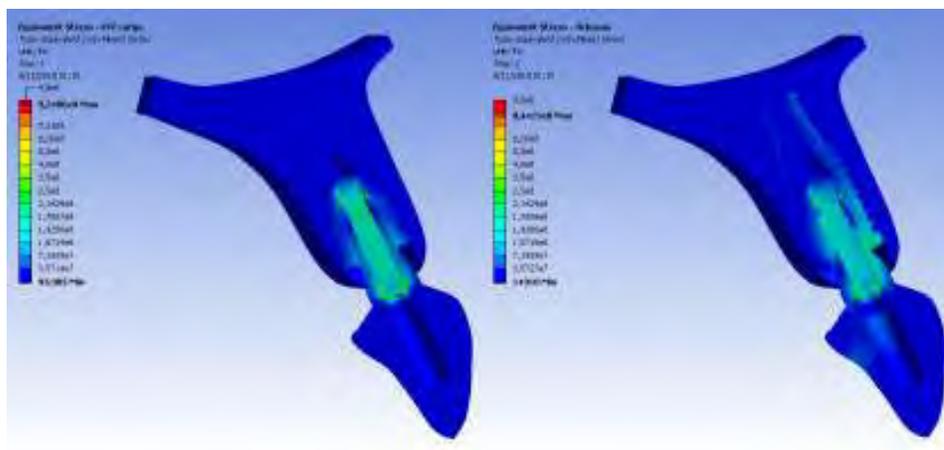


Figura 12: Modelo M2- Distribuição das tensões com aplicação da pré-carga e com pré-carga + carregamento oclusal.

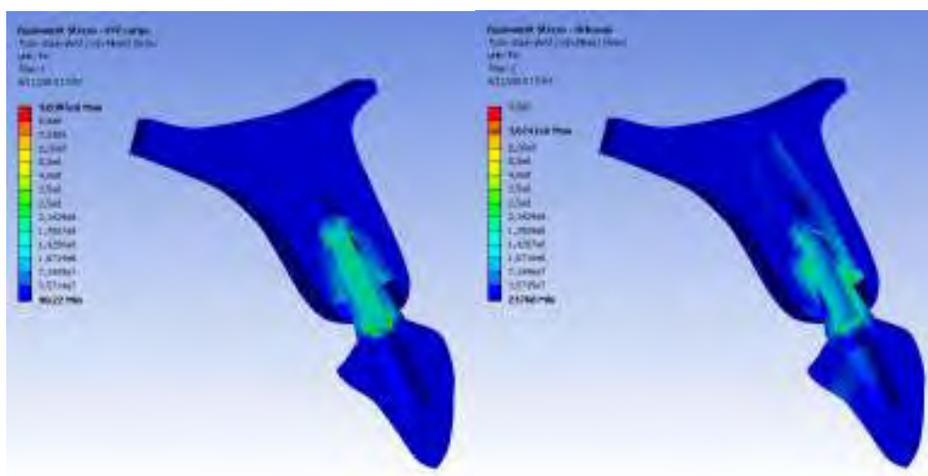


Figura 13: Modelo M3- Distribuição das tensões com aplicação da pré-carga e com pré-carga + carregamento oclusal.

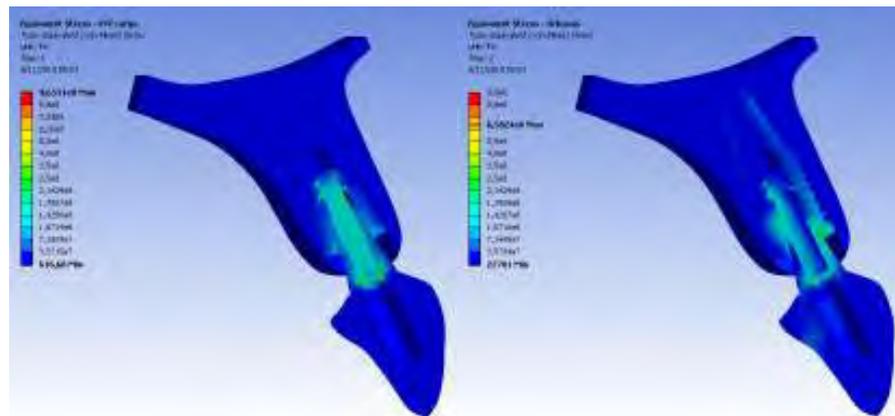


Figura 14: Modelo M4 - Distribuição das tensões com aplicação da pré-carga (esquerda) e com pré-carga + carregamento oclusal (direita).

a

b

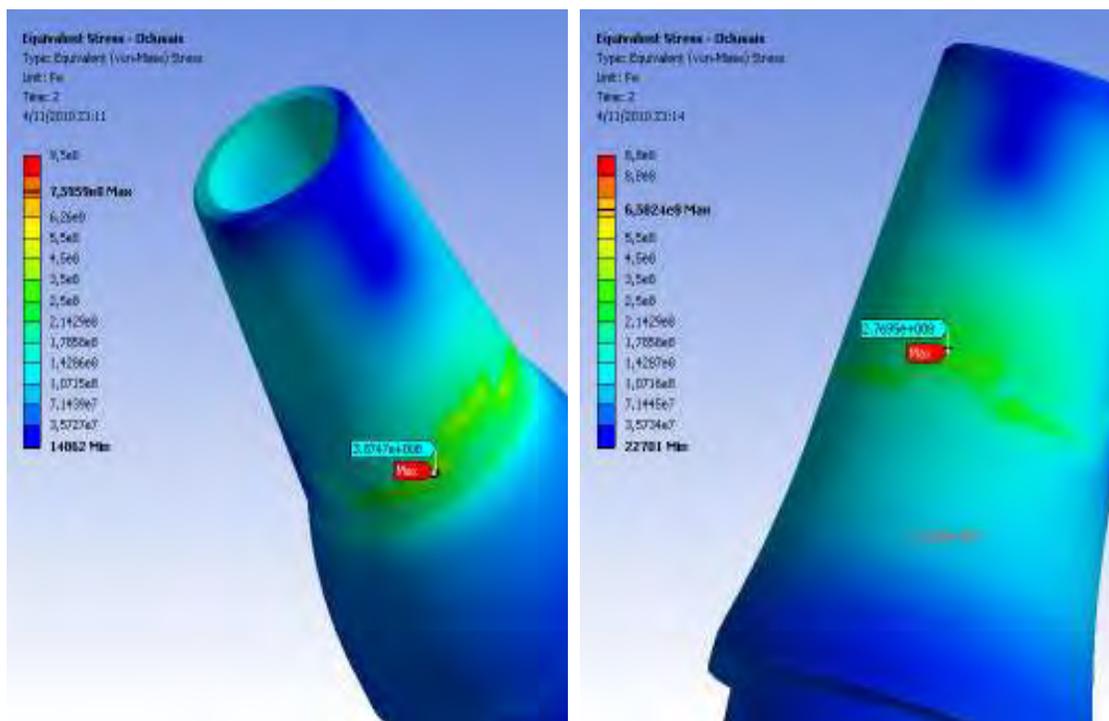


Figura 15 – Tensões de von Mises nos munhões em titânio. a) modelo M1; b) modelo M4.

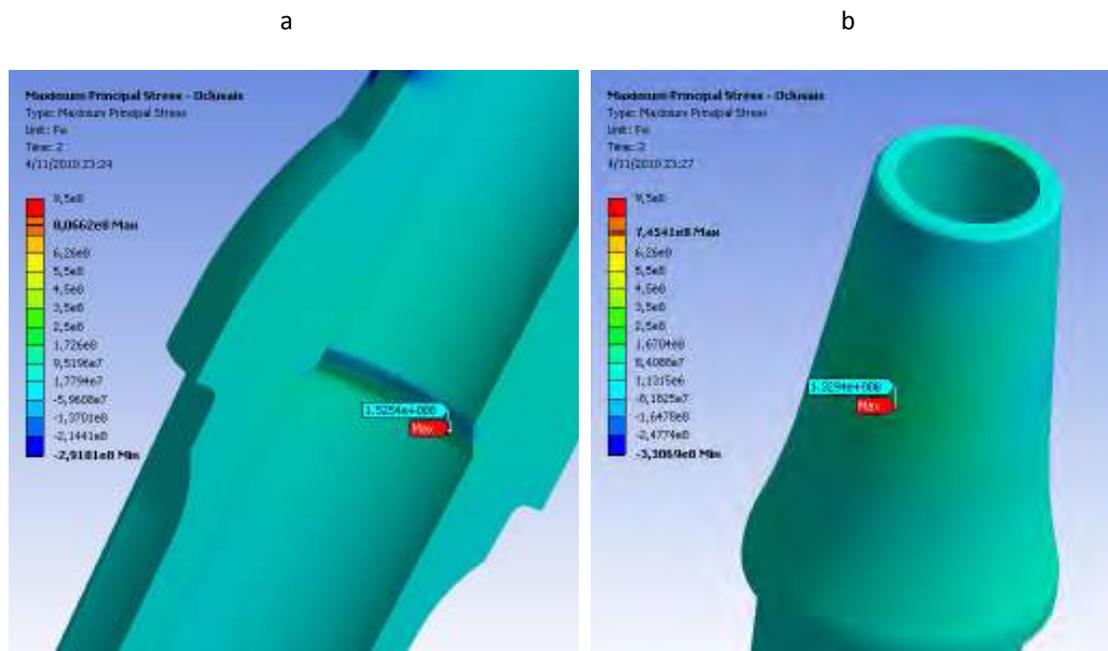


Figura 16 – Tensões máximas nos munhões de zircônia. a) modelo M2; b) modelo M3.

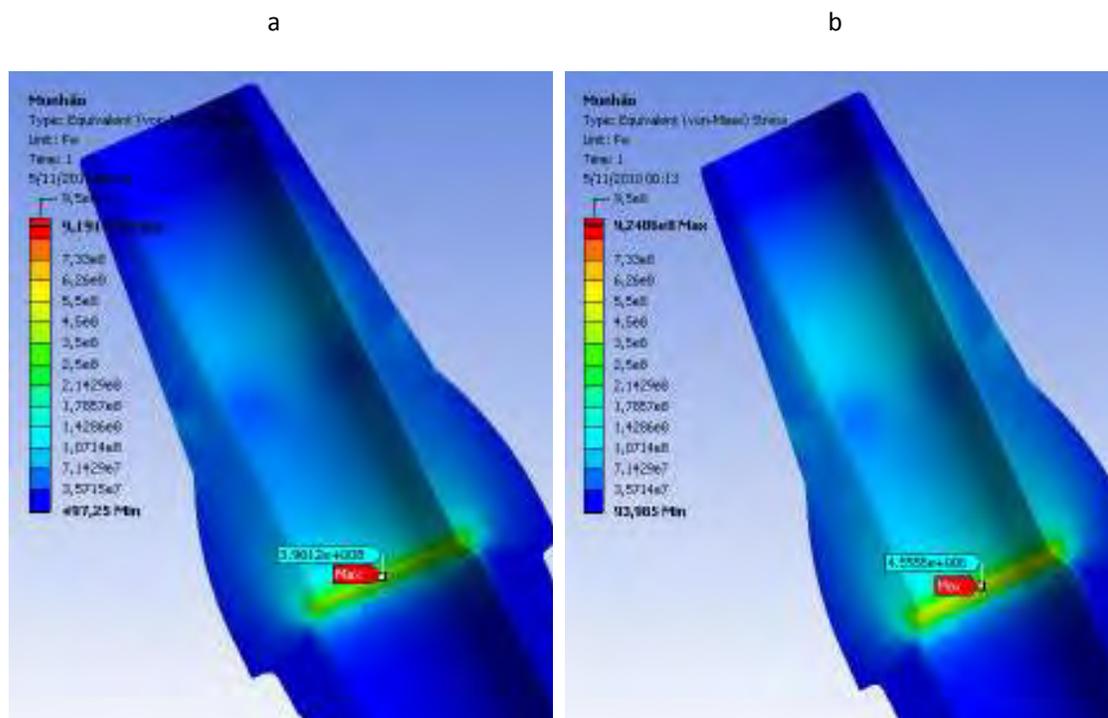
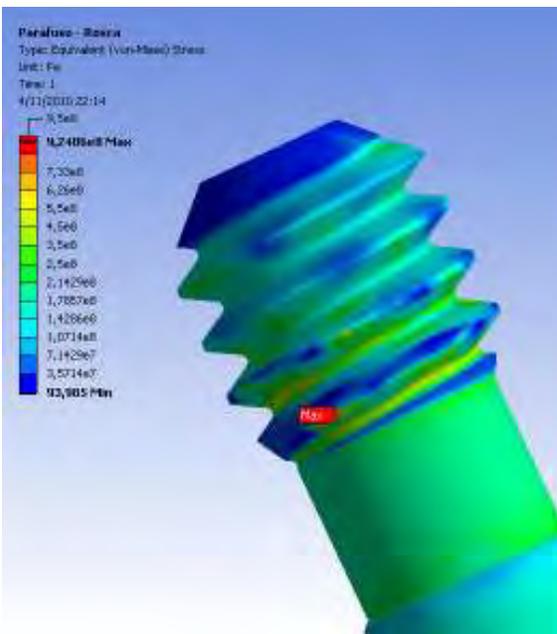
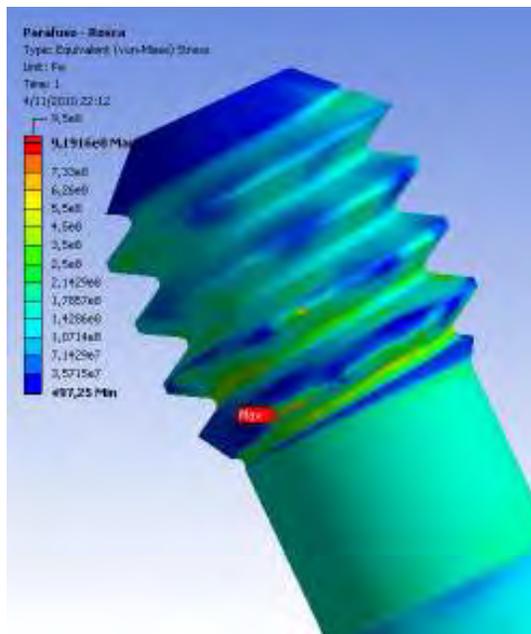


Figura 17 – Tensões de von Mises nos munhões em pré-carga, mostrando a reação de contato. a) modelo M1 (titânio); b) modelo M2 (zircônia).

a

b



c

d

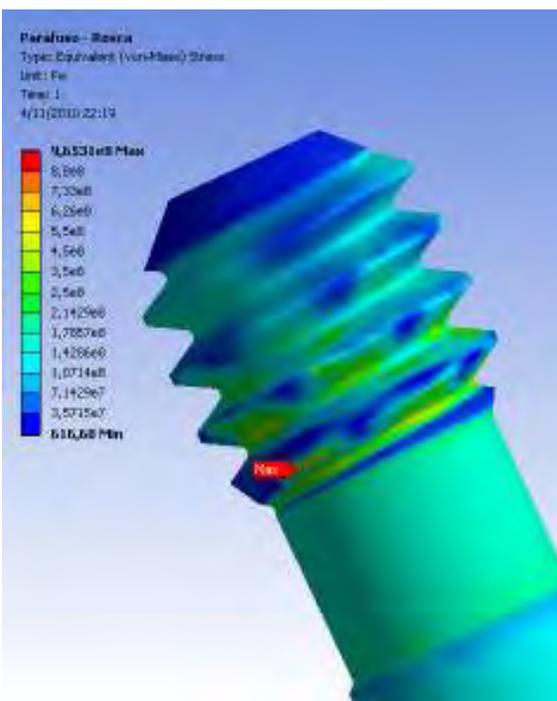
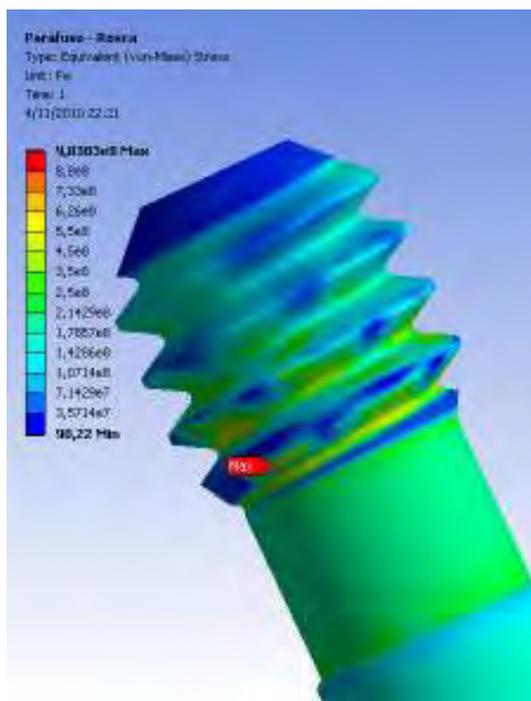


Figura 18 – Tensões de von Mises nos parafusos em pré-carga, evidenciando os efeitos da pré-carga. a) M1; b) M2; c) M3; d) M4.

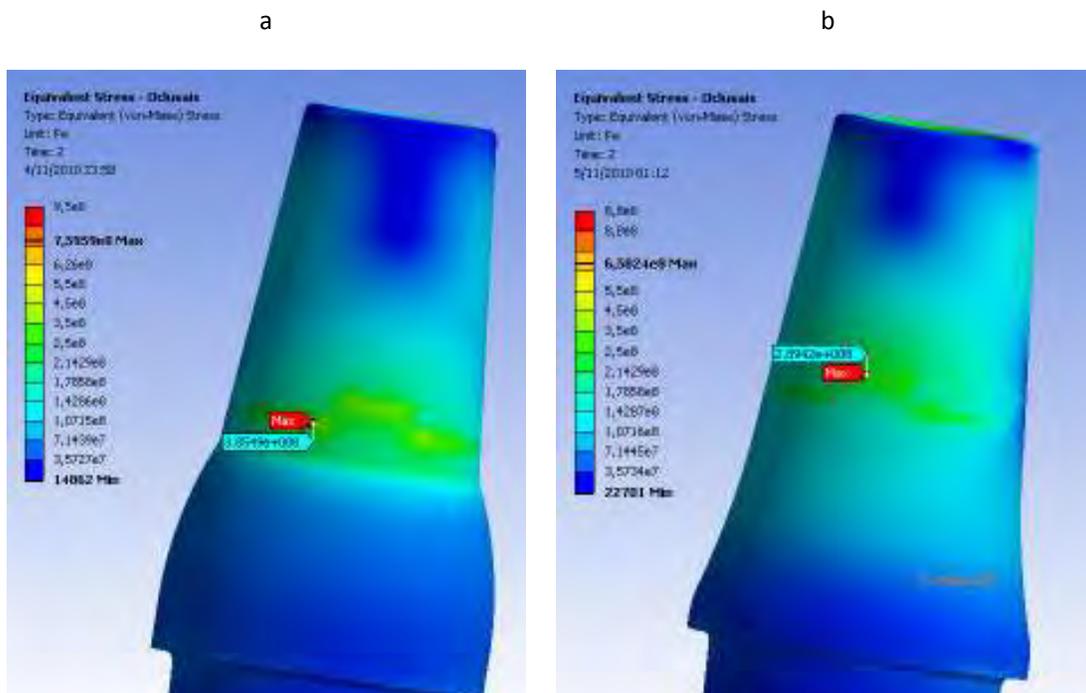


Figura 19 – Momento fletor em munhões com geometria diferente. a) M1; b) M4.

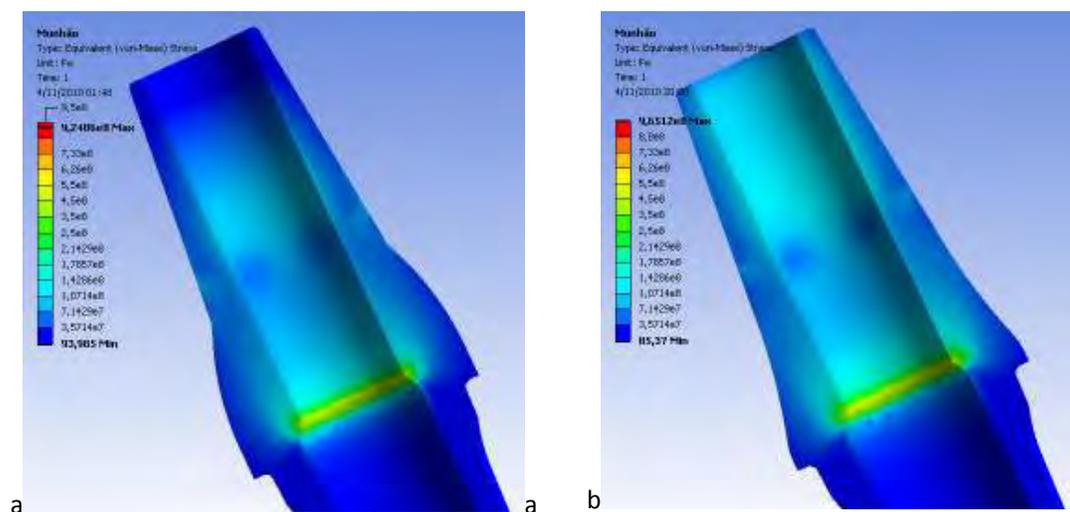


Figura 20 – Distribuição de tensão com aplicação da pré-carga e munhões com geometria diferente. a) M2; b) M3.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):195-202.
2. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):519-526.
3. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;83(5):567-571.
4. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995 ;74(1):51-55.
5. Levine RA, Ganeles J, Jaffin RA, Clem DS, 3rd, Beagle JR, Keller GW. Multicenter retrospective analysis of wide-neck dental implants for single molar replacement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(5):736-742.
6. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont* 2009;18(1):17-22.
7. Tan PL, Dunne JT, Jr. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):215-218.
8. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(6):793-798.
9. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004;75(2):292-296.

10. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol* 2006;77(1):73-80.
11. Tete S, Mastrangelo F, Bianchi A, Zizzari V, Scarano A. Collagen fiber orientation around machined titanium and zirconia dental implant necks: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(1):52-58.
12. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90(4):325-331.
13. Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract* 2008;9(7):41-48.
14. Kerstein RB, Radke J. A comparison of fabrication precision and mechanical reliability of 2 zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(6):1029-1036.
15. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006;37(1):19-26.
16. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(8):802-808.
17. Canullo L. Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. *Int J Prosthodont* 2007;20(5):489-493.
18. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;17(3):285-290.
19. Mitsias ME, Silva NR, Pines M, Stappert C, Thompson VP. Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments. *Int J Prosthodont* 2010;23(1):56-59.

20. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;95(2):111-116.
21. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585-598.
22. Lustosa JM, Murakami RH. Influência de parâmetros dimensionais no campo de tensões entre mandíbula/implante[monografia].Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Centro Federal Tecnológico;2006.
23. Caglar A, Bal BT, Aydin C, Yilmaz H, Ozkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(1):95-103.
24. Bonacin Filho V. Avaliação do torque para deformação plástica dos parafusos de fixação do intermediário de diferentes materiais e graus de tolerância em implantes de desenhos diversos. Análise pelo método dos elementos finitos com modelos tridimensionais[tese]. Campinas: Universidade São Leopoldo Mandic, Centro de Pós Graduação/CPO;2009.
25. Bickford, JH., *An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints*. Nova Iorque. Marcel Dekker, Inc., 1990.
26. Koolstra JH, van Eijden TM, Weijs WA, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech* 1988;21(7):563-576.
27. Moaveni S. *Finite element analysis: theory and application with ANSYS*. New Jersey: Prentice-Hall, Upper Saddle River, 2003.

5.2 Artigo Científico 2

Elaborado segundo as normas do periódico The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.

Como as Análises por Elementos Finitos estão sendo conduzidas em Implantodontia? Uma Revisão Sistemática.

Hugo Eduardo de Miranda Peixoto ¹

Fernanda Faot ²

Jucélio Tomás Pereira³

¹ Especialista em Implantodontia, aluno do Curso de Mestrado em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO – Curitiba, Paraná, Brasil.

² PhD em Prótese Dental, Professora do Curso de Mestrado em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO – Curitiba, Paraná, Brasil.

³ Professor Doutor do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, Curitiba-PR, Brasil.

Endereço do Autor:

Hugo Eduardo de Miranda Peixoto

Rua Parintins, 426 Vila Isabel

80320-070 – Curitiba – PR, Brasil

Fone: (41) 32424502

e-mail: hugo.e.peixoto@hotmail.com

RESUMO

Proposta: A Análise por Elementos Finitos (AEF) é amplamente utilizada em implantodontia com a finalidade de prever a performance biomecânica de vários desenhos de implantes. Entretanto, não existe consenso na literatura no que se refere a protocolos de simulação de situações clínicas que realmente resultem na análise de fatores que interfiram no sucesso clínico. Esta revisão compara criticamente os estudos de AEF disponíveis discutindo os achados em relação à localização e tipo ósseo, interface osso-implante, conexão implante-prótese, presença de coroa protética e padrão de forças oclusais adotados. **Materiais e Métodos:** A base de dados PubMed foi pesquisada para estudos relacionados à Análise por Elementos Finitos e implantes dentários realizados nos 3 últimos anos. A classificação foi realizada em 2 estágios. No primeiro, os artigos relevantes foram selecionados e no segundo, a estes estudos aplicaram-se critérios específicos de inclusão e exclusão específicos. **Resultados:** Sessenta e seis artigos foram selecionados. Os dados que envolviam a simulação dos modelos de AEF foram organizados de forma a identificar: localização em maxila ou mandíbula; regiões posterior, anterior ou arcada completa; tipo da prótese: múltipla ou unitária; utilização do complexo implante/pilar protético ou apenas do implante; tipo da interface do implante; tipo da interface protética do implante; tipo do pilar protético utilizado; valor e direção da carga aplicada; local da aplicação da carga. A falta de um protocolo homogêneo de realização de AEF foi observada frente à diversidade de modelos e situações clínicas encontradas nos estudos. As vantagens, desvantagens e limitações dos resultados são discutidas. **Conclusões:** Em virtude da variedade de modelos de AEF e de diferentes parâmetros adotados e mensurados por cada um, conclui-se que é necessária uma padronização na realização dos experimentos para que o nível de confiabilidade dos resultados seja aumentado com a finalidade de possibilitar comparações com outros estudos e ser extrapolado para previsão de falhas ou de sucesso clínico.

Palavras-chave: implantes dentários; análise por elemento finito.

INTRODUÇÃO

O método dos elementos finitos foi adotado de forma efetiva na análise da biomecânica dos implantes dentários. Com a AEF muitas situações encontradas na implantodontia têm sido estudadas, como as regiões em torno da interface osso/implante, da interface implante/prótese e as próteses múltiplas implantossuportadas e possibilitado o aprimoramento dos sistemas de implantes. O princípio deste método consiste em dividir o sistema de interesse, que em geral apresenta geometria complexa e que não dispõe de solução analítica conhecida em sistemas menores que possuem resolução mais simples, que são os elementos finitos. Funções matemáticas para cada elemento finito são escolhidas e combinadas em ordem para obter a solução para o corpo como um todo ¹.

Um estudo de elementos finitos geralmente envolve os seguintes passos ²: o desenvolvimento de um modelo que represente um problema físico, a divisão da estrutura em elementos finitos e a associação das propriedades mecânicas, a obtenção do conjunto de equações para cada elemento e a posterior superposição em sistema global de equações matriciais, a definição da aplicação da carga, a especificação de como a estrutura é suportada, a solução simultânea de equações algébricas lineares e o cálculo das tensões nos elementos. Na última etapa (denominada pós-processamento), um conjunto de rotinas para apresentação gráfica facilita a interpretação dos resultados pelo usuário.

Também a análise e interpretação dinâmica das forças mastigatórias aplicadas sobre implantes têm sido conduzidas utilizando, além da AEF, análises de fotoelasticidade e extensometria ². Para este contexto, a ordem dos fenômenos estudados é sempre similar e engloba: a aplicação de força em um corpo gera tensões em seu interior, as quais provocam deformações, o que pode levar o corpo à falha. Estes métodos de análise atuam em diferentes momentos, porém devem apresentar resultados condizentes, pois a região que apresenta maior concentração de tensão deve apresentar maior deformação e, caso ocorra a falha deste material, ela deve ocorrer nesta mesma região.

Desta forma, a AEF, assim como outros métodos de ensaio não destrutivos, apresenta grande importância na predição de falhas de um sistema, identificando o problema nas fases iniciais de projeto ¹. Além disso, experimentos que utilizaram a AEF em conjunto com outros métodos alcançaram resultados semelhantes entre eles, comprovando a efetividade do método dos elementos finitos ^{3,4}.

A AEF tem sido preferencialmente utilizada por apresentar como vantagens: alto nível de precisão, repetibilidade, facilidade de aplicação de diferentes condições de contorno e de carregamento, facilidade de alteração de propriedades mecânicas (inclusive analisando a modificação do comportamento do material em virtude do carregamento). Desvantagens apontadas para este método englobam: a necessidade da transferência da geometria do objeto para um modelo matemático; necessidade de uso de grande memória digital; necessidade de conhecimento preciso das propriedades dos materiais ⁴.

Também no que se refere à AEF esta tem sido realizada de forma bidimensional e tridimensional. Os modelos 3D e 2D possuem diferentes vantagens e desvantagens. Estudos que adotam modelos 2D possuem fácil manipulação, simplicidade, eficiência e baixo custo efetivo ⁵. Entretanto, a limitação do método bidimensional, em comparação ao método de tridimensional, aparece quando modelos não assimétricos são avaliados, além do fato de apenas um plano espacial estar sendo avaliado ⁶. Já os modelos 3D, apesar de mais eficazes, são de difícil e complexa construção, exigem um aumento de elementos numéricos e requerem equipamentos com elevada capacidade de cálculo⁷.

A distribuição de tensões em um sistema envolvendo implantes dentários depende da geometria do modelo, das propriedades dos materiais, das condições dos limites entre os materiais, das condições das interfaces. Para obter maior precisão no prognóstico das tensões, recursos como utilização de técnicas avançadas de imagens digitais devem ser utilizadas, trazendo maior aproximação da geometria óssea real da região. Além disso, a não homogeneidade dos materiais deve ser considerada ². A interface osso/implante também deve incorporar o contato com osso cortical e medular ¹.

Frente à dificuldade de se delinear e comparar os resultados de experimentos que utilizam a técnica de elementos finitos na implantodontia, esta revisão de literatura tem como objetivo avaliar e discutir como têm sido realizadas as análises por elementos finitos na área da Implantodontia. Através deste levantamento, também discutir um modelo ideal de execução e padronização técnica qualitativa e quantitativa que possa guiar estudos futuros capazes de gerar dados que possam ser comparados de forma homogênea em termos de comportamento ósseo, sistemas de implantes e componentes protéticos.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização desta revisão de literatura, inicialmente foi conduzida uma busca por experimentos realizados nos últimos três anos envolvendo implantes dentários e o Método dos elementos finitos. Esta busca foi realizada na base de dados PubMed, na qual foram inseridos os termos: “finite element analysis and dental implants”. A última pesquisa eletrônica foi conduzida em 17 de março de 2010.

A seleção dos artigos para esta revisão foi realizada em 2 estágios. No primeiro estágio os títulos e resumos dos artigos foram revisados e estudos relevantes que executaram experimentos utilizando AEF através de modelos tridimensionais e bidimensionais foram selecionados. Um revisor avaliou os resumos e os artigos completos. Após a leitura dos artigos, mais artigos foram coletados da bibliografia dos artigos previamente selecionados. Durante o segundo estágio, os autores aplicaram critérios específicos de inclusão e exclusão nas publicações selecionadas. Os critérios de exclusão utilizados foram os seguintes: artigos que utilizaram apenas testes mecânicos; artigos de revisão de literatura; artigos não encontrados em língua inglesa; experimentos que não especificaram qual o tipo ósseo ou localização que estava sendo simulada (maxila e mandíbula). Este último critério de exclusão foi inserido por ser considerada esta informação importante para determinar as características da estrutura óssea e as condições de carga a ser aplicada no experimento². Todas as publicações foram inseridas em um software de base de dados de referencias (Endnote, Version 9, ThomsonResearchSoft). Se os dados de estudos relevantes fossem publicados em diferentes revistas ou se metodologia utilizada em estudos do mesmo autor era idêntica, somente a publicação mais significativa foi considerada. As publicações foram classificadas em modelos 2D e 3D.

RESULTADOS

Um total de 421 artigos foi encontrado na base de dados PubMed pela inserção dos termos “finite element analysis and dental implants” (Tabela 1). Quando se limitou a busca para o período de tempo dos “3 últimos anos”, 117 artigos foram observados. Após a

exclusão dos artigos irrelevantes e a pesquisa a lista de referências, 84 artigos foram considerados para esta revisão. Seguindo os critérios de inclusão e exclusão, 68 artigos foram selecionados. Os artigos foram categorizados em 2 grupos: modelos 2D (14) descritos na Tabela 2, e modelo 3D (54) descritos na Tabela 3. Somente 1 estudo simulou simultaneamente modelos 2D e 3D com finalidade comparativa e este foi incluído nos 2 grupos categorizados.

Os dados obtidos foram organizados em tabela descritiva na qual as informações coletadas sobre cada estudo e classificadas em subitens a seguir descritos: leito ósseo - maxila ou mandíbula; região do arco - posterior, anterior ou arcada completa; tipo da prótese - múltipla ou unitária; abrangência do modelo - modelagem somente do implante; do implante e pilar protético ou ambos; tipo da interface protética do implante - hexágono externo, hexágono interno e cone Morse; tipo do pilar protético; valor e direção da carga aplicada; local da aplicação da carga.

A Tabela 4 apresenta os variados pontos de aplicação de carga utilizados nos experimentos realizados em região posterior, arcada completa e região anterior.

DISCUSSÃO

Frente a análise dos estudos elencados nesta revisão de literatura observa-se que a AEF, tanto pelo método bidimensional quanto tridimensional é utilizado em simulações de diversas situações clínicas na Implantodontia, porém com relação a alguns aspectos relacionados à metodologia verifica-se a necessidade de padronização dos experimentos.

Modelos Bidimensionais x Tridimensionais

Frente às limitações de cada método em questão, os resultados desta revisão mostraram que os modelos bidimensionais elencados nos 3 últimos anos (Tabela 2) só visaram simulações clínicas simplificadas na mandíbula envolvendo reabilitações de arco total através de próteses múltiplas ou reabilitações unitárias de arco posterior. O que é importante salientar é que a simplificação de modelos (implantes sem roscas, osso totalmente homogêneo e isotrópico) muitas vezes não altera o propósito de trabalhos que

se limitam a estabelecer de forma isolada a importância relativa do comprimento e diâmetro do implante ⁷⁴.

Diferentemente, os estudos através de modelos tridimensionais mostraram uma maior abrangência de simulações de situações clínicas com particularidades até mesmo em modelos de diferenciação óssea como aqueles presentes em situações de carga imediata e osseointegração plena ⁷⁵. No que se refere à simulação com um modelo tridimensional, sabe-se também que a aplicação de cargas não simétricas pela força mastigatória sobre um implante resulta em uma simulação clínica real mais satisfatória do que aquelas com modelos bidimensionais utilizados em outros trabalhos ⁷⁴.

Entretanto, apesar das tomografias computadorizadas e softwares 3D estarem disponíveis para simulação real do leito ósseo e condições clínicas reais nestas análises, poucos trabalhos foram realizados no que se refere à maxila uma vez que somente 15 artigos foram encontrados em um total de 54 selecionados (Tabela 4), dos quais 3 não especificaram a região do arco a ser estudada. Além disso, somente 4 estudos foram conduzidos na região anterior simulando reabilitações unitárias ^{21,24,54,73} e somente o trabalho de Ujigawa et al., ⁷² simulou uma reabilitação de arco total superior.

Leito ósseo e Região do arco

Com relação ao leito ósseo, o maior número de trabalhos foi realizado na mandíbula, totalizando, entre modelos bidimensionais e tridimensionais, 53 estudos. Com relação à região estudada, 30 referiram-se a região posterior, 9 a região anterior e um total de 16 estudos simularam regiões que receberam próteses de arco total, dos quais 14 múltiplas e 1 do tipo overdenture. Foi observado que 14 experimentos não realizaram especificação da área estudada. Nestes estudos a simulação do leito ósseo foi realizada por meio de um bloco ósseo, com camada de osso cortical e camada de osso medular de espessuras aleatórias. Além desta especificidade matemática muitas vezes não retratar uma situação clínica real, estes experimentos não indicaram a proposta de estudo do modelo, tornando os resultados de difícil aplicação uma vez que o comportamento biomecânico e a resposta óssea frente à indução de tensões irão variar não só de acordo com o arco estudado, mas também, de acordo com a região de estudo, anterior ou posterior. Segundo Assunção et al. ² a geometria do modelo é a principal responsável por gerar alterações nos

resultados do experimento. Desta forma experimentos que reproduzem de forma mais fiel a anatomia óssea da região, até mesmo no que se refere à simulação óssea de tecido tipo I e III, podem trazer resultados mais confiáveis.

O trabalho realizado por Sendyk et al.⁷⁶ que comparou a distribuição de tensões nos implantes em tecido ósseo tipo I e tipo III, apesar de ter sido realizado por meio de elementos finitos bidimensionais em região posterior de mandíbula correspondente ao primeiro molar, ilustra bem o quão importante é priorizar a determinação específica da geometria do modelo. Estes autores observaram que a distribuição das tensões foi maior para cargas horizontais que para axiais e se concentraram principalmente na região cortical coronária junto ao espelho do implante. Além disso, no modelo com osso tipo I, apareceram altas concentrações de tensão no interior do implante. No modelo com osso tipo III a distribuição de tensões no interior do implante foi menor e teve um maior nível de tensão concentrada na área de osso cortical. Desta forma, concluiu-se que o tipo de osso altera a distribuição de tensões no tecido ósseo de suporte e no interior do implante.

Tipo de Prótese

Foram encontrados trabalhos reproduzindo diferentes modalidades protéticas, como overdentures, próteses fixas de arco total, próteses fixas parciais e próteses unitárias, o que mostra as várias possibilidades de utilização da AEF, como descrito por Geng et al.,¹. Em 40 experimentos foram simulados casos unitários, enquanto que em 26 foi realizada simulação de prótese múltipla. A especificação do tipo de prótese utilizado traz grande variação nos resultados encontrados.

Abrangência do modelo experimental

Diante dos resultados, observou-se que 15% dos experimentos confeccionam o modelo utilizando apenas o implante, sem a construção do pilar protético e da restauração protética. Apesar do fato de que é a forma de como ocorre a distribuição do estímulo no osso ao redor do implante, um dos fatores determinantes para garantir que ocorra a remodelagem óssea e garantir o sucesso de sua implantação, o estudo somente desta condição isolada não é uma situação encontrada clinicamente o que pode prejudicar a

precisão dos resultados. Esta distribuição depende de vários fatores, dentre eles estão: o tipo de carregamento, a interface osso/implante, o comprimento e diâmetro dos implantes, a forma e características da superfície do implante, tipo da prótese, a quantidade e qualidade do osso ao redor do implante ¹. Assim, a distribuição de tensões na conexão implante/prótese tem sido examinada por trabalhos utilizando o MEF devido à incidência de problemas clínicos tais como: falhas no parafuso e pilar protético e fraturas de implantes. A possibilidade de avaliar, a partir desse método, a influência de cada componente do implante sobre o campo de tensões e deformações ao seu redor, torna-o vantajoso em relação a ensaios experimentais. Através da análise dos resultados é possível sugerir mudanças no desenho para evitar ou reduzir estas falhas protéticas melhorando a distribuição de tensões nos componentes ⁷⁷.

Interface protética do implante e Pilar protético

Verificou-se nos trabalhos pesquisados que 28% das simulações utilizaram interface protética hexágono externo, 8% interface cone Morse e 7% interface hexágono interno. Em 34 % das simulações utilizaram-se implantes de peça única, ou foi considerada a existência de pilar protético, porém este foi considerado perfeitamente unido ao implante. Além disso, 23% dos experimentos não especificaram qual foi a interface protética utilizada para a simulação. O experimento de Merz et al., em 2000 ⁷⁸ mostrou uma grande diferença na distribuição de tensões ao longo da interface implante/pilar protético em implantes de hexágono externo e implante cone Morse. Os resultados encontrados por Chun et al., em 2006 ⁷⁹ mostraram menor concentração de tensões em implantes de interface protética hexágono interno em comparação a implantes de corpo único e de interface hexágono externo, quando aplicadas cargas axiais ou oblíquas, chegando a conclusão que o tipo da interface protética tem significativa influência na distribuição das tensões no osso periimplantar. Desta forma, desconsideração do tipo de interface implante/pilar protético, pode fazer com que os resultados obtidos se afastem da realidade.

Direção, local e valor da carga aplicada

A maioria dos estudos elencados nesta revisão realizou no experimento a simulação de cargas em ambas as direções, axial e oblíqua, comparando o efeito das mesmas tanto em nível ósseo, do implante quanto na interface implante/pilar protético. Na região posterior foram encontrados 20 diferentes valores ou direções de aplicação do carregamento, dos quais 11 compreenderam a adoção de forças oblíquas que variaram de 20N a 382N, e 9 preconizaram carregamento direcionado ao longo eixo que variaram de 50 a 800N. Nos trabalhos realizados em arcadas completas foram encontradas 11 configurações diferentes, 3 de forma oblíqua com carga variando de 45 a 50N; e 7 de forma axial com forças variando de 15 a 800N.

Os resultados de estudos que comparam a distribuição de tensão para cargas axiais e cargas oblíquas ao longo eixo dos implantes mostraram resultados distintos para cada uma das situações^{78,79}. Desta forma, a configuração da carga aplicada (direção e magnitude) pode trazer alteração nos resultados e a variedade de configurações apresentada pode dificultar a comparação entre os diferentes trabalhos.

O fator em que foi encontrado maior discordância entre as metodologias analisadas diz respeito a aplicação da carga. Tanto o local de aplicação da carga, quanto a magnitude da carga aplicada variaram muito nos experimentos. A tabela 4 mostra os variados pontos de aplicação de carga utilizados nos experimentos realizados em região posterior, arcada completo e região anterior. Nos experimentos em arco completo apenas 6 experimentos realizaram a aplicação da carga nas pontas de cúspides, distribuindo a carga por toda arcada, sendo que 12 estudos aplicaram a carga apenas em regiões específicas da arcada, situação que foge dos padrões normais da oclusão. Quando observamos a local da aplicação da carga em experimentos na região posterior observamos a utilização de 14 situações diferentes situações para a aplicação da carga. Esta grande variedade na realização dos experimentos pode dificultar a comparação dos resultados encontrados por diferentes autores.

Desta forma, verificamos a falta de padronização na confecção dos modelos, na determinação do local para a aplicação da carga e da configuração da carga, que são questões importantes para que a utilização do método dos elementos finitos venha a ser uma ferramenta ainda mais confiável no testes biomecânicos dos sistemas envolvidos na implantodontia.

Por fim, apesar de a AEF representar modelos matemáticos, as características biológicas individuais devem ser consideradas, visto que a qualidade e quantidade de osso, a força mastigatória, presença de hábitos parafuncionais, a região do arco e tipo de reabilitação protética a ser executada são fatores variáveis que interferem significativamente nos resultados dos tratamentos. Neste sentido, trabalhos clínicos⁸⁰⁻⁸² orientam a seleção correta de valores, direção e local da carga aplicadas que possam ser utilizadas com maior especificidade na definição de carregamentos nos ensaios de AEF.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

É necessária maior padronização na realização dos experimentos com o método dos elementos finitos. A construção dos modelos e as condições de carga apresentaram diferentes configurações e interpretações o que pode prejudicar a confiabilidade e a comparação dos resultados.

A construção de modelos tridimensionais para AEF com a utilização de imagens de tomografia computadorizada para a criação da estrutura óssea da região estudada, a escolha criteriosa e o desenho detalhado do implante, interface protética, pilar intermediário e prótese indicada para situação, além da aplicação de carga com magnitude e direcionamento correspondentes à situação no meio bucal podem trazer resultados mais confiáveis.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585–598.
2. Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg* 2009;20(4):1173-1177.
3. Eser A, Akça K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(3):439-446.

4. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2009;17(2):50-57.
5. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *J Periodontol* 2008;79(11):2166-2172.
6. Papavisiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis, and loading during function. *J Prosthe Dent* 1996;76:633-640.
7. Sato YER, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1999;26(8): 640-643.
8. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Bone remodeling induced by dental implants of functionally graded materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010;92(2):430-438.
9. Assunção WG, Gomes EA, Barão VA, de Sousa EA. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(6):1040-1044
10. Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(5):866-876.
11. Barão VA, Assunção WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes EA, de Sousa EA, et al. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *J Craniofac Surg* 2009;20(4):1066-1071.
12. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of platform switching on implant crest bone stress: a finite element analysis. *Implant Dent* 2009;18(3):260-269.
13. Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, de Sousa EA, Gomes EA, Delben JA. Comparison between complete denture and implant-retained overdenture: effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution. *Gerodontology* 2009;26(4):273-281.
14. Cunha LD, Pellizzer EP, Verri FR, Pereira JA. Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. *Implant Dent* 2008;17(3):278-287.

15. Barão VA, Assunção WG, Tabata LF, de Sousa EA, Rocha EP. Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. *Comput Methods Programs Biomed* 2008;92(2):213-223.
16. Assunção WG, Tabata LF, Barão VA, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil* 2008;35(10):766-774.
17. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol* 2008;34(1):1-6.
18. Shi L, Li H, Fok AS, Ucer C, Devlin H, Horner K. Shape optimization of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(6):911-920.
19. Verri FR, Pellizzer EP, Rocha EP, Pereira JA. Influence of length and diameter of implants associated with distal extension removable partial dentures. *Implant Dent* 2007;16(3):270-280.
20. Petrie CS, Williams JL. Probabilistic analysis of peri-implant strain predictions as influenced by uncertainties in bone properties and occlusal forces. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(5):611-619.
21. Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12(3):219-234.
22. Lin CL, Wang JC, Chang SH, Chen ST. Evaluation of stress induced by implant type, number of splinted teeth, and variations in periodontal support in tooth-implant-supported fixed partial dentures: a non-linear finite element analysis. *J Periodontol* 2010;81(1):121-130.
23. Lin CL, Lin YH, Chang SH. Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm. *J Biomech* 2010;43(4):644-651.
24. Caglar A, Bal BT, Aydin C, Yilmaz H, Ozkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(1):95-103.
25. Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around

- implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res* 2010;54(3):133-142.
26. Teixeira MF, Ramalho SA, Sartori IAM, Lehmann RB. Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. *Implant Dent* 2010;19(1):39-49.
27. Lin D, Li Q, Li W, Duckmanton N, Swain M. Mandibular bone remodeling induced by dental implant. *J Biomech* 2010;43(2):287-293.
28. Chang PC, Lang NP, Giannobile WV. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(1):1-12.
29. Greco GD, Jansen WC, Landre Junior J, Seraidarian PI. Biomechanical analysis of the stresses generated by different disocclusion patterns in an implant-supported mandibular complete denture. *J Appl Oral Sci* 2009;17(5):515-520.
30. Kong L, Gu Z, Li T, Wu J, Hu K, Liu Y, et al. Biomechanical optimization of implant diameter and length for immediate loading: a nonlinear finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2009;22(6):607-615.
31. Nagasao T, Miyamoto J, Kawana H. Biomechanical evaluation of implant placement in the reconstructed mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(6):999-1005.
32. Naveau A, Pierrisnard L. Mechanical effects of implant-tooth rigid connection by a fixed partial denture: a 3d finite element analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2009;17(3):98-104.
33. Segundo RM, Oshima HM, da Silva IN, Burnett LH Jr, Mota EG, Silva LL. Stress distribution of an internal connection implant prostheses set: a 3D finite element analysis. *Stomatologija* 2009;11(2):55-59.
34. Greco GD, Jansen WC, Landre Junior J, Seraidarian PI. Stress analysis on the free-end distal extension of an implant-supported mandibular complete denture. *Braz Oral Res* 2009;23(2):182-189.
35. Fazel A, Aalai S, Rismanchian M. Effect of macro-design of immediately loaded implants on micromotion and stress distribution in surrounding bone using finite element analysis. *Implant Dent* 2009;18(4):345-352.

36. Naveau A, Renault P, Pierrisnard L. Effects of vertical interarch space and abutment height on stress distributions: a 3D finite element analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2009;17(2):90-94.
37. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(3):511-517.
38. Huang HL, Fuh LJ, Ko CC, Hsu JT, Chen CC. Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(3):455-462.
39. Eser A, Akça K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(3):439-446.
40. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(3):391-403.
41. Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. *J Periodontol* 2009;80(7):1125-1132.
42. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, Francetti L. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont* 2009;22(2):155-157.
43. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont* 2009;18(5):393-402.
44. Prakash V, D'Souza M, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2009;20(1):31-36.
45. Cicciù M, Risitano G, Maiorana C, Franceschini G. Parametric analysis of the strength in the "Toronto" osseous-prosthesis system. *Minerva Stomatol* 2009;58(1-2):9-23.
46. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12(2):105-113.

47. Wang K, Li DH, Guo JF, Liu BL, Shi SQ. Effects of buccal bi-cortical anchorages on primary stability of dental implants: a numerical approach of natural frequency analysis. *J Oral Rehabil* 2009;36(4):284-291.
48. Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol* 2008;34(5):248-255.
49. Fazel A, Aalai S, Rismanchian M, Sadr-Eshkevari P. Micromotion and stress distribution of immediate loaded implants: a finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11(4):267-271.
50. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11(4):279-87.
51. Sun Y, Kong L, Hu K, Xie C, Zhou H, Liu Y, Liu B. Selection of the implant transgingival height for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2009;47(5):393-398.
52. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont* 2008;21(6):539-542.
53. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008;100(6):422-431.
54. Kao HC, Gung YW, Chung TF, Hsu ML. The influence of abutment angulation on micromotion level for immediately loaded dental implants: a 3-D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(4):623-630.
55. Las Casas EB, Ferreira PC, Cimini CA Jr, Toledo EM, Barra LP, Cruz M. Comparative 3D finite element stress analysis of straight and angled wedge-shaped implant designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(2):215-225.
56. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, Liu B. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(1):65-74.
57. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen YW. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. *J Dent* 2008;36(6):409-417.

58. Lan TH, Huang HL, Wu JH, Lee HE, Wang CH. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci* 2008;24(3):138-143.
59. Huang HL, Fuh LJ, Hsu JT, Tu MG, Shen YW, Wu CL. Effects of implant surface roughness and stiffness of grafted bone on an immediately loaded maxillary implant: a 3D numerical analysis. *J Oral Rehabil* 2008;35(4):283-290.
60. Veziroglu F, Yilmaz D. Biomechanical evaluation of the consolidation period of alveolar distraction osteogenesis with three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008;37(5):448-452.
61. Lin CL, Chang SH, Chang WJ, Kuo YC. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. *Eur J Oral Sci* 2007;115(5):408-416.
62. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* 2008;30(2):218-225.
63. Kong L, Sun Y, Hu K, Liu Y, Li D, Qiu Z, Liu B. Selections of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. *J Biomech* 2008;41(5):1124-1130.
64. Bergkvist G, Simonsson K, Rydberg K, Johansson F, Dérand T. A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;10(1):40-46.
65. Natali AN, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. *Dent Mater* 2008;24(4):561-569.
66. Tsumita M, Kokubo Y, Vult von Steyern P, Fukushima S. Effect of framework shape on the fracture strength of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures in the molar region. *J Prosthodont* 2008;17(4):274-285.
67. Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three-dimensional stress analysis of tooth/implant-retained long-span fixed dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(5):710-718.

68. Liao SH, Tong RF, Dong JX. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Comput Med Imaging Graph* 2008;32(1):53-60.
69. Huang HL, Chang CH, Hsu JT, Fallgatter AM, Ko CC. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(4):551-562.
70. 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):107-117.
71. Abu-Hammad O, Khraisat A, Dar-Odeh N, Jagger DC, Hammerle CH. The staggered installation of dental implants and its effect on bone stresses. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(3):121-127.
72. Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane GY. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007;36(7):620-625.
73. Dubois G, Daas M, Bonnet AS, Lipinski P. Biomechanical study of a prosthetic solution based on an angled abutment: case of upper lateral incisor. *Med Eng Phys* 2007;29(9):989-998.
74. Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004;91(1):20-25.
75. Pessoa RS, Muraru L, Marcantonio Jr E, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SVN. Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants – CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis *Clin Implant Dent Relat Res* 2009:1-16.
76. Sendyk CL, Sendyk WR, Gromatzky A. Análise em elemento finito-não linear-da influência do tipo ósseo na estabilidade de implante osseointegrado. *Rev Odontol Univ Santo Amaro* 2002;7:85-89.
77. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implant* 2000;26(2):77-81.

78. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000 ;15(4):519-526.
79. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):195-202.
80. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res* 1998;77(10):1832-1839.
81. Duyck J, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Puers R, Vander Sloten J, Naert I. Three-dimensional force measurements on oral implants: a methodological study. *J Oral Rehabil* 2000;27(9):744-753.
82. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002;15(1):20-27.

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1. Número de artigos encontrados na busca realizada na database PUBMED em cada etapa da seleção nos últimos 3 anos

Busca inicial “finite element analysis dental implants”	421
Limitados aos últimos 3 anos	117
Encontrados em Língua Inglesa	114
Realizaram estudo com Análise por elementos finitos	84
Identificaram a região da arcada onde foi realizada a análise	68
AEF 3D	54
AEF 2D	14
Estudo realizado somente com implantes	11
Estudo realizado com implantes + pilares protéticos	57

Tabela 2. Análise dos experimentos de AEF 2D

Ano	Autores	Leito ósseo	Região (anterior ou posterior)	Tipo (Unitária ou Múltipla)	Implante/ Intermediário/ Ambos	Tipo do Implante (Conexão)	Tipo do intermediário	Direção e Carga simulada (valor)	Local da aplicação da carga
2010	Lin D	Mandíbula	Não Espec.	Unitária	Ambos	Peça única	Cônico	202,3N a 1,32° do eixo vertical	Superfície oclusal da coroa
2009	Assunção et al.	Mandíbula	Posterior	Unitária	Ambos	Hexágono externo	UCLA Titânio Reto	133 N, 30° longo do eixo	2 mm fora do centro da coroa
2009	Guan et al.	Mandíbula	Não Espec.	Unitária	Implante	Não Espec.	Não Utiliza	Vertical: 50 a 500 N Lateral: 25 a 250 N	Centro do implante
2009	Barão et al.	Mandíbula	Arco total	Múltipla	Ambos	Hex. Externo	UCLA Cilíndrico Cr-CO	Vertical: 100 N	Perpendicular a face incisal do Incisivo Central
2009	Schrotenboer et al.	Mandíbula	Posterior	Unitária	Ambos	Interna	Não Espec.	Vertical: 100 N Obliqua 45°: 100N	Superfície superior do pilar no centro
2009	Assunção et al.	Mandíbula	Arco Total	Múltipla: Overdenture	Ambos	H. Ext	O'Ring não esplintados	Vertical: 100 N	Incisivo Central
2009	Schrotenboer et al.	Mandíbula	Posterior	Unitária	Ambos	Não Espec.	Conveccional e Plataforma Switch	Vertical: 100 N Obliqua 45°: 100 N	Topo do pilar
2008	Cunha et al.	Mandíbula	Posterior	Unitária	Implante	H. Externo	Não Espec.	Vertical: 50 N	Pontas de cúspides
2008	Barão et al.	Mandíbula	Arco Total	Múltipla	Ambos	H.Externo	Barra	100 N Axial	Barra na região do incisivo central
2008	Assunção et al.	Mandíbula	Arco Total	Múltipla	Ambos	H. Externo	Barra clip o'ring	Vertical: 100 N	1° Molar
2008	Quaresma et al.	Mandíbula	Posterior	Unitária	Ambos	H. Interno Cone Morse	Retos	Vertical : 100 N	Cuspide vestibular
2007	Shi L. et al.*	Mandíbula	Não Espec.	Unitária	Implante	Não Espec.	Não Utiliza	200 N componente vertical 100 N componente horizontal	Central oclusal do implante
2007	Verri et al.	Mandíbula	Não Espec.	Múltipla	Implante	H. Externo	Não Utiliza	50 N Vertical	Pontas de cúspides
2007	Petrie et al.	Mandíbula	Posterior	Unitária	Ambos	Peça única	Peça única	Direção vestibulo-lingual: 142N	Topo da restauração sentido vertical e horizontal

* estudo 2D e 3D

Tabela 3. Análise dos experimentos 3D

Ano	Autores	Leito ósseo	Região (anterior ou posterior)	Tipo (Unitária ou Múltipla)	Implante/ Intermediário/ Ambos	Tipo do Implante (Conexão)	Tipo do intermediário	Direção e Carga simulada (valor)	Local da aplicação da carga
2010	Pessoa et al.	Maxila: - Carga Imediata -Osseointegrado	Anterior	Unitária	Ambos	Hex externo Hex Interno Cone Morse	Munhão Universal	Carga estática P-V inclinação de 40° em relação ao eixo longitudinal do alvéolo: 50, 100 e 200N	Centro do topo do pilar
2010	Lin	Mandíbula	Posterior	Múltipla	Ambos	Cone Morse e Peça Única	Cilindrico	Vertical: 200 N Obliqua: 200 N	Centro da fossa central e cúspide lingual
2010	Lin	Maxila	Posterior	Unitária	Ambos	H. Ext. e Cone Morse	Conico	Vertical: 200 N Obliqua 45°: 200 N	Fossa Central Cuspide Vestibular
2010	Caglar A. et al	Maxila	Anterior	Unitária	Ambos	Não Espec.	Não Espec.	Obliqua 30°: 178 N Horizontal: 25,5 N	Superfície palatina da Coroa.
2010	Okumura et al	Maxila	Posterior	Unitária	Implante + Intermediário Corpo Único	Corpo Único	Não Espec.	Axial: 100 N Buco-lingual : 50 N	Centro da coroa
2010	Teixeira et al.	Mandíbula	Arco inferior	Múltipla	Ambos	Peça Única	Peça única	Axial: 100 N Obliqua: 45 N	1° Molar Ponto Médio cúspide vestibular
2010	Lin et al.	Mandíbula	Anterior	Unitária	Ambos	Peça única	Peça única	Vertical: 100 N Obliqua: 20 N	Não Espec.
2010	Chang et al.	Maxila	Posterior	Unitária	Ambos	Hexágono externo (implantes unidos)	Reto	Vertical: 200 N Horizontal: 40 N	Fossa central e distal da coroa
2009	Greco et al.	Mandíbula	Protocolo inferior	Múltipla	Implante + Intermediário	Hexágono Externo	3 mm altura 4.1 plataforma 20 N Torque	15 N 45°	Diversos pontos simulando desoclusão
2009	Kong et al	Mandíbula	Posterior	Unitária	Ambos	Peça única	Cônico Reto	Axial: 100 N 45 °: 30 N	Fossa Central Cuspide Vestibular
2009	Nagasao et al.	Mandíbula	Não Espec.	Unitária	Implante	Não Espec.	Não Espec.	100 N de resultante	Implante
2009	Naveau &	Mandíbula	Posterior	Múltipla	Ambos	Não Espec.	Cônico	Vertical: 100 N	Face Oclusal
2009	Segundo et al	Mandíbula	Posterior	Unitária	Ambos	Hex. Interno	Cônico	Vertical: 382 N Obliqua 15°	Região superior da coroa a 4 e 6 mm do centro
2009	Greco et al.	Mandíbula	Protocolo inferior	Múltipla	Implante + mini- pilar cônico	HE. Cilindrico	Mini-pilar cônico	Axial: 15N	1° Pré-Molar, 1° e 2°Pré- Molar, 1° e 2° PM e 1° M, Vários pontos na oclusal
2009	Fazel et al.	Mandíbula	Não Espec.	Unitária	Ambos	Não Espec.	Não Espec.	500 N	Fossa oclusal

2009	Naveau et al.	Mandíbula	Posterior	Unitária	Ambos	Cone Morse	Cônico	75° do plano oclusal 30° de inclinação do eixo vertical : 30 N	Cúspide lingual Cúspide Vestibular
2009	Bellini et al	Mandíbula	Arco total	Múltipla	Ambos	Peça única	Não Espec.	Vertical: 100 N	Cantilever distal da infraestrutura
2009	Huang et al	Maxila	Posterior	Unitário	Ambos	Peça única	Peça única	Obliqua 45°: 129N	Cúspide Vestibular
2009	Eser et al.	Maxila	Não Espec.	Múltipla	Ambos	Cone Morse Peça única	Cilíndrico	Vertical: 100 N	Distal da Barra da Overdenture
2009	Cruz et al.	Mandíbula	Posterior	Múltipla	Ambos	Não Espec.	Não Espec.	Vertical: 100 N Horizontal: 20 N	Centro da coroa e sentido buço-lingual na vestibular
2009	Hsu et al.	Mandíbula	Posterior	Unitária	Ambos	Hex. Externo	Cilíndrico	Vertical : 133 N 45°: 130 N	Topo do Pilar
2009	Bellini et al.	Maxila	Não Espec.	Múltipla	Ambos	Peça única	Cilíndrico	Vertical : 100 N	Na super estrutura no cantilever
2009	Ding et al.	Mandíbula	Anterior	Unitária	Ambos	Peça único	Peça única 5mm	150 N Vertical e Obliqua 45°	Topo do Pilar
2009	Prakash et al.	Mandíbula	Arco Total	Múltipla	Implante + Intermediário + Barra Over	Hex. Interno	2,5 mm altura	Vertical: 100 N	Região do clip da barra
2009	Cicciù et al.	Mandíbula	Arco Total	Múltipla	Ambos	Não Espec.	Cônico	250 N 800 N	Incisivos Molares
2009	Rubo & Capello	Mandíbula	Arco total	Múltipla	Ambos	Peça única	Não Espec.	Vertical: 100 N	15 mm distal ao ultimo pilar da estrutura
2009	Wang et al.	Mandíbula	Posterior	Unitária	Implante	Não Espec.	Não Espec.	Não Espec.	Não Espec.
2009	Rubo & Souza	Mandíbula	Arco Total	Múltipla	Ambos	Peça única	Não Espec.	Vertical: 100 N	15 mm distal ao ultimo pilar na estrutura
2009	Fazel et al.	Mandíbula	Posterior	Unitária	Implante	Não Espec.	Não Espec.	15 ° do eixo vertical: 500 N	Não Espec.
2009	Ding et al.	Mandíbula	Anterior	Unitária	Ambos	Peça única	Não Espec.	Vertical: 150 N Obliqua 45°: 150N	Topo de cada pilar
2009	Sun et al.	Mandíbula	Anterior	Não Espec.	Ambos	Peça única	Sólido 5 a 1 mm de altura	Axial: 200 N Buco-lingual:100N	Supraestrutura (cobrindo abutment) Cerâmica no centro
2008	Bevilaqua et al.	Mandíbula	Arco Total	Múltipla	Ambos	Não Espec.	Não Espec.	Vertical: 150 N	Região do 1° molar na estrutura metálica
2008	Baggi et al.	Ambos	Posterior (Região de Molar)	Unitária	Ambos	Hex. Externo Cone Morse	Peça única Munhão	Vertical: 250 N Buco-lingual: 100 N	Topo do pilar
2008	Kao et al.	Maxila	Anterior	Unitária	Ambos	Hex. Externo	0° angulado 15° e 25°	89 N 120° do longo do eixo	Topo do pilar
2008	Las Casas et al.	Mandíbula	Posterior	Unitária	Ambos	Não Espec.	Retos Angulados	Axial: 100 N Horizontal: 20 N	Topo do pilar
2008	Kong et al.	Mandíbula	Não Espec.	Unitária	Ambos Peça única	H. Externo	Não Espec.	Axial: 100 N Buco-lingual 45°: 50 N	Centro de super estrutura cerâmica

2008	Huang et al.	Maxila	Posterior	Unitária	Ambos	Não Espec.	Não Espec.	129 N 30° do longo do eixo	Cuspide bucal
2008	Lan et al.	Mandíbula	Posterior	Múltipla	Peça única	Não Espec.	Não Espec.	Vertical e Horizontal: 200 N	Fossa central das coroas esplintadas cerâmicas
2008	Huang et al.	Maxila	Posterior	Unitária	Ambos	Peça única	Reto	Vertical: 129 N Obliqua de 30 e 60°: 129 N	Cuspide lingual e fossa central
2008	Veziroglu & Yilmaz	Mandíbula	Posterior	Unitária	Implante	Não Espec.	Não Espec.	Horizontal : 30 N Vertical : 105N Obliqua : 210 N	Implante
2008	Lin et al.	Mandíbula	Posterior	Múltipla	Ambos	H. Interno	Conico Solido	Vertical: 200 N Obliquo : 200 N	Fossa Central Cuspide vestibular
2008	Daas et al.	Mandíbula	Arco total	Múltipla	Ambos	H. Externo	O'Ring	100 N 55 N 40 N ->	1 Molar Canino Incisivos
2008	Kong et al.	Mandíbula	Não Espec.	Unitária	Ambos	Peça única	Solid Abutment	Axial 200 N Horizontal 100 N	Centro da super estrutura
2008	Bergvist et al.	Maxila	Não Espec.	Múltipla	Ambos	Nao Espec.	Não Espec.	Vertical e 10° obliqua: 300N	Sobre a prótese região do implante
2008	Natali et al.	Mandíbula	Posterior	Múltipla	Implante+ Barra	H. Externo	Não Espec.	Não Aplica	Não Aplica
2008	Tsumita et al.	Mandíbula	Posterior	Múltipla	Ambos	Não Espec.	Não Espec.	800 N Vertical	Estrutura de zircônia na ponta do pântico
2007	Maezana et al.	Mandíbula	Arco total	Múltipla	Implante+Barra	Não Espec.	Não Espec.	20 N vertical -> 40 N em 30° ->	Incisivos e caninos Pré-molares
2007	Shi et al.*	Mandíbula	Não Espec.	Unitaria	Implante	Não Espec.	Não Utiliza	200 N componente vertical 100 N componente horizontal	Central oclusal do implante
2007	Liao et al.	Mandíbula	Não Espec.	Unitária	Implantes	Cone Morse	Não Usa	200 N vertical 40 N horizontal Vestibulo- lingual	Implante
2007	Huang et al.	Mandíbula	Posterior	Unitária	Implante	H. Externo	Não Utilizado	100 N Obliqua 45°	Cúspide Vestibular
2007	Lin et al.	Maxila	Posterior	Unitária	Ambos	Cone Morse H. Externo	Retos e Angulados	150 N Vertical e Obliqua	Fossa Central. Cúspide Vestibular e Lingual
2007	Abu-hammad et al.	Mandíbula	Não espec.	Unitária	Ambos	Não Espec.	Reto	Vertical: 100 N Lateral: 100 N	Ponto médio no topo do pilar
2007	Ujigawa et al.	Maxila	Arco Total	Múltipla	Ambos	H. Externo	Multi-Unit 5 mm de altura	150 Vertical 50 N lateral	Cantilever distal Superfície palatal
2007	Dubois et al.	Maxila	Anterior	Unitária	Ambos	H. Externo	Angulado 25°	Variável até 881N	Topo coroa cerâmica

* estudo 2D e 3D

Tabela 4 - Local da aplicação da carga descrita e número de experimentos segundo a região

LOCAL DA APLICAÇÃO DA CARGA	
	EXPERIMENTOS
Região posterior (n=28)	
Fossa central + cúspide lingual	2
Fossa central + cúspide vestibular	3
Fossa central	3
Fossa central + distal da coroa	1
Fossa central + superfície vestibular	1
Fossa central + cúspides vestibular e lingual	1
2mm distante do centro da sup. Oclusal	1
4mm distante do centro da sup. Oclusal	1
Cúspide vestibular	5
Porção superior do pilar protético	4
Pontas de cúspide	2
Implante	1
Pôntico	1
Localização não especificada	2
Região anterior (n=3)	
Cíngulo	2
Centro do topo do pilar	2
Topo da coroa cerâmica	1
Localização não especificada	1
Arco completo (n=18)	
Cantilever distal	4
Pontas de cúspides	6
Incisivo central	4
1º molar	3
Incisivo central e 1º molar	1

6. Referências

1. Abu-Hammad O, Khraisat A, Dar-Odeh N, Jagger DC, Hammerle CH. The staggered installation of dental implants and its effect on bone stresses. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007;9(3):121-7.
2. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture Resistance of yttria-Stabilized Zirconia Dental Implant Abutments. *J Prosthodont*. 2009;18(1):17-22.
3. Akça K, Çehreli MC, Iplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant–abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Impl Res*. 2003;14:444–54.
4. Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract*. 2008;9(7):41-8.
5. ASM and American Society for Metals ASM Handbook. Friction, Lubrication and Wear Technology. 1992;18.
6. Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, de Sousa EA, Gomes EA, Delben JA. Comparison between complete denture and implant-retained overdenture: effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution. *Gerodontology*. 2009 Dec;26(4):273-81. Epub 2008 Dec 1.
7. Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009; 20(4):1173-7.
8. Assunção WG, Gomes EA, Barão VA, Sousa EA. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24(6):1040-4
9. Assunção WG, Tabata LF, Barão VA, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil*. 2008; 35(10):766-74. Epub 2008 May 9.
10. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2006; 95(2):111-6.
11. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008; 100(6):422-31.

12. Balbinoti JA, Lang RP. Influência da geometria da rosca de implantes dentários osseointegrados no campo de tensões em ossos [monografia]. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Centro Federal Tecnológico; 2007.
13. Barão VA, Assunção WG, Tabata LF, de Sousa EA, Rocha EP. Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. *Comput Methods Programs Biomed.* 2008;92(2):213-23.
14. Barão VA, Assunção WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes EA, de Sousa EA, et al. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *J Craniofac Surg.* 2009;20(4):1066-71.
15. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent.* 1995; 74(1):51-5.
16. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, et al. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont.* 2009;22(2):155-7.
17. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(3):511-7.
18. Belser U, Buser D, Higginbottom F. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding esthetics in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:73-4.
19. Bergkvist G, Simonsson K, Rydberg K, Johansson F, Dérand T. A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008; 10(1):40-6.
20. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont.* 2008;21(6):539-42.
21. Bickford, JH., *An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints.* Nova Iorque. Marcel Dekker, Inc., 1990.
22. Blatt M, Butignon LE, Bonachela WC. Análise por elementos finitos aplicados a Implantodontia – uma nova realidade do virtual para o real. *Innov Implant J.* 2006;1(2):53-62.
23. Bonacin Filho V. Avaliação do torque para deformação plástica dos parafusos de fixação do intermediário de diferentes materiais e graus de tolerância em implantes de desenhos diversos. Análise pelo método dos elementos finitos com modelos tridimensionais [tese]. Campinas: Universidade São Leopoldo Mandic. Centro de Pós Graduação/CPO; 2009.
24. Bozkaya D, Müftü S, Müftü A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;92:523-50.

25. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Nov 11. Epub 2010 Jan 1.
26. Caglar A, Bal BT, Aydin C, Yilmaz H, Ozkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010; 25(1):95-103.
27. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int.* 1996;27(9):591-8.
28. Canullo L. Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. *Int J Prosthodont.* 2007;20(5):489-93.
29. Çehreli MC, Akça K, Iplikçioglu H. Force transmission of one and two piece Morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:481-489.
30. Cicciù M, Risitano G, Maiorana C, Franceschini G. Parametric analysis of the strength in the "Toronto" osseous-prosthesis system. *Minerva Stomatol.* 2009;58(1-2):9-23.
31. Chang PC, Lang NP, Giannobile WV. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21(1):1-12.
32. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(2):195-202.
33. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(3):391-403.
34. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys.* 2008; 30(2):218-25. Epub 2007 Mar 26.
35. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol.* 2006;77(1):73-80.
36. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implants.* 2000;26(2):77-81.
37. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009; 11(4):279-87. Epub 2008 Sep 9.

38. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. 2009;18(5):393-402. Epub 2009 Apr 3.
39. Döring K, Eisenmann E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):198-209.
40. Dubois G, Daas M, Bonnet AS, Lipinski P. Biomechanical study of a prosthetic solution based on an angled abutment: case of upper lateral incisor. *Med Eng Phys*. 2007;29(9):989-98. Epub 2006 Dec 8.
41. Duyck J, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Puers R, Vander Sloten J, Naert I. Three-dimensional force measurements on oral implants: a methodological study. *J Oral Rehabil*. 2000;27(9):744-53.
42. Eser A, Akça K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(3):439-46.
43. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stress transferred to implant-supported protheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004;91:144-50.
44. Fazel A, Aalai S, Rismanchian M, Sadr-Eshkevari P. Micromotion and stress distribution of immediate loaded implants: a finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(4):267-71. Epub 2008 Sep 9.
45. Fazel A, Aalai S, Rismanchian M. Effect of macro-design of immediately loaded implants on micromotion and stress distribution in surrounding bone using finite element analysis. *Implant Dent*. 2009;18(4):345-52.
46. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res*. 1998;77(10):1832-9.
47. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.
48. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int*. 2006;37(1):19-26.
49. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2004;17(3):285-90.
50. Greco GD, Jansen WC, Landre Junior J, Seraidarian PI. Biomechanical analysis of the stresses generated by different disocclusion patterns in an implant-supported mandibular complete denture. *J Appl Oral Sci*. 2009;17(5):515-20.

51. Greco GD, Jansen WC, Landre Junior J, Seraidarian PI. Stress analysis on the free-end distal extension of an implant-supported mandibular complete denture. *Braz Oral Res.* 2009;23(2):182-9.
52. Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24(5):866-76.
53. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):20-5.
54. Huang HL, Chang CH, Hsu JT, Fallgatter AM, Ko CC. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(4):551-62.
55. Huang HL, Fuh LJ, Hsu JT, Tu MG, Shen YW, Wu CL. Effects of implant surface roughness and stiffness of grafted bone on an immediately loaded maxillary implant: a 3D numerical analysis. *J Oral Rehabil.* 2008; 35(4):283-90.
56. Huang HL, Fuh LJ, Ko CC, Hsu JT, Chen CC. Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(3):455-62.
57. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen YW. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. *J Dent.* 2008;36(6):409-17. Epub 2008 Apr 1.
58. Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. *J Periodontol.* 2009;80(7):1125-32.
59. Iplikçioglu H, Akça K, Çehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(2):258-65.
60. Kao HC, Gung YW, Chung TF, Hsu ML. The influence of abutment angulation on micromotion level for immediately loaded dental implants: a 3-D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(4):623-30.
61. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009;17(2):50-7.
62. Kerstein RB, Radke J. A comparison of fabrication precision and mechanical reliability of 2 zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(6):1029-36.

63. Koolstra JH, van Eijden TM, Weijs WA, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech.* 1988;21(7):563-76.
64. Kong L, Gu Z, Li T, Wu J, Hu K, Liu Y, Zhou H, Liu B. Biomechanical optimization of implant diameter and length for immediate loading: a nonlinear finite element analysis. *Int J Prosthodont.* 2009;22(6):607-15.
65. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, Liu B. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(1):65-74.
66. Kong L, Sun Y, Hu K, Liu Y, Li D, Qiu Z, Liu B. Selections of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2008;41(5):1124-30. Epub 2008 Feb 6.
67. Lan TH, Huang HL, Wu JH, Lee HE, Wang CH. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci.* 2008;24(3):138-43.
68. Las Casas EB, Ferreira PC, Cimini CA Jr, Toledo EM, Barra LP, Cruz M. Comparative 3D finite element stress analysis of straight and angled wedge-shaped implant designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(2):215-25.
69. Levine RA, Ganeles J, Jaffin RA, Clem DS, 3rd, Beagle JR, Keller GW. Multicenter retrospective analysis of wide-neck dental implants for single molar replacement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):736-42.
70. Liao SH, Tong RF, Dong JX. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Comput Med Imaging Graph.* 2008;32(1):53-60. Epub 2007 Oct 24.
71. Lin CL, Chang SH, Chang WJ, Kuo YC. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. *Eur J Oral Sci.* 2007;115(5):408-16.
72. Lin CL, Lin YH, Chang SH. Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm. *J Biomech.* 2010;43(4):644-51.
73. 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. Epub 2007 Oct 16.
74. Lin CL, Wang JC, Chang SH, Chen ST. Evaluation of stress induced by implant type, number of splinted teeth, and variations in periodontal support in tooth-implant-supported fixed partial dentures: a non-linear finite element analysis. *J Periodontol.* 2010;81(1):121-30.
75. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Bone remodeling induced by dental implants of functionally graded materials. *J Biomed Mater Res part B Appl Biomater.* 2010;92(2):430-8.

76. Lin D, Li Q, Li W, Duckmanton N, Swain M. Mandibular bone remodeling induced by dental implant. *J Biomech.* 2010;43(2):287-93. Epub 2009 Oct 7.
77. Lustosa JM, Murakami RH. Influência de parâmetros dimensionais no campo de tensões entre mandíbula/implante [monografia]. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Centro Federal Tecnológico; 2006.
78. Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three-dimensional stress analysis of tooth/implant-retained long-span fixed dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):710-8.
79. Mangano C, Bartolucci EG. Single Tooth Replacement by Morse Taper Connection Implants: A Retrospective Study of 80 Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(5):675-80.
80. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):519-26.
81. Mitsias ME, Silva NR, Pines M, Stappert C, Thompson VP. Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments. *Int J Prosthodont.* 2010;23(1):56-9.
82. Moaveni S. Finite element analysis: theory and application with ANSYS. New Jersey: Prentice-Hall, Upper Saddle River, 2003.
83. Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent.* 1997;78(6):582-91.
84. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont.* 2002;15(1):20-7.
85. Nagasao T, Miyamoto J, Kawana H. Biomechanical evaluation of implant placement in the reconstructed mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(6):999-1005.
86. Nagasawa S, Hayano K, Niino T, Yamakura K, Yoshida T, Mizoguchi T, et al. Nonlinear Stress Analysis of Titanium Implants by Finite Element Method. *Dent Mater J.* 2008;27(4):633-9.
87. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;23(4):299-309.
88. Natali AN, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. *Dent Mater.* 2008;24(4):561-9. Epub 2008 Jan 18.
89. Naveau A, Pierrisnard L. Mechanical effects of implant-tooth rigid connection by a fixed partial denture: a 3d finite element analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009;17(3):98-104.
90. Naveau A, Renault P, Pierrisnard L. Effects of vertical interarch space and abutment height on stress distributions: a 3D finite element analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009;17(2):90-4.

91. Nentwig GH. The ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol.* 2004;30(3):171-7.
92. Nothdurft FP, Doppler KE, Erdelt KJ, Knauber AW, Pospiech PR. Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns. *Clin Oral Investig.* Epub 2010 Jan 19.
93. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;83(5):567-71.
94. Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res.* 2010;54(3):133-42. Epub 2010 Feb 11.
95. O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analysis of axial and off-axial loading. *Implant Dent.* 2002;9(3):207-16.
96. Papavisioliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis, and loading during function. *J Prosthe Dent.* 1996;76:633-40.
97. Pessoa RS, Muraru L, Marcantonio Jr E, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, et al. Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants – CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009:1-16.
98. Petrie CS, Williams JL. Probabilistic analysis of peri-implant strain predictions as influenced by uncertainties in bone properties and occlusal forces. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(5):611-9. Epub 2007 Jun 21.
99. Prakash V, D'Souza M, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2009;20(1):31-6.
100. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol.* 2008;34(1):1-6.
101. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial Colonization of Zirconia Ceramic Surfaces: An In Vitro and In Vivo Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):793-8.
102. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(2):105-13. Epub 2009 Feb 13.
103. Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol.* 2008;34(5):248-55.

104. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(5):850-8.
105. Sato, YER, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1999; 26(8): 640-3.
106. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol*. 2004;75(2):292-6.
107. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of platform switching on implant crest bone stress: a finite element analysis. *Implant Dent*. 2009;18(3):260-9.
108. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *J Periodontol*. 2008;79(11):2166-72.
109. Segundo RM, Oshima HM, da Silva IN, Burnett LH Jr, Mota EG, Silva LL. Stress distribution of an internal connection implant prostheses set: a 3D finite element analysis. *Stomatologija*. 2009;11(2):55-9.
110. Sendyk CL, Sendyk WR, Gromatzky A. Análise em elemento finito-não linear-da influência do tipo ósseo na estabilidade de implante osseointegrado. *Rev Odontol Univ Santo Amaro*.2002;7:85-9.
111. Shi L, Li H, Fok AS, Ucer C, Devlin H, Horner K. Shape optimization of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(6):911-20.
112. Sun Y, Kong L, Hu K, Xie C, Zhou H, Liu Y, Liu B. Selection of the implant transgingival height for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2009;47(5):393-8. Epub 2008 Oct 31.
113. Sundh A, Sjögren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dent Mater*. 2008;24(5):611-7. Epub 2007 Aug 2.
114. Tabata LF, Assunção WG, Barão VA, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EA, et al. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2010;21(3):696-702
115. Tan PL, Dunne JT Jr. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2004;91(3):215-8.
116. Teixeira MF, Ramalho SA, de Mattias Sartori IA, Lehmann RB. Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. *Implant Dent*. 2010;19(1):39-49.

117. Teixeira ER , Sato Y, Akagawa Y, Shindoi NA. Comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehab.*1998;25:299-303.
118. Tete S, Mastrangelo F, Bianchi A, Zizzari V, Scarano A. Collagen fiber orientation around machined titanium and zirconia dental implant necks: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(1):52-8.
119. Tsumita M, Kokubo Y, Vult von Steyern P, Fukushima S. Effect of framework shape on the fracture strength of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures in the molar region. *J Prosthodont.* 2008;17(4):274-85. Epub 2008 Jan 15.
120. Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane GY. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007;36(7):620-5. Epub 2007 May 22.
121. Veziroglu F, Yilmaz D. Biomechanical evaluation of the consolidation period of alveolar distraction osteogenesis with three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008;37(5):448-52. Epub 2008 Feb 12.
122. Verri FR, Pellizzer EP, Rocha EP, Pereira JA. Influence of length and diameter of implants associated with distal extension removable partial dentures. *Implant Dent.* 2007;16(3):270-80.
123. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008;36(7):463-71. Epub 2008 May 2.
124. Wang K, Li DH, Guo JF, Liu BL, Shi SQ. Effects of buccal bi-cortical anchorages on primary stability of dental implants: a numerical approach of natural frequency analysis. *J Oral Rehabil.* 2009;36(4):284-91. Epub 2009 Feb 7.
125. Wu T, Liao W, Dai N, Tang C. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. *J Biomech.* 2010;43(10):1941-6.
126. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Eldenhoff D: In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2003;90:325-31.
127. Yüzügüllü B, Avci M. The Implant-Abutment Interface of Alumina and Zirconia Abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(2):113-21. Epub 2008 Jan 24.
128. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(8):802-8.

7. Apêndice

7.1 Resultados

Os resultados para o modelo M1 apresentaram valores de tensão equivalente de von-Mises máximas na rosca do parafuso, na ordem de 919 MPa, no momento em que só estava aplicada a pré-carga de instalação (Figura 45).

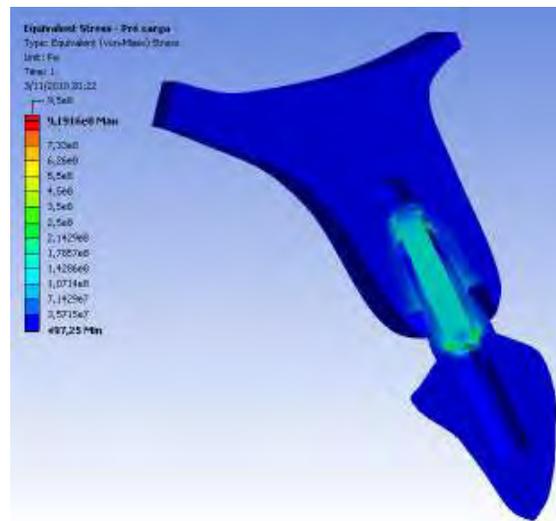


Figura 45: Modelo M1 - Pré carga - Tensão de von Mises

O corpo do parafuso apresentou magnitudes de tensão próximas a 140 MPa (Figura 46); na transição do corpo para a cabeça as tensões foram um pouco mais elevadas, conseqüência da diminuição do diâmetro do parafuso, atingindo valores de 290 MPa.

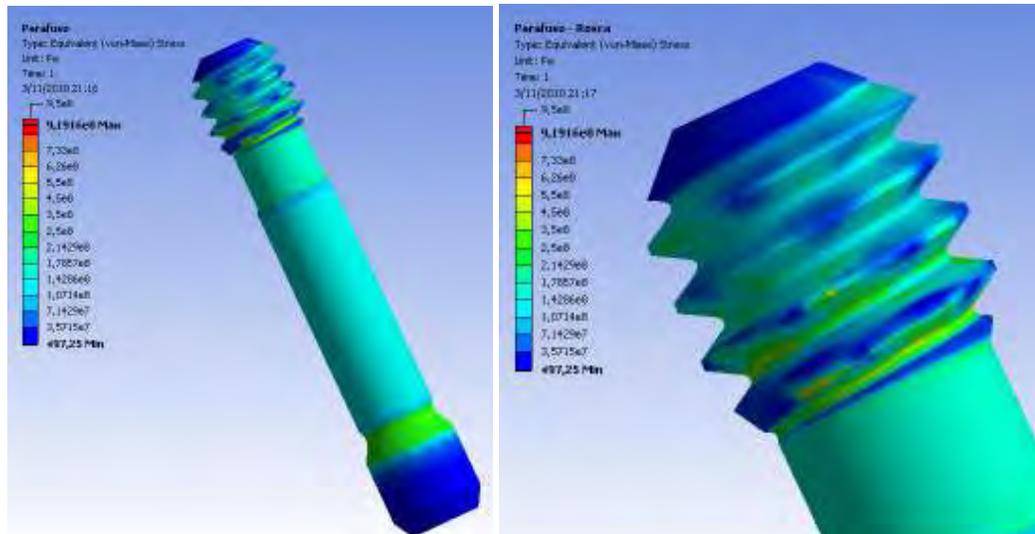


Figura 46: Modelo M1 - Pré-carga - Tensões de von Mises no parafuso e detalhe da região de maior tensão.

No implante as tensões máximas obtidas foram de 300 MPa, em regiões alternadas ao longo da rosca (Figura 47).

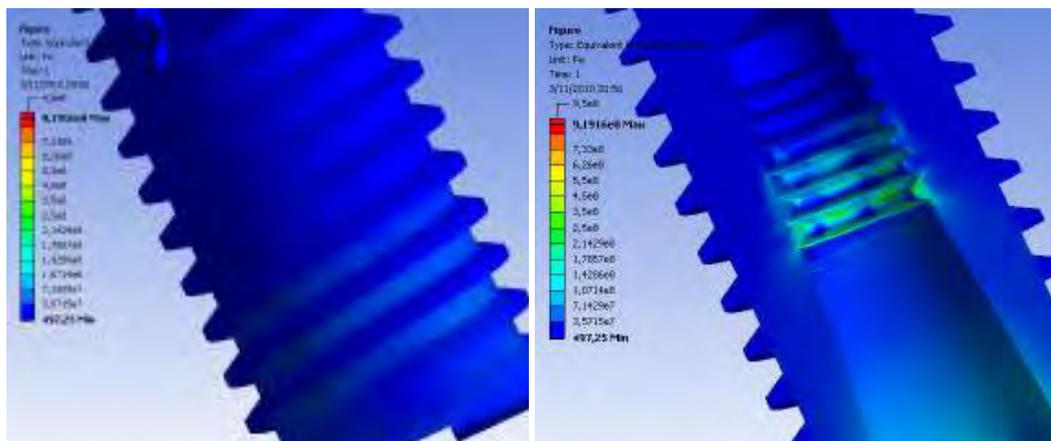


Figura 47: Modelo M1 - Pré-carga - Tensões de von Mises no implante

No munhão as tensões máximas obtidas foram de 425 MPa, na região de contato com o parafuso (Figura 48).

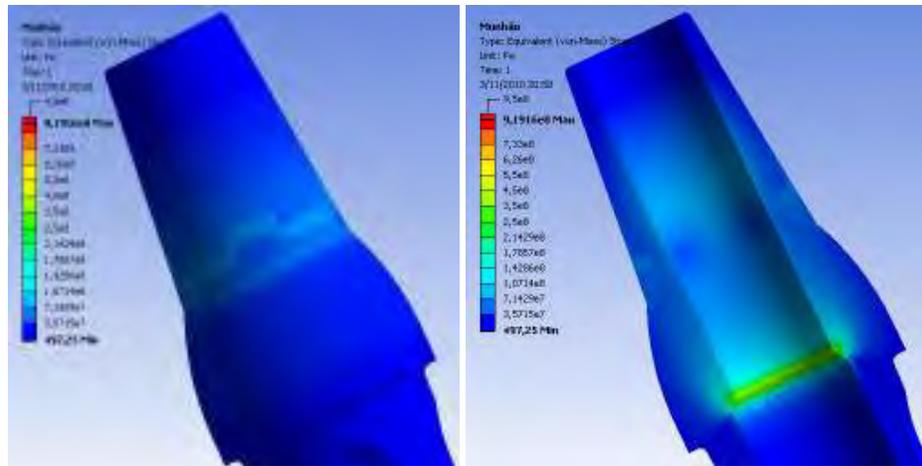


Figura 48: Modelo M1 - Pré-carga - Tensões de von Mises no munhão.

Com a aplicação das cargas oclusais algumas alterações no campo de tensões foram observadas (Figura 49). As principais modificações foram o pequeno aumento de tensões em direção oposta à aplicação da carga lateral e a diminuição da tensão axial ao longo do parafuso, provocada pelas componentes axiais das cargas oclusais.

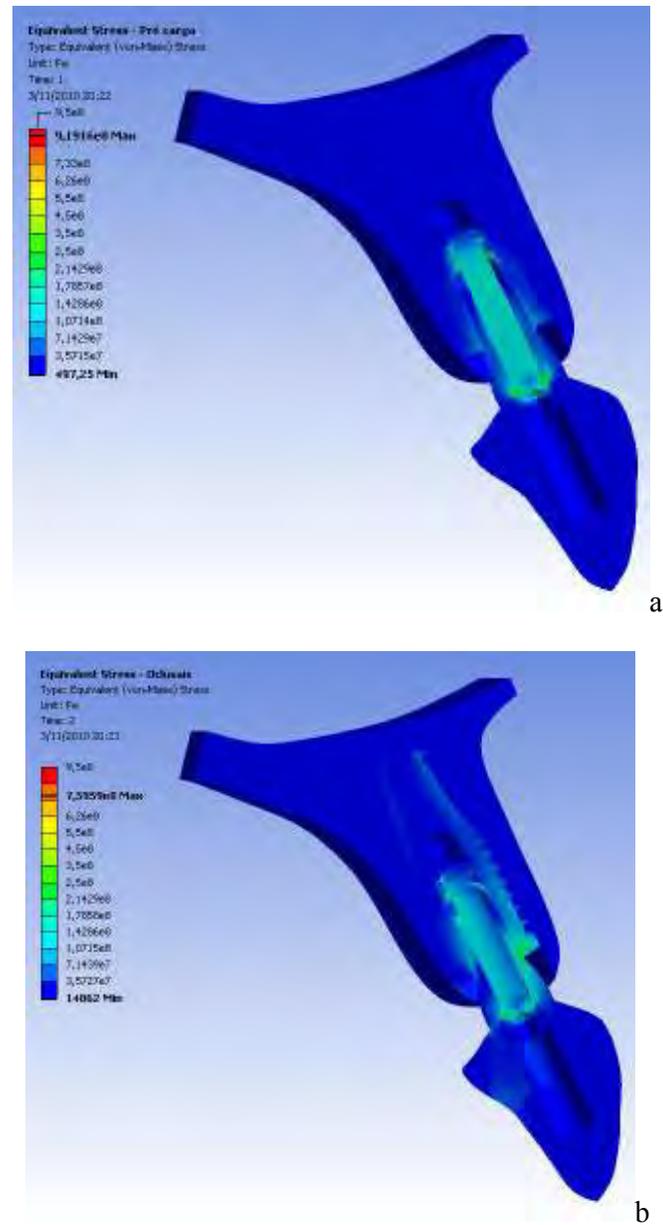


Figura 49: Modelo M1 - Comparação dos campos de tensão de von Mises para as condições de a)pré-carga e b)pré-carga+oclusal.

No parafuso, foi verificado uma diminuição das tensões máximas na rosca (759 MPa) em resposta às componentes axiais dos carregamentos oclusais, que em conjunto diminuíram a tensão provocada pela pré-carga (Figura 50).

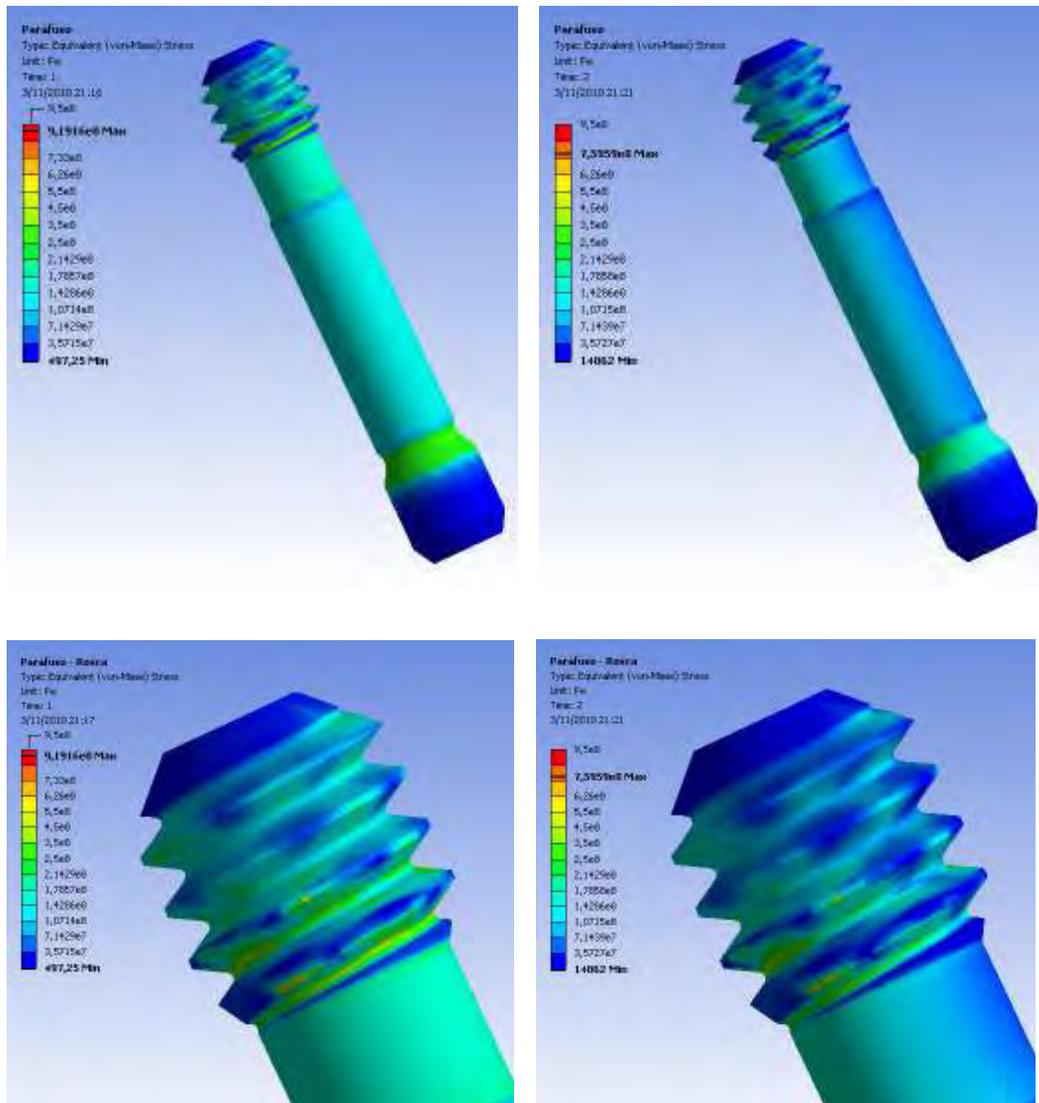


Figura 50: Modelo M1 - Comparação dos campos de tensão de von Mises para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga+oclusal,(direita) no parafuso.

As reações às cargas laterais foram observadas também pelas reações no munhão (Figura 51), com aumento localizado das tensões na região externa (300 MPa). O efeito do alívio da carga axial é evidenciado pelo decréscimo das tensões na região de contato parafuso-munhão (220 MPa).

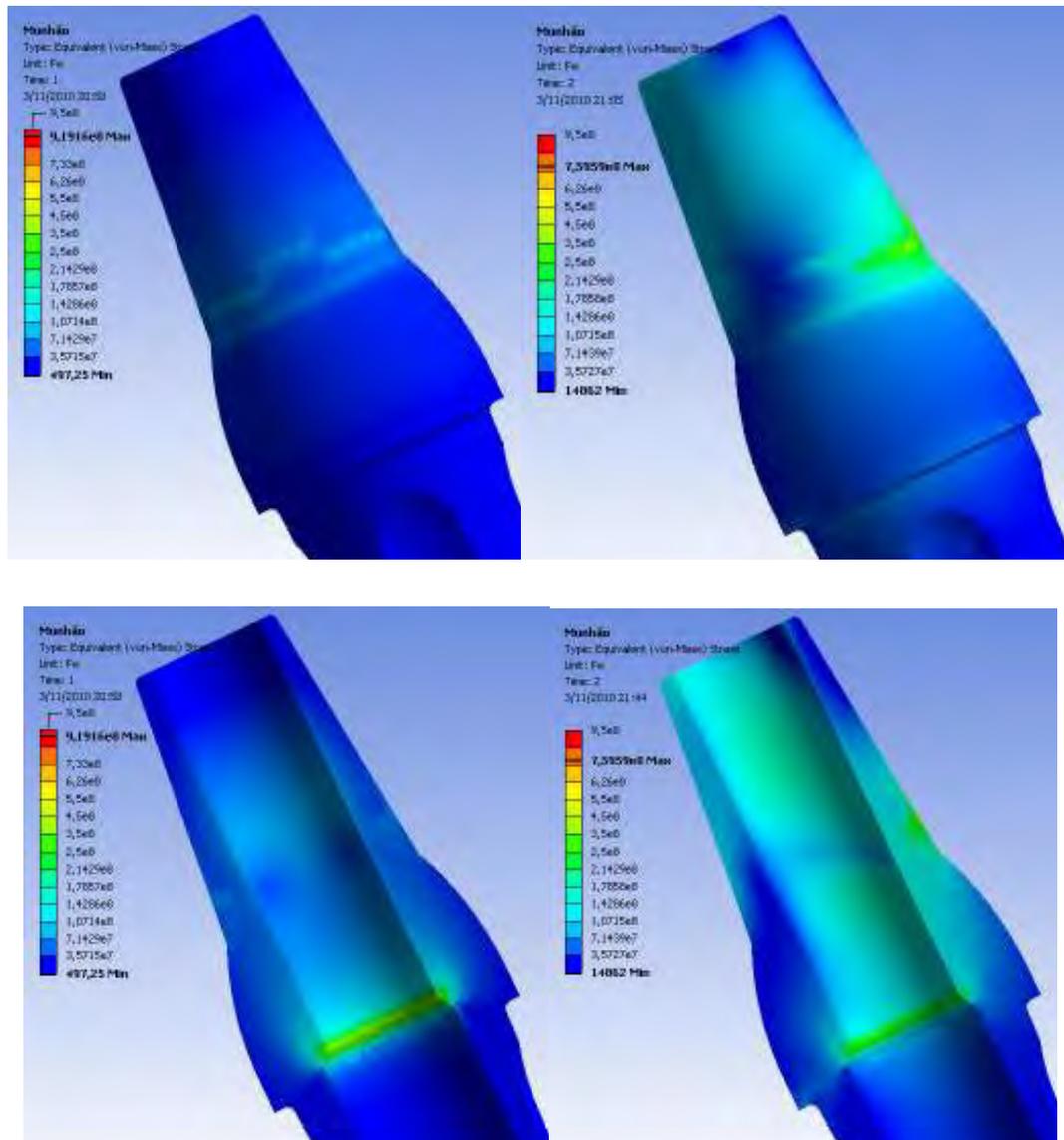


Figura 51: Modelo M1 - Comparação das tensões de von Mises no munhão para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).

O mesmo efeito da carga lateral ocorreu no implante, conforme mostra a Figura 52.

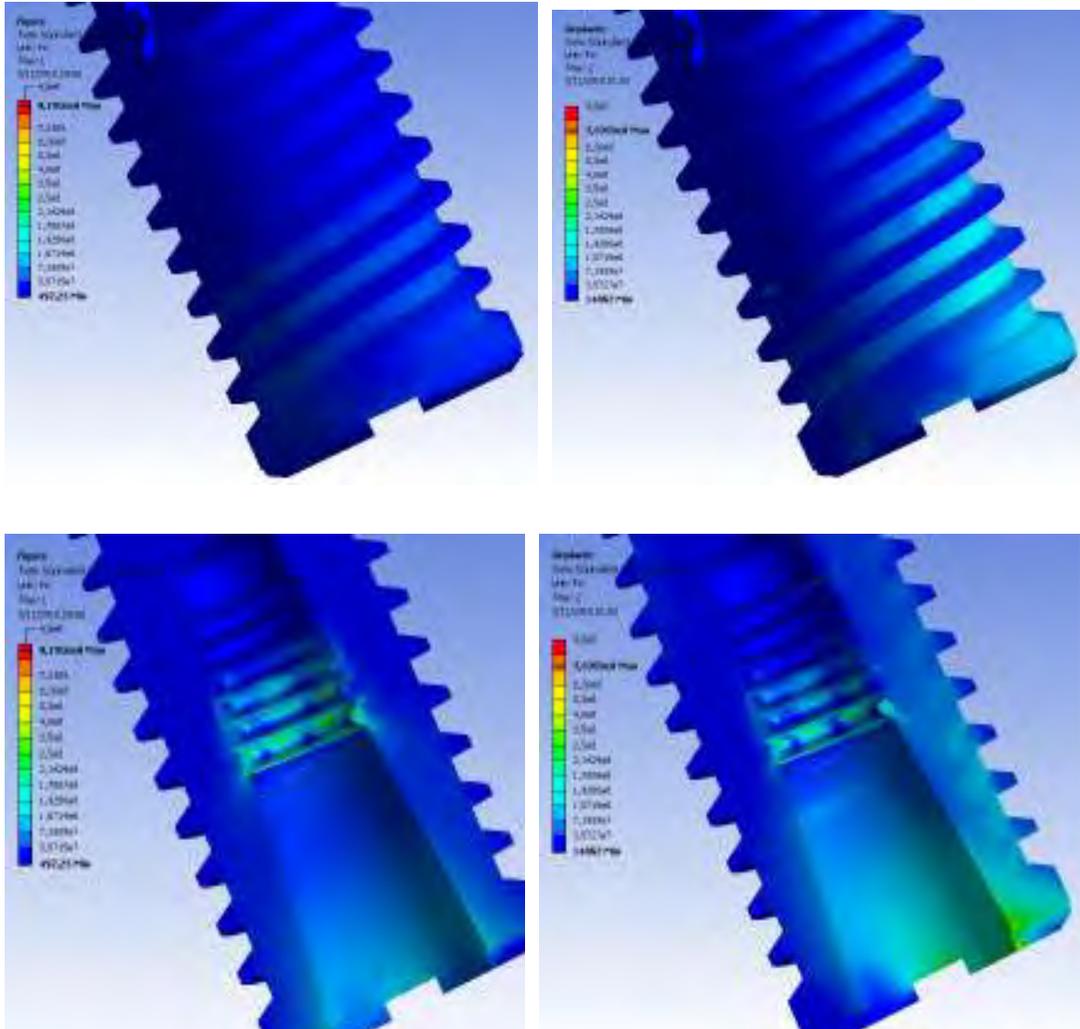


Figura 52: Modelo M1 - Comparação das tensões de von-Mises no implante para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita)

Para os outros modelos de estudo os efeitos das cargas oclusais foram semelhantes, alterando somente a magnitude das tensões. Os resultados para o modelo M2 são apresentados nas Figuras 53, 54, 55 e 56.

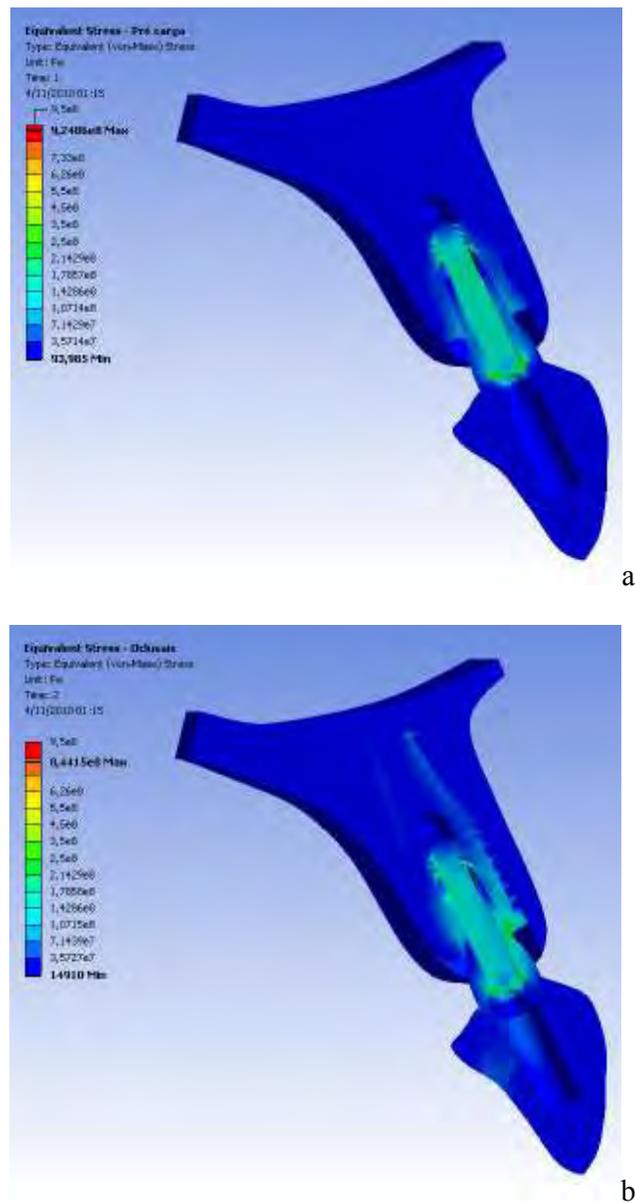


Figura 53: Modelo M2 - Comparação das tensões de von-Mises para as condições de a)pré-carga e b)pré-carga + oclusal.

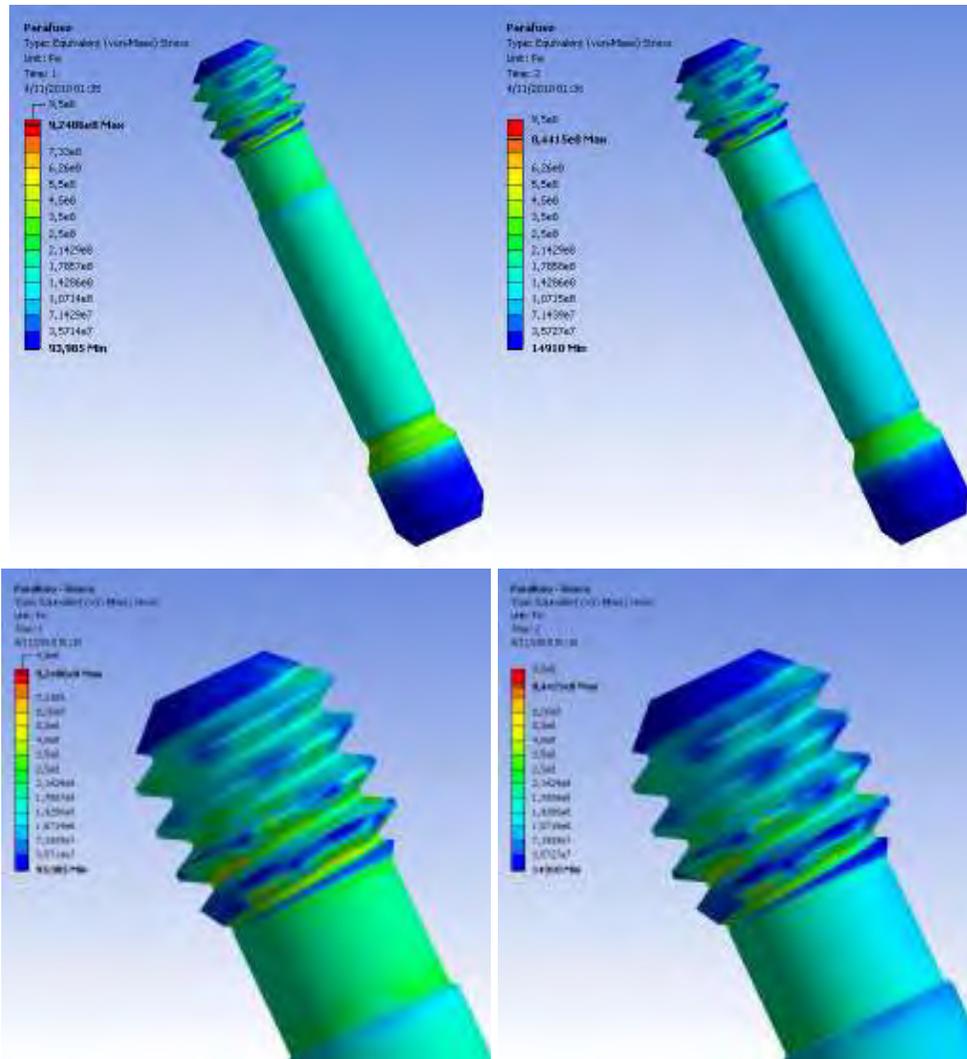


Figura 54: Modelo M2 - Comparação das tensões de von-Mises no parafuso, para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).

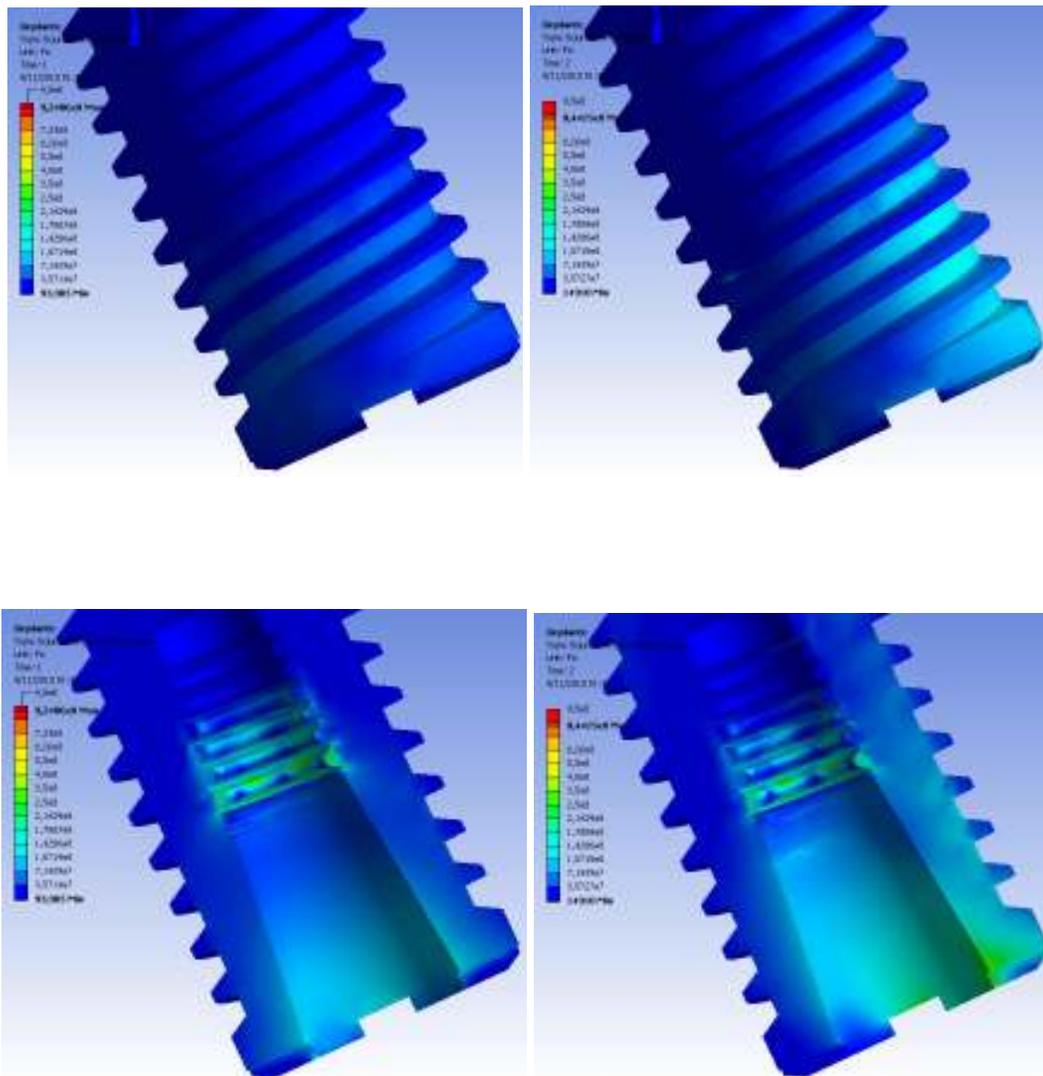


Figura 55: Modelo M2 - Comparação das tensões de von-Mises no munhão, para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).

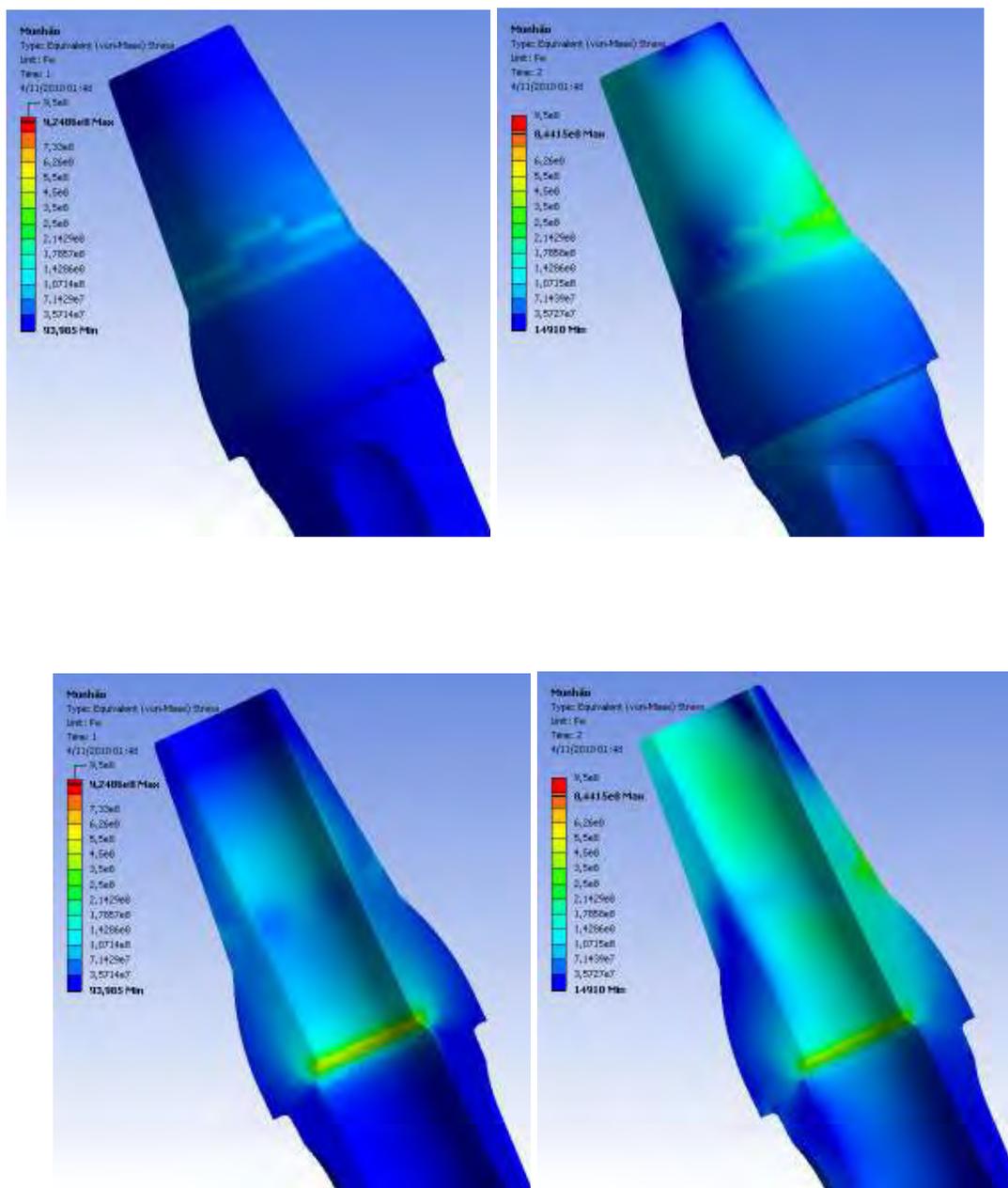


Figura 56: Modelo M2 - Comparação das tensões de von-Mises no implante, para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).

Como o munhão dos mdelos 2 e 3 tem características frágeis (zircônia), são apresentados os resultados das tensões principais máximas (Figura 56) e tensões principais

mínimas (Figura 57) atuantes nos dois casos de carregamento, para posterior verificação da possibilidade de falha do componente.

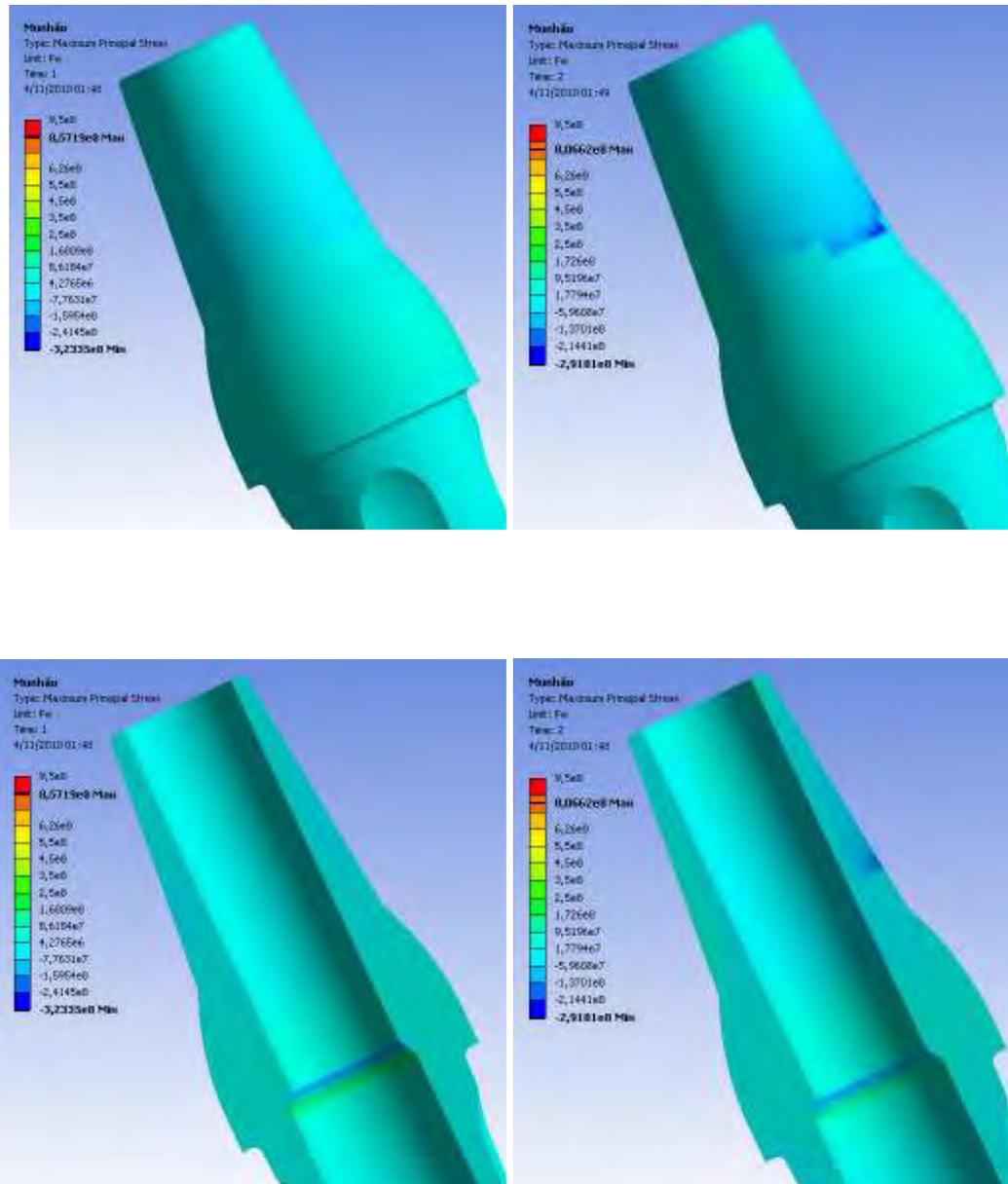


Figura 57: Modelo M2 - Comparação dos campos de tensão principal máxima para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga+oclusal (direita).

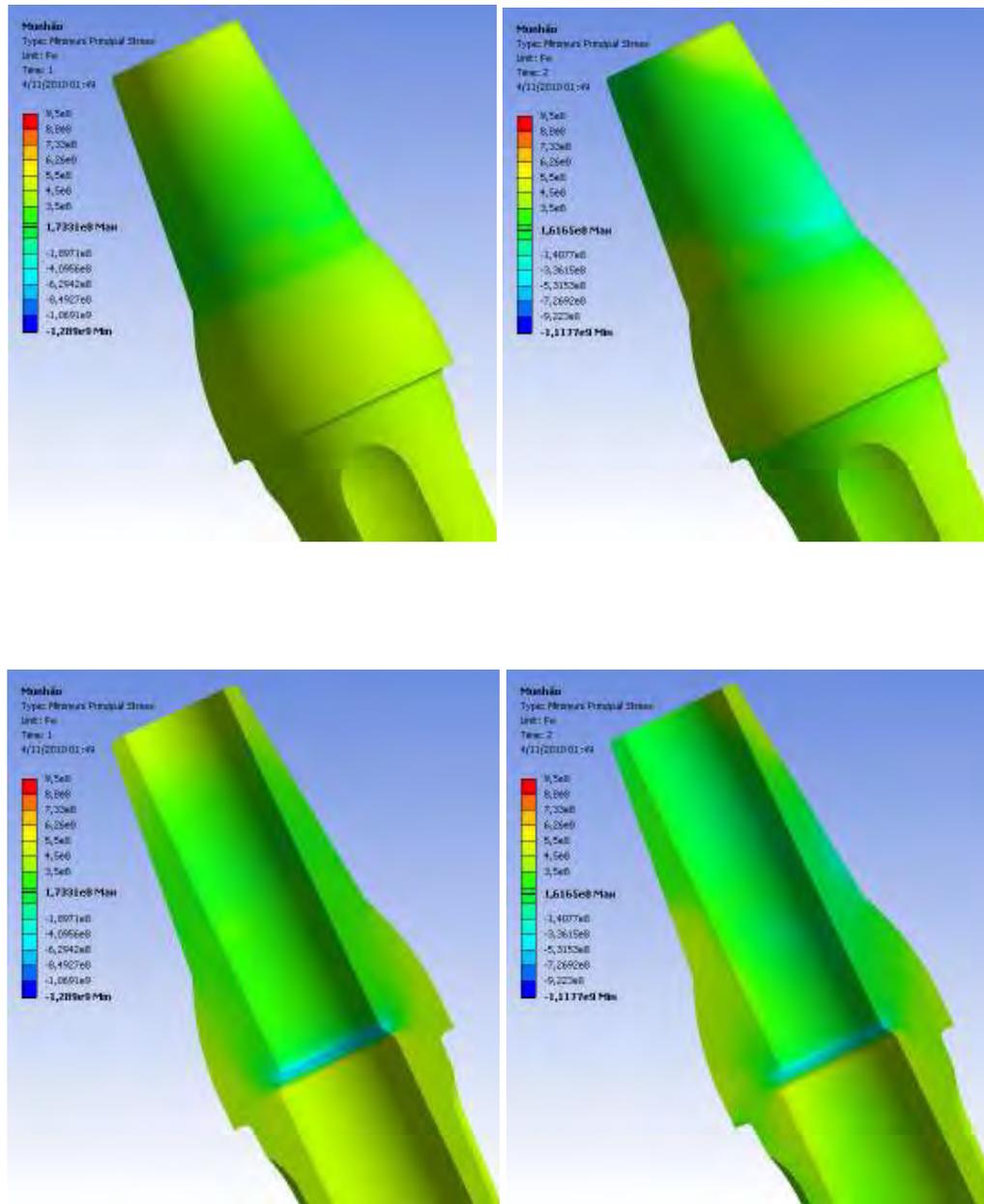


Figura 58: Modelo M2 - Comparação dos campos de tensão principal mínima para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).

Os resultados para o modelo M3 são apresentados nas Figuras 58, 59, 60, 61, 62 e

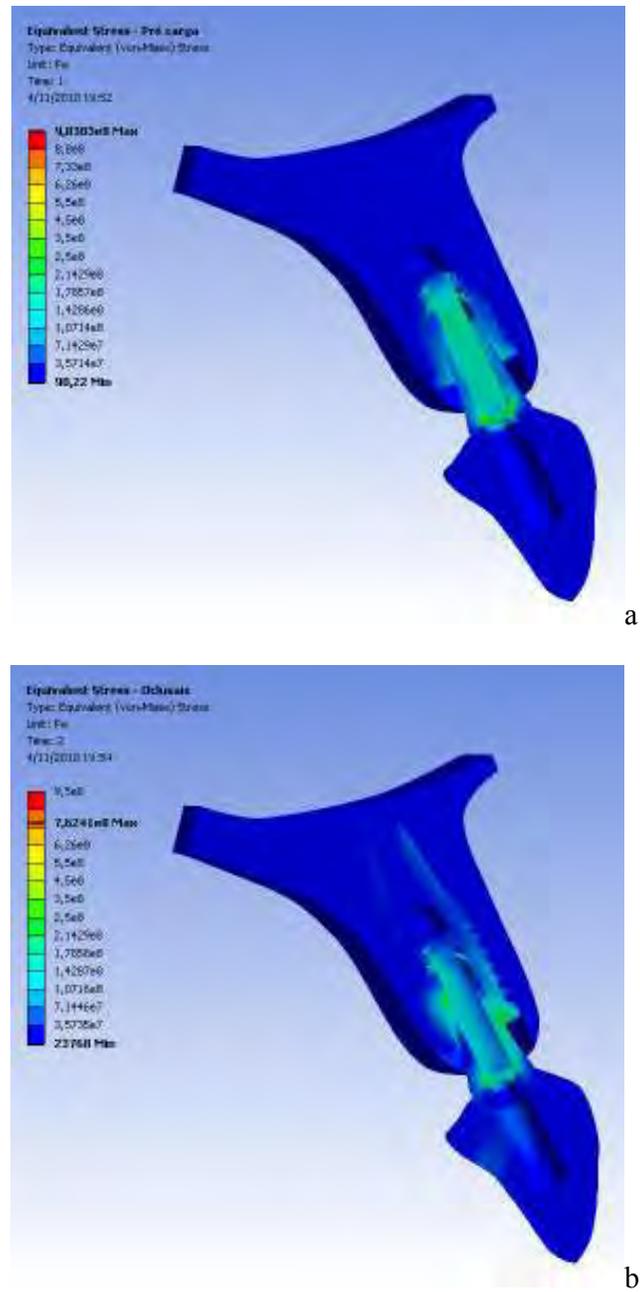


Figura 59: Modelo M3 - Comparação das tensões de von Mises para as condições de a)pré-carga e b)pré-carga + oclusal.

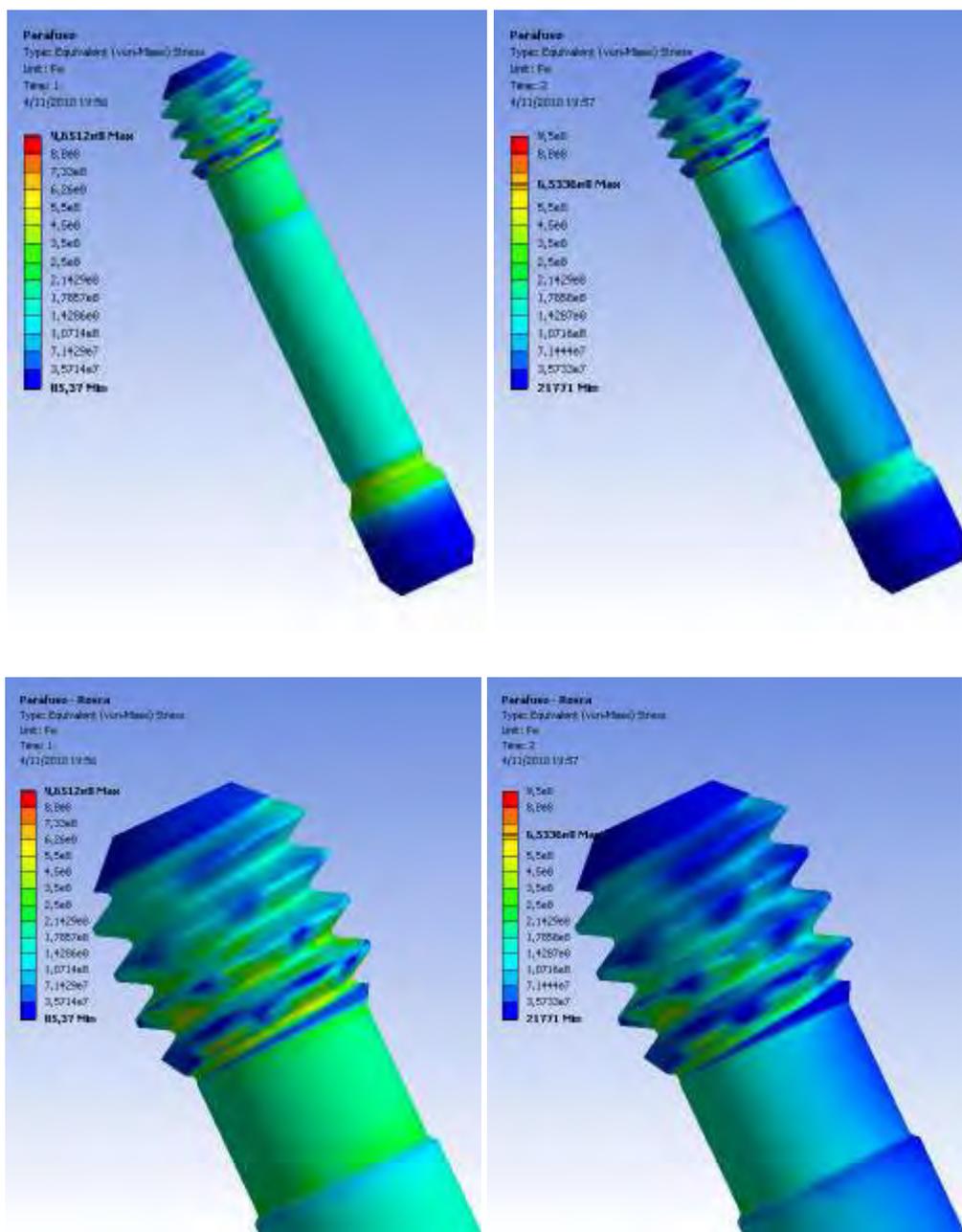


Figura 60: Modelo M3 - Comparação das tensões de von Mises no para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).

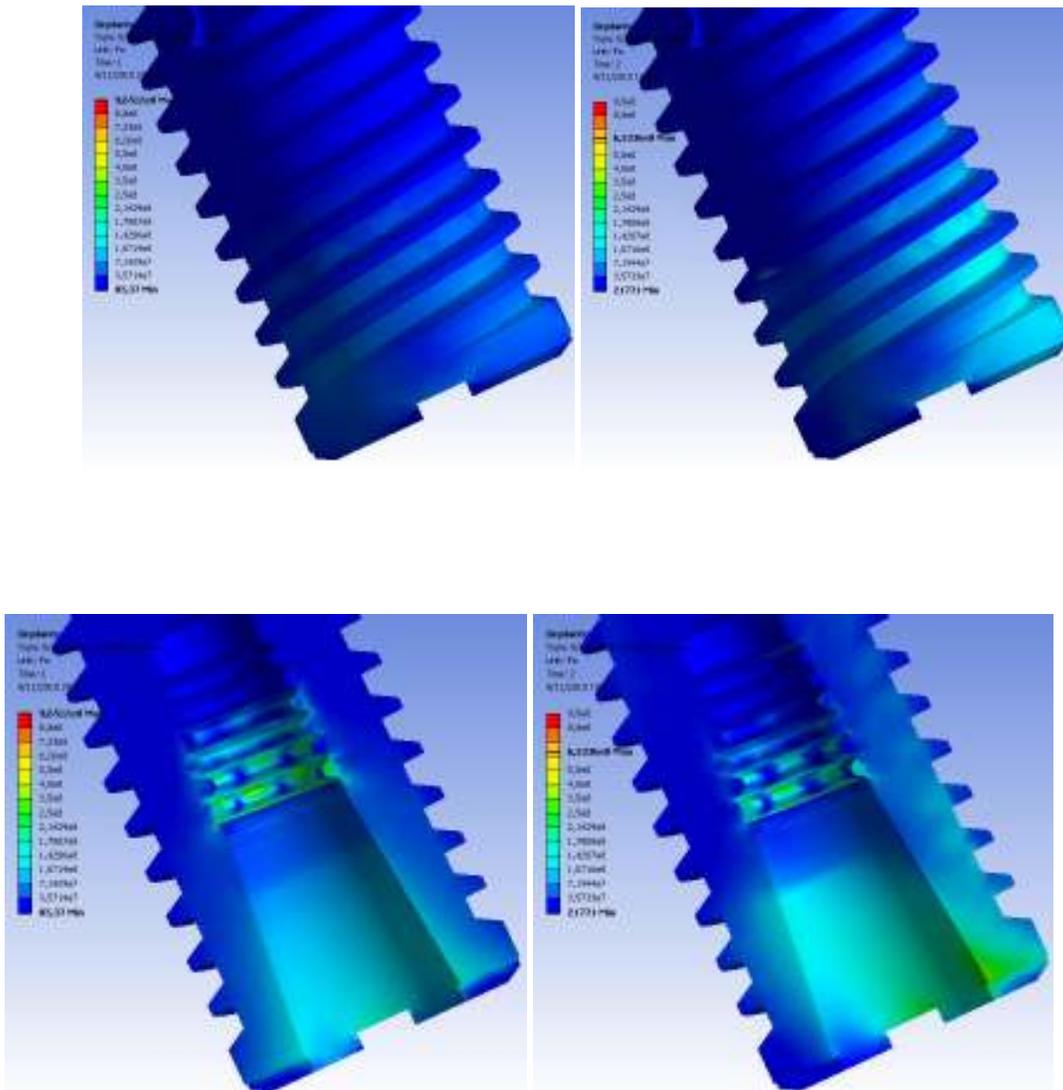


Figura 61: Modelo M3 - Comparação das tensões de von Mises no implante para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).

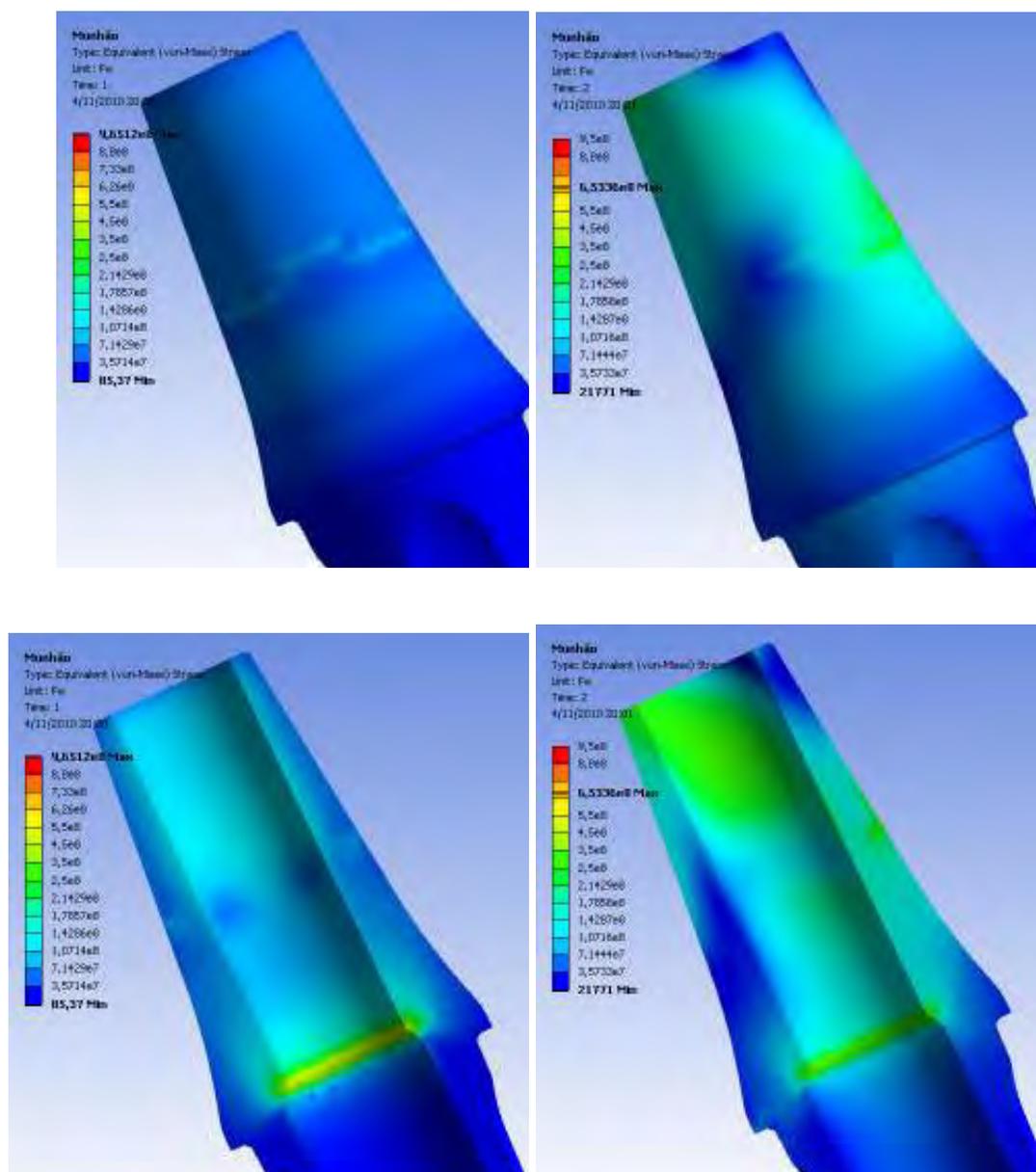


Figura 62: Modelo M3 - Comparação das tensões de von Mises no munhão para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).

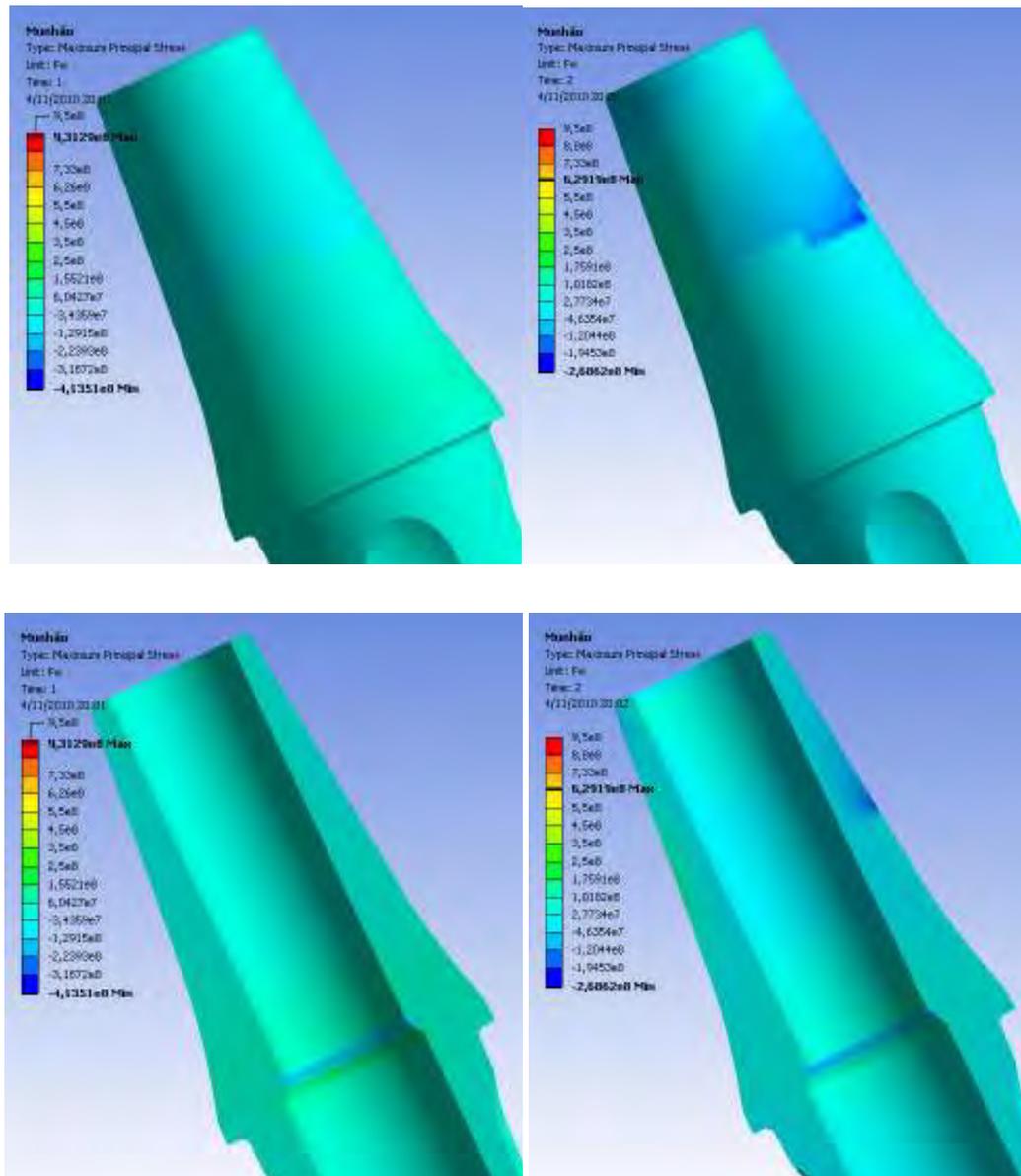


Figura 63: Modelo M3 - Comparação das tensões principais máximas no munhão para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).

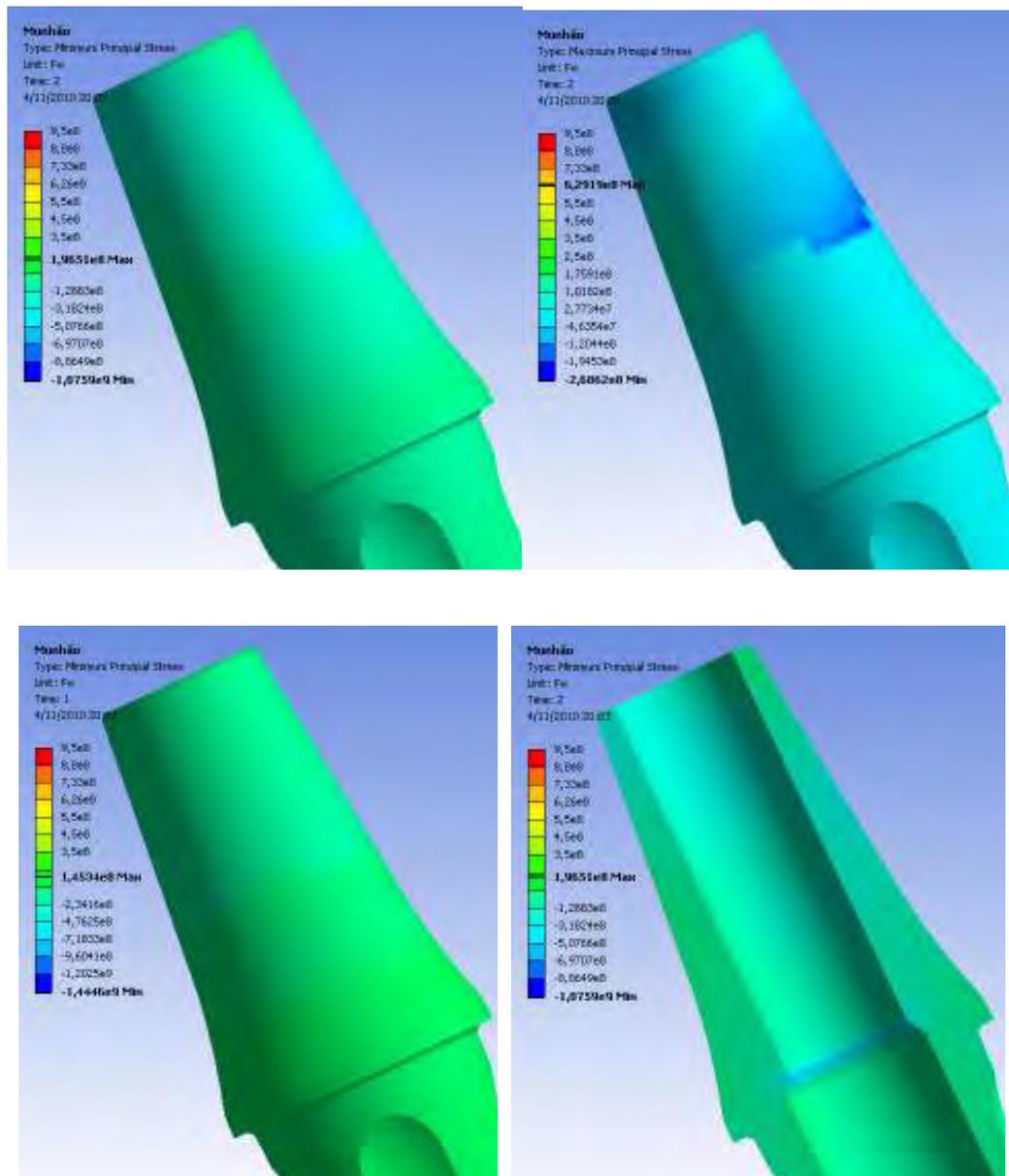


Figura 64: Modelo M3 - Comparação das tensões principais mínimas no munhão para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).

Os resultados para o modelo M4 são apresentados nas Figuras 65, 66, 67 e 68.

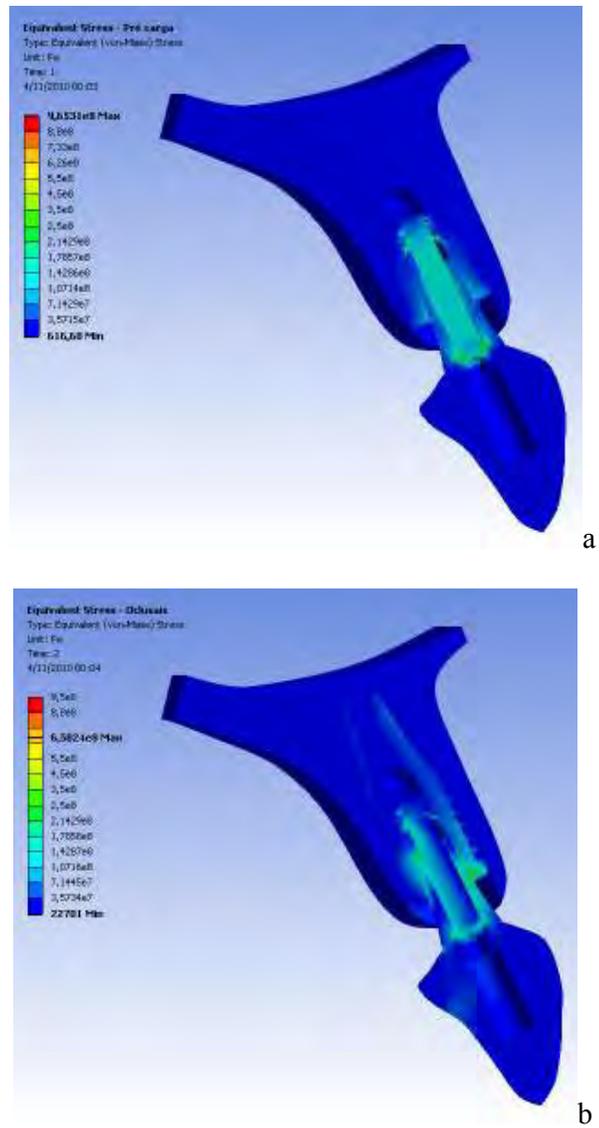


Figura 65 – Modelo M4 - Comparação das tensões de von Mises para as condições de a)pré-carga e b)pré-carga + oclusal.

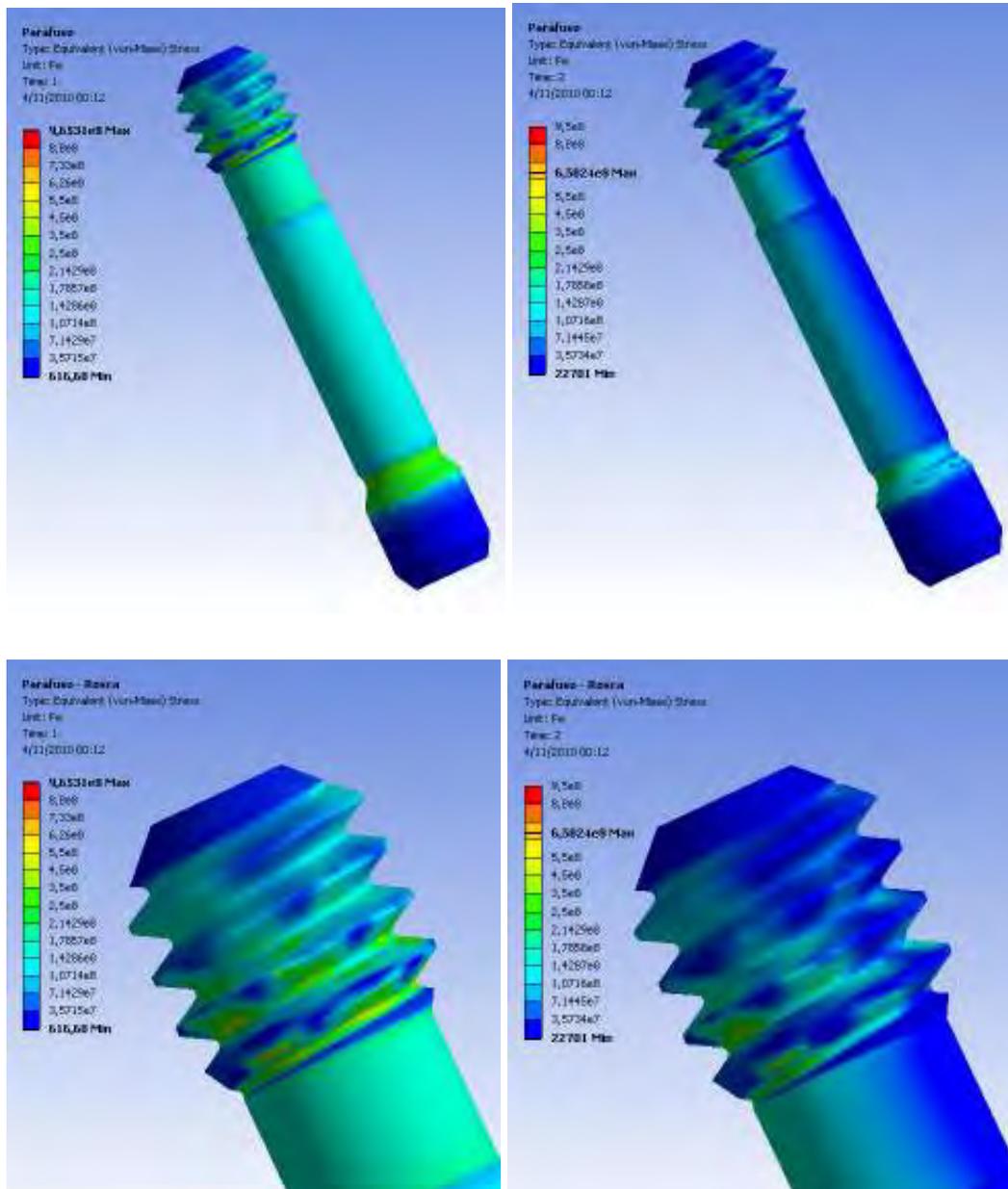


Figura 66 – Modelo M4 - Comparação das tensões de von Mises no parafuso para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).

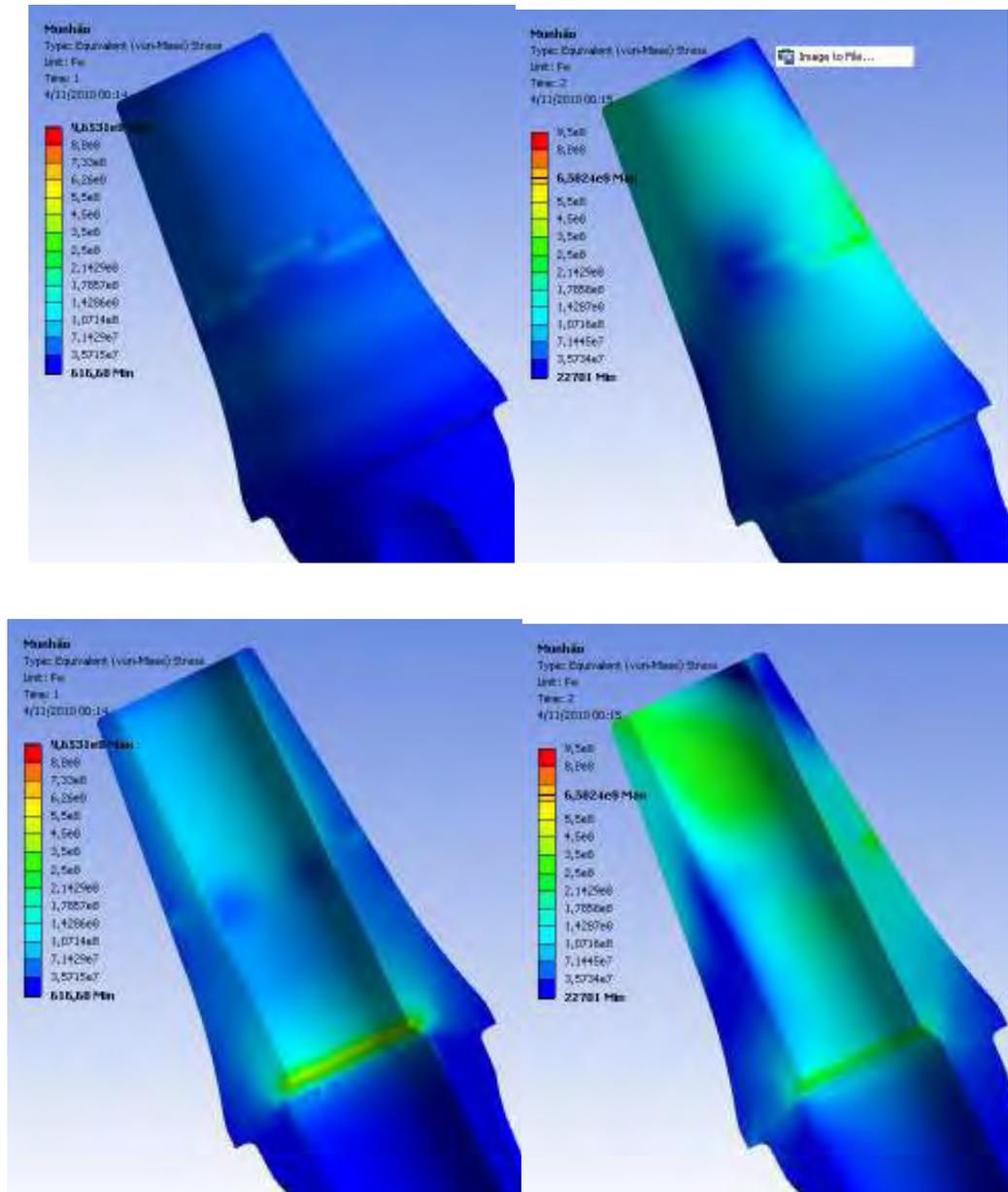


Figura 67: Modelo M4 - Comparação das tensões de von Mises no munhão para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).

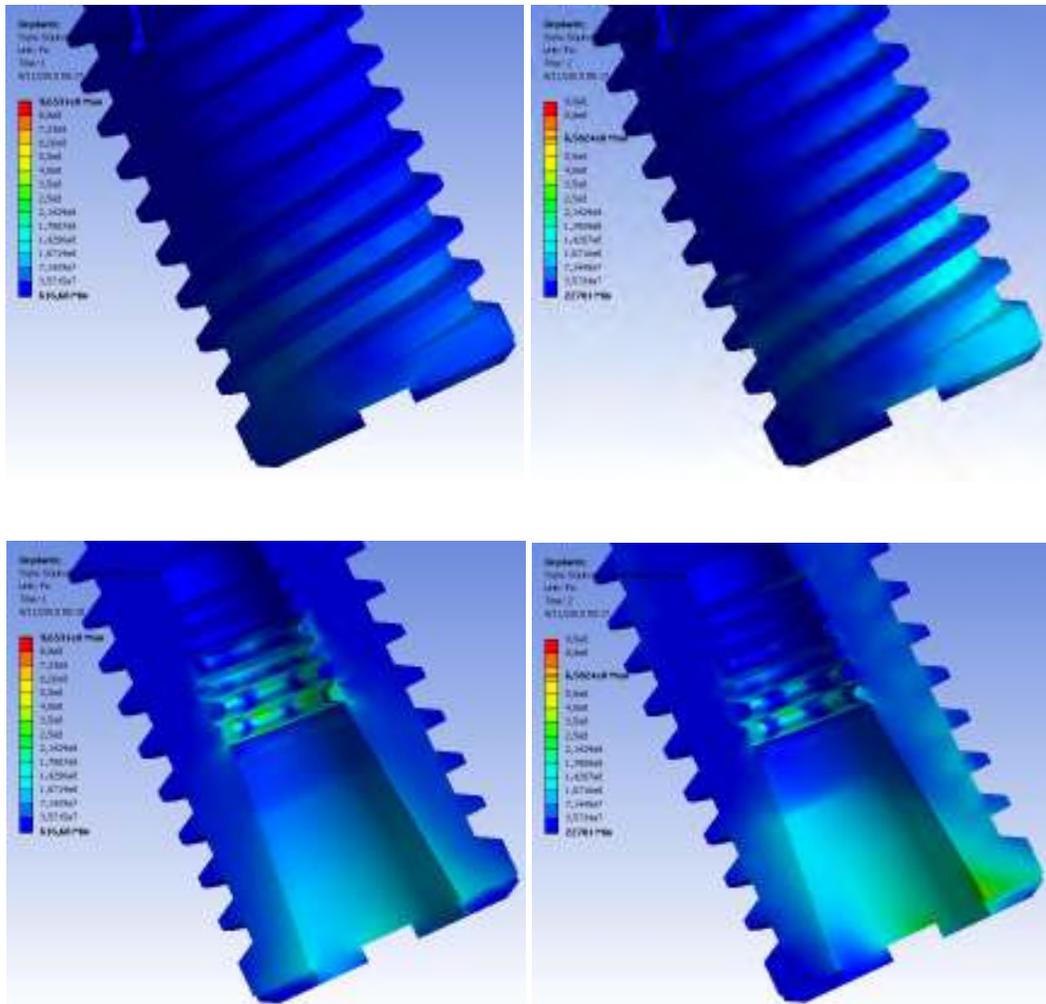


Figura 68: Modelo M4 - Comparação das tensões de von Mises no para as condições de pré-carga (esquerda) e pré-carga + oclusal (direita).

8. Anexos

8.1 Comitê de Ética

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
Núcleo de Bioética
Comitê de Ética em Pesquisa
 Ciência com Consciência

PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROTOCOLO DE PESQUISA

Parecer nº: **0003952/18** Protocolo: CEP nº **5598**

Título do projeto: **Análise da distribuição de tensões de componentes protéticos em tábula e arcada em implantes de interface Case Morse.** Class: **Ortal**

Indicação CNPQ: **3162.0.000.084-18** Pesquisador responsável: **FERNANDA FAOT** Situação: **Ortal**

Instituição: **Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO**

Objetivos

Comparar a distribuição de tensões em implantes Case Morse na região anterior de maxila com componentes metálica em arcada e tábula.

Comentários e considerações

Trata-se de uma pesquisa laboratorial de física que visará descrever virtualmente o comportamento da distribuição das tensões nas tábula e na região anterior de maxila de implantes, componentes metálicos e de componentes protéticos na região anterior da maxila. Tábula de risco e benefícios adequada ao estudo.

Termo de consentimento livre e esclarecido e/ou Termo de compromisso para uso de dados.

Atenção: **Atenção:**

Conclusões

Aprovado.

Devido ao exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, de acordo com as exigências das Resoluções Nacionais 196/96 e demais resoluções de pesquisas envolvendo seres humanos, em reunião realizada em dia: **02/06/2018**, manifesta-se por considerar o projeto **Aprovado.**

Situação Aprovada

Conforme com os artigos pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de alteração, além do envio dos relatórios de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatórios conjuntos ao final do estudo.

Qualquer modificação ou alteração no protocolo devem ser apresentadas ao CEP PUCPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e a sua justificativa.

Se a pesquisa, ou parte dela for realizada em outras instituições, cabe ao pesquisador não incluir a análise de risco e a autorização formal para a sua realização. O documento que autoriza o início da pesquisa deve ser carimbado e assinado pelo responsável da instituição e deve ser mantido em poder do pesquisador responsável, podendo ser requerido por este CEP em qualquer tempo.

Curitiba, 02 de Junho de 2018.


Prof. MSc. Nelson José Filho
 Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
 PUC-PR



COMUNICADO IMPORTANTE

Informamos que a partir do dia 01/08/2018 não serão mais aceitos projetos impressos, todos os submissões deverão ser realizadas ONLINE.

Assinar: www.pucpr.br/etp

8.2 Normas para publicação

As normas para a publicação dos Artigos 1 e 2 no periódico The International Journal of Oral and MaxilloFacial Implants podem ser encontradas no seguinte endereço eletrônico:

http://www.quintpub.com/journals/omi/jomi_authorguide.pdf