

RAFAEL BERTINOTTI NEVES

**INFLUÊNCIA DA DESADAPTAÇÃO NA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM
SISTEMA DE IMPLANTE PADRÃO BRANEMARK COM COROA CIMENTADA
PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

CAMPINAS
2009

RAFAEL BERTINOTTI NEVES

**INFLUÊNCIA DA DESADAPTAÇÃO NA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM
SISTEMA DE IMPLANTE PADRÃO BRANEMARK COM COROA CIMENTADA:
ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-Graduação / CPO São Leopoldo Mandic, para a obtenção do Grau de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Thomaz Wassall

CAMPINAS
2009

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

N513i Neves, Rafael Bertinotti.
Influência da desadaptação na distribuição das tensões em sistema de implante padrão Branemark com coroa cimentada: análise pelo método dos elementos finitos / Rafael Bertinotti Neves. – Campinas: [s.n.], 2009.
111f.: il.

Orientador: Thomaz Wassall.
Dissertação (Mestrado em Implantodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Prótese dentária fixada por implante. 2. Biomecânica.
3. Implante dentário. I. Wassall, Thomaz. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

**C.P.O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS
SÃO LEOPOLDO MANDIC**

Folha de Aprovação

PARA: Rafael Bertinotti Neves

Curso: Mestrado em Odontologia - área de concentração Implantodontia

Título da Dissertação: **“INFLUÊNCIA DA DESADAPTAÇÃO NA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM SISTEMA DE IMPLANTE PADRÃO BRANEMARK COM COROA CIMENTADA: ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS”**

Data defesa: 10 de junho de 2009

Informamos que aquela dissertação acima apontada foi apresentada por seu titular ao Centro de Pós-Graduação, perante a Comissão Examinadora abaixo nominada, e cumpriu todas as exigências feitas por aquela Comissão tendo sido aprovada recebido a competente liberação sob a supervisão da docência da orientação.

Campinas, 10 de junho de 2009

Prof. Dr. Thomaz Wassall

Prof. Dr.
Membro

Profa. Dra.
Membro

AGRADECIMENTOS

Agradeço a meus pais **EDUARDO** e **MARIA APARECIDA**, pelo amor e pelo apoio incondicional em tudo na minha vida e por seus ensinamentos.

Ao **Prof. Dr. THOMAZ WASSALL**, tanto pela orientação desta dissertação quanto por acreditar no meu potencial e na minha honestidade.

Ao **Prof. Dr. MARCELO LUCCHESI TEIXEIRA**, pela paciência e dedicação ao meu auxílio na confecção deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Dario Segreto** pelas preciosas correções e dedicação a este trabalho, sendo sempre tão solícito em todos os momentos.

Aos colegas da equipe de Implantodontia do C.P.O. São Leopoldo Mandic, por estarem sempre prontos a me auxiliar sempre que necessário.

Ao Laboratório de Elementos Finitos do Centro de Pesquisas Odontológicas da São Leopoldo Mandic.

Ao **Prof. Daniel José Galafasse Lahr** e seu auxílio na busca por artigos e também na língua inglesa.

Ao amigo e parceiro **Prof. Edgard Scotelaro Belladonna**, pelo empenho em me ajudar a “caçar” artigos.

Ao **prof. Gustavo Tonolli** por seus auxílios técnicos.

À todos meus amigos que ajudaram direta e indiretamente na preparação deste trabalho.

À James Alan Hetfield por sempre ser um exemplo de determinação e criatividade.

As convicções são inimigas mais perigosas da verdade do que as mentiras.

Quem luta com monstros deve velar por que, ao fazê-lo, não se transforme também em monstro. E se tu olhares, durante muito tempo, para um abismo, o abismo também olha para dentro de ti.

Friedrich Nietzsche

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi analisar pelo método dos elementos finitos bidimensional três situações que podem ocorrer em uma reabilitação com próteses sobre implantes unitárias. Foram confeccionados modelos a partir de um implante osseointegrável, padrão Brånemark medindo 11 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro, com plataforma protética de 4,1 mm da marca Neodent (Curitiba – Brasil). O implante recebeu um sistema de prótese cimentada, constituído por pilar intermediário personalizado e supraestrutura metálica recoberta com cerâmica feldspática. Os modelos construídos receberam desadaptações de 200 µm, sendo que M2 apresentou desadaptação unilateral (vestibular) e M3 desadaptação bilateral (vestibular e lingual). O M1 correspondeu à situação considerada ideal (controle), sem desadaptações. Os modelos foram carregados com 100 N distribuídos por 118 pontos incidindo sobre a cúspide vestibular, sendo as resultantes verticais e inclinadas com ângulo de 45° em relação ao plano horizontal. Verificou-se que as forças inclinadas transmitiram tensões para o parafuso protético, em M2 e M3 sem diferença significativa. Além disso, verificou-se aumento das tensões concentradas no parafuso protético de 394,58% em relação a M1 (controle). Com a desadaptação do pilar protético, o tecido de suporte ósseo não recebeu tensões muito elevadas, o que sugere que a desadaptação do sistema protético não comprometeria os tecidos de suporte ósseo levando a possíveis perdas ósseas comprometedoras.

Palavras-chave: Implante dentário. Prótese dentária fixada por implante. Biomecânica. Método dos elementos finitos.

ABSTRACT

The objective of this research is to analyze by the bidimensional finite elements method, three different situations that can occur in a rehabilitation using osteo-integratable implants with a single prosthetic element. Models were made from an osteo-integratable implant with an external hexagon, Brånemark pattern, 11 mm long, 3,75 mm diameter and a 4.1 mm platform made by Neodent (Curitiba – Brazil). The implant received the prosthetic cemented system composed by a personalized abutment, a supra-structure covered with a feldspatic ceramic. Models were built on the modeling software and received de-adaptation, one of them, M1 received 200 μm on one side (vestibular) and M3 received on two sides (vestibular and lingual). The M1 model corresponded to the ideal situation, with no de-adaptation at all. The models were loaded with 100 N on 118 points over the vestibular cuspid, those forces were applied both in vertical and oblique (45 degrees angle) directions. It was verified that oblique forces generated more tensions on the prosthetic screw, in M2 and M3 with no significant difference. And the increase of the concentrated tensions on the prosthetic screw was 394.58% in relation to M1 (control model). This phenomenon could, in a matter of time, lead to a loosening or even to a fracture of the prosthetic screw by fatigue. With de-adaptation of the personalized abutment the surrounding bone did not received much stress. This suggests that de-adaptation of the prosthetic system, on a single element, would not compromises the surrounding bone.

Keywords: Dental implants. Finite elements method. Tension. Marginal bone-loss. External hexagon.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Detalhe da falha de execução em apenas um lado	33
Figura 2 - Detalhe da falha de execução em ambos os lados.....	33
Figura 3 - Detalhe da força vertical.	34
Figura 4 - Detalhe da força inclinada em 45 graus, distribuídas em 118 nós.....	34
Figura 5 - Modelo utilizado para a confecção do sistema de trabalho em corte longitudinal.....	35
Figura 6 - Sobreposição dos dados fornecidos pela empresa e do modelo confeccionado.....	36
Quadro 1 - Propriedade dos materiais.	37
Figura 7 - Etapas da análise por MEF.....	39
Figura 8 - Elemento bidimensional com três nós.....	40
Figura 9 – Detalhes da região de contato entre o implante e os tecidos ósseos adjacentes.....	41
Figura 10 - Restrição dos movimentos da mandíbula.	42
Figura 11 - Círculos rosa representando as regiões de contato.....	43
Figura 12 - Sistema completo, força vertical, sem desadaptação em nenhum lado (M1).....	45
Figura 13 - Cerâmica feldspática, modelo ideal, força vertical de 100 N, (M1).	46
Figura 14 - Supraestrutura metálica com aplicação de força vertical de 100N, (M1).....	47
Figura 15 - Pilar personalizado, com força de 100 N vertical, (M1).....	48
Figura 16 - Parafuso protético, carga vertical de 100 N, (M1).....	49
Figura 17 - Implante osseointegrável no modelo ideal, com força vertical de 100 N, (M1).	50
Figura 18 - Osso medular, modelo ideal, força vertical de 100 N, (M1).	51
Figura 19 - Osso cortical no modelo 1 (Ideal), quando aplicada força vertical de 100 N, (M1).	52
Figura 20 - Sistema completo, força inclinada de 100 N, (M1).....	53
Figura 21 - Grandes áreas de concentração de tensões na cerâmica feldspática no modelo 1 com força inclinada de 100 N.....	54
Figura 22 - Supraestrutura metálica, força inclinada, (M1).....	55
Figura 23 - Pilar protético personalizado, recebendo carga inclinada de 100 N, (M1).....	56
Figura 24 - Parafuso protético no modelo considerado ideal, recebendo força de 100 N inclinada em 45° na cúspide vestibular, (M1).	57
Figura 25 - Implante osseointegrável e suas áreas de concentrações de forças, no modelo considerado ideal, sob incidência de força de 100 N inclinada, (M1).....	58
Figura 26 - Osso medular, modelo 1 (Ideal), força inclinada de 100 N.	59
Figura 27 - Osso cortical quando submetido à aplicação de força inclinada, (M1).....	60
Tabela 1 - Porcentagem de aumento quando se mudou a direção de aplicação de forças para o modelo considerado ideal.	60
Gráfico 1 - Máximo de tensões de Von Mises no modelo 1 (ideal).	61
Figura 28 - Sistema completo recebendo carga vertical de 100 N, (M2).....	62
Figura 29 - Cerâmica feldspática com carga vertical de 100 N, (M2).....	62

Figura 30 - Detalhe da supraestrutura metálica sob incidência de força vertical de 100 N, (M2).	63
Figura 31 - Pilar personalizado, sob força vertical de 100 N, (M2).	64
Figura 32 - Parafuso protético no modelo 2, com carga vertical de 100 N.	64
Figura 33 - Implante osseointegrável sob carga vertical de 100 N, (M2).	65
Figura 34 - Osso medular, no modelo 2, força vertical de 100 N.	66
Figura 35 - Forças resultantes no osso cortical, força vertical de 100 N, (M2).	66
Figura 36 - Todo o sistema, modelo 2, força inclinada.	67
Figura 37 - Cerâmica feldspática no modelo 2, força de 100 N inclinada.	68
Figura 38 - Supraestrutura metálica no modelo 2, com aplicação de força inclinada de 100 N.	68
Figura 39 - Pilar protético, modelo 2, força inclinada de 100 N.	69
Figura 40 - Parafuso protético, com incidência de força inclinada, (M2).	70
Figura 41 - Implante osseointegrável, força inclinada em 45 graus com 100 N de intensidade, (M2).	70
Figura 42 - Osso medular com pouca área de concentração de forças, força inclinada, (M2).	71
Figura 43 - Osso cortical, incidência de força inclinada de 100 N, (M2).	72
Tabela 2 - Valores percentuais do aumento das tensões de Von Mises quando mudada a direção de incidência das forças para o modelo 2.	72
Gráfico 2 - Máximo de tensões de Von Mises no modelo 2.	73
Figura 44 - Sistema completo quando aplicada força de 100 N vertical, (M3).	74
Figura 45 - Cerâmica feldspática quando aplicada força de 100 N vertical e apresentando desadaptação em ambos os lados, (M3).	75
Figura 46 - Supraestrutura metálica, modelo 3, força vertical.	75
Figura 47 - Pilar protético, recebendo 100 N de força vertical, (M3).	76
Figura 48 - Parafuso protético, recebendo tensões na região das espiras, modelo 3, força vertical.	77
Figura 49 - Implante osseointegrável, recebendo força no sentido vertical de 100 N, (M3).	77
Figura 50 - Osso medular, força vertical de 100 N, (M3).	78
Figura 51 - Regiões de maior concentração de forças no osso cortical, modelo 3, força vertical de 100 N.	79
Figura 52 - Sistema completo quando aplicada uma força inclinada de 100 N, (M3).	80
Figura 53 - Cerâmica feldspática, força inclinada 100 N, (M3).	80
Figura 54 - Supraestrutura metálica, força inclinada de 100 N, modelo com desadaptação em ambos os lados, (M3).	81
Figura 55 - Pilar protético personalizado no modelo 3, com força inclinada de 100 N.	82
Figura 56 - Parafuso protético, mostrando as áreas que receberam tensões no modelo 3, com força inclinada de 100 N.	82
Figura 57 - Implante, com força inclinada de 100 N, (M3).	83
Figura 58 - Osso medular, modelo 3, força inclinada de 100 N.	84
Figura 59 - Osso cortical e as áreas com concentrações de tensões, modelo 3, força inclinada de 100 N.	84
Tabela 3 - Porcentagem de aumento entre as forças verticais e inclinadas para o modelo 3.	85
Gráfico 3 - Tensões máximas atingidas em cada um dos elementos do sistema no modelo 3.	86

Tabela 4 – Valores percentuais no aumento das tensões geradas pela desadaptação em M2 e M3 quando da incidência de forças inclinadas, quando comparadas a M1.....	87
Gráfico 4 - Tensões máximas de Von Mises, quando aplicada força vertical nos três modelos.....	88
Gráfico 5 - Valores máximos de tensões de Von Mises apresentado pelos três modelos com força inclinada.....	89

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD	- Computer-Aided Design
HE	- Hexágono Externo
IGES	- Initial Graphics Exchange Standard
MEF	- Métodos dos Elementos Finitos
MPa	- Mega Pascal
N.cm	- Newton/centímetro
μm	- Micrometro

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DA LITERATURA	14
3 PROPOSIÇÃO	31
4 MATERIAS E MÉTODOS	32
4.1 Metodologias dos elementos finitos.....	32
4.2 Elaboração dos modelos	34
4.2.1 Pré-processamento	39
4.2.2 Processamento.....	43
4.3 Caracterização dos modelos.....	32
5 RESULTADOS.....	45
5.1 Resultados modelo 1 (Ideal) - força vertical	45
5.2 Resultados modelo 1 (Ideal) - força inclinada	52
5.3 Resultados modelo 2 - força vertical	61
5.4 Resultados modelo 2 - força inclinada	66
5.5 Resultados modelo 3 - força vertical	73
5.6 Resultados modelo 3 - força inclinada.....	79
6 DISCUSSÃO	90
7 CONCLUSÃO	95
REFERÊNCIAS.....	96
ANEXO A – DISPENSA DE SUBMISSÃO AO CEP	101

1 INTRODUÇÃO

Desde os trabalhos de Brånemark (1969), o tratamento reabilitador com implantes osseointegráveis tem sido amplamente utilizado e estudado, visando sempre uma maior longevidade e uma maior previsibilidade tanto para o profissional quanto para o paciente. A desadaptação entre os componentes de um sistema restaurador é um dos fatores mais estudados dentro da Implantodontia. Falhas na confecção dos componentes pré-fabricados ou no processo fundição e acabamento dos mesmos. Um descuido profissional no momento da instalação da prótese sobre o implante também pode levar o sistema a sobrecargas, o que pode causar insucesso do tratamento restaurador (Dias, 2002). A passividade gerada pela completa adaptação dos componentes do sistema protético tem sido amplamente estudada na Implantodontia. Sua correlação com o sucesso do tratamento reabilitador com implantes osseointegráveis em longo prazo já foi descrita por Castilio em 2000 e Guimarães em 2001. Os parafusos de retenção protética comumente são os componentes do sistema que mais acumulam tensões, sendo considerados por muitos autores como “peça-chave” para a preservação da estabilidade do sistema. Um dos sinais da presença de problemas biomecânicos freqüentemente está relacionado ao afrouxamento ou mesmo a fratura dos parafusos protéticos (Rangert et al., 1989). O sentido da incidência das forças também exerce grande influência na distribuição das tensões e conseqüentemente na longevidade do trabalho restaurador. Cargas inclinadas comumente geram maiores tensões em todo o sistema, sendo que essas cargas são as que mais se assemelham aos movimentos realizados durante a mastigação (Holmgren et al., 1998; Stegaroiu et al., 1998, Ramagem, 2007).

Outro fator de grande relevância é a resposta tecidual do osso de suporte quando é submetido a cargas oclusais nas situações em que o sistema protético não possui passividade suficiente para proporcionar melhor na distribuição das tensões. A desadaptação até 111 μm entre componentes protéticos (prótese e pilar intermediário) não causaria perdas ósseas marginais significativas (Guimarães, 2001). Portanto, desadaptações acima deste valor devem ser consideradas como fator crítico para a distribuição das tensões nos tecidos ósseos e conseqüentemente determinando perdas ósseas precoces.

Uma das formas para se estudar os possíveis efeitos causados pela desadaptação de um sistema de próteses sobre implantes é o Método dos Elementos Finitos (MEF). Por meio de simulações, mostra valores de tensões a que são submetidos os componentes de um sistema reabilitador durante o carregamento oclusal. Esse método tem sido amplamente utilizado dentro da Implantodontia, devido ao seu potencial de previsibilidade que garante simulações muito próximas de situações reais. Isto pode antecipar conseqüências indesejáveis causados por planejamentos errôneos e/ou possíveis falhas técnicas que possam ocorrer durante a execução dos trabalhos reabilitadores. A eficácia da metodologia já foi descrita por autores como Souza et al. em 2001, provando ser uma excelente ferramenta para detectar e examinar a distribuição das tensões ao redor dos implantes dentais e estruturas que compõe o sistema prótese-implante. A interpretação dos dados fornecidos pela simulação de diferentes situações clínicas visa identificar conseqüências, no sistema biomecânico, indesejáveis. Dessa maneira, a busca pela longevidade do sistema reabilitador torna-se mais clara e fácil de ser visualizada.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Holmgreen et al. (1998) observando a incidência de forças verticais, horizontais e inclinadas com ângulo de 45° em relação ao horizonte de 100 N em dois tipos de implantes com formatos diferentes, sendo um liso escalonado e outro liso cilíndrico variando também os diâmetros, puderam verificar que nem sempre o maior diâmetro de implante determinou a melhor relação de tensões na interface osso-implante, sendo que os diâmetros dos implantes foram determinados pelas tomografias dos pacientes que serviram de modelo para a constituição dos modelos de estudo bidimensionais, utilizando o software Ansys®. Eles mostraram também que a análise das forças inclinadas são as que mais se assemelham com a realidade das forças realizadas pela mastigação dos pacientes.

Moreno (1998) utilizando métodos de elementos finitos tridimensionais para analisar a distribuição das tensões nos tecidos ósseos e implantes de plataforma estreita e regular do sistema ITI, aplicou forças de 100 N na direção vertical e forças de 50 N na direção inclinada. Com essa simulação, pode demonstrar uma maior concentração de tensões no osso cortical quando comparado ao osso medular para ambos os tipos de implantes, sendo que as maiores concentrações de forças foram nas regiões vestibulares e linguais. Quando aplicada a força inclinada a região que mais sofreu tensões foi à região oposta a de aplicação da força e ela aconteceu no nível cervical do implante. Nas situações estudadas os implantes de menor diâmetro receberam tensões 30% maiores do que os implantes de plataforma regular.

Stegaroiu et al. (1998) elaboraram três modelos tridimensionais com diferentes tipos de reabilitações parciais fixas utilizando implantes osseointegráveis.

Com cargas aplicadas em três sentidos, sendo eles: axial, vestibulo-lingual e méso-distal o primeiro modelo, que era uma prótese suportada por dois implantes apresentando um cantiléver apresentou os maiores níveis de tensões. Já no segundo modelo, uma prótese de três elementos sendo suportada por dois implantes sofreu menos tensões em relação ao primeiro modelo. Com relação ao terceiro modelo, que apresentava três implantes suportando três elementos protéticos, este apresentou os menores níveis de tensões em relação aos outros dois modelos. Sob a incidência de forças axiais o modelo 2 apresentou comportamento similar ao modelo 3, que também foi semelhante a distribuição das forças nas próteses suportadas por dois ou três implantes. A distribuição das tensões vestibulo-lingual no modelo 2 foi muito mais alta em relação a mesma situação no modelo 2. Durante os movimentos realizados na mastigação, o componente vestibulo-lingual é mais significativo, e apenas nas próteses parciais fixas de três elementos que estavam suportados por três fixações conseguiram minimizar os efeitos prejudiciais da carga inclinada.

Analisando a influência do percentual de ósseointegração na interface osso-implante quanto a transmissão de forças oclusais Lai et al. (1998) confeccionaram modelos tridimensionais baseados em tomografias computadorizadas. Neste modelo de estudo um implante de 3,75 x 10 mm foi fixado em uma mandíbula edêntula e neste implante foi instalado um pilar com 8 mm de altura. Aplicando uma força de 35 N no sentido vertical na superfície oclusal do implante foram calculadas as tensões de Von Mises e os níveis máximos e mínimos de tensões, como os modelos criados apresentavam diferentes percentuais de osseointegração (25%, 50%, 75% e 100%), sendo que em um deles apresentava osseointegração apenas em sua base. Como resultado os autores concluíram que

os máximos valores de tensões de Von Mises sob o osso ocorreu na altura da plataforma protética do implante e que quanto maior o percentual de osseointegração, menor era a tensão na interface osso-implante, ressaltando a importância da osseointegração na mecânica da interface osso-implante.

Sendyk (1998) utilizando métodos de elementos finitos bidimensional, avaliou a diferença entre diferentes materiais para a confecção da coroa protética, variando também o diâmetro dos implantes. Recebendo uma incidência de força vertical de 100 N aplicada num único ponto localizado na cúspide vestibular de um molar inferior. As maiores concentrações de forças foram na cabeça dos parafusos protéticos, tanto em ouro quanto de titânio, sendo que nos implantes de maior diâmetro essas tensões foram mais bem distribuídas. Onde ocorre o assentamento da plataforma protética no tecido ósseo foi onde ocorreram as maiores concentrações de tensões. Como conclusão o autor mostrou que as tensões geradas por uma coroa de cerâmica e de compômero sobre o tecido ósseo foram equivalentes, e que quanto maior for o diâmetro do implante menor será a incidência de forças no tecido ósseo cortical.

Hansson (1999) usando como variáveis o tipo de ancoragem, a espessura da parede do implante e a presença ou não de elementos de retenção no pescoço do implante avaliou os efeitos da incidência de uma carga oclusal no sentido axial na região mandibular. Na parte superior dos implantes o orifício para a instalação do que seria um parafuso protético com 6 mm de profundidade, com o diâmetro sendo alterado gradativamente, iniciando com 1,99 mm terminando com 2,9 mm, cada aumento foi de 0,2 mm. O comprimento do implante sofreu uma modificação de 11 mm até 15 mm até atingir o que seria uma ancoragem bi-cortical. Implantes com retenção em seus pescoços receberam menores tensões na região óssea e contato

com a plataforma protética. Tanto o aumento da espessura da parede do implante, quanto a ancoragem bi-cortical foram fatores que contribuíram para uma redução nas tensões ao longo da interface osso-implante e com isso suportar mais cargas axiais, o autor sugeriu como possível causa para o fato da diminuição das tensões onde o implante possuía rugosidades na região de pescoço ao fato de aumentar a extensão do implante por meio da micro-arquitetura existente nessa região cervical do implante, que possui um menor passo de rosca.

Em 2000, Castilio relatou em seu trabalho que comparava as diferenças entre fundições dos componentes protéticas sendo estas de diferentes materiais, titânio, cobalto-cromo e os modelos que consistiam em três implantes receberam a tecnologia de solda a laser para sua soldagem em vista da obtenção de uma melhor adaptação, conseqüentemente melhor passividade, sendo esta essencial para sobrevivência dos implantes e do tratamento em longo prazo, em seu trabalho as diferenças encontradas entre as duas técnicas foram de que as estruturas fundidas em titânio apresentaram menor desadaptação média de 21,26 μm e que existiram diferenças muito significativas nas estruturas fundidas em monobloco e as que sofreram solda após a fundição tendo essas um desajuste médio de 19,93 μm .

Gang et al. (2001) realizaram uma revisão da literatura com mais duas décadas de buscas, e mostraram que o MEF é uma das ferramentas mais eficazes para uma previsão dos possíveis efeitos causados pelas tensões tanto nos tecidos ósseos de suporte, quanto nas estruturas mecânicas do sistema. De acordo com seu levantamento os autores mostraram que o tipo de carga, da interface osso-implante, do comprimento e diâmetro do implante, do tipo da prótese, da quantidade e da qualidade óssea ao redor das fixações e das características das superfícies dos implantes pode influenciar nas concentrações de forças. Por meio das simulações

realizadas pode-se avaliar diversas situações diferentes e a principal dificuldade na simulação do comportamento mecânico dos implantes é a forma a qual o tecido ósseo humano se remodela, pois possui um padrão não homogêneo e anisotrópico. A precisão dos resultados fica comprometida, pois algumas simplificações devem ser adotadas, dependendo das variáveis e essas simplificações devem ser levadas em conta no momento da interpretação dos resultados.

Guimarães (2001) realizou um levantamento bibliográfico sobre as conseqüências das desadaptações entre os componentes protéticos e os implantes osseointegráveis e suas conseqüências para nos tecidos de suporte e para as coroas protéticas, conseqüentemente para a longevidade do tratamento com implantes, em seu trabalho. Os fatores que podem levar a perda da adaptação podem ser vários e algumas vezes mais de um fator simultaneamente, entre eles é citado como fadiga dos materiais, entrada de fluidos entre os encaixes, o próprio desenho do implante, e da plataforma protética, função mastigatória. O trabalho cita por tópicos as principais razões possíveis para a perda da adaptação, o primeiro é a falta de um torque confiável no parafuso ou parafusos protéticos, relatando a importância do uso de um contra-torque e de métodos de torquemento confiáveis, no quesito referente ao tipo de conexão, em seu trabalho é relatado que os implantes de hexágono interno apresentaram uma menor taxa de afrouxamento do sistema, porém em outros trabalhos essa diferença não foi tão significativa, com relação à oclusão é relatado que a maior parte das fraturas e problemas com o sistema todo acomete a região posterior, sendo que em alguns casos a força mastigatória pode chegar em até 450 N, outro fator importante destacado pelo autor é a precisão da confecção, tanto dos implantes quanto dos componentes. Como conclusão o autor ressalta a importância do torquemento dos componentes e que

os gaps encontrados entre os pilares protéticos e os implantes, provenientes do fabricante variam entre 5 μm e 45 μm .

Rubo et al. (2001) fizeram um estudo onde compara três recursos diferentes de análise baseados em sistemas utilizados pela engenharia, que são extensometria, fotoelasticidade e métodos de elementos finitos, em seu trabalho os autores ressaltaram que todos os métodos devem ser utilizados levando em conta as simplificações que eles exigem, pois não é possível simular situações como fadiga dos metais, condições ósseas específicas de cada paciente e a possível remodelação óssea que acontece ao redor dos implantes após a osseointegração, os autores ressaltaram que por serem todos métodos de simulação seus resultados devem ser analisados com cautela. Com essa conclusão os autores relataram que apesar das vantagens e desvantagens de cada método e que a utilização de dois métodos simultaneamente podem aumentar a precisão dos resultados, visto que um pode completar o resultado do outro.

Por meio da análise dos MEF bidimensional Moraes et al. (2001) avaliaram implantes com o mesmo diâmetro, mas com ancoragens diferentes mono e bicortical sob a incidência de forças de 100 N com direção axial, adotaram também como variável nos modelos dois diferentes diâmetros de implantes, 3,75 e 5 mm. Como resultados os autores mostraram que os implantes bicorticalizados apresentaram menores tensões na região do osso cortical, quando comparados aos implantes monocorticalizados, porém eles apresentaram uma maior concentração de forças na Supraestrutura protética. Com relação aos implantes de largo diâmetro, estes apresentaram uma menor distribuição de forças no complexo pilar implante quando comparados aos implantes de diâmetro regular, isso acontece graças a redução do braço de alavanca das forças excêntricas sobre a Supraestrutura

metálica, conseqüentemente isso aumenta a distribuição de forças ao longo eixo do corpo do implante osseointegrável.

Hungaro (2002) utilizando MEF bidimensional estudou dois formatos diferentes de implantes, um era padrão Brånemark de hexágono externo com um pilar cerâmico e com coroa protética parafusada e o outro era um implante cônico de hexágono interno da Friadent (Alemanha), após a inclusão dos modelos em blocos de resina e serem cortados no sentido ocluso-apical e em direção vestibulo-lingual, os modelos foram então criados. Com base em uma planigrafia foram obtidas as espessuras dos tecidos ósseos e então os módulos de elasticidade e coeficiente de Poisson foram carregados ao software. Então em um pré-molar inferior foi aplicada a força de 100 N dividido em dois pontos sobre a cúspide vestibular, como conclusão o autor teve que o parafuso que prende o pilar protético no sistema de hexágono externo sofreu muita tensão na região do pescoço e também o parafuso de ouro que retém a prótese no mesmo sistema de hexágono externo, e com relação ao hexágono interno as tensões foram menores do que em relação ao hexágono externo e ambos os sistemas transmitiram tensões semelhantes aos tecidos ósseos de suporte.

Em seu trabalho Hedia (2002) desenvolveu dois modelos para analisar a distribuição das forças e dos deslocamentos próximos ao osso de suporte utilizando um implante osseointegrável escalonado, no primeiro modelo somente existe a presença de osso cortical, já no segundo modelo o autor simulou uma pequena camada de osso cortical, em ambos os modelos foram utilizadas outras variáveis como: altura do osso de sustentação, módulo de elasticidade do material do implante e comprimento do pescoço do implante. Após a aplicação de 100 N de força no sentido axial o primeiro modelo apresentou muita tensão na região do

pescoço do implante, enquanto o segundo modelo apresentou picos de tensão na região do ápice dos implantes. Devido à pequena presença de osso cortical, existiu uma redução de 16% nos níveis de tensão ao osso cortical, o autor sugeriu que isso ocorreu, pois algum nível de deformação é necessário para a manutenção da densidade óssea ao redor do pescoço do implante, com isso grandes aumentos de tensões e deformações podem levar a micro fraturas nos tecidos ósseos de suporte, levando a uma possível reabsorção óssea.

Proos et al. (2003) com o objetivo de avaliar a influência do módulo de elasticidade do cimento na união entre a coroa e um primeiro pré-molar inferior quando aplicada uma força vertical, confeccionaram oito modelos com Supraestruturas em ouro ou em In-ceram, utilizando cimentos adesivos resinoso ou fosfato de zinco variando as espessuras de 0,05 a 0,1 mm. Como conclusão os autores tiveram que a influência e a espessura dos cimentos são irrelevantes para a distribuição das forças no sistema, assim sendo a função do agente cimentante foi apenas transferir as tensões resultantes da Supraestrutura para a dentina. Em todos os componentes do sistema as tensões foram inferiores ao módulo de elasticidade dos materiais, sugerindo também que não ocorreria fratura dos componentes e dos cimentos utilizados.

Pantoja (2003) analisando a distribuição de forças no complexo pilar-implante e no tecido ósseo de suporte entre um pilar estheticone reto e um angulado em 30 graus, aplicou forças de 100 N axial e 50 N horizontal nos terços incisais das coroas protéticas nos dois modelos. Em ambos os modelos, maiores concentrações de tensões ficaram na região do contato entre os parafusos protéticos de ouro e entre os parafusos de retenção do pilar intermediário no caso do modelo angulado em relação ao modelo com pilar reto. O tecido ósseo recebeu as mesmas tensões

nos modelos estudados, sendo que em relação ao pescoço do implante, o modelo que possuía o estheticone angulado sofreu maiores tensões.

Em 2003, Watanabe et al. tiveram como objetivo estudar diferentes graus de inclinação dos implantes e diferentes posições e direções de carregamento de forças. Com modelos bidimensionais representando a região de um primeiro molar inferior o modelo recebeu inclinações de 0, 5, e 15 graus, tanto no sentido vestibular quanto no sentido lingual, como conclusão teve-se que, apesar da variação da direção da incidência da carga o stress de compressão foi maior quando o implante estava inclinado, o que aumentava proporcionalmente a inclinação da incidência da força horizontal.

Em 2004 Kitamura et al. confeccionaram nove modelos que de uma maneira seqüencial simulavam graus progressivos de reabsorção marginal e com diversos padrões, como vertical, horizontal e combinados, analisando o padrão de reabsorção marginal que seria sofrida pelo tecido ósseo em função da tensão sofrida pelo osso e pelo implante. Com forças aplicadas tanto na direção axial, quanto vestibulo-lingual, os resultados mostraram que as tensões recebidas pelo osso cortical foram maiores nos defeitos verticais, quando comparados aos modelos sem reabsorção, e que quanto mais era aprofundado o defeito, maior era a tensão ao osso cortical. Nos modelos com reabsorção de padrão circunferencial combinada, a tensão sofrida no osso medular se tornou maior, principalmente sob a atuação de forças no sentido vestibulo-lingual acompanhando o termino do parafuso de fixação do pilar protético.

Eskitascioglu et al. (2004) buscaram em seu trabalho analisar a influência dos diferentes pontos de aplicação de forças na superfície oclusal dos modelos em relação ao sistema de pilar-implante e ao tecido ósseo de suporte, portanto,

utilizando de um modelo tridimensional pela MEF, os autores confeccionaram um modelo com um implante ITI de 4,1 x 10 mm, na região equivalente a um segundo pré-molar inferior. Aplicaram então uma força de 300 N sendo que em um modelo essa força ficou concentrada na cúspide vestibular e no outro modelo foi distribuída em dois pontos, sendo 150 N na fossa distal e 150 N na cúspide vestibular e como terceiro modelo as forças foram distribuídas em três pontos, sendo 100 N na cúspide vestibular, 100 N na fossa mesial e 100 N na fossa distal. Como conclusão os autores mostraram que as maiores tensões direcionadas ao tecido de suporte partiram do modelo um e ressaltaram a importância da distribuição das tensões na coroa protética, quando a incidência da carga é axial, com o objetivo de reduzir a transmissão de tensões para os tecidos ósseos de suporte e para o sistema do implante.

Kitagawa et al. (2005) com o objetivo de verificar a influência da espessura do osso cortical e do valor do Módulo de Young do osso cortical e a distribuição de tensões tanto no tecido ósseo quanto no implante criaram oito modelos tridimensionais onde quatro deles aumentavam gradativamente a espessura do osso cortical, e os outros quatro aumentavam gradativamente o módulo de elasticidade (Young). Neste estudo foi considerada como continua a interface entre os materiais, conseqüentemente a análise foi estática de todo o sistema. A força aplicada foi de 100 N e como resultado os autores mostraram que quanto mais aumentasse a espessura do osso cortical, menor era a incidência de tensões de Von Mises sobre o mesmo e que quanto maior o módulo de elasticidade do osso cortical, maior era a tensão sobre ele, provando que existe sim uma influencia tanto da espessura quanto do módulo de elasticidade sobre o sistema de suporte dos implantes.

Kunavisarut et al. (2005) realizaram um trabalho utilizando MEF com o propósito de avaliar a distribuição das tensões nos sistemas protéticos e nos tecidos ósseos adjacentes, utilizando dois modelos e alterando as incidências de forças. O primeiro modelo é constituído por uma prótese fixa de dois elementos e o segundo é uma prótese fixa com três elementos sendo que o terceiro elemento não possui implante como suporte, sendo então um cantiléver distal, os implantes simulados foram de 3,75 x13 mm e contaram com um abutment standard de 3 mm de altura com cilindro de ouro, foi então criada uma falha de 111 μ m entre a prótese e o pilar protético, os autores assumiram também uma perda óssea marginal inicial de 1 a 2 mm e um 1 mm de osso cortical. As forças que incidiram nos modelos foram variadas, onde no primeiro modelo a força de incidência foi de 100 N no sentido vertical com uma pequena angulação de 15 graus para a mesial, já no segundo modelo as forças que incidiram sobre o elemento em cantiléver foram gradativas, de 50 N, 200 N e 300 N. Os autores concluíram que prováveis sinais da sobrecarga sobre os diferentes componentes podem resultar em perda óssea marginal, principalmente quando a desadaptação está próxima ao ponto de aplicação das forças, a presença do cantiléver potencializa muito os efeitos nocivos da desadaptação em todo o sistema, inclusive osso ao redor do implante, eles salientam a importância da passividade, pois no modelo considerado ideal, as forças foram distribuídas de maneira mais uniforme e ressaltam também que o componente que mais recebe estresse é o parafuso protético e o parafuso que retém o pilar intermediário e que muitas vezes o afrouxamento do parafuso pode ser um sinal de que o sistema possui uma desadaptação.

Um estudo comparativo entre diferentes materiais de revestimento para próteses implanto-suportadas foi o objetivo do trabalho de Sevimay et al. (2005),

neste trabalho os autores criaram quatro modelos a partir de um implante ITI 4,1 x 10 mm, onde cada modelo possuía coroas In-ceram, metalo-cerâmica com metal nobre, cerâmica IPS Empress 2 e metalo-cerâmica com liga não nobre. Em cada um dos modelos foi aplicada uma força de 300 N, sendo que o dente simulado foi um segundo pré-molar inferior e os autores desconsideraram a linha de cimentação da coroa protética como fator relevante na distribuição das tensões em todo o sistema. O sistema Empress 2 foi o que mostrou maior concentração de forças e o sistema de coroas em In-ceram e metalo-cerâmica nobre transmitiram tensões menores para todo o modelo, sugerindo que existe uma grande importância na escolha do material restaurador quando relacionado a longevidade de todo o tratamento reabilitador com implantes osseointegráveis.

Olsen et al. (2005) tiveram como meta em seu trabalho mostrar que a MEF pode servir como instrumento de planejamento cirúrgico. O modelo construído valorizava a interface osso-implante e tornou possível a detecção de micro movimentos, que podem levar a perda da estabilidade inicial, pré-requisito essencial para a execução de uma carga imediata. Por meio de uma tomografia computadorizada os autores construíram um modelo numérico e com esses dados os autores desenvolveram um software para o planejamento da cirurgia, simultaneamente a isso foram instalados implantes em leitões que também foram submetidos a medição dos micro movimentos para validar os dados do primeiro modelo que está inserido no programa de elementos finitos (Abaqus). Os autores verificaram que os deslocamentos em ambos modelos foram similares, e então puderam concluir que, atualmente é possível a utilização da MEF para o planejamento de uma carga imediata com custo não muito elevado e consumo de tempo excessivo, desde os dados tenham sido colhidos por uma tomografia

computadorizada, o tipo de osso pré-determinado, os implantes previamente escolhidos, e o carregamento tenha sido também definido.

Em 2006, Chun et al. buscando avaliar a influência dos diferentes tipos de pilares intermediários sobre a distribuição das tensões nos tecidos ósseos, quando submetidos a diferentes tipos de carregamento, utilizaram a MEF tridimensional construindo modelos baseados em três tipos de implantes, hexágono externo, hexágono interno e implante de corpo único. Neste trabalho os autores concluíram que os intermediários tiveram diferença significativa na distribuição das tensões no tecido ósseo, devido aos diferentes tipos de transferência de cargas e a diferentes tamanhos de área de contato entre o pilar intermediário e o implante e que essa área se mostrou muito maior no implante de hexágono interno. Os autores também relataram neste trabalho que o implante de corpo único transmitiu as maiores tensões tanto para o sistema do implante quanto para o tecido ósseo adjacente independente da direção das forças e que o implante de hexágono externo foi o que transmitiu maiores picos de tensões de Von Mises para o tecido ósseo.

Caglar et al. (2006) utilizando dois modelos tridimensionais, onde um era composto por três implantes posicionados na maxila, na região de primeiro pré-molar, segundo pré-molar e segundo molar e outro modelo onde foi removido o primeiro pré-molar, deixando então a prótese parcial fixa com um cantiléver mesial avaliaram os efeitos da inclinação mesio-distal da incidência das forças na distribuição das tensões. No segundo modelo os autores alteraram as inclinações de forças no segundo molar em 0, 15 e 30 graus, como resultado o implante que recebeu as inclinações foi o mais carregado pelas tensões de Von Mises, em todos os casos as forças ficaram concentradas na plataforma protética ou no pescoço dos implantes. Para todos os modelos as forças não excederam os limites de resistência

do titânio puro e a interface osso-implante sempre recebeu as maiores concentrações de tensões para todos os três ângulos de incidência de forças.

Segundo o estudo de Ramagem (2007), que comparou os dois tipos de conexões protéticas, internas e externas, e averiguando qual delas foi mais prejudicial para o sistema de suporte ósseo, qual delas gerou mais tensão intrinsecamente, as diferenças no carregamento vertical e oblíquo e por último, a importância da análise de contato no estudo dos modelos virtuais, esse trabalho lançou mão da metodologia dos Elementos Finitos para realizar todo o estudo, as conclusões em que o autor chegou, foram de que a importância da análise de contato é indispensável quando se objetiva analisar a distribuição das forças intrinsecamente dentro do sistema de implantes, caso o objetivo seja avaliar apenas tecidos de suporte, ou seja, extrinsecamente, os contatos não exerceriam tanta influência no resultado final, em ambos os tipos de conexão foi mostrado que as cargas inclinadas de forças foram muito mais prejudiciais a todo o sistema do que a carga vertical, quando aplicada força no sentido vertical, tanto conexão do tipo hexágono externa quanto hexágono interna apresentaram a mesma quantidade de tensões, agora quando a carga foi aplicada inclinadamente, o sistema que transmitiu mais tensões aos tecidos de suporte ósseo foi o sistema de hexágono externo, como mais uma conclusão de seu trabalho, temos que intrinsecamente, o implante de hexágono interno, transmitiu menos forças para o parafuso protético, e aos tecidos ósseos o trabalho mostrou que na porção cortical do osso, visivelmente pode-se notar uma maior concentração de cargas no sistema de hexágono externo.

Silva (2008) fez um levantamento da literatura avaliando a importância clínica da passividade e conseqüentemente da adaptação das próteses implanto-suportadas, ele ressaltou que não há dúvidas de que as forças geradas pelo

complexo prótese-implante afetam os tecidos periimplantares, atuando positivo ou negativamente. Em um dos estudos utilizados em sua revisão o autor mostra um estudo in vivo em que não houve perda óssea marginal significativa em volta dos implantes, onde a desadaptação tinha um tamanho médio de 111 μm e outro grupo tinha uma desadaptação média de 91 μm , portanto concluíram que para estes tamanhos de desadaptação óssea pode ser que tenha existido uma tolerância biológica do organismo e, portanto a perda óssea foi clinicamente aceitável. Ele concluiu em seu trabalho que é muito improvável que uma prótese implanto-suportada com assentamento passivo não gere nenhum tipo de tensão após a sua confecção, e afirma que o assentamento passivo da prótese este intimamente relacionado à longevidade e estabilidade da mesma, ele ainda afirma que todos os autores são unânimes em dizer que o assentamento passivo é essencial para a Implantodontia.

Em 2008 Natali et al. estudaram os efeitos causados pela desadaptação aos tecidos periimplantar em um modelo composto por dois implantes e uma barra de Ti fundida que os conecta. Os autores ressaltaram a importância da remodelação óssea ao redor dos implantes e dizem que uma desadaptação antes da completa ósseointegração pode gerar alguns estresses que não seriam suportados pelo sistema, os autores relataram que mesmo quando carregados inclinadamente não necessariamente ocorrerá uma maior concentração de forças no osso cortical. Concluíram que o tempo de cicatrização é um grande fator que ajuda na longevidade do trabalho, que a falta da passividade aumenta a perda óssea, e que muitas vezes essa perda óssea também pode ser gerada pelo organismo em busca do espaço biológico ao redor do implante.

Lin et al. (2008) tiveram como objetivo estudar a distribuição das tensões em um implante unitário em maxila, alterando o sistema do implante, tipo ósseo, posicionamento do implante e carregamento. Os implantes e condições criadas foram as seguintes: implante Frialit-2 (Alemanha), com MH-6 reto e outro com 20 graus de angulação, com hexágono interno e com parafusos separados do pilar intermediário, o outro implante foi um Straumman (Suíça) com intermediário de corpo único, reto e angulado em 20 graus e o pilar é do tipo Morse. Após o carregamento dos dados dos módulos de elasticidade dos componentes do sistema e determinada as direções de aplicação das forças, quer foram de 150 N e na direção axial e angulada em 45 graus no sentido ligual-vestibular os resultados obtidos foram de que é importante acompanhar a inclinação das incidências da forças no correto posicionamento dos implantes para se reduzir a distribuição de forças para todo o sistema e que métodos de compactações ósseas durante a instalação do implante aumentam a estabilidade primária, o implante Straumman transmitiu menos forças dentro do sistema estudado e provavelmente apresentaria menos problemas de afrouxamento dos parafusos e principalmente o ajuste oclusal reduzindo ao máximo os componentes de forças laterais é altamente recomendado.

Cicciu et al. (2009) estudaram como diferentes padrões mastigatórios poderiam levar a uma fratura de próteses do tipo "Toronto" e o relacionamento deles com o posicionamento do implantes visando a longevidade do tratamento reabilitador. Por meio de um modelo de MEF tridimensional de uma mandíbula foram analisadas as forças de incidência mastigatória horizontal, frontal e vertical. Os resultados mostraram que o posicionamento do implante é determinante para a distribuição das cargas por todo o sistema até o osso de suporte e que a durabilidade da passividade dos parafusos, dos cantiléveres e do implante em si

está diretamente ligada ao correto posicionamento do implante. Os autores ainda ressaltaram que a simulação em três dimensões do paciente pode auxiliar o profissional no momento do planejamento do correto posicionamento dos implantes, do tipo de prótese e na distribuição das forças oclusais.

3 PROPOSIÇÃO

Com base nos efeitos que a desadaptação pode causar nos componentes e nos tecidos ósseos, o objetivo deste estudo foi avaliar:

- a) qual estrutura do sistema seria mais afetada na presença de desadaptação uni e bilateral do pilar protético;
- b) qual estrutura do sistema seria mais afetada quando a resultante das forças é alterada de vertical para inclinada;
- c) dentre as situações estudadas qual estaria mais propensa a sofrer perdas ósseas marginais;

4 MATERIAS E MÉTODOS

4.1 Caracterização dos modelos

Foram feitos dois modelos para simular a falha na execução do pilar personalizado e comparado a mais um modelo considerado ideal em relação à adaptação (M1). Essas falhas caracterizaram-se pela presença de uma maior distância entre as peças as quais, portanto, não estariam perfeitamente adaptadas.

Cada modelo tem uma malha com 24.501 elementos e 12.854 nós e para cada situação foi mantida a mesma quantidade de elementos e nós, seja na força vertical e na inclinada.

No modelo 2 (M2), a desadaptação estava presente em um dos lados do pilar, como mostra a figura 1. No modelo 3 (M3) a falha estava presente em ambos os lados do pilar personalizado como mostra a figura 2.

Estas distâncias foram padronizadas em 200 μm para ambos os modelos. Após determinadas as condições de simulação foram simuladas as duas situações de carregamento citadas para cada modelo.

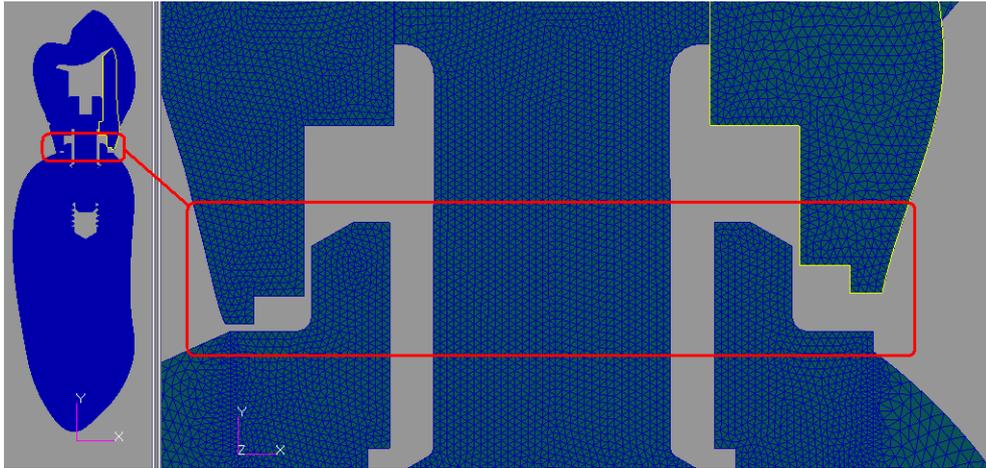


Figura 1 - Detalhe da falha de execução em apenas um lado

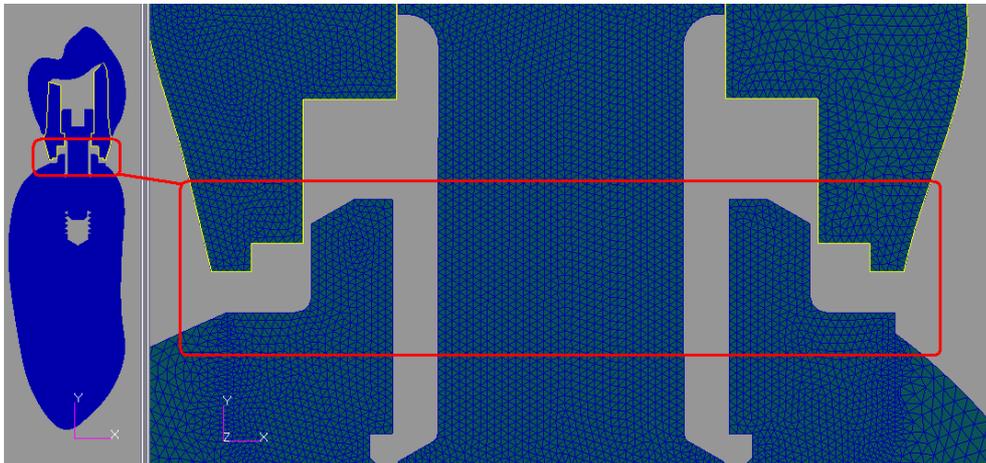


Figura 2 - Detalhe da falha de execução em ambos os lados.

As figuras 3 e 4 mostram os vetores de aplicação das forças, na direção vertical e horizontal.

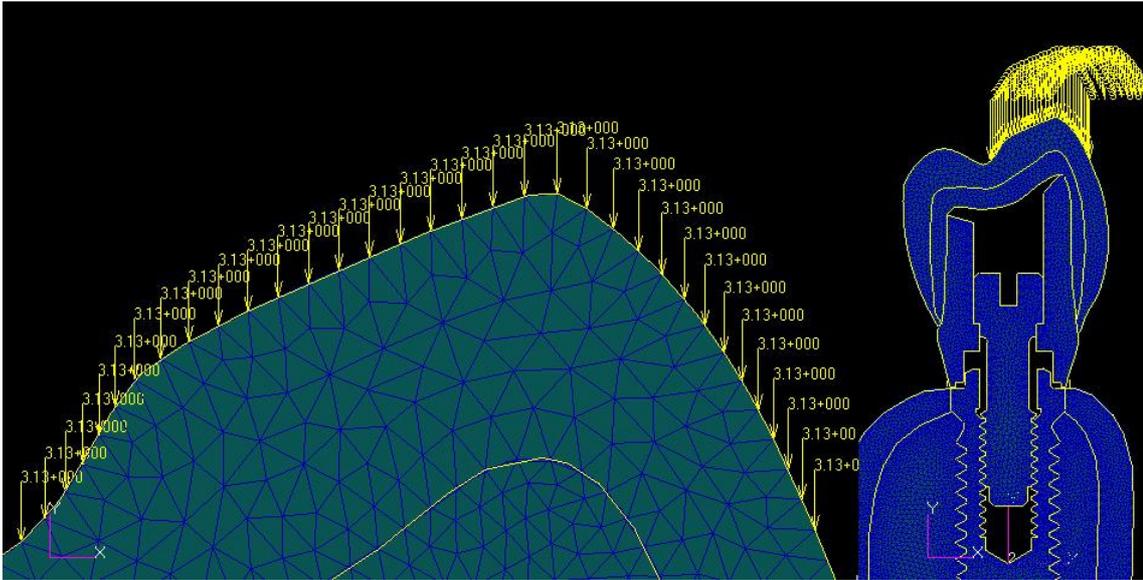


Figura 3 - Detalhe da força vertical.

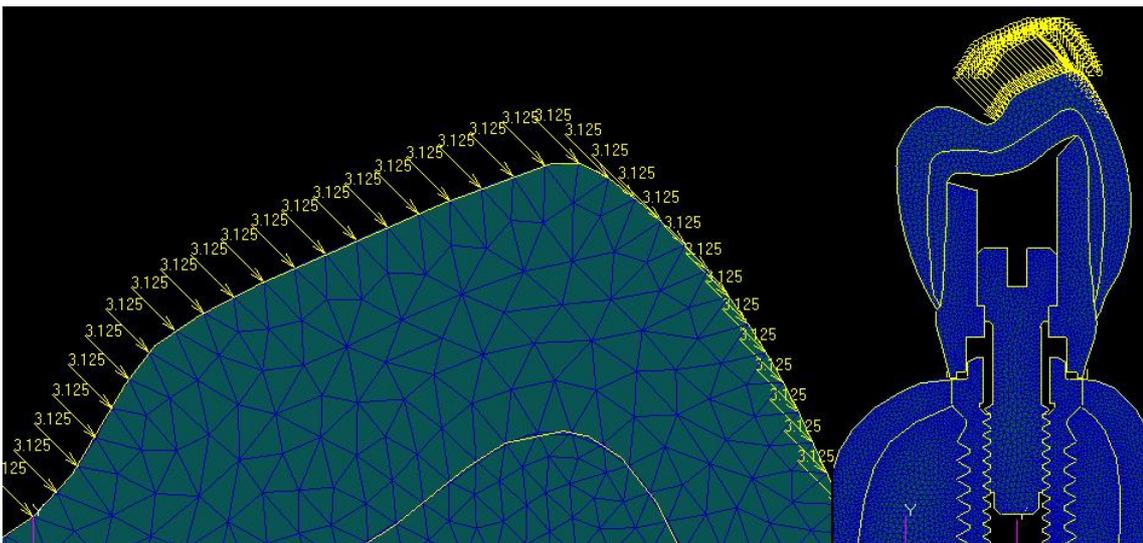


Figura 4 - Detalhe da força inclinada em 45 graus, distribuídas em 118 nós.

4.2 Elaboração dos modelos

Os modelos confeccionados foram cedidos pelo laboratório de Elementos Finitos do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, os modelos foram os mesmos do trabalho de Ramagem (2007). Foram confeccionados modelos que representassem as relações entre o complexo prótese-pilar-implante e o tecido

ósseo de suporte. Com estes modelos pode-se avaliar a tensão desenvolvida entre eles. Os modelos foram criados a partir de um implante da marca comercial Neodent[®] (Curitiba, Brasil), denominado Titamax I, de formato cilíndrico, rosqueável, confeccionado em titânio comercialmente puro, com plataforma de hexágono externo (HE), e medida de 3,75 mm de diâmetro por 11,00 mm de comprimento. Este modelo foi inserido em um bloco de resina acrílica incolor da marca Dencor (Clássico - São Paulo, SP) e em seguida recebeu um pilar do tipo munhão personalizado, específico para HE. O pilar foi fixado ao implante com um parafuso de retenção do pilar. A supraestrutura metálica em níquel-cromo e a cobertura de cerâmica foram confeccionadas em laboratório. Após a confecção, a coroa foi cimentada com fosfato de zinco SS White (São Paulo, Brasil) ao pilar personalizado.

A amostra foi submetida a corte longitudinal, no sentido vestibulo-lingual, em maquina de corte SBT (South Bay technology Inc.) e recebeu polimento com uma Lixadeira/Politriz motorizada modelo APL-04 (AROTEC S/A, São Paulo).

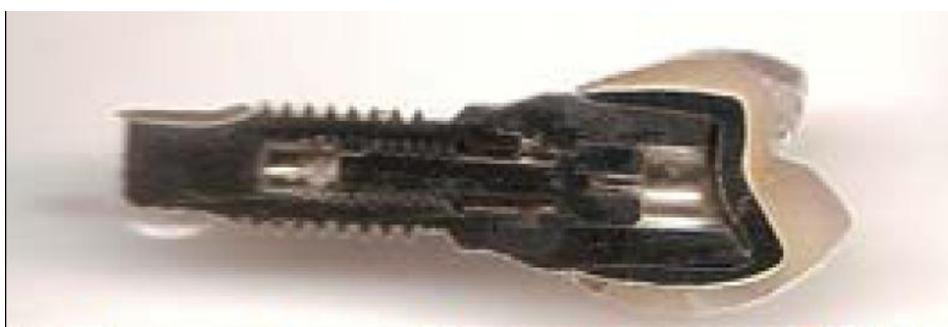


Figura 5 - Modelo utilizado para a confecção do sistema de trabalho em corte longitudinal.

Com um scanner HP, modelo PSC 1315, com 1.200 dpi, a secção longitudinal da amostra foi digitalizada, com orientação espacial obtida a partir de recorte de papel milimetrado.

Para fidelização mais eficiente do modelo, a empresa Neodent® (Curitiba, Brasil) cedeu os desenhos em CAD, do implante e dos componentes protéticos com suas reais dimensões. Assim, foram sobrepostas as digitalizadas e as cedidas pela empresa (figura 6). Com este procedimento podemos considerar idênticas ambas as dimensões da coroa, dos componentes protéticos e dos implantes.

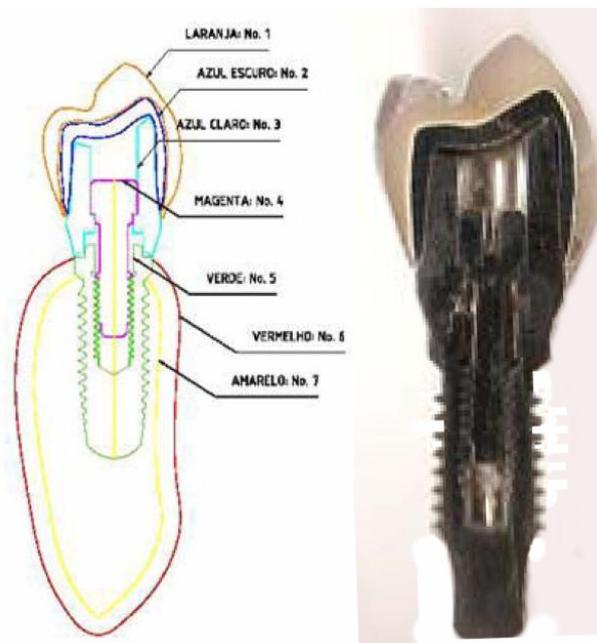


Figura 6 - Sobreposição dos dados fornecidos pela empresa e do modelo confeccionado.

A obtenção do segmento ósseo se deu por meio de uma imagem bidimensional de um corte de tomográfico na região posterior de mandíbula humana edêntula. A imagem tomográfica era composta de matriz medular envolta por uma camada de osso cortical com aproximadamente 2,00 mm de espessura. Foi arbitrado para esta pesquisa qualidade óssea tipo II, de acordo com a classificação

de Lekholm & Zarb (1985). Esta condição física real foi representada como característica de simulação pela determinação de propriedades mecânicas ao tecido ósseo, e estas propriedades foram estabelecidas pelas constantes elásticas conhecidas como Módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, quadro 1.

Nome dos materias	Módulos de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson (U)	Referência Bibliográfica
1 - Cerâmica feldspática	67700	0,28	Anusavice et al. (1986)
2 - Supraestrutura metálica Ni-Cr	203000	0,30	Suansuwan & Swain (2001)
3 - Pilar personalizado Ti	110000	0,28	Sakaguchi, 1993 apud Sendyk 1998
4 - Parafuso protético Ti	110000	0,28	Sakaguchi, 1993 apud Sendyk, 1998
5 - Implante osseointegrável Ti	110000	0,33	Richter et al., 1990 apud Sendyk, 1998
6 - Osso medular	1370	0,30	Sertgoz, 1996, Carter & Hayes, 1997; Moraes, 2002
7 - Osso cortical	13700	0,30	Sertgoz, 1996, Carter & Hayes, 1997; Moraes, 2002

Quadro 1 - Propriedade dos materiais.

A análise pelo método dos elementos finitos é realizada em três etapas, denominadas pré-processamento, processamento e pós-processamento. O pré-processamento pressupõe a compilação de todos os dados necessários, realizado pelo software Patran. O processamento consiste na resolução das equações algébricas geradas pelos modelos matemáticos, executadas pelo software Marc. E o pós-processamento é visualizado pelo Patran e constitui o capítulo de resultados deste estudo.

4.3 Metodologia dos elementos finitos

Para esta pesquisa foram utilizados modelos elaborados para análise pelo método dos elementos finitos bidimensionais, que permite solucionar um complexo problema pela sua subdivisão em vários outros, combinando e os resolvendo para oferecer a solução para todo o conjunto. As estruturas analisadas são divididas em número finito de partes, as quais são chamadas de elementos que são conectadas entre si por meio de pontos discretizados, que são então chamados de nós. Com o auxílio dos recursos obtidos pelo CAD bidimensional, pode-se efetuar gerar a malha automaticamente a partir da geometria da peça. Todo o processo de criação da malha é denominado discretização do modelo.

A análise permitida por meio de softwares específicos permite o cálculo das tensões e as sua distribuição em todos os componentes dos modelos partindo dos seguintes dados:

- a) número total de nós;
- b) número total de elementos;
- c) identificação de cada tipo de elemento;
- d) coeficiente de Poisson e Módulo de elasticidade (Young);
- e) discretização de pontos nodais (identificação e coordenação para cada nó);
- f) estabelecimento de condições de contorno;
- g) avaliação das forças nos nós externos.

Todas as propriedades físicas são determinadas pelo coeficiente de Poisson e seus módulos de elasticidade (Young), que são constantes requeridas

pelo software de modelagem PATRAN para cada ponto nodal do elemento. Tensões, forças e deslocamentos são calculados em função da continuidade dos contatos entre os elementos nos pontos nodais, gerados e processados em números e equações no computador.

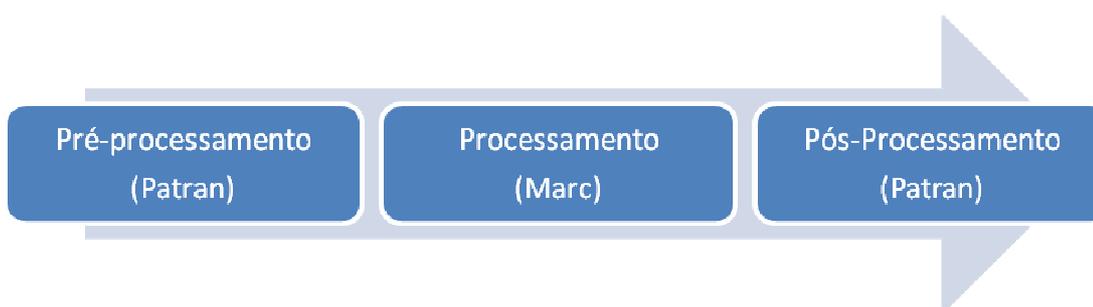


Figura 7 - Etapas da análise por MEF.

4.3.1 Pré-processamento

No desenho digital, as sete estruturas analisadas neste trabalho (cerâmica feldspática, supraestrutura metálica, pilar personalizado, parafuso de retenção protética, implante, osso cortical e osso medular) foram representadas por linhas fechadas, que são na realidade equações matemáticas. O desenho depois de pronto foi convertido em arquivo no formato IGES e importado pelo software de modelagem Patran.

A malha de elementos finitos foi gerada no Patran após a importação do desenho, e então para as diferentes regiões foram atribuídas às propriedades dos materiais. No mesmo software foi possível aplicar diferentes condições de carregamento e restrições ao modelo.

O elemento empregado para a geração da malha neste trabalho foi o elemento tipo 6 (element 6). Este elemento é bidimensional, triangular, com três

nós, e isoparamétrico, utilizado para análises no estado plano de tensões. Com este elemento são possíveis dois graus de liberdade, que constituem as possibilidades de movimentações por nó, de forma que, é possível deslocamento apenas na direção x e y . A figura 8 representa o modelo que foi utilizado.

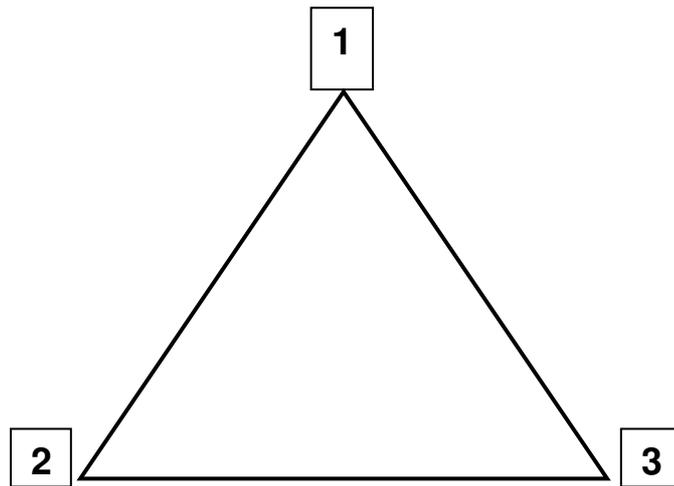


Figura 8 - Elemento bidimensional com três nós.

Na análise o modelo foi todo discretizado utilizando este tipo de elemento.

A figura 9 mostra a região do implante e dos tecidos ósseos medular e cortical.

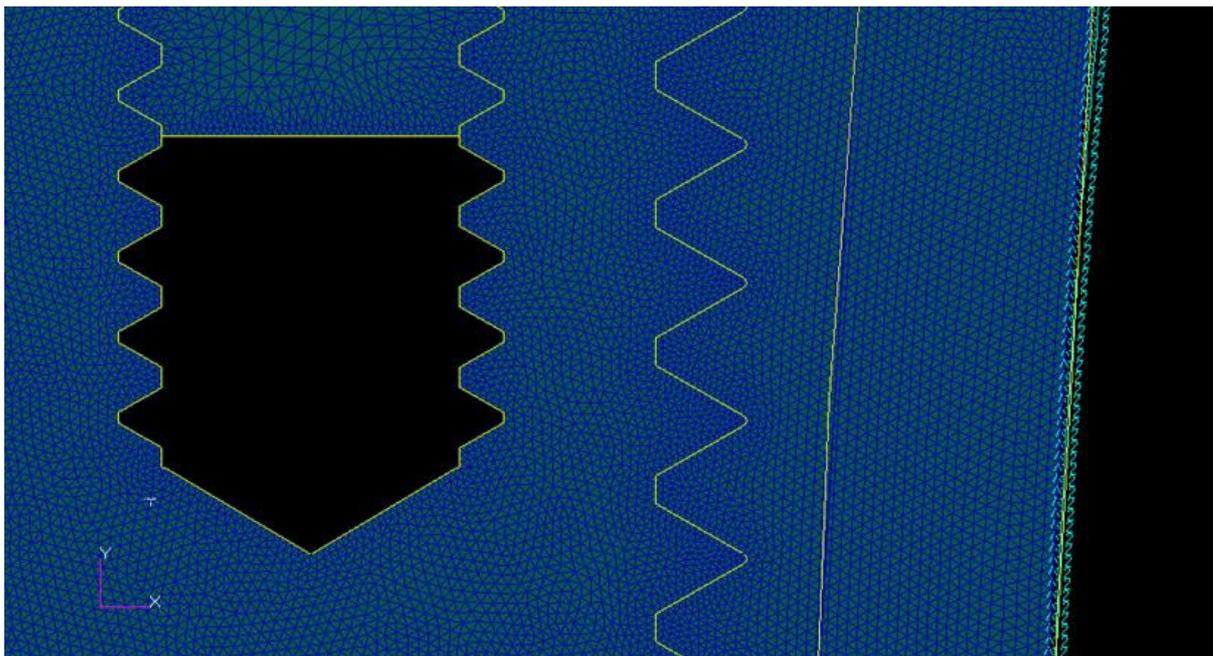


Figura 9 – Detalhes da região de contato entre o implante e os tecidos ósseos adjacentes.

Para que não houvesse grandes distorções nos resultados, foram utilizadas malhas bem refinadas, variando a quantidade de nós e elementos para cada análise.

A aplicação da carga nos modelos ocorreu no sentido vertical e oblíquo com ângulo de 45 graus em relação ao plano horizontal. A intensidade da carga foi padronizada em 100 N e foram distribuídas em 118 nós, para que não houvesse um excesso de concentração de tensão, pois como no trabalho de Ramagem (2007), essa simplificação se tornou aceitável para que fosse analisado o comportamento dos modelos perante a aplicação de cargas que simulam a região que recebe maiores tensões durante os movimentos mastigatórios. A aplicação de forças em poucos nós não é recomendável, uma vez que, numa simplificação de análise tensorial, a tensão é a representação da força dividida pela área, sendo assim, uma pequena área de incidência de forças, tenderá a zero, levando ao acúmulo de alta tensão neste local, tendendo a infinito. Além disso, outras simplificações adotadas

foram: a) análise bidimensional; b) estado plano das deformações; c) carregamento distribuído na região dos dentes; d) materiais considerados linearmente elásticos, homogêneos e isotrópicos; e a última simplificação adotada foi a restrição do movimento da mandíbula no eixo x e y também utilizada por Húngaro (2002). Como é exemplificado na figura 10.

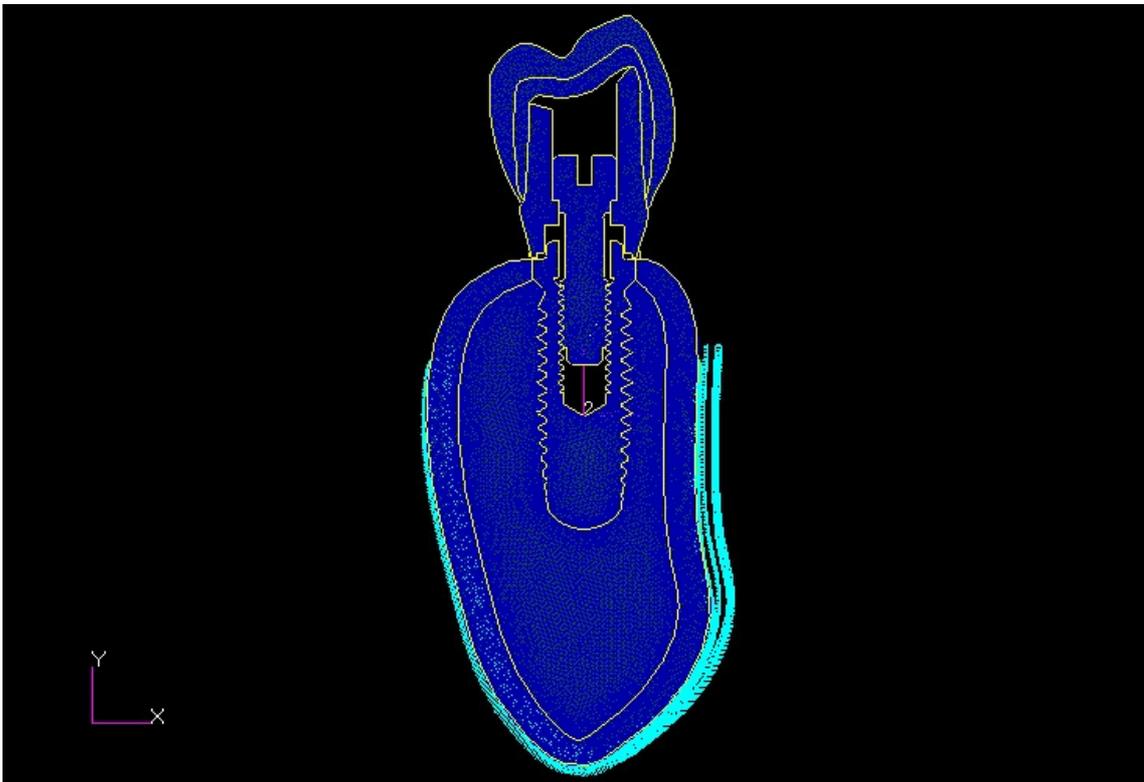


Figura 10 - Restrição dos movimentos da mandíbula.

Baseando-se no trabalho de Ramagem (2007), as simulações realizadas foram feitas com análises de contato entre as peças (consideradas não coladas). Na figura 11 pode-se notar as regiões consideradas em contato. Estas regiões estão representadas por círculos rosa e evidenciam: parafuso-pilar personalizado e pilar personalizado-implante.

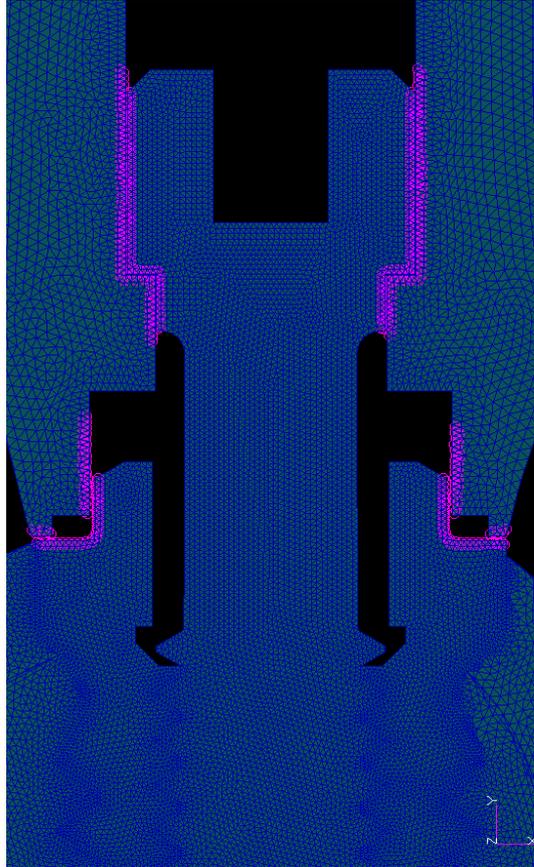


Figura 11 - Círculos rosa representando as regiões de contato.

4.3.2 Processamento

Para esta etapa do trabalho foi utilizado um *software* denominado Marc (MSC Software, São Paulo, Brasil), que foi responsável pela execução dos cálculos para as equações geradas, e os seus resultados devem ser visualizados e estudados posteriormente, pelo *software* Patran (MSC - Software, São Paulo, Brasil).

4.3.3 Pós - processamento

A partir das imagens gráficas das tensões de Von Mises geradas pelo *software* Patran, pode-se avaliar o comportamento biomecânico das regiões que correspondem ao implante osseointegrável, seus componentes protéticos e tecido

ósseo de suporte. A análise qualitativa foi feita a partir da observação visual das imagens em cores representadas nos diversos níveis de tensões gerados. Essa análise foi realizada com utilização de gradiente de cores juntamente com uma escala que fornece o valor máximo e mínimo para cada cor que, por sua vez, representa o nível de tensão ocorrido em uma região, em MPa.

5 RESULTADOS

5.1 Resultados modelo 1 (Ideal) - força vertical

Este modelo mostra pilar protético adaptado em ambos os lados da plataforma protética, caracterizando a situação ideal para este estudo. Nota-se que as maiores áreas de concentração de forças ficaram na região vestibular do modelo, como demonstrado na figura 12.

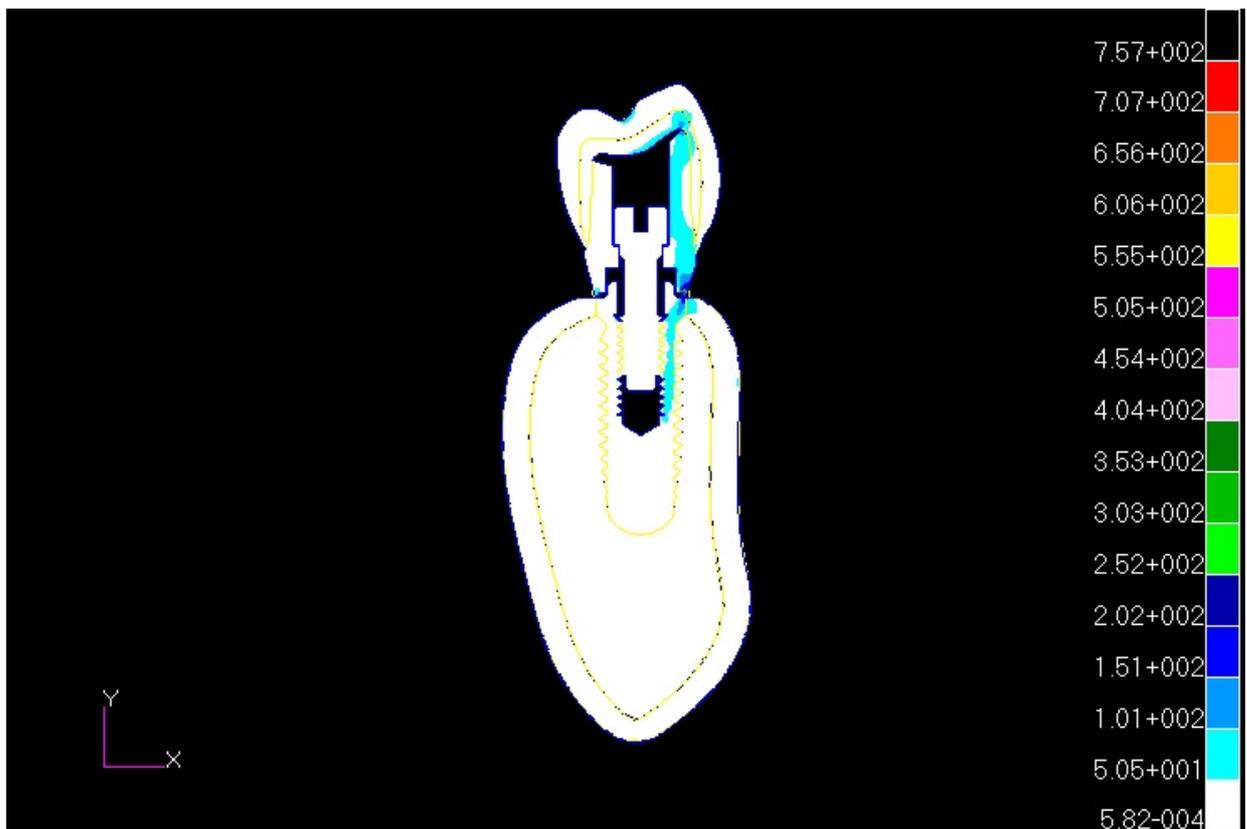


Figura 12 - Sistema completo, força vertical, sem desadaptação em nenhum lado (M1).

Analisando cada uma das estruturas, nota-se que a cerâmica feldspática apresentou concentração de tensões em toda a face oclusal e, parcialmente, na face vestibular. As maiores tensões se concentraram na fossa central, na vertente

vestibular, na união entre a face vestibular e a face oclusal, e bem próxima à plataforma protética. Na região vestibular observa-se que na face lingual algumas áreas com concentrações de forças e também próximo à plataforma protética, conforme figura 13.

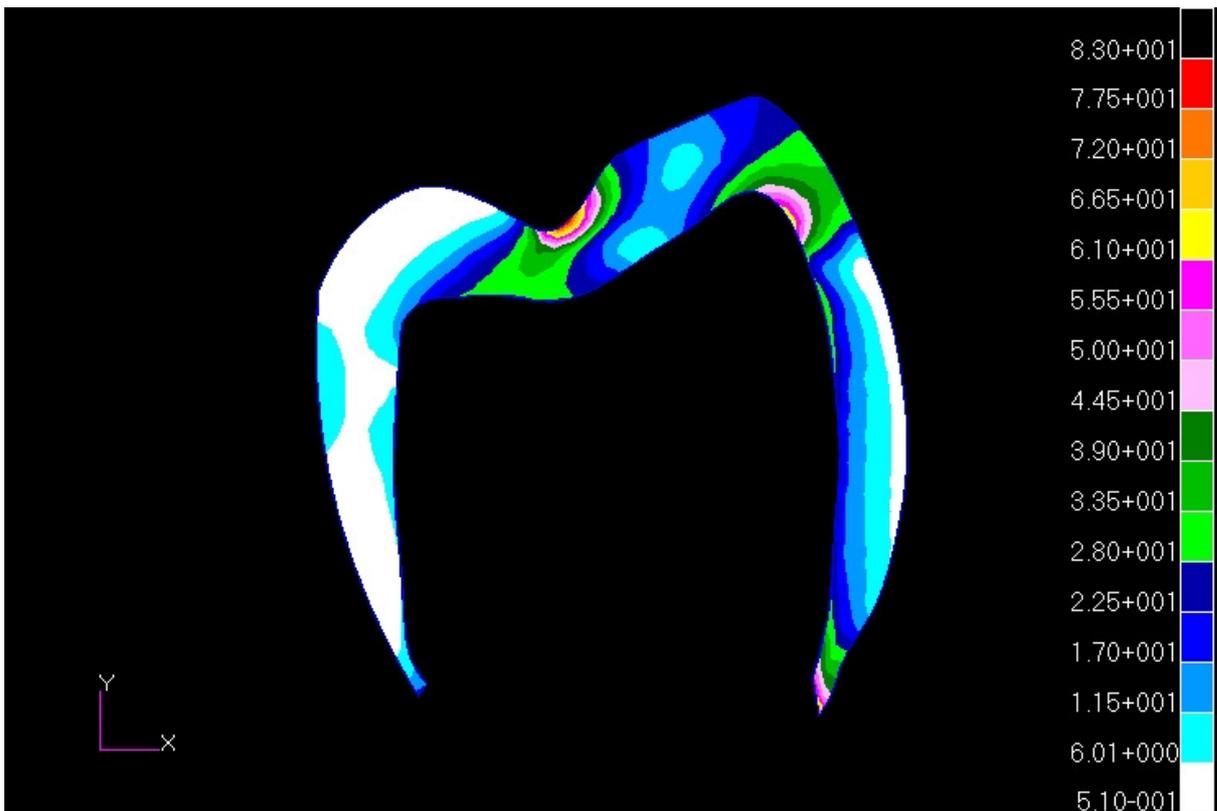


Figura 13 - Cerâmica feldspática, modelo ideal, força vertical de 100 N, (M1).

A supraestrutura metálica apresentou áreas com grandes concentrações de tensões em toda a face oclusal e vestibular, e menores tensões na região lingual, sendo que a região mais tensionada foi a região da união entre a face vestibular e a face oclusal, como podemos ver na figura 14.

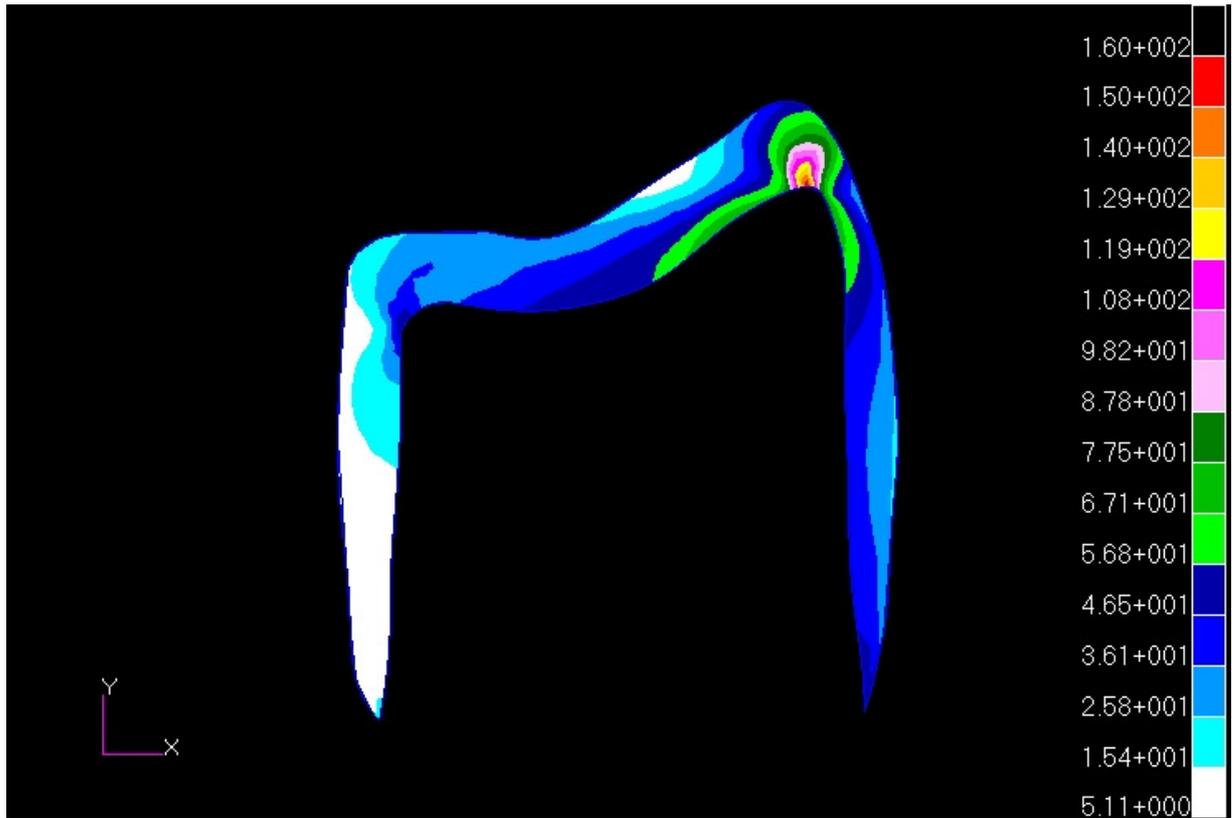


Figura 14 - Supraestrutura metálica com aplicação de força vertical de 100N, (M1).

Com relação ao pilar protético personalizado observa-se toda a distribuição das tensões pela face vestibular, com maior concentração na face em contato com a plataforma protética vestibular. Além disso, uma pequena concentração de tensões, na mesma região, porém na face lingual, como ilustrado na figura 15.

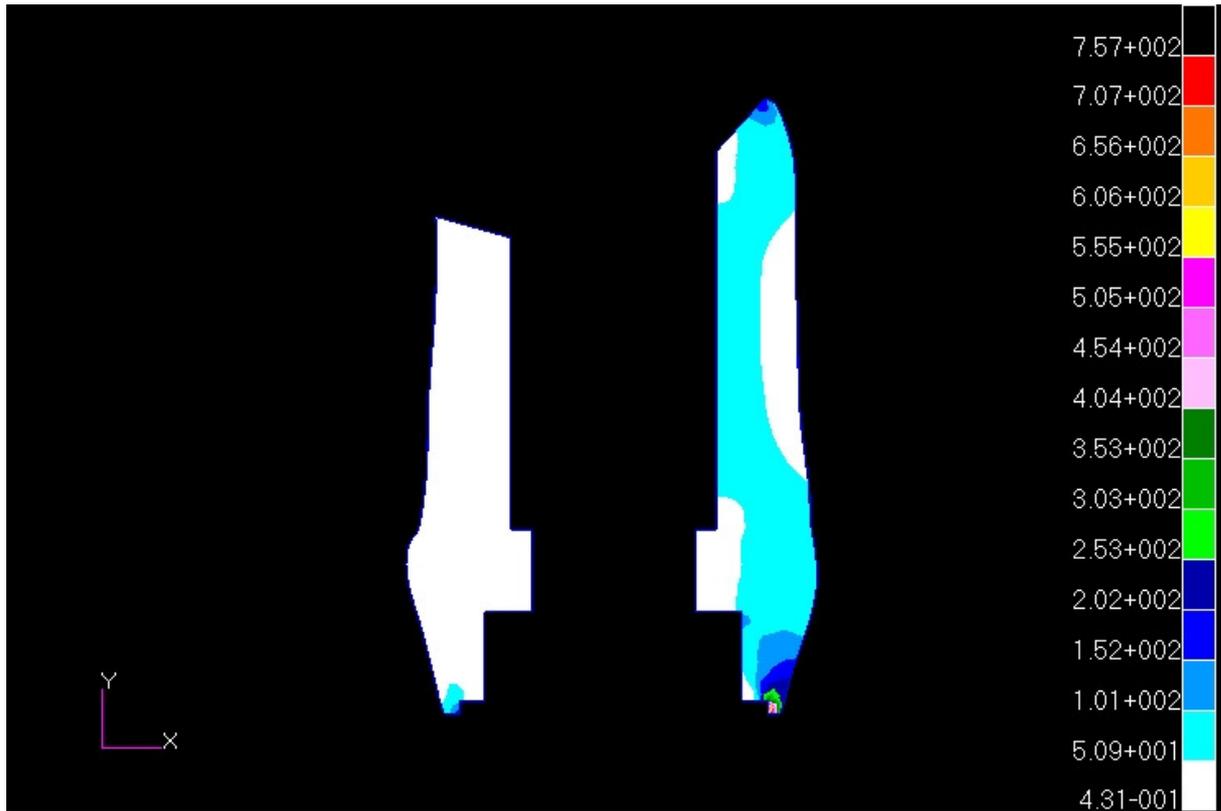


Figura 15 - Pilar personalizado, com força de 100 N vertical, (M1).

Na situação em que não havia desadaptação, e a força foi aplicada na direção vertical, a tensão ficou concentrada na região das espiras do parafuso protético e se estendeu para a região da cabeça do parafuso, porém em menor intensidade na como nota-se na figura 16.

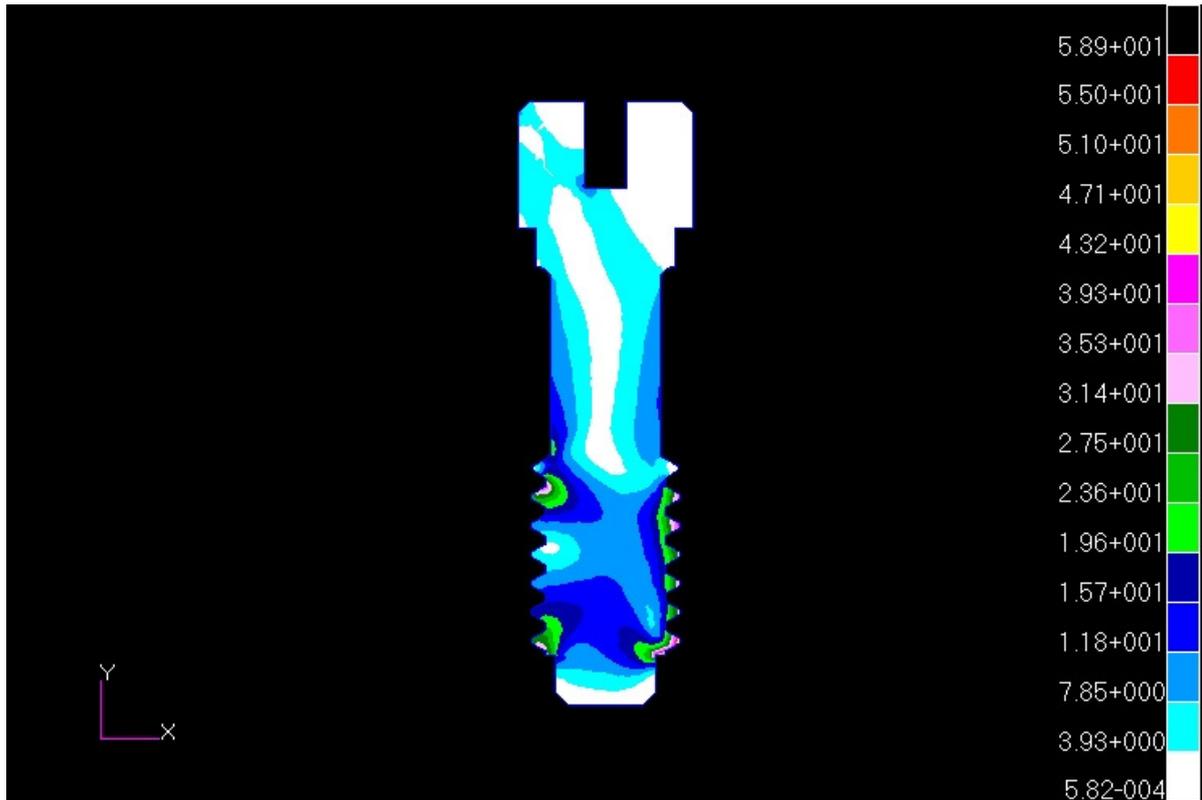


Figura 16 - Parafuso protético, carga vertical de 100 N, (M1).

O implante, em M1 com forças verticais, teve toda a face vestibular interna, próxima a região de contato com o parafuso protético, apresentando áreas com concentração de forças, sendo que estas se estenderam até a região da plataforma protética pela face vestibular. Pode-se notar também, pequenas áreas com concentração de tensões na face lingual, como pode-se observar na figura 17.

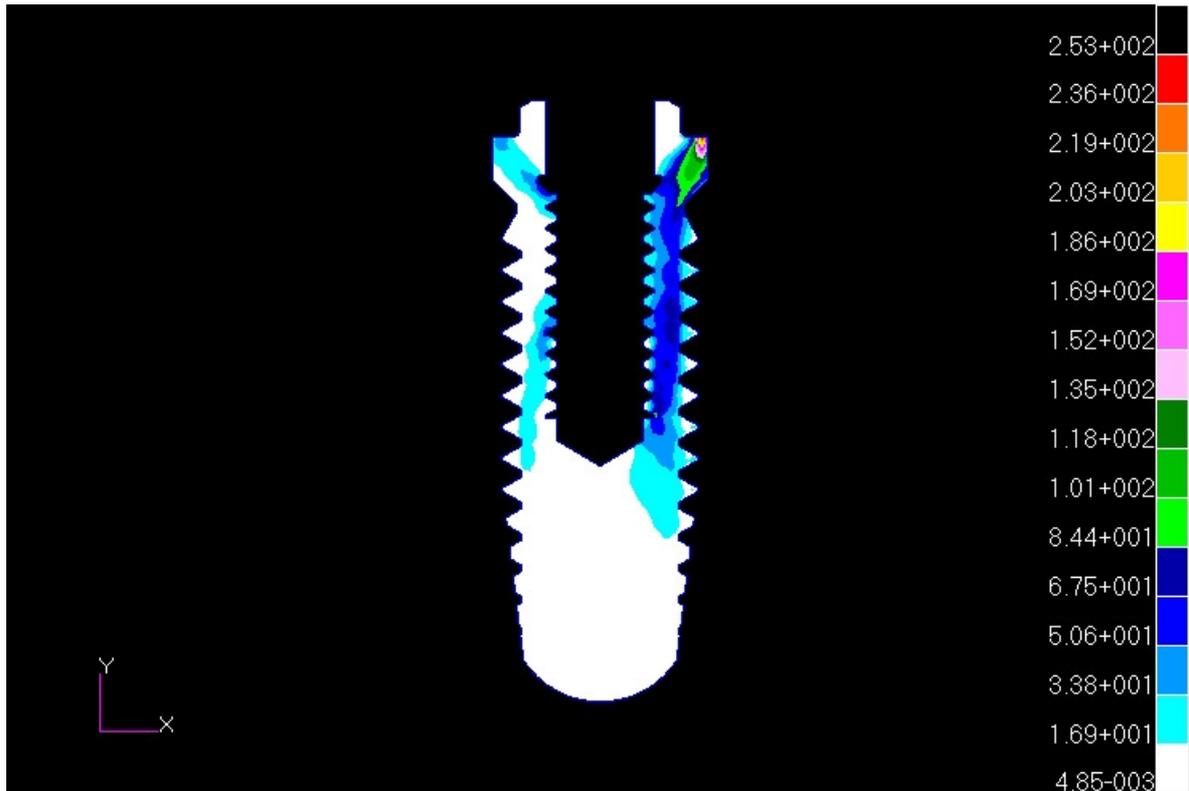


Figura 17 - Implante osseointegrável no modelo ideal, com força vertical de 100 N, (M1).

Com relação à parte óssea em M1, observa-se que o osso medular recebeu tensões em toda a face que acompanha a região vestibular do implante osseointegrável e poucas áreas na face lingual, bem próxima as espiras do implante, como mostra a figura 18.

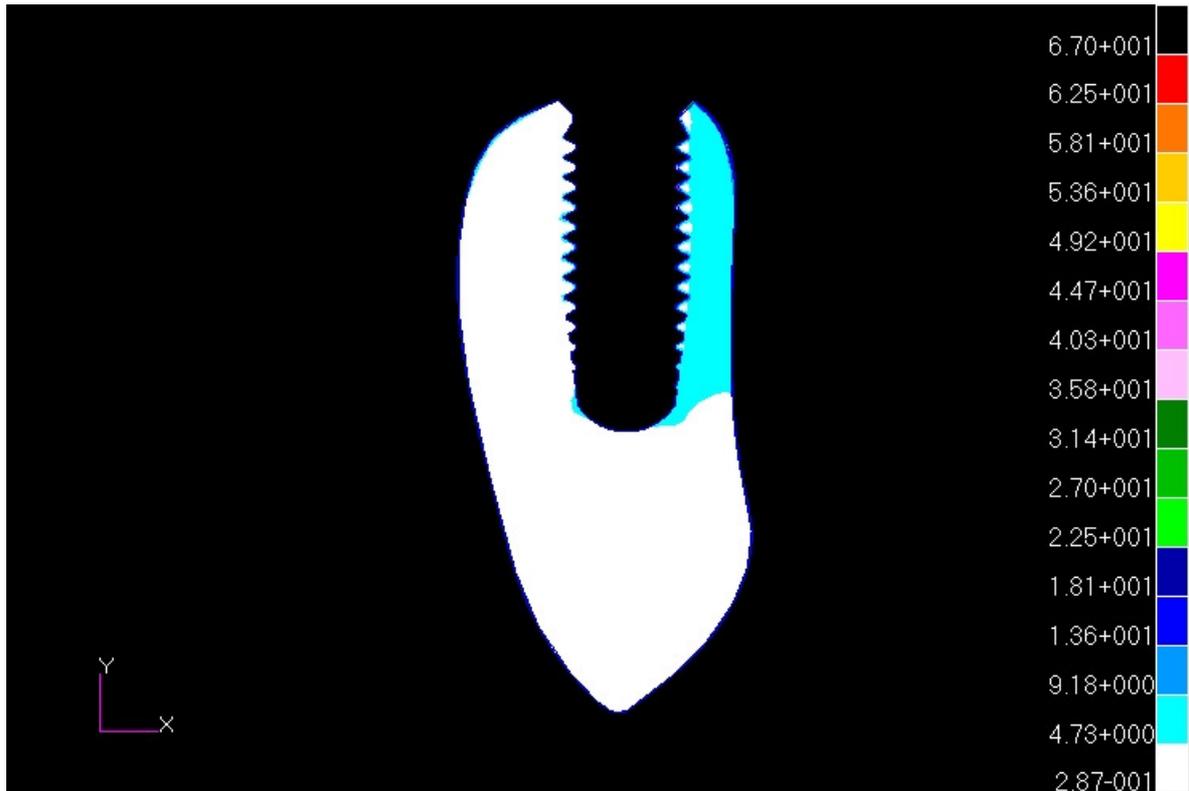


Figura 18 - Osso medular, modelo ideal, força vertical de 100 N, (M1).

No osso cortical a concentração de forças na região vestibular ficou muito evidente e quase ausente na lingual, sendo que houve maior concentração maior de tensões próximo a plataforma protética vestibular, como mostra a figura 19.

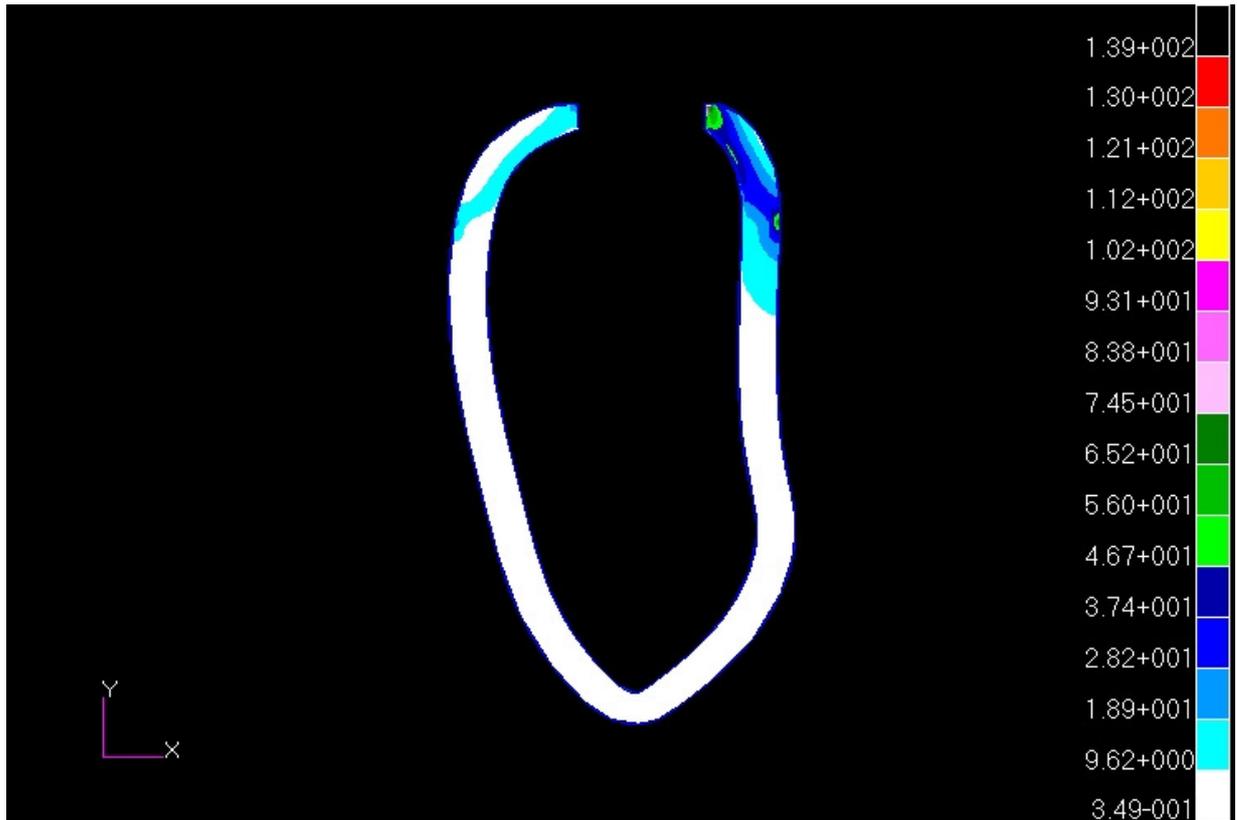


Figura 19 - Osso cortical no modelo 1 (Ideal), quando aplicada força vertical de 100 N, (M1).

5.2 Resultados modelo 1 (Ideal) - força inclinada

Quando aplicada a força inclinada de 100 N sobre a cúspide vestibular do modelo 1, obteve-se grandes áreas de concentração de forças em todo o sistema, mas, na figura 20 mostra todo o sistema e nota-se que o parafuso protético e toda a região vestibular do sistema apresentou maiores áreas de concentração de tensões.

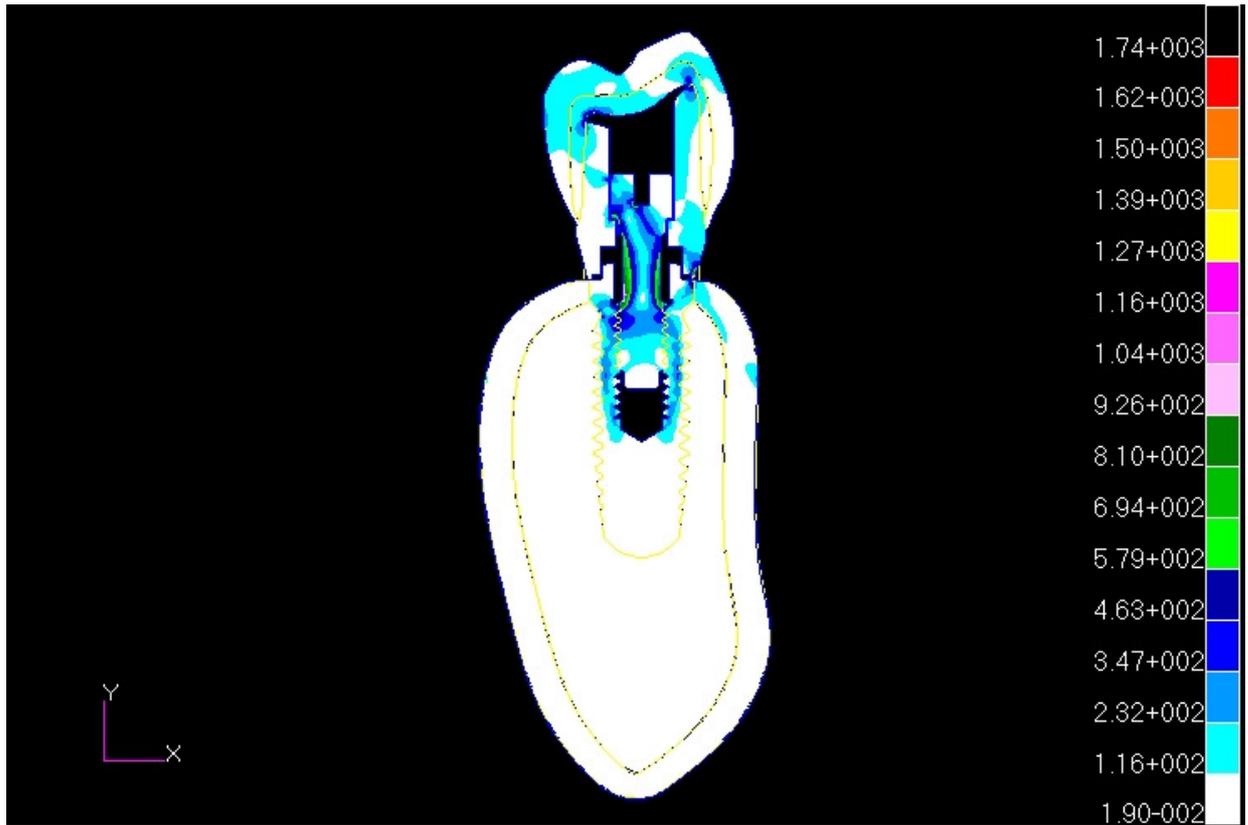


Figura 20 - Sistema completo, força inclinada de 100 N, (M1).

Quando analisada separadamente, observa-se que a cerâmica feldspática apresentou áreas de concentração de tensões em, praticamente, toda sua superfície. As áreas com maiores concentrações foram a fossa central, a face vestibular próxima a união entre a face oclusal e face vestibular (internamente) e as regiões mais afetadas foram a face lingual e união entre face oclusal e face lingual, como é mostrado na figura 21.

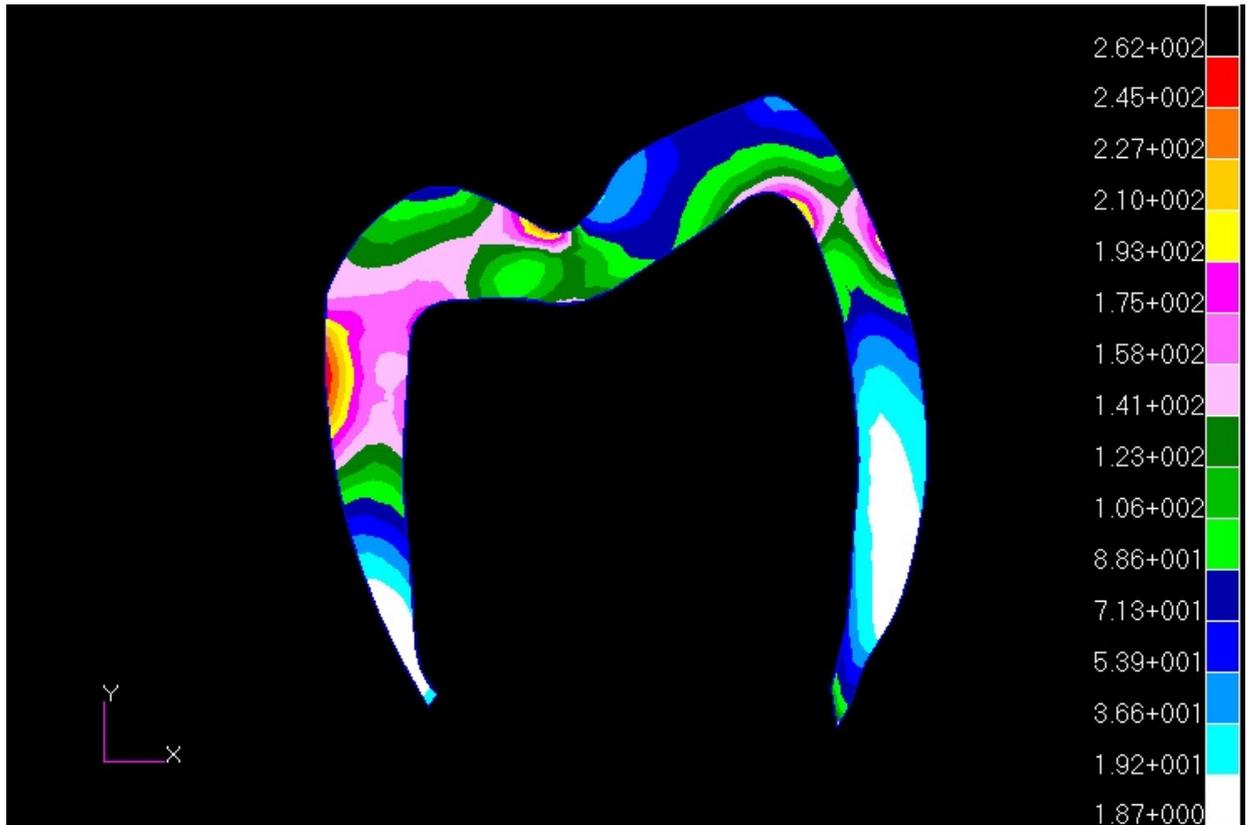


Figura 21 - Grandes áreas de concentração de tensões na cerâmica feldspática no modelo 1 com força inclinada de 100 N.

A supraestrutura metálica, também apresentou concentrações de força em praticamente toda sua superfície, porém as regiões mais afetadas foram a face lingual e oclusal e também a região exatamente abaixo da cúspide vestibular, como nota-se na figura 22.

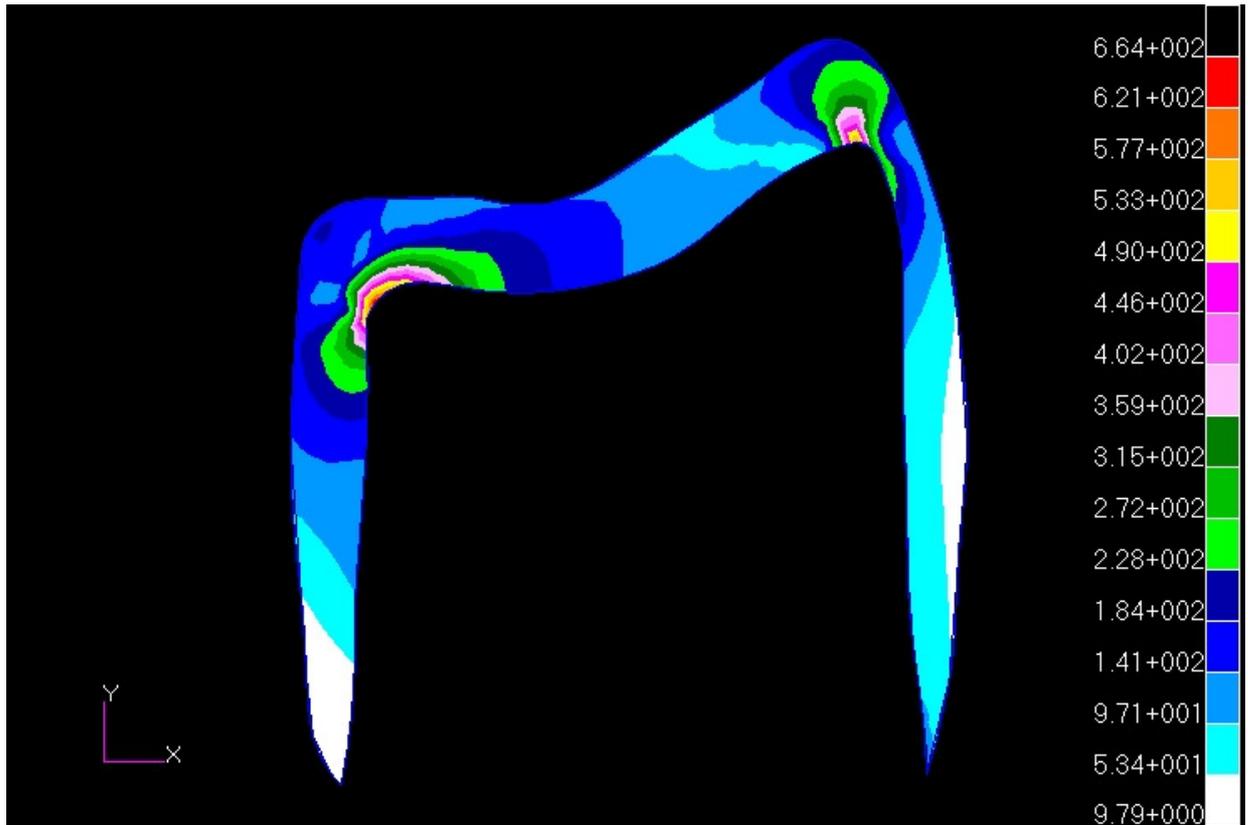


Figura 22 - Supraestrutura metálica, força inclinada, (M1).

O pilar personalizado, nessa situação, apresentou grande área de concentração de tensões, na região sob a cúspide vestibular, e próximo a plataforma protética do implante. Ainda na região vestibular, na face interna do pilar, nota-se que existem pequenas áreas de concentração de forças, na vertente entre as faces oclusal e lingual, na área do assentamento da cabeça do parafuso protético, na face lingual, como ilustra a figura 23.

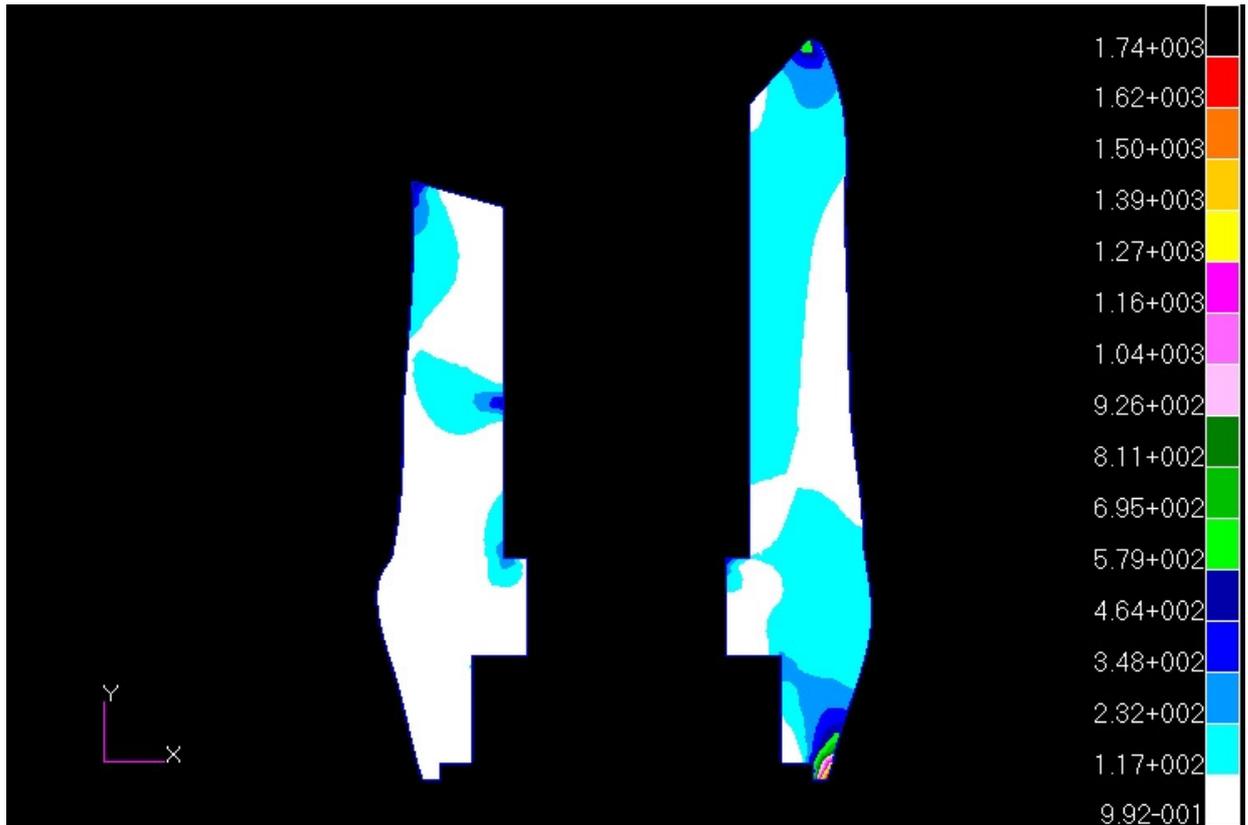


Figura 23 - Pilar protético personalizado, recebendo carga inclinada de 100 N, (M1).

O parafuso protético foi o componente que mais apresentou áreas com concentrações de tensões entre os componentes do modelo. As áreas mais marcantes foram, a região anterior ao começo das espiras do parafuso e região lingual da cabeça do parafuso, sendo que na face lingual, a primeira espira do parafuso já está dentro da área com uma razoável concentração de tensões, como ilustra a figura 24.

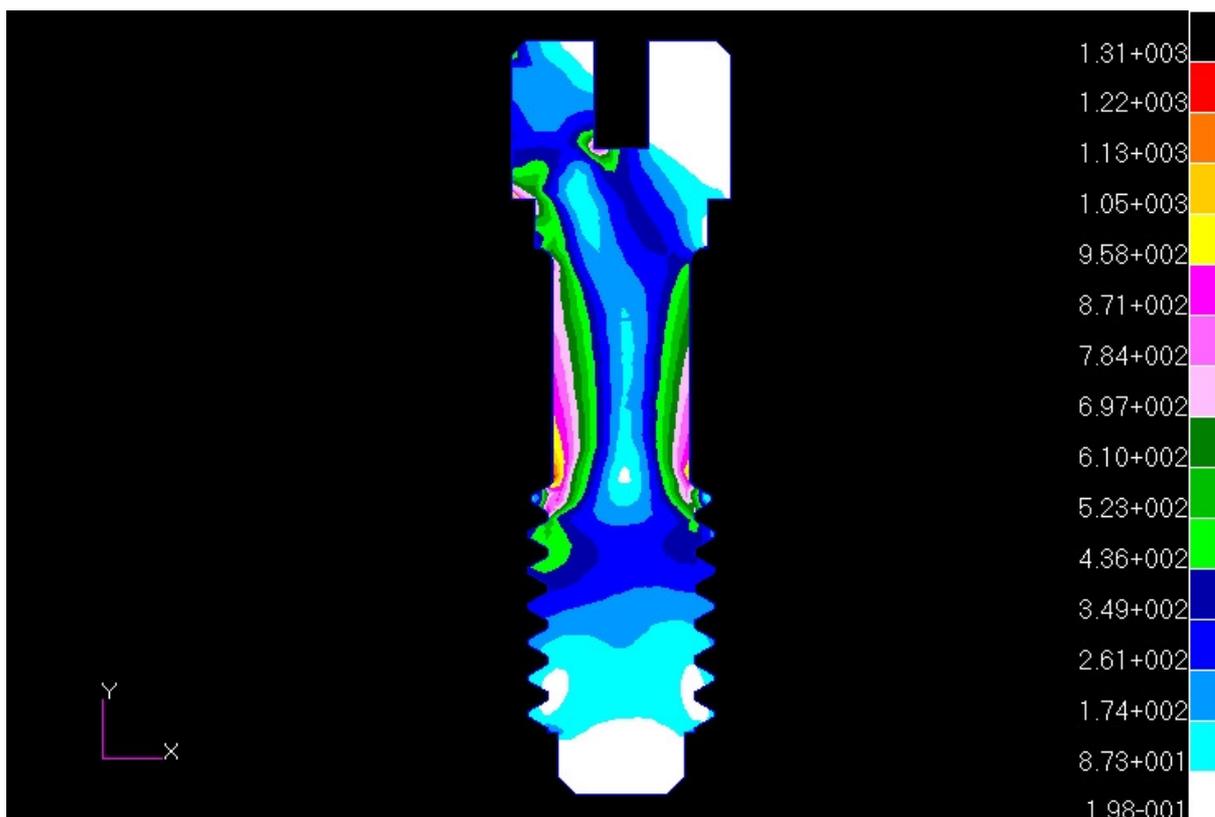


Figura 24 - Parafuso protético no modelo considerado ideal, recebendo força de 100 N inclinada em 45° na cúspide vestibular, (M1).

O implante osseointegrável apresentou áreas com concentração de tensões além do término da região correspondente ao final do parafuso protético. Ambas as faces, vestibular e lingual, da parte interna do implante que ficam em contato com o parafuso protético receberam tensões, sendo que as áreas com maiores concentrações são as regiões onde se iniciam as espiras do parafuso protético, na face lingual e a região da plataforma protética na face vestibular, como visto na figura 25.

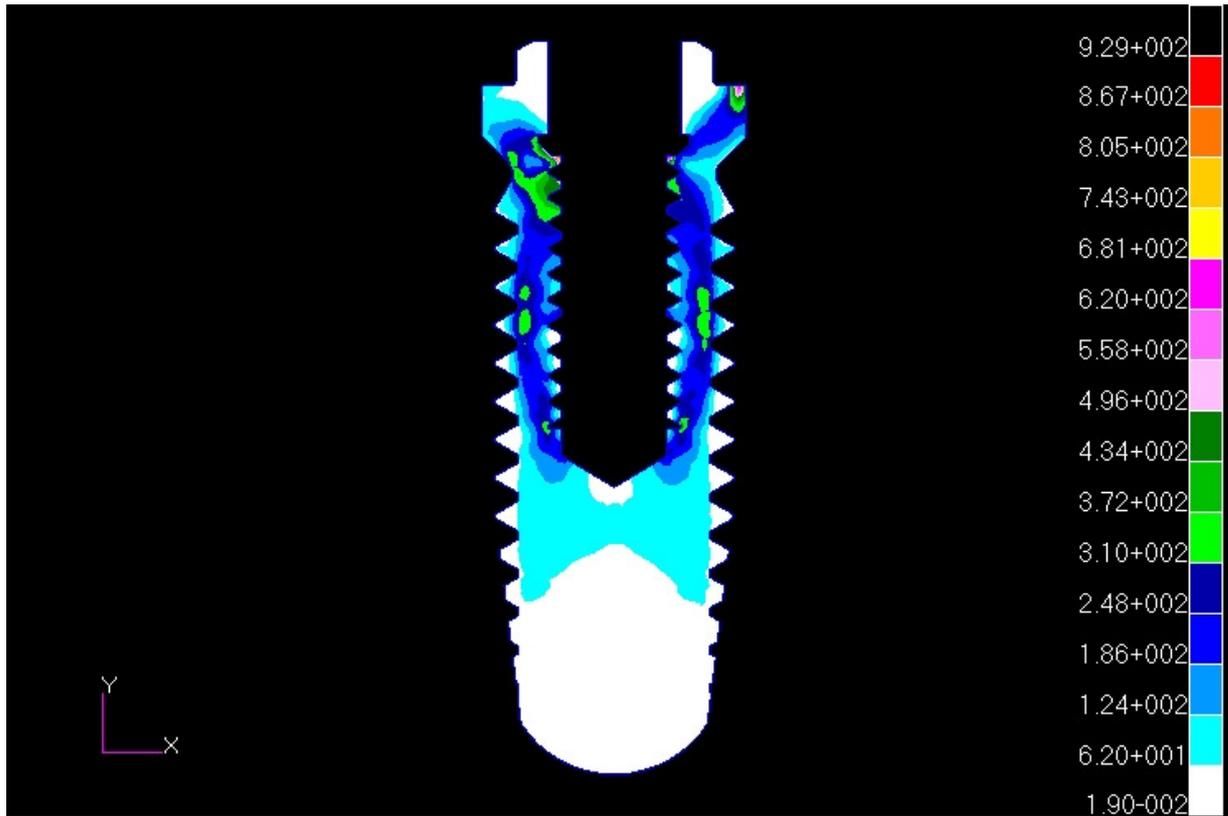


Figura 25 - Implante osseointegrável e suas áreas de concentrações de forças, no modelo considerado ideal, sob incidência de força de 100 N inclinada, (M1).

O osso medular sofreu tensões na região abaixo da plataforma protética, estendendo-se um pouco no sentido apical e em direção ao osso cortical na face vestibular e lingual, no sentido apical contornando as espiras do implante, como pode ser visto na figura 26.

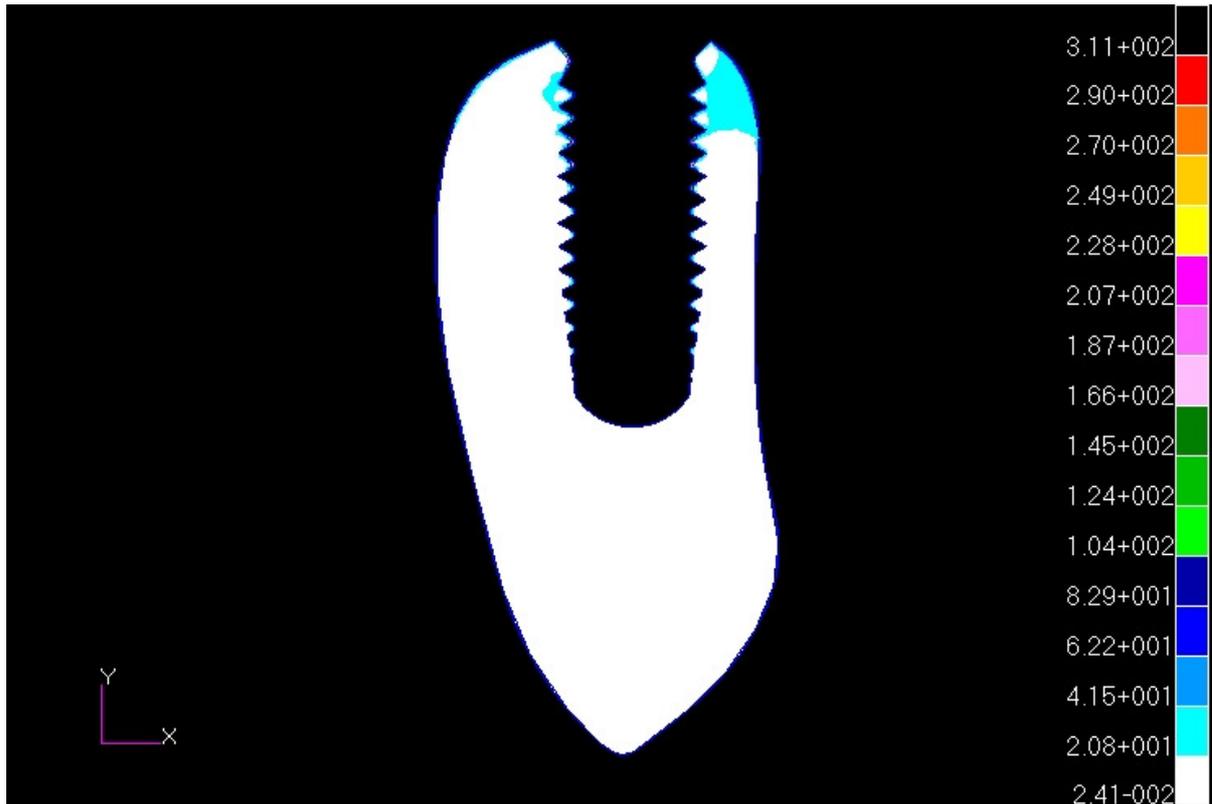


Figura 26 - Osso medular, modelo 1 (Ideal), força inclinada de 100 N.

No osso cortical podemos ver que as áreas de concentração das tensões ficaram na face vestibular, próxima a plataforma protética e na face lingual se estendeu mais no sentido apical, mas sem se concentrar na plataforma protética, como ilustra a figura 27.

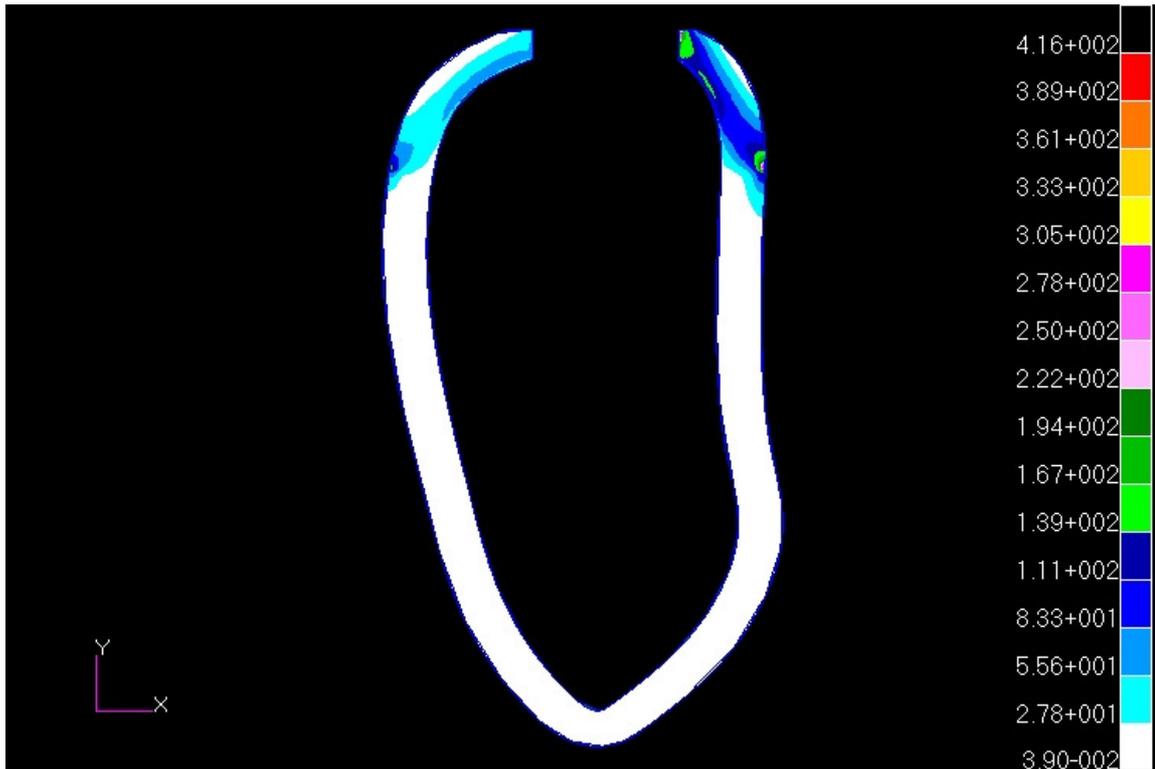


Figura 27 - Osso cortical quando submetido à aplicação de força inclinada, (M1).

A tabela 1 abaixo representa o aumento das tensões de Von Mises para as duas direções de incidência de forças, também em porcentagem, sendo a referência os valores de força vertical, para o modelo 1, que é considerado o ideal para este trabalho.

Tabela 1 - Porcentagem de aumento quando se mudou a direção de aplicação de forças para o modelo considerado ideal.

MODELO 1			
COMPONENTES	FORÇA VERTICAL (MPa)	FORÇA INCLINADA (MPa)	%
Cerâmica Feldspática	83	262	463,72
Infra-estrutura metálica	222	1740	783,78
Pilar personalizado	359	1310	364,90
Parafuso	38,2	664	1738,22
Implante	330	929	281,52
Osso medular	199	416	209,05
Osso cortical	58	311	536,21

Com os dados obtidos foram criados gráficos que facilitam a interpretação dos resultados. No gráfico 1 nota-se as diferenças entre os picos de tensões de Von Mises no modelo 1, considerado como ideal para estudo, não possuindo desadaptação em nenhum lado do pilar protético.

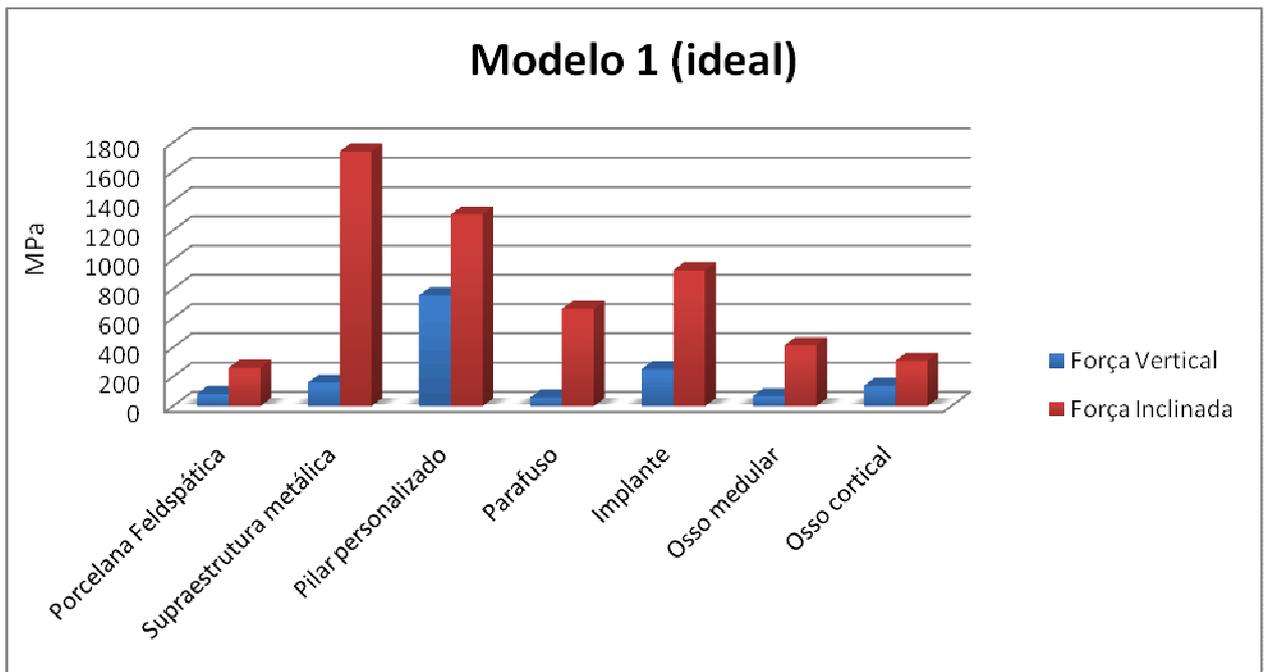


Gráfico 1 - Máximo de tensões de Von Mises no modelo 1 (ideal).

5.3 Resultados modelo 2 - força vertical

O modelo 2 que apresenta desadaptação em um dos lados do pilar personalizado, mostrou o seguinte aspecto de distribuição das tensões, quando aplicada força de 100 N no sentido vertical em direção a coroa, notou-se maior concentração de tensões na região lingual do sistema, em todos os componente, conforme mostra a figura 28.

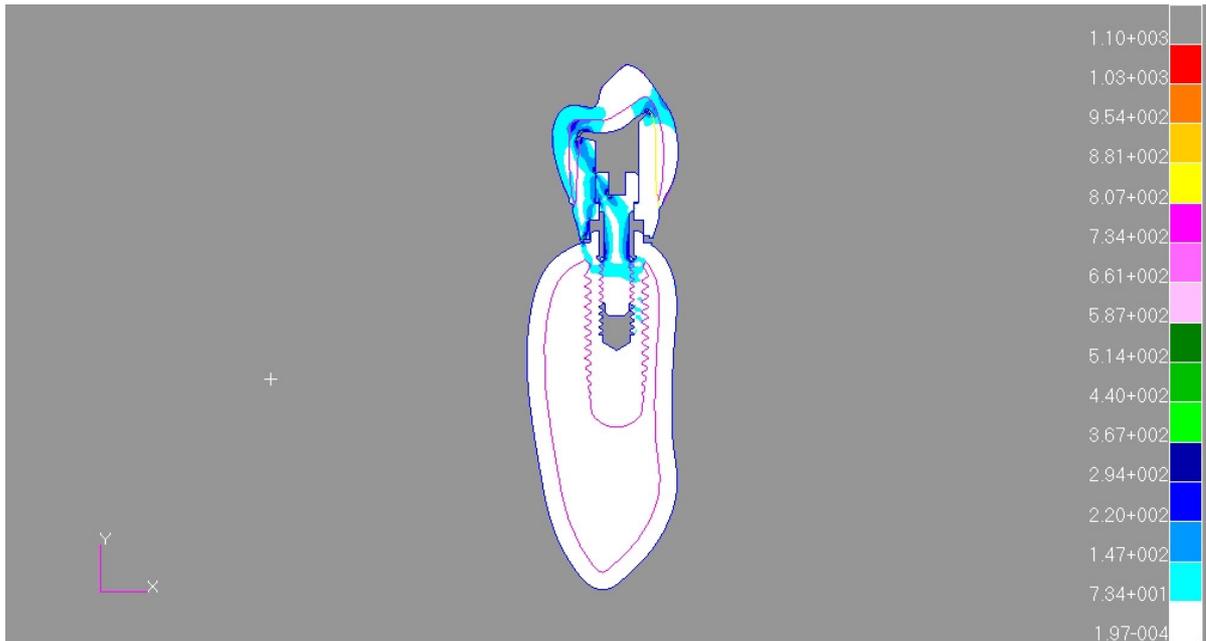


Figura 28 - Sistema completo recebendo carga vertical de 100 N, (M2).

Analisando apenas a cerâmica feldspática notou-se uma concentração de tensões na região central da coroa que se estendeu até a cúspide vestibular, onde se encontrava a desadaptação, e também uma área com maior tensão acumulada na parede lingual, como visto na figura 29.

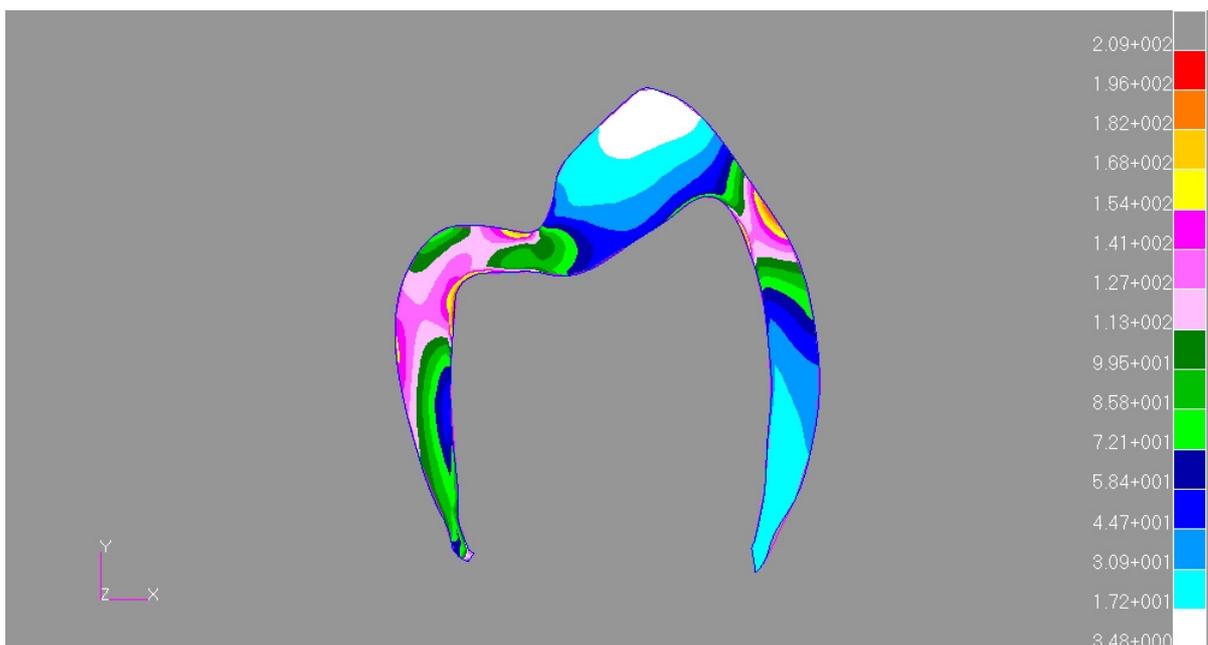


Figura 29 - Cerâmica feldspática com carga vertical de 100 N, (M2).

Sobre a supraestrutura metálica, em M2, nota-se maiores concentrações de forças na região lingual e uma considerável concentração de forças abaixo da cúspide vestibular onde esta localizada a desadaptação do pilar protético, como ilustra a figura 30.

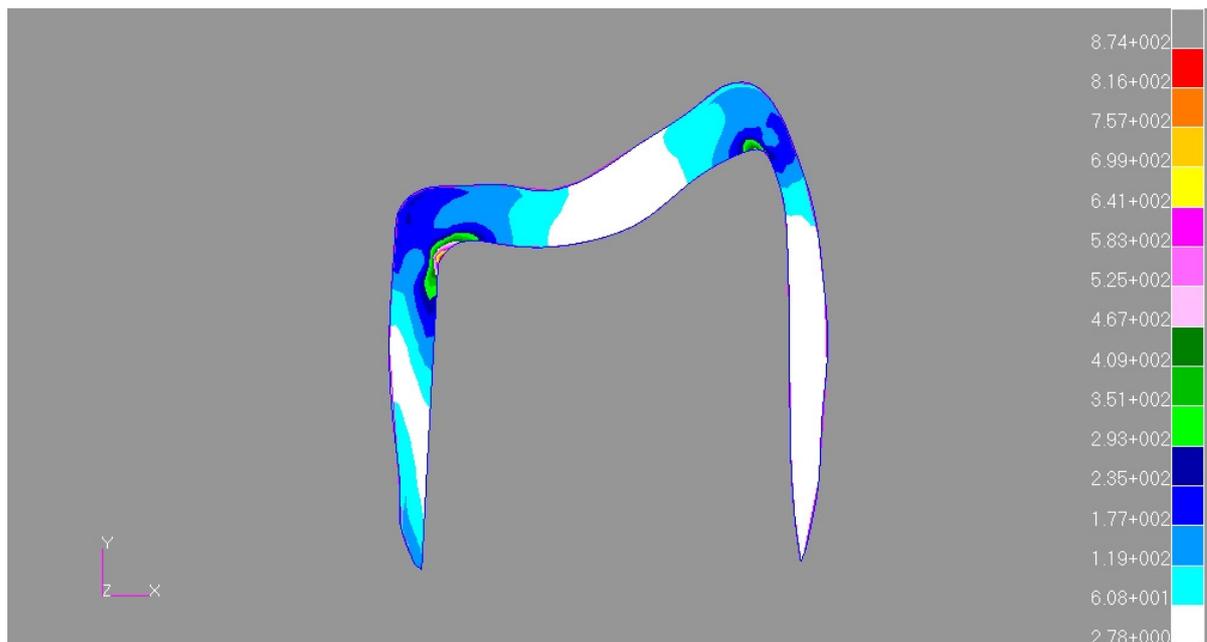


Figura 30 - Detalhe da supraestrutura metálica sob incidência de força vertical de 100 N, (M2).

O pilar personalizado recebeu a maior parte das forças exatamente na parede oposta àquela que esta em contato com o lado desadaptado do modelo, a face vestibular, como mostra a figura 31.

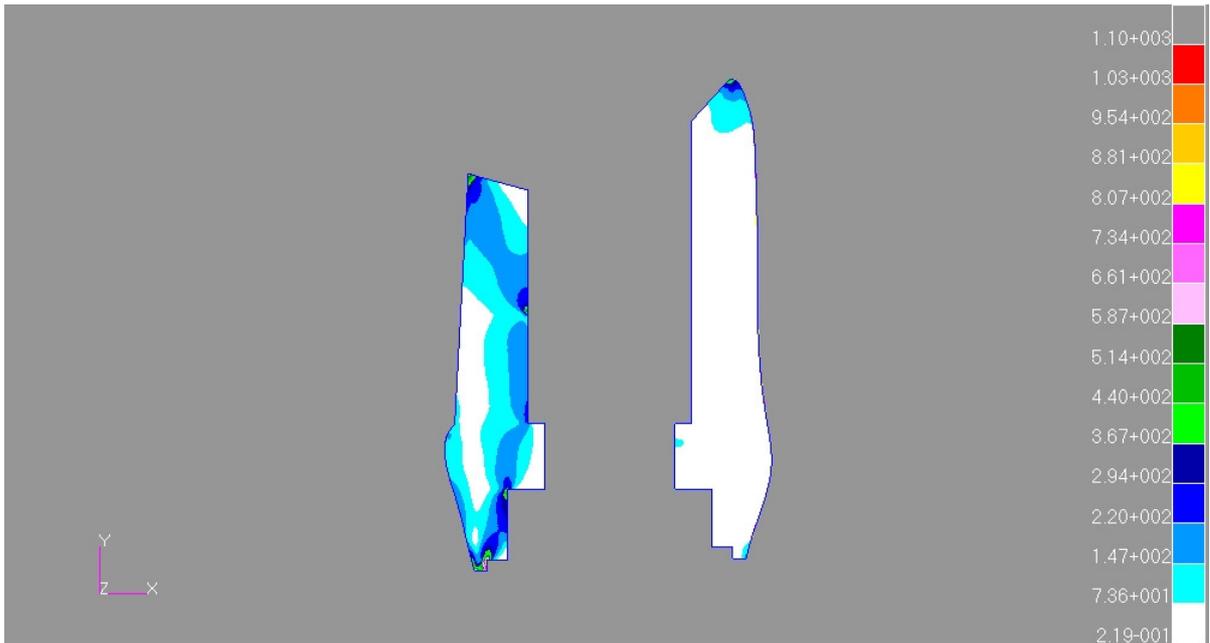


Figura 31 - Pilar personalizado, sob força vertical de 100 N, (M2).

O parafuso protético, em M2, apresentou grande concentração de tensões em quase toda sua extensão, principalmente antes do início das roscas e, na parte lingual, oposta ao local que se encontra a desadaptação, como visto na figura 32.

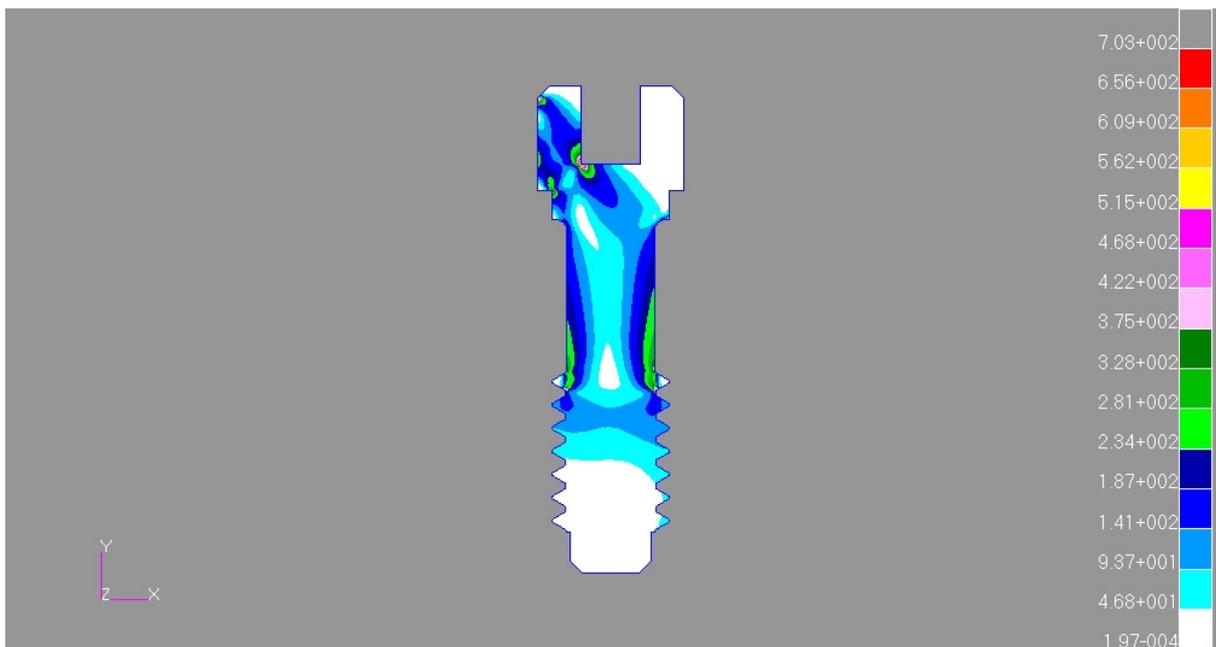


Figura 32 - Parafuso protético no modelo 2, com carga vertical de 100 N.

Nesta simulação de carga, o implante osseointegrável apresentou uma pequena concentração de forças na região do pescoço, voltado para a face lingual e uma menor incidência ainda de forças, na extensão da parte interna, onde se encontra o parafuso protético, porém pela face vestibular, como visto na figura 33.

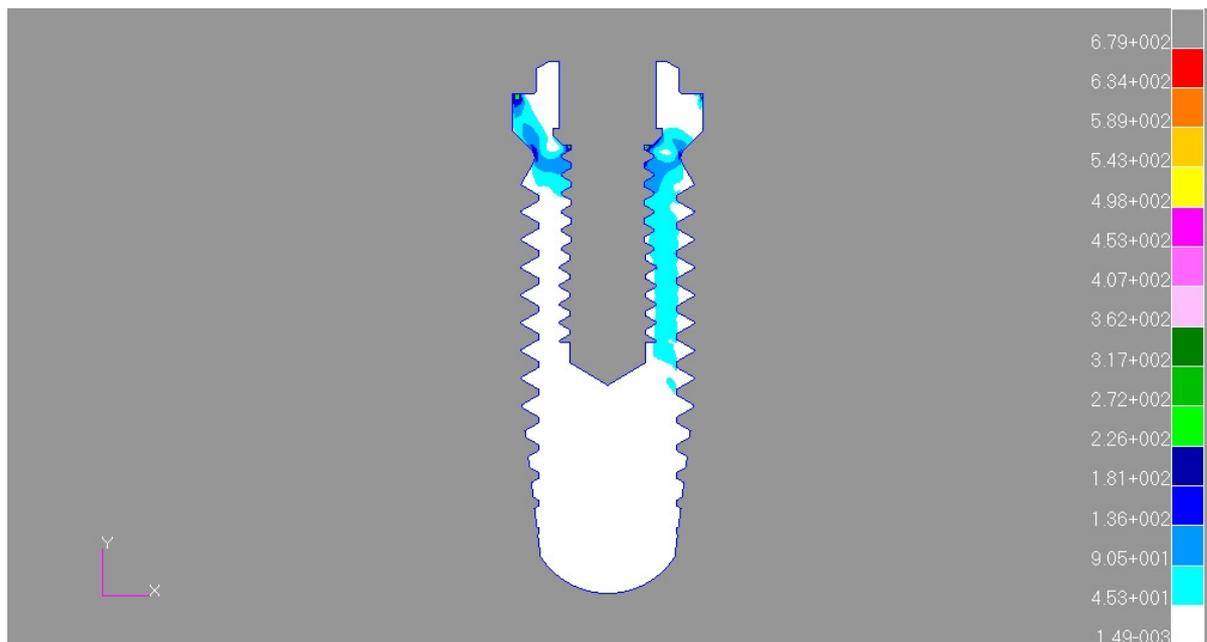


Figura 33 - Implante osseointegrável sob carga vertical de 100 N, (M2).

Em relação aos tecidos ósseos, observa-se que o osso medular sofreu pequena incidência de forças apenas na região vestibular (figura 34).

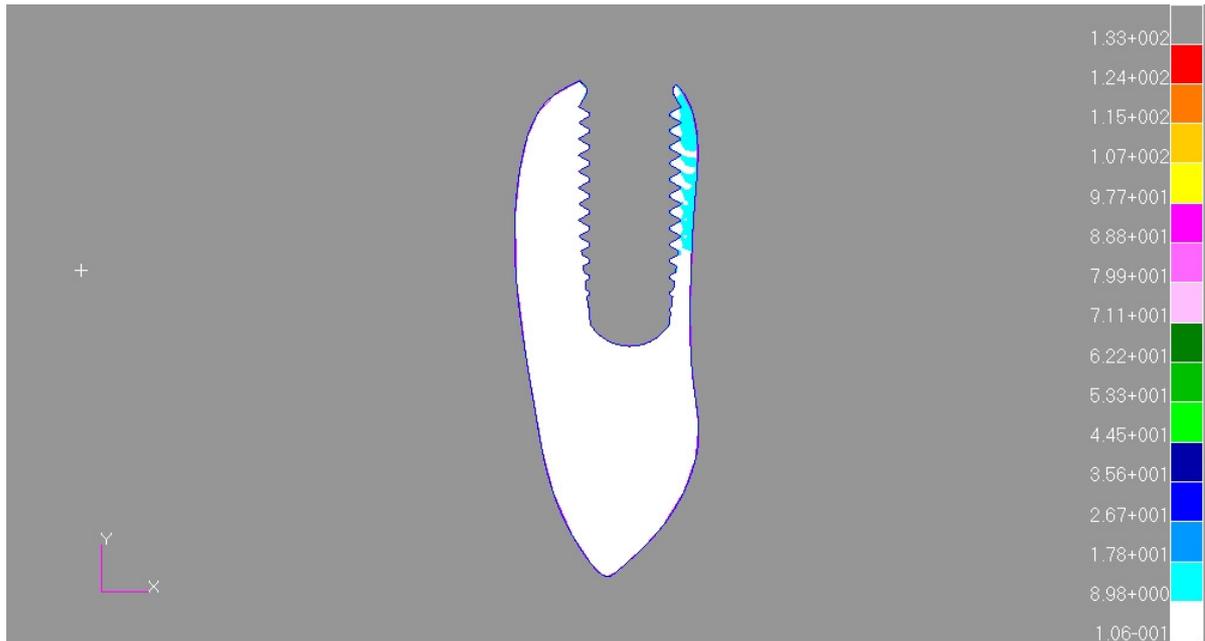


Figura 34 - Osso medular, no modelo 2, força vertical de 100 N.

O osso cortical, em M2, mostrou maior concentração de forças na região vestibular, lado que se encontrava a desadaptação, enquanto o lado lingual apresentou menor área com concentração de forças, como visto na figura 35.

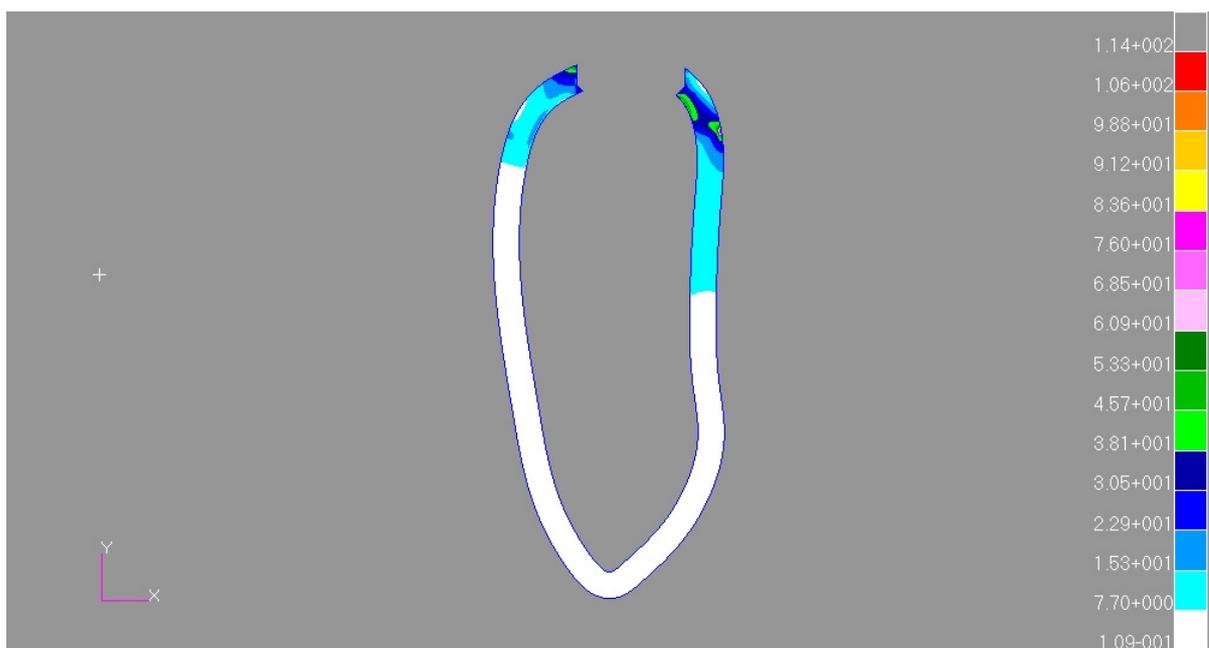


Figura 35 - Forças resultantes no osso cortical, força vertical de 100 N, (M2).

5.4 Resultados modelo 2 - força inclinada

Nota-se que quando a força de 100 N incidiu com inclinação de 45 graus na cúspide vestibular do elemento 45, as tensões ficaram mais concentradas do que em relação às tensões apresentadas quando a força incidiu no sentido vertical, como se pode avaliar na figura 36.

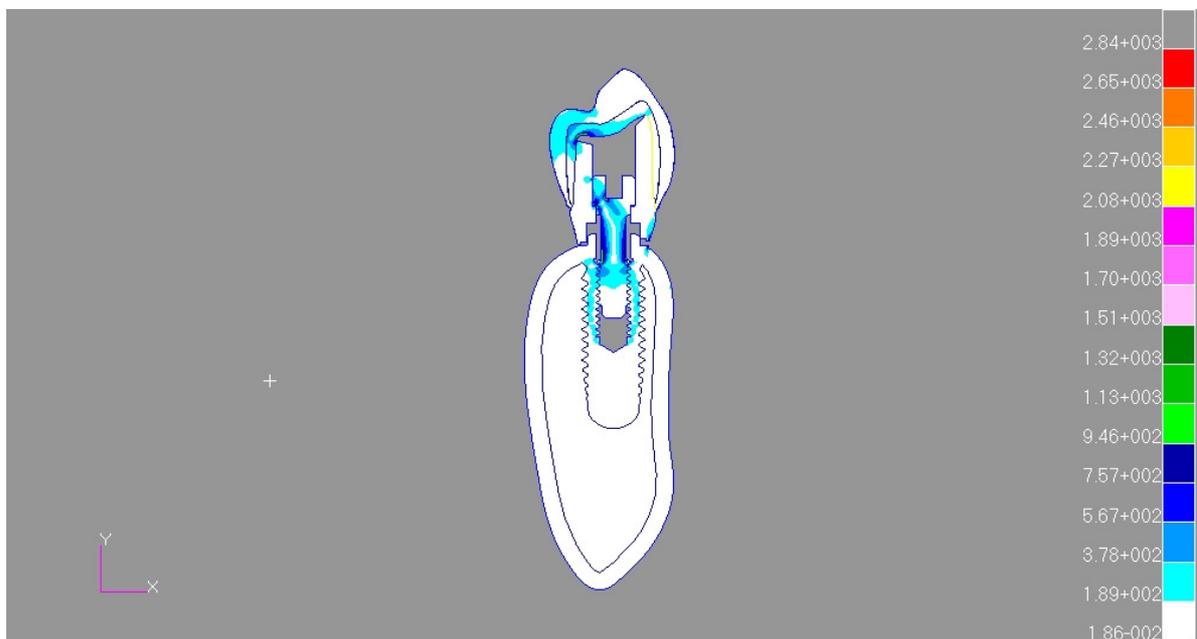


Figura 36 - Todo o sistema, modelo 2, força inclinada.

Analisando a cerâmica feldspática individualmente, nota-se que as tensões ficaram mais concentradas na face lingual, oposta a onde se encontra a desadaptação do pilar protético (figura 37).

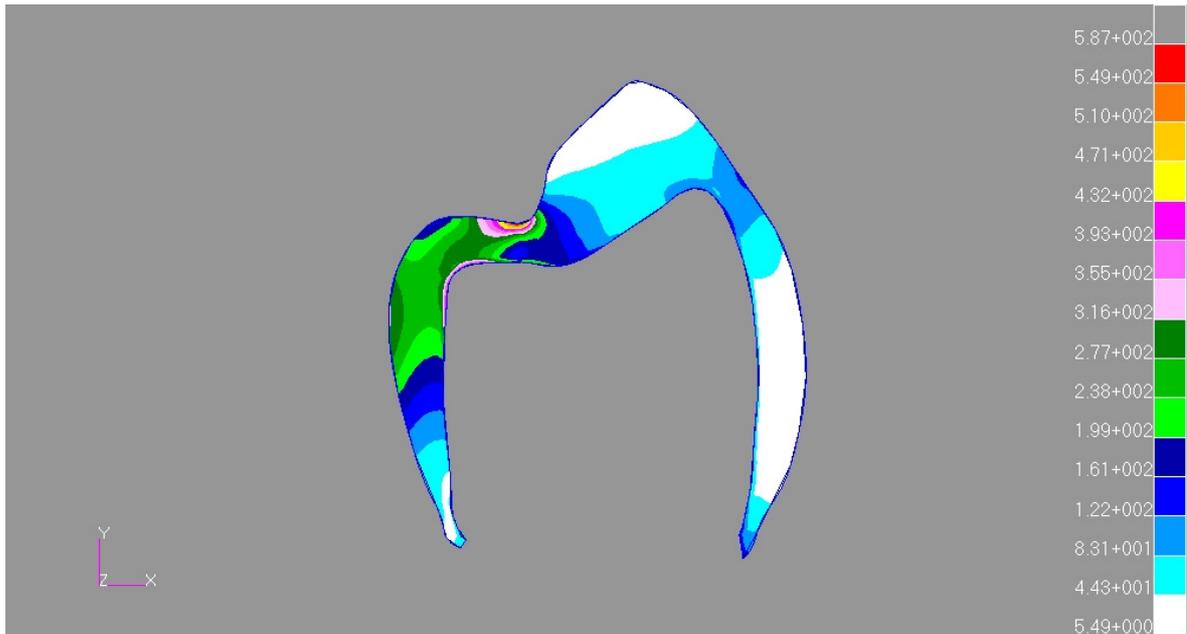


Figura 37 - Cerâmica feldspática no modelo 2, força de 100 N inclinada.

Com relação à supraestrutura metálica pode-se notar que a maior concentração de forças se encontra na região lingual e na região abaixo da cúspide vestibular, onde a força foi aplicada (figura 38).

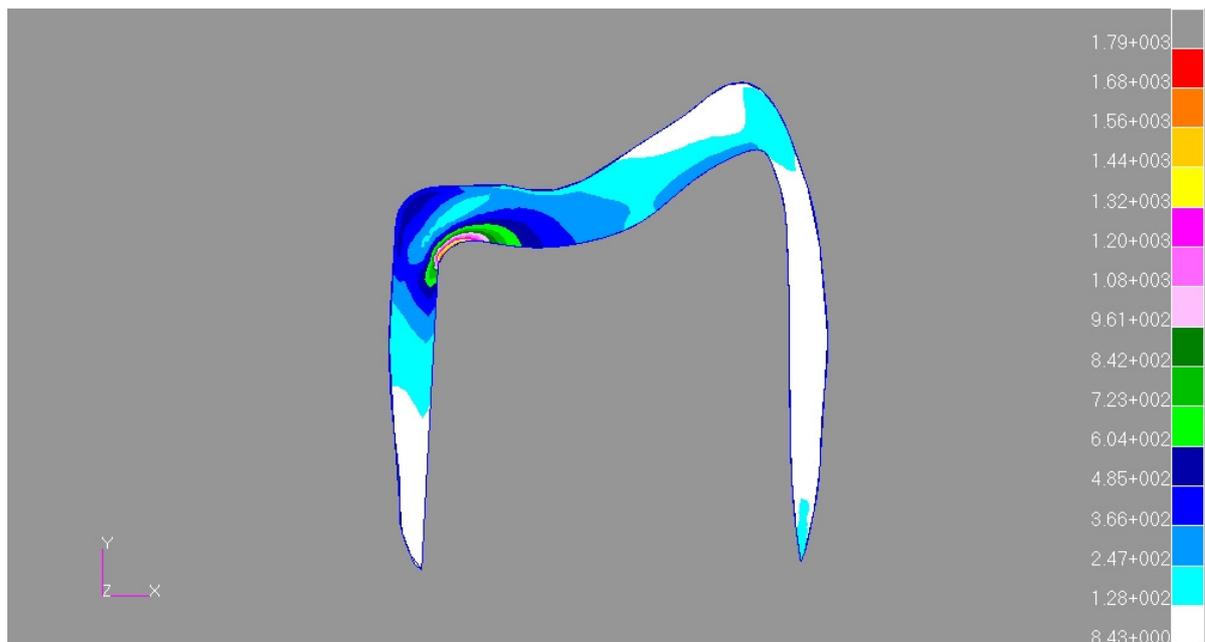


Figura 38 - Supraestrutura metálica no modelo 2, com aplicação de força inclinada de 100 N.

No pilar protético a maior concentração de tensões ficou restrita exatamente, à região da desadaptação, e uma pequena área com concentrações de tensões na parede lingual do pilar (Figura 39).

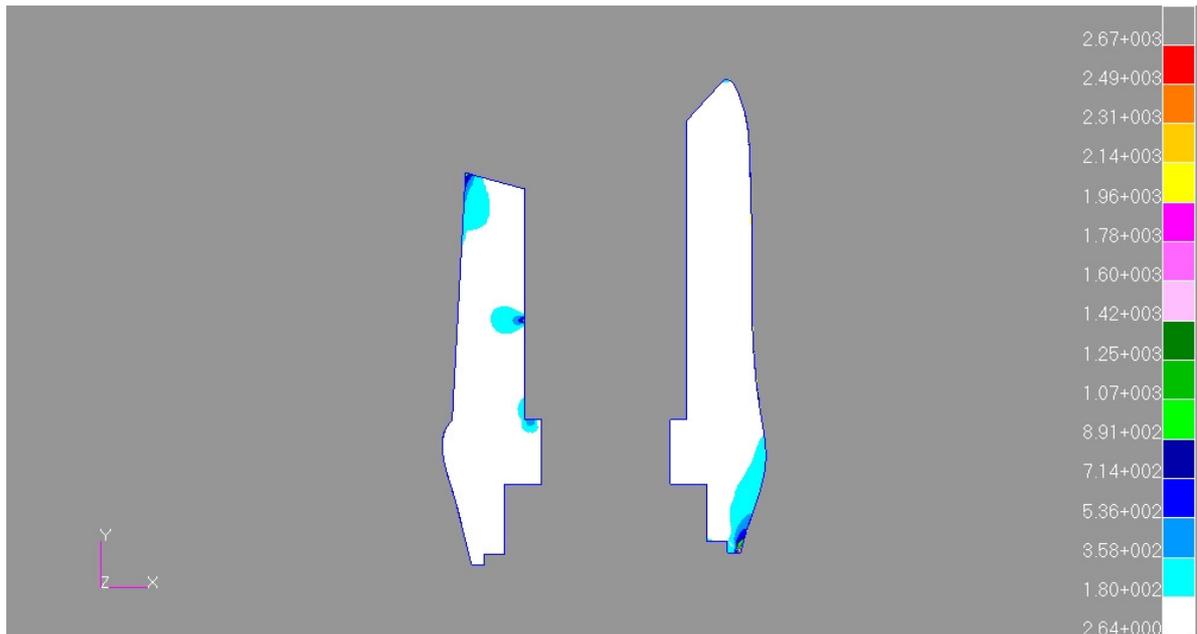


Figura 39 - Pilar protético, modelo 2, força inclinada de 100 N.

O parafuso protético apresentou área de concentração de tensões extensas em ambos os lados do parafuso e, na região da cabeça do parafuso, muito maior no sentido lingual, oposto a face desadaptada (figura 40).

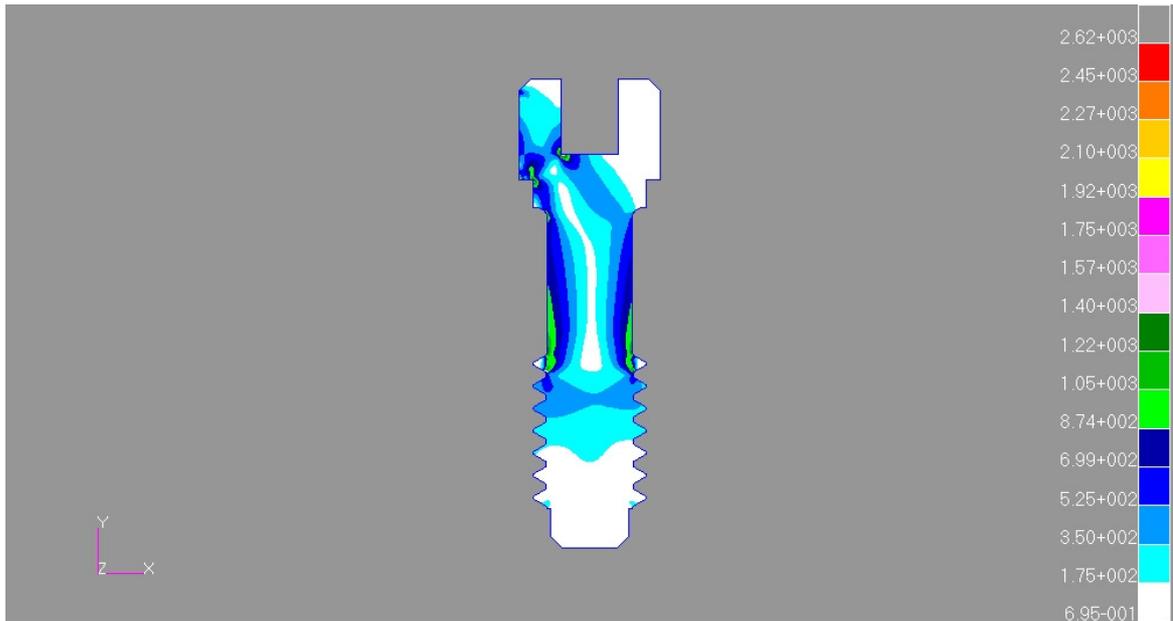


Figura 40 - Parafuso protético, com incidência de força inclinada, (M2).

Com relação ao implante, nota-se maior área de tensões na região interna, próxima ao parafuso protético e, no espelho do implante, na região vestibular, onde se encontra a desadaptação do pilar protético, como mostra na figura 41.

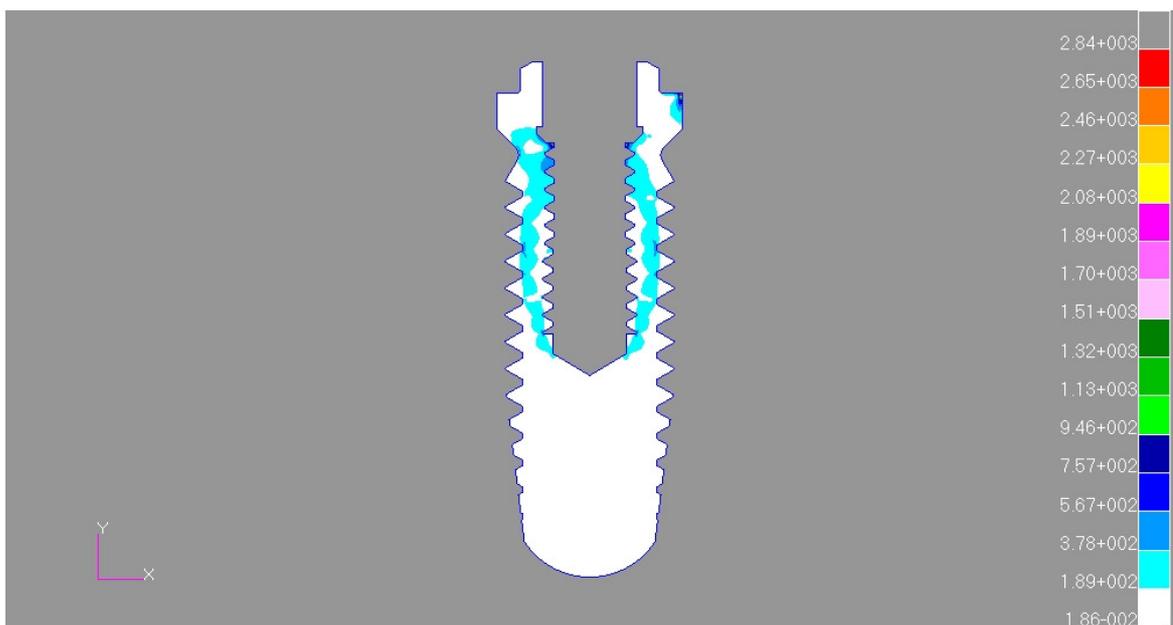


Figura 41 - Implante osseointegrável, força inclinada em 45 graus com 100 N de intensidade, (M2).

O osso medular apresentou área muito pequena de concentração de tensões exatamente localizada próxima a desadaptação do pilar, na região vestibular (figura 42).

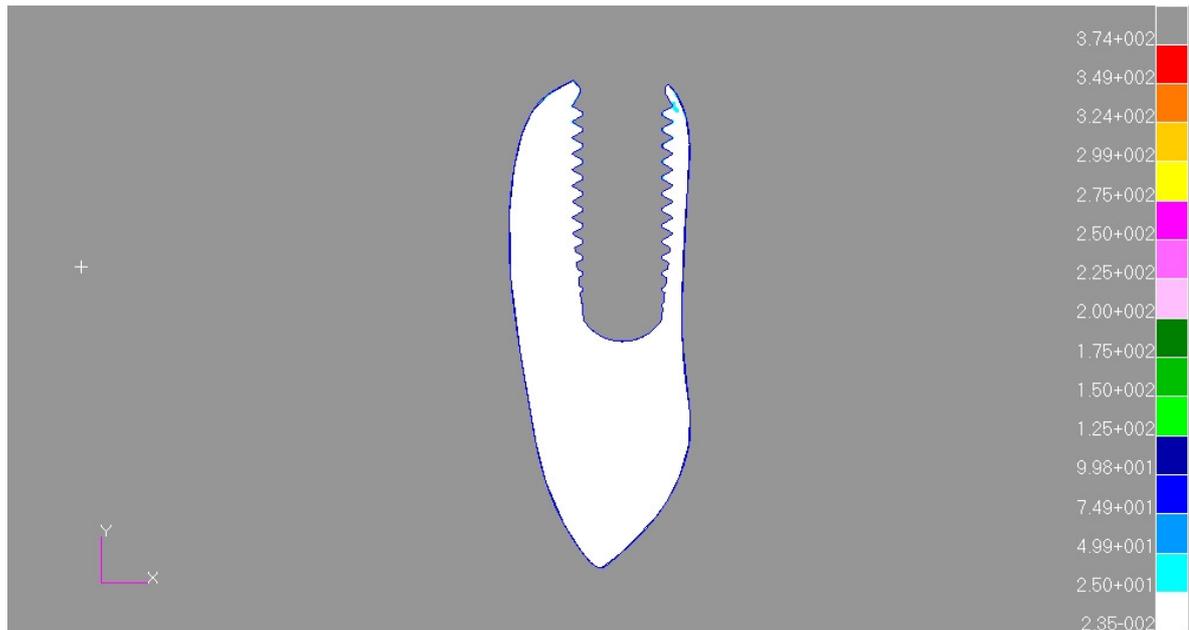


Figura 42 - Osso medular com pouca área de concentração de forças, força inclinada, (M2).

No osso cortical, já pode ser vista maior área de concentração de tensões, exatamente abaixo da região onde o pilar esta desadaptado em relação ao espelho do implante (figura 43).

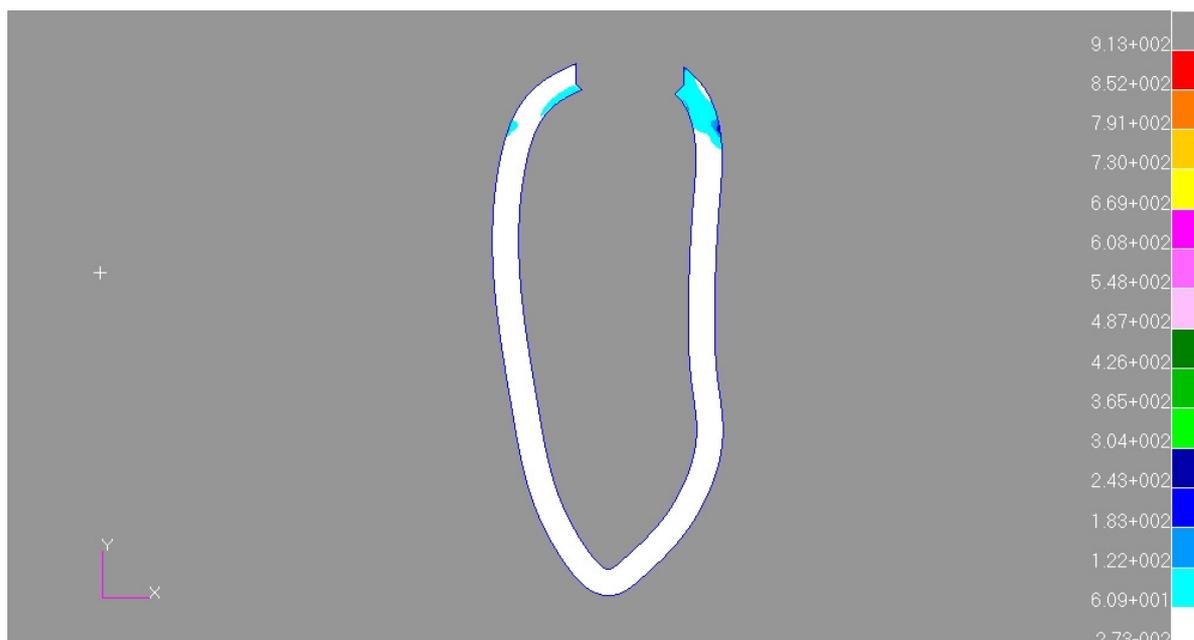


Figura 43 - Osso cortical, incidência de força inclinada de 100 N, (M2).

O Tabela 2 mostra os valores máximos de tensões para as duas incidências de forças, e também em porcentagem, tomando como referência, os valores de força vertical, o quanto de aumento ocorreu para cada componente do sistema, quando se mudou a direção de incidência das forças.

Tabela 2 - Valores percentuais do aumento das tensões de Von Mises quando mudada a direção de incidência das forças para o modelo 2.

MODELO 2			
COMPONENTES	FORÇA VERTICAL (MPa)	FORÇA INCLINADA (MPa)	%
Cerâmica Feldspática	209	587	280,86
Infra-estrutura metálica	874	1790	204,81
Pilar personalizado	1100	2670	242,73
Parafuso	703	2620	372,69
Implante	679	2840	418,26
Osso medular	133	913	686,47
Osso cortical	114	374	328,07

Pode-se notar a diferença entre os picos de tensões de Von Mises atingidos no modelo 2, que é desadaptado em apenas um dos lados do pilar protético, ilustrado pelo gráfico 2.

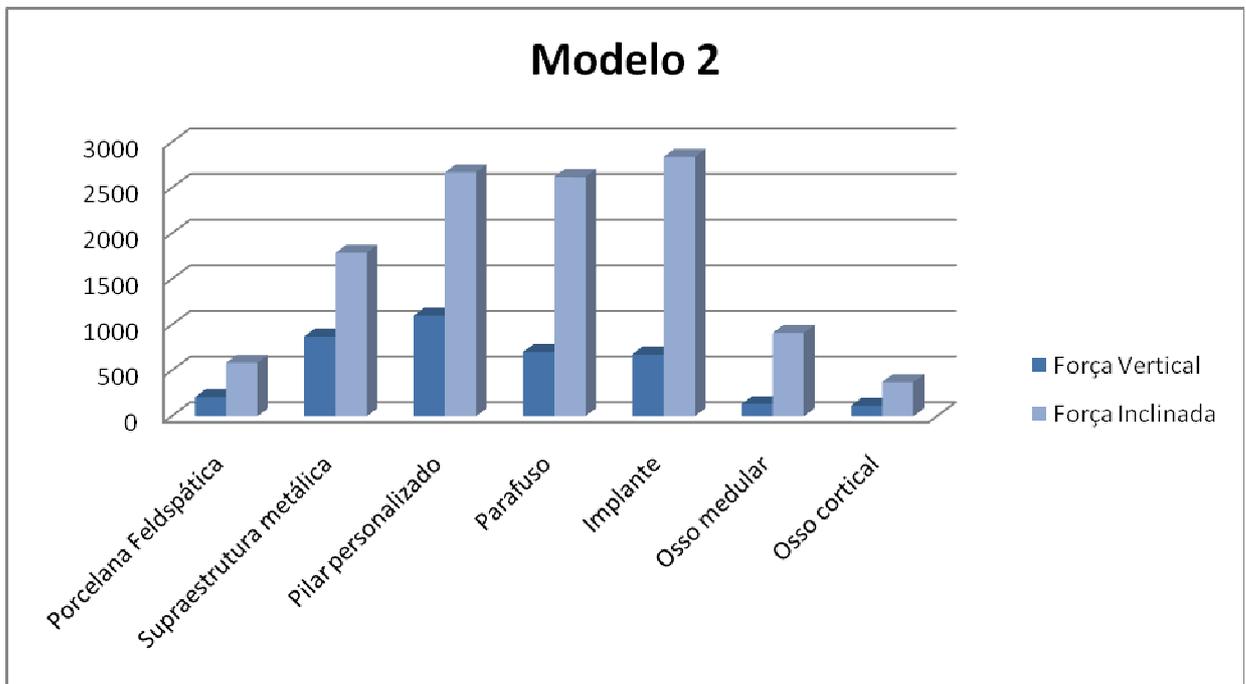


Gráfico 2 - Máximo de tensões de Von Mises no modelo 2.

5.5 Resultados modelo 3 - força vertical

Neste modelo, ambos os lados do pilar protético estão desadaptados, tanto vestibular quanto o lingual. Este modelo foi carregado com 100 N de força na cúspide vestibular. A figura 44 mostra a distribuição das tensões de Von Mises em todo sistema com força incidindo no sentido vertical.

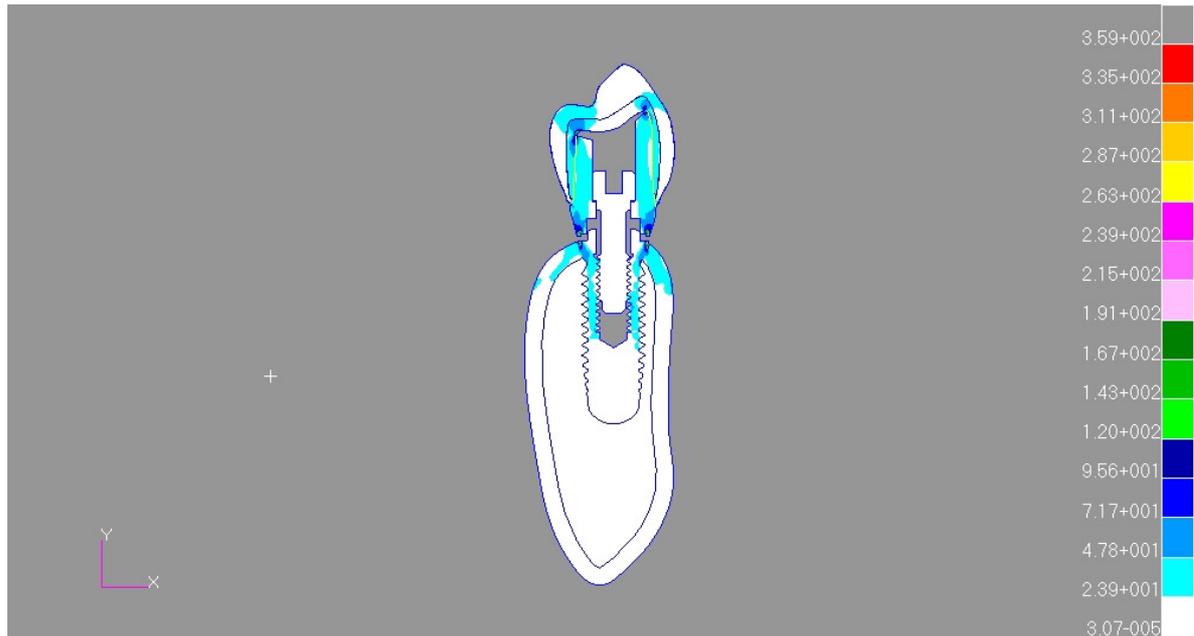


Figura 44 - Sistema completo quando aplicada força de 100 N vertical, (M3).

A cerâmica feldspática, neste modelo, apresentou grandes áreas de concentração de tensões, praticamente, em toda sua extensão, com acúmulo maior na região do ângulo entre a mesa oclusal e a parede lingual, e sob a cúspide vestibular voltada para a parede vestibular. Internamente as tensões acumularam próximo a supraestrutura metálica, tanto por vestibular quanto por lingual, como nota-se na figura 45.

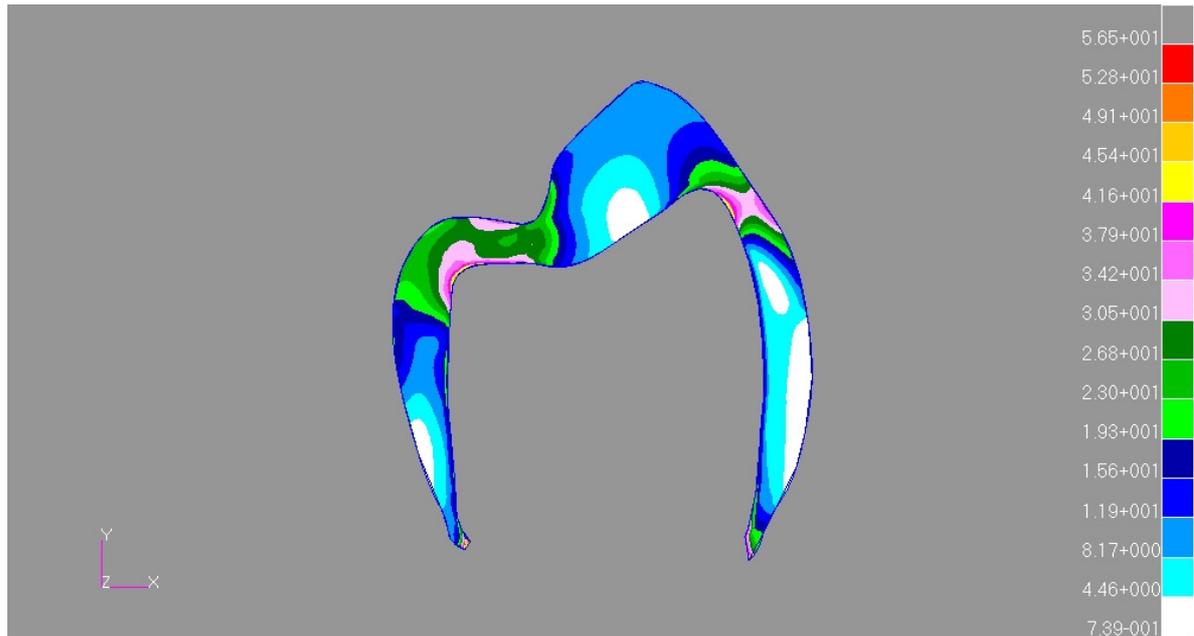


Figura 45 - Cerâmica feldspática quando aplicada força de 100 N vertical e apresentando desadaptação em ambos os lados, (M3).

A supraestrutura metálica apresentou grande área de concentração de tensões nos ângulos formados pela face vestibular e oclusal e entre a face lingual e oclusal, sendo maior na região lingual, como apresentado pela figura 46.

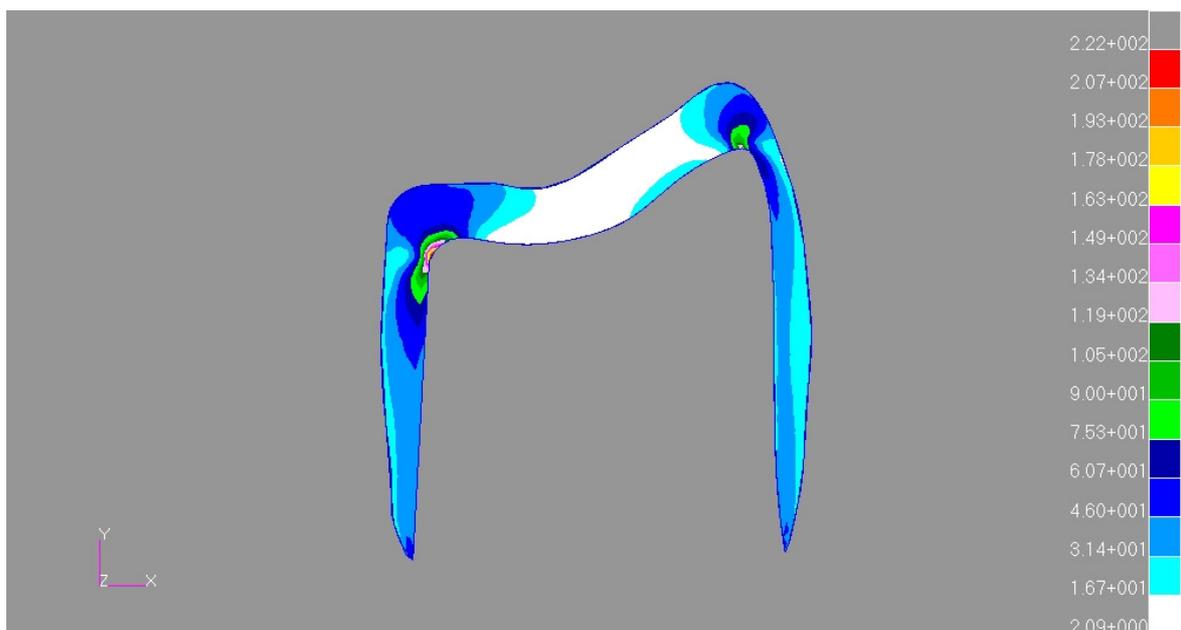


Figura 46 - Supraestrutura metálica, modelo 3, força vertical.

O pilar protético, em M3, apresentou grandes áreas de concentração de tensões em toda sua extensão, principalmente, nas regiões próximas ao espelho do implante, local onde foi simulada a desadaptação do componente, evidenciando ali a sua região de maior tensão, como se pode observar na figura 47.

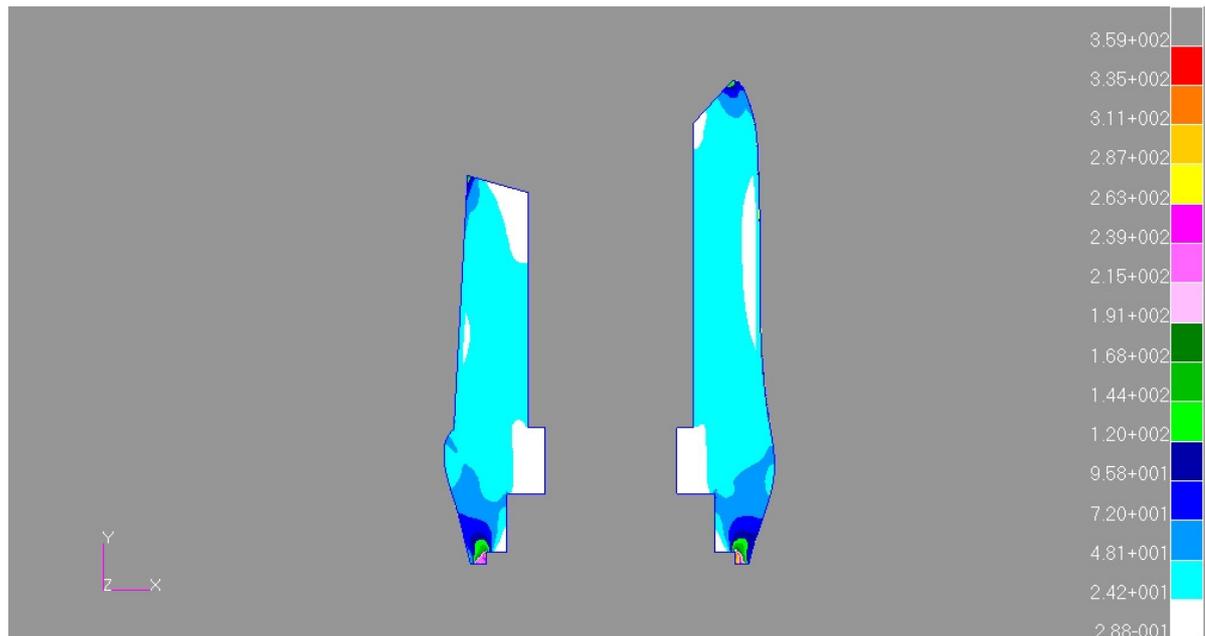


Figura 47 - Pilar protético, recebendo 100 N de força vertical, (M3).

Com relação ao parafuso protético, este acumulou tensões que se concentraram na região das espiras do parafuso, sendo que as outras áreas quase não apresentaram tensões, apenas na região de contato entre a cabeça do parafuso e a superfície interna do implante, como se pode observar na figura 48.

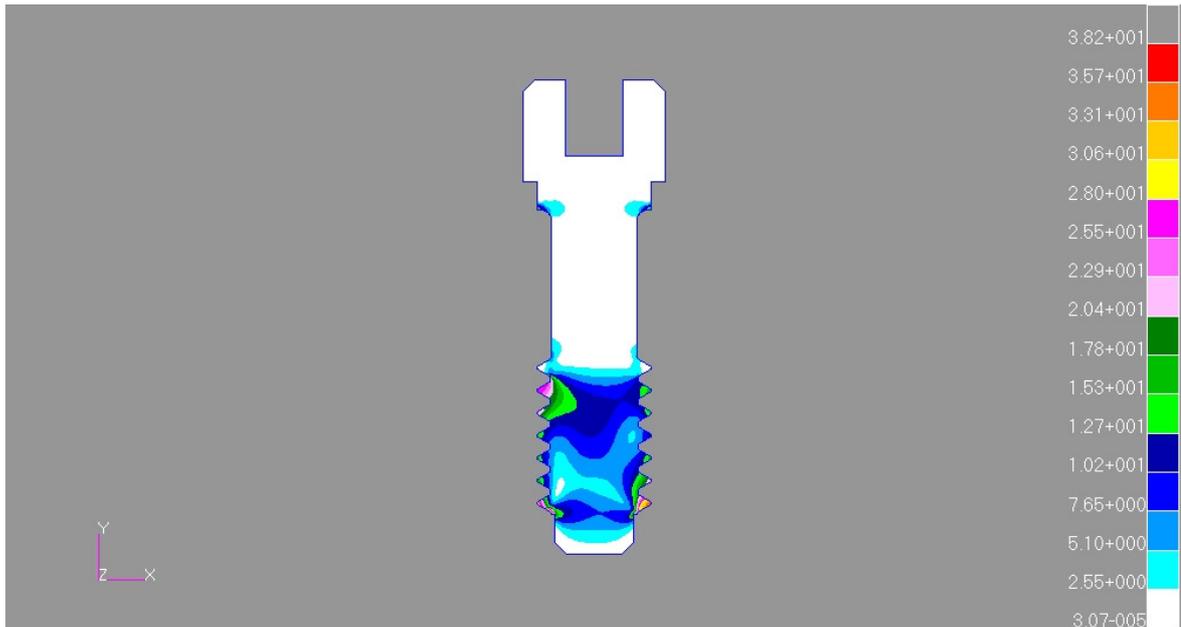


Figura 48 - Parafuso protético, recebendo tensões na região das espiras, modelo 3, força vertical.

Ambos os lados do implante ósseo integrável receberam tensões em toda sua extensão que é acompanhada pelo parafuso protético internamente, e na região da plataforma protética, encontramos as maiores concentrações de tensões, principalmente, na região vestibular, como mostra a figura 49.

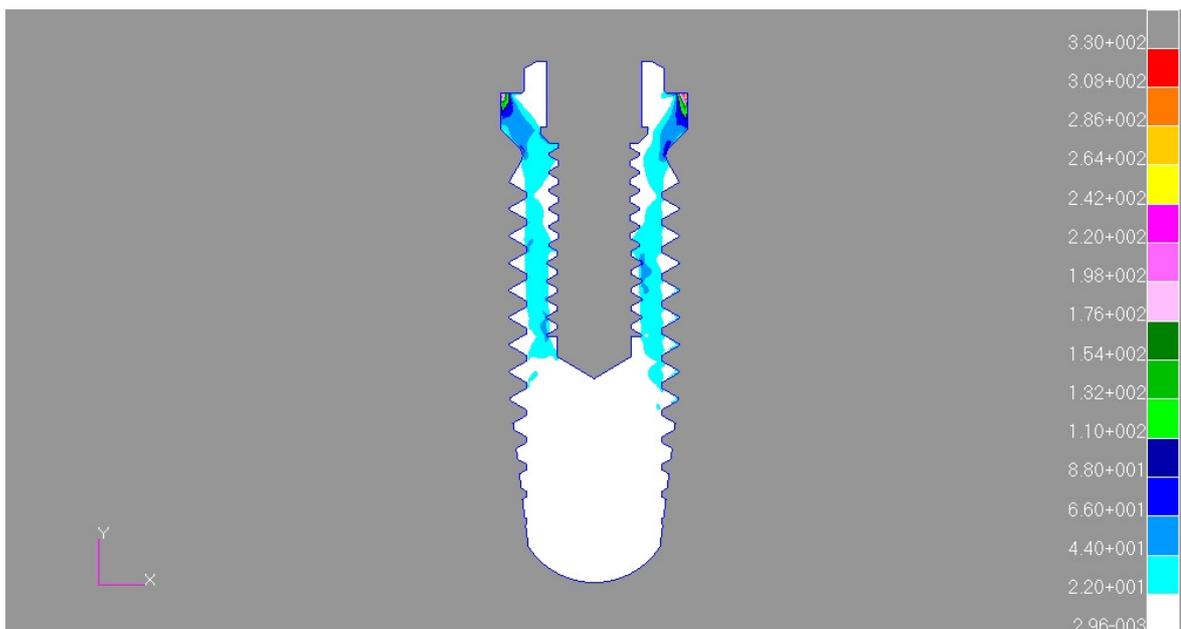


Figura 49 - Implante osseointegrável, recebendo força no sentido vertical de 100 N, (M3).

O osso medular recebeu tensões, praticamente, em toda a região de contato com a face vestibular do implante, como mostrado na figura 50.

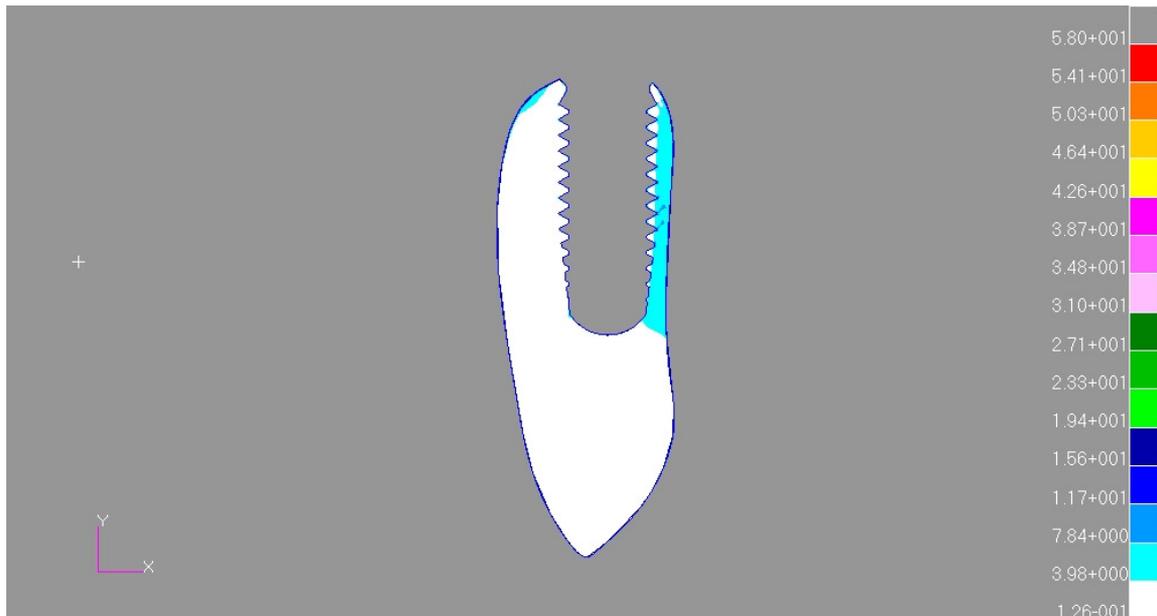


Figura 50 - Osso medular, força vertical de 100 N, (M3).

No osso cortical, nota-se uma grande concentração de tensões em ambas as faces, tanto vestibular quanto lingual, sendo face vestibular apresentou maiores áreas de acúmulo, como se pode notar na figura 51.

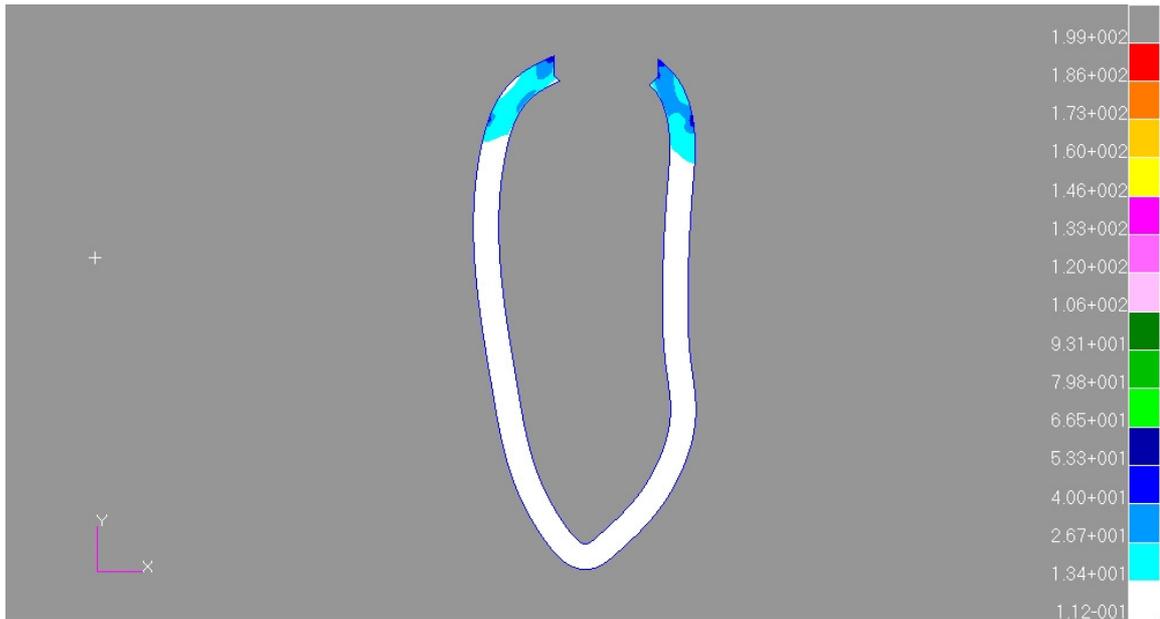


Figura 51 - Regiões de maior concentração de forças no osso cortical, modelo 3, força vertical de 100 N.

5.6 Resultados modelo 3 - força inclinada

Simulando a desadaptação em ambos os lados do sistema e aplicando força de 100 N inclinada em 45° em relação ao plano horizontal nota-se que o sistema apresentou grande área de concentração de tensões na região do parafuso protético e na região da cúspide lingual, como ilustrado na figura 52.

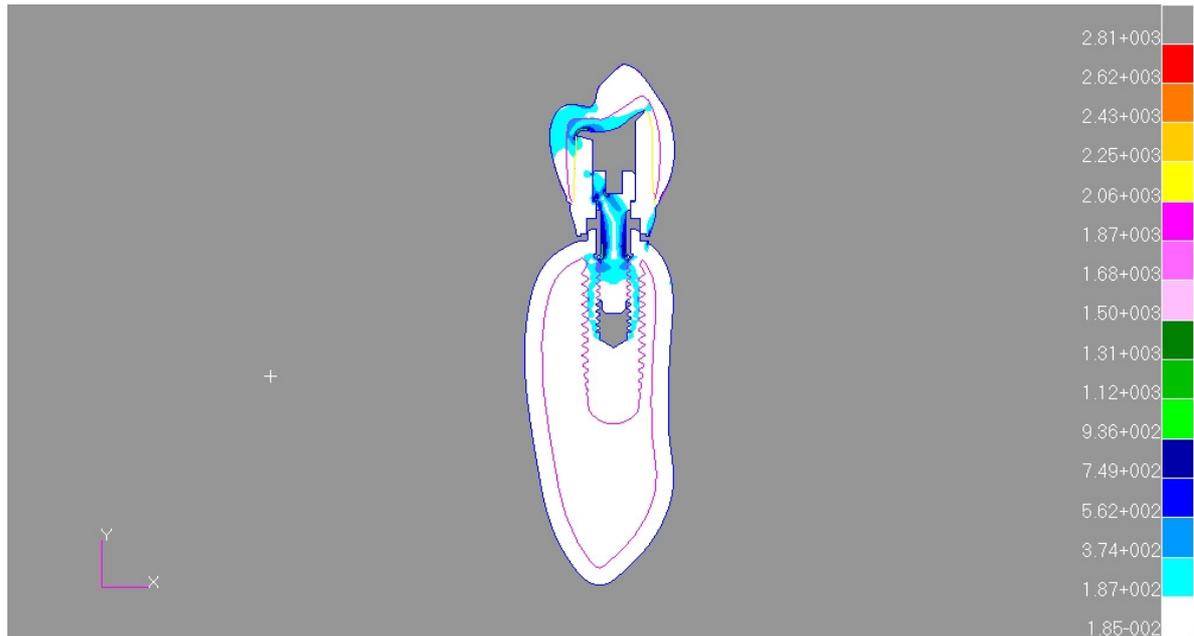


Figura 52 - Sistema completo quando aplicada uma força inclinada de 100 N, (M3).

Nesta situação a cerâmica feldspática apresentou grande concentração de tensões na região da cúspide lingual e a área que teve o pico de tensão foi a região da fossa central, voltada para cúspide lingual, como visto na figura 53.

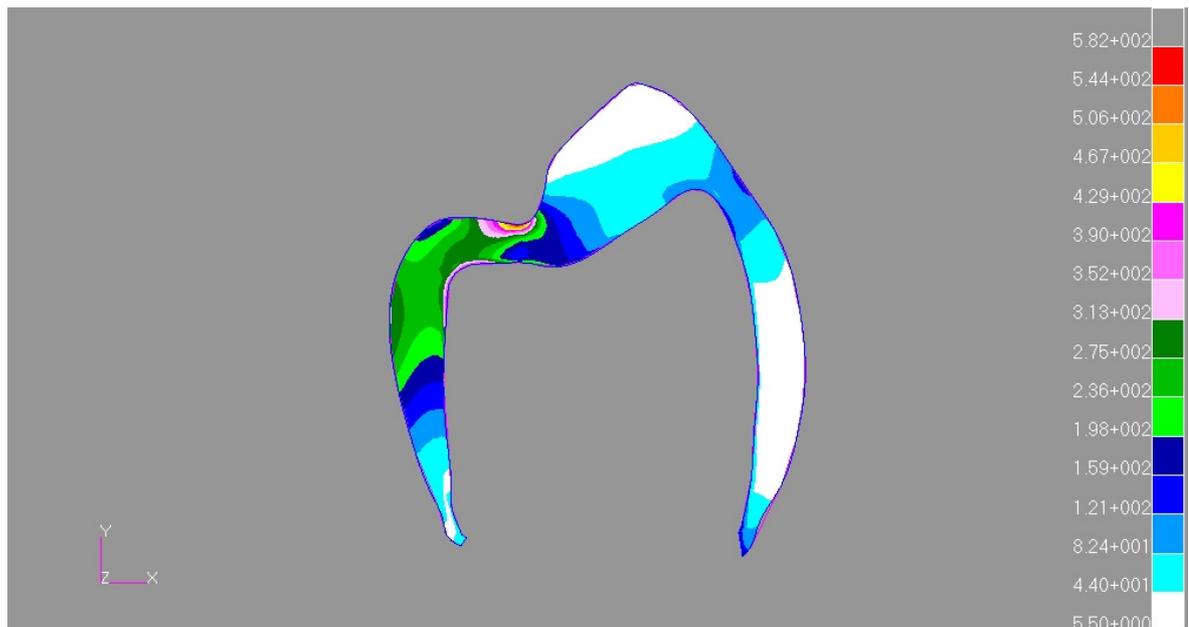


Figura 53 - Cerâmica feldspática, força inclinada 100 N, (M3).

Assim como a cerâmica feldspática, a supraestrutura metálica também apresentou grande área de concentração de forças exatamente na fossa central e na união entre a face oclusal e a lingual, como ser visto na figura 54.

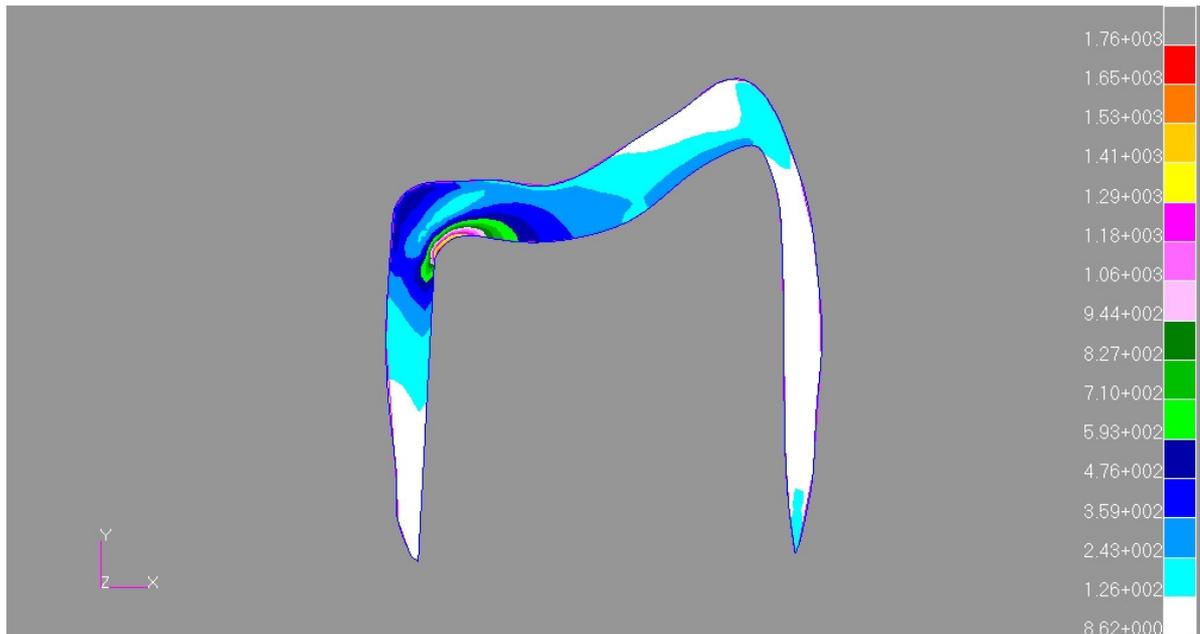


Figura 54 - Supraestrutura metálica, força inclinada de 100 N, modelo com desadaptação em ambos os lados, (M3).

O pilar protético personalizado, teve como regiões que apresentaram áreas com concentrações de tensão a região próxima a desadaptação vestibular, a parede interna do pilar e um pouco mais abaixo onde se assenta a cabeça do parafuso protético, no lado lingual, e também no ângulo entre a face oclusal e lingual do pilar, como se pode observar na figura 55.

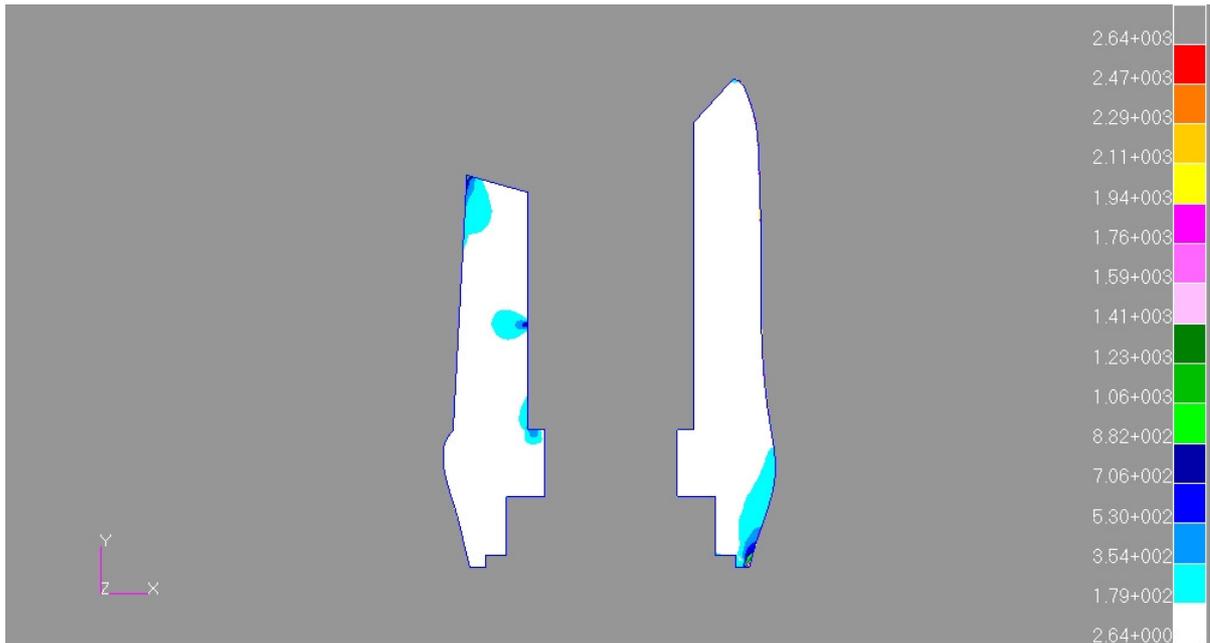


Figura 55 - Pilar protético personalizado no modelo 3, com força inclinada de 100 N.

Nesse modelo, com aplicação da força inclinada o parafuso protético apresentou grandes áreas de concentração de tensões, praticamente, em toda sua extensão, inclusive na região das espiras e um maior valor de tensões na região da cabeça do parafuso, voltada para a face lingual, como ilustrado pela figura 56.

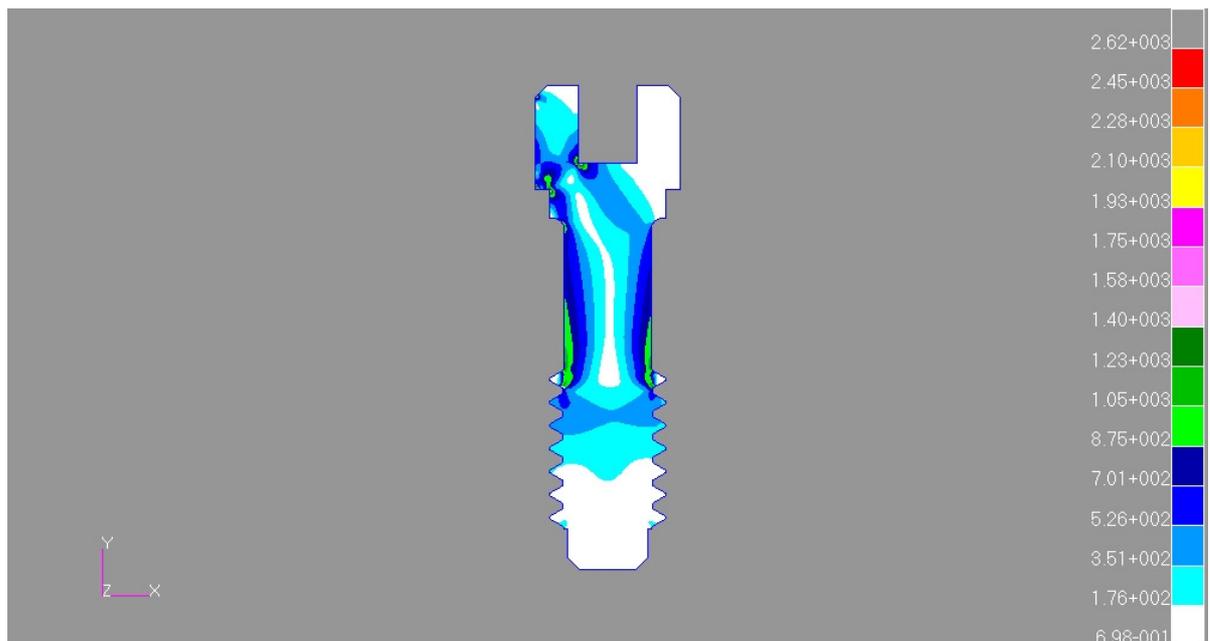


Figura 56 - Parafuso protético, mostrando as áreas que receberam tensões no modelo 3, com força inclinada de 100 N.

O implante osseointegrável, por sua vez, recebeu tensões em toda a extensão interna que fica em contato com as espiras do parafuso que retém o pilar personalizado, e apresentou na região da plataforma protética, na face vestibular, menor área de concentração de tensões, como se pode visualizar na figura 57.

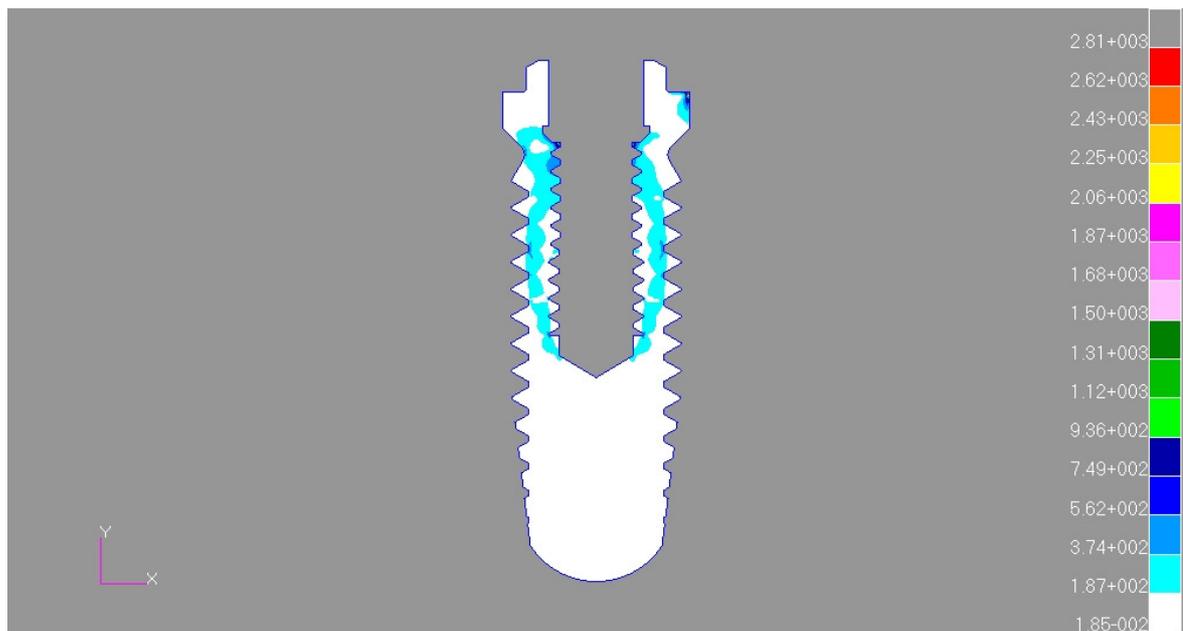


Figura 57 - Implante, com força inclinada de 100 N, (M3).

Na parte óssea medular observa-se que a área com concentração de tensões foi muito pequena e exatamente na região vestibular, como pode ser visto na figura 58.

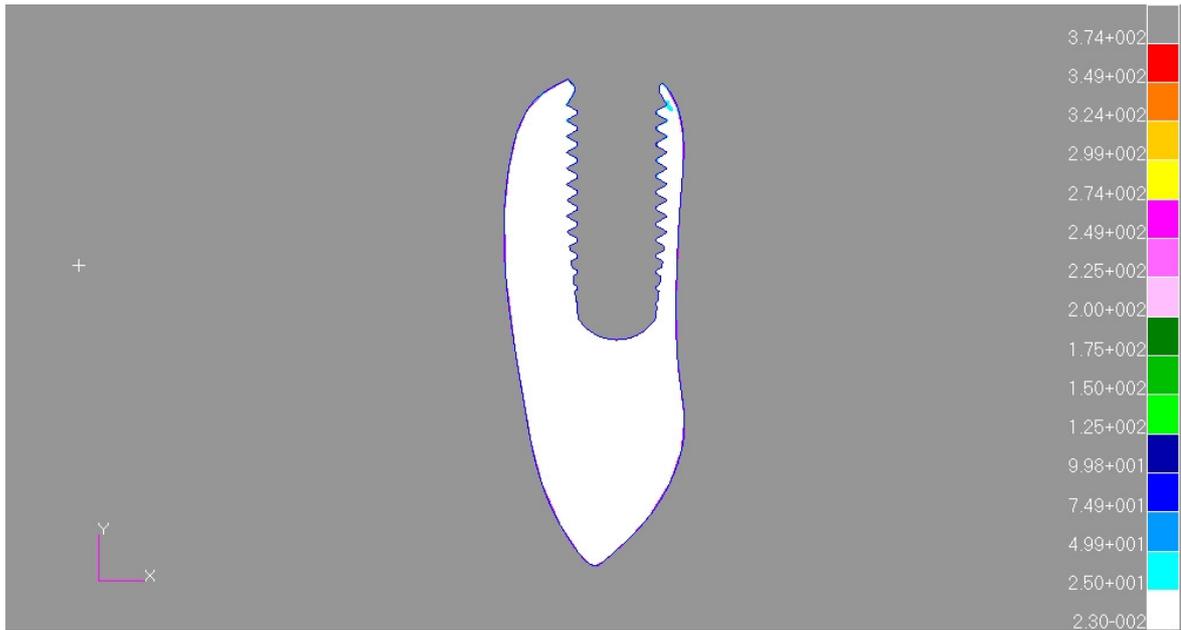


Figura 58 - Osso medular, modelo 3, força inclinada de 100 N.

O osso cortical, por sua vez, apresentou em ambos os lados áreas com concentrações de forças, sendo que na vestibular notou-se uma região com tensões maiores (figura 59).

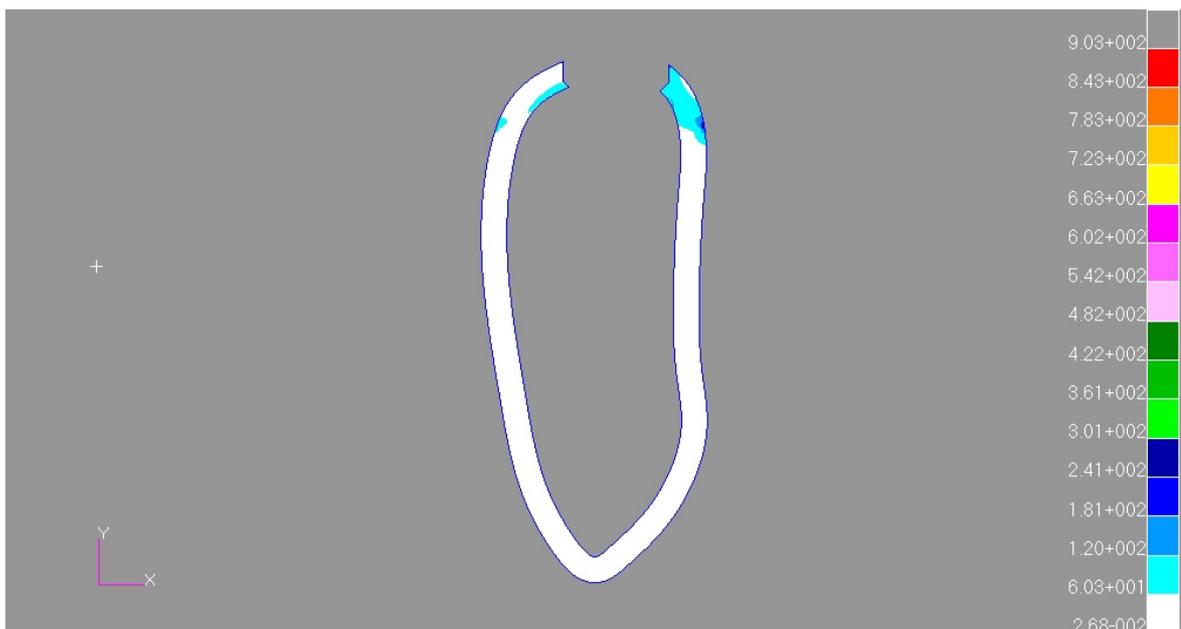


Figura 59 - Osso cortical e as áreas com concentrações de tensões, modelo 3, força inclinada de 100 N.

O tabela 3 mostra o quanto aumentaram as tensões quando foi alterada a inclinação das forças para o modelo 3, e também em porcentagem, tomando como referência os valores de força vertical.

Tabela 3 - Porcentagem de aumento entre as forças verticais e inclinadas para o modelo 3.

MODELO 3			
COMPONENTES	FORÇA VERTICAL (MPa)	FORÇA INCLINADA (MPa)	%
Cerâmica Feldspática	83	582	701,20
Infra-estrutura metálica	160	1760	1100,00
Pilar personalizado	757	2640	348,75
Parafuso	58,9	2620	4.448,22
Implante	253	2810	1110,67
Osso medular	67	903	1347,76
Osso cortical	139	374	269,06

O gráfico 3, mostra os mesmos picos de tensões de Von Mises no modelo 3, o qual apresentava desadaptação em ambos lados do pilar protético.

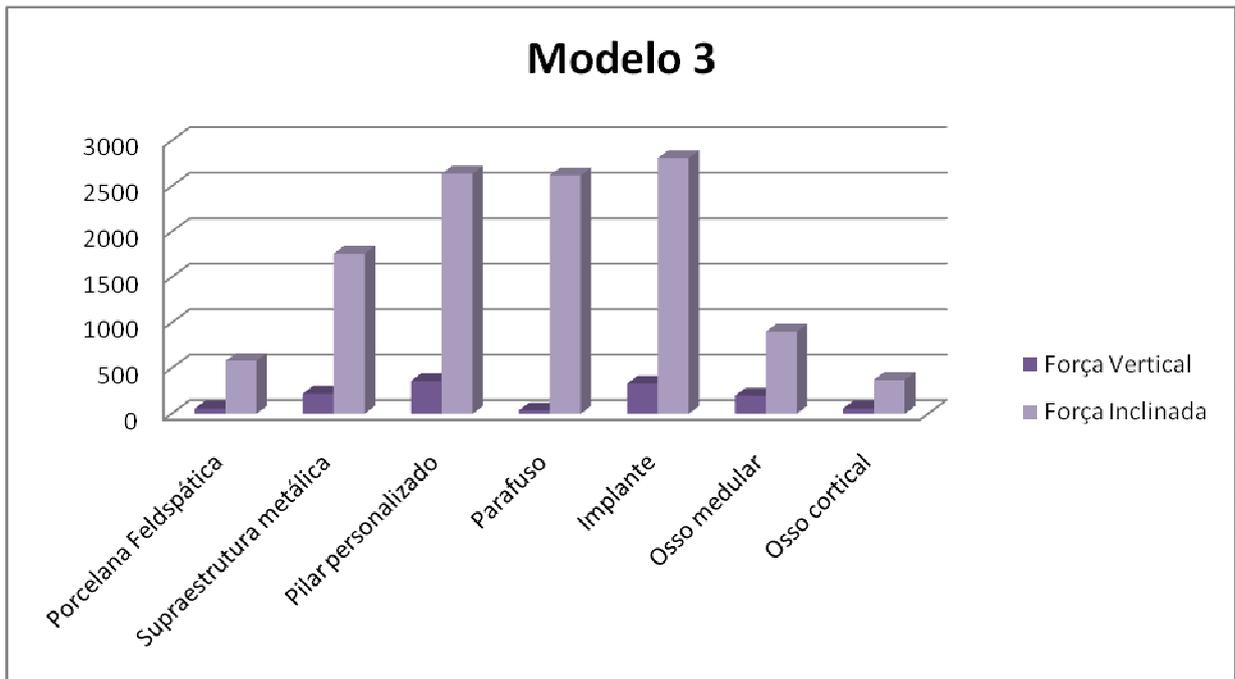


Gráfico 3 - Tensões máximas atingidas em cada um dos elementos do sistema no modelo 3.

No tabela 4, pode-se observar os valores percentuais para o aumento das tensões entre M2 e M3, quando comparados a M1, nesta tabela encontram-se os valores relativos as forças inclinadas, observa-se que o parafuso de retenção protética foi o que apresentou maiores diferenças entre todos os componentes do sistema.

Tabela 4 – Valores percentuais no aumento das tensões geradas pela desadaptação em M2 e M3 quando da incidência de forças inclinadas, quando comparadas a M1.

FORÇAS INCLINADAS	MODELO 1 (IDEAL)	MODELO 2		MODELO 3	
<i>Componente</i>	<i>Tensão (MPa)</i>	<i>Tensão (MPa)</i>	<i>% sobre ideal</i>	<i>Tensão (MPa)</i>	<i>% sobre ideal</i>
Cerâmica Feldspática	262	587	224,05	582	222,14
Infra-estrutura metálica	1740	1790	102,87	1760	101,15
Pilar personalizado	1310	2670	203,82	2640	201,53
Parafuso	664	2620	394,58	2620	394,58
Implante	929	2840	305,71	2810	302,48
Osso medular	416	913	219,47	903	217,07
Osso cortical	311	374	120,26	374	120,26

Comparando os dois tipos de incidência de forças utilizados neste trabalho, pode-se obter os seguintes resultados comparativos, sendo que no gráfico 4 temos os três modelos analisados com a incidência da força vertical e no gráfico 5 temos os mesmos três modelos analisados sob a incidência da força inclinada.

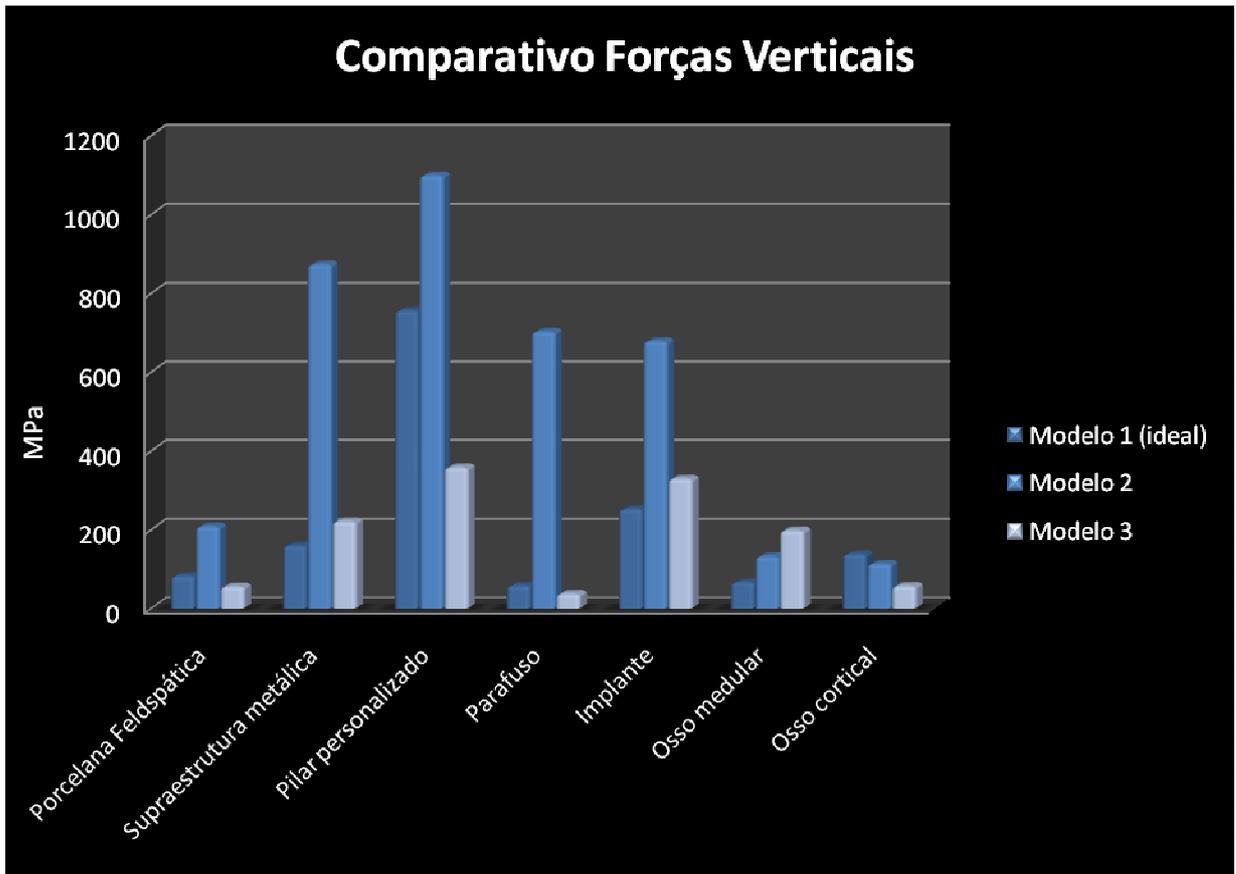


Gráfico 4 - Tensões máximas de Von Mises, quando aplicada força vertical nos três modelos.

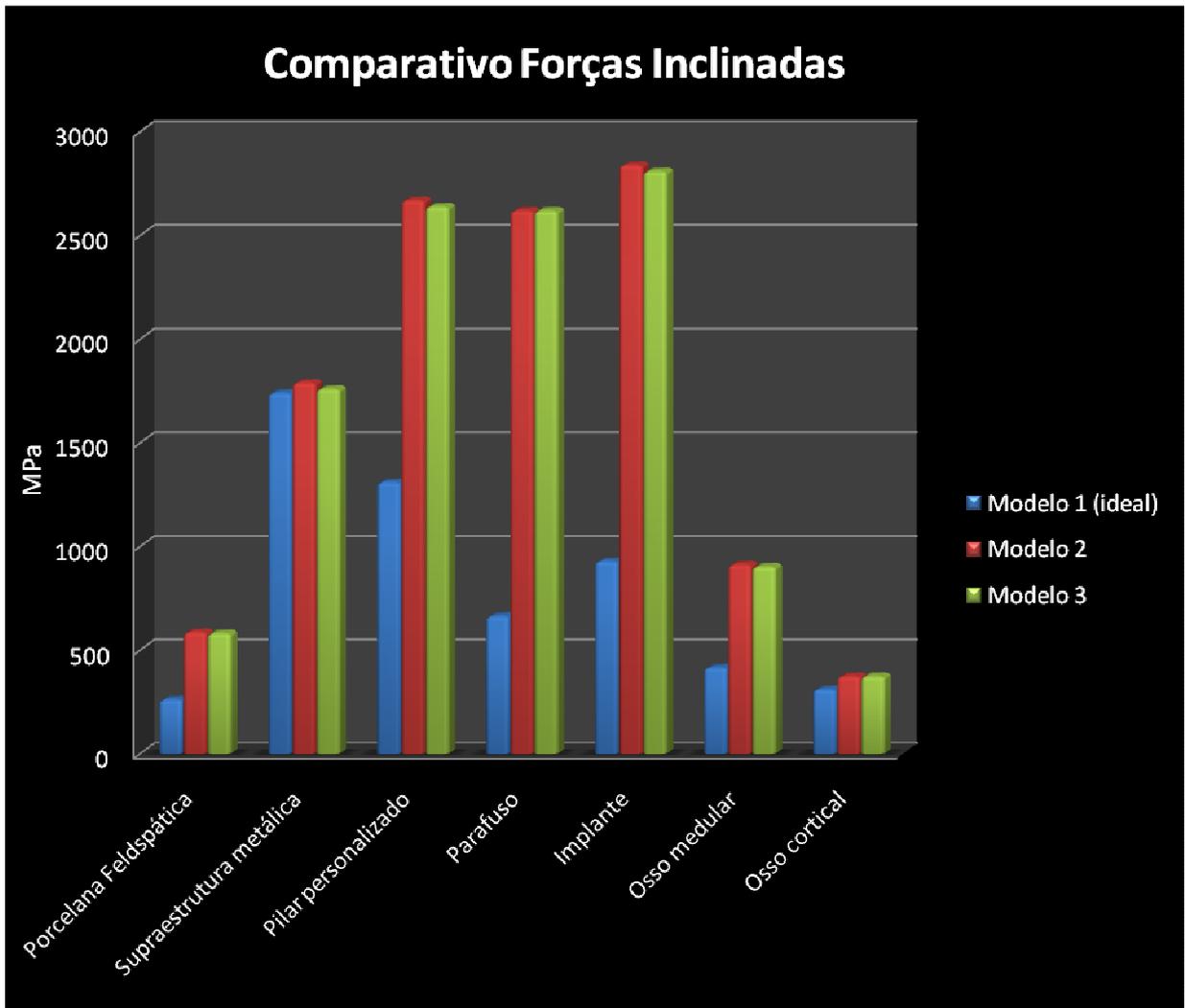


Gráfico 5 - Valores máximos de tensões de Von Mises apresentado pelos três modelos com força inclinada.

6 DISCUSSÃO

A passividade nas próteses implanto-suportadas já foi amplamente descrita na literatura como essencial para a longevidade do tratamento reabilitador com implantes osseointegráveis. Para que a passividade seja atingida com maior segurança deve-se levar em conta processos e ligas que são utilizadas para fundição dos modelos de pilares intermediários ou cilindros protéticos (Castilio, 2000; Natali, 2008).

Ao longo dos anos, vários métodos têm sido empregados para estudar melhor os efeitos da desadaptação dos componentes protéticos sobre implantes e seus efeitos na longevidade, bem como para os componentes protético e tecidos ósseos adjacentes. Para facilitar a interpretação dos resultados, a partir do método dos elementos finitos, pode-se dividir a análise em intrínseca e extrínseca, o que facilita muito a interpretação e o estudo do sistema completo (Ramage, 2007).

A distribuição das tensões pelos componentes do sistema reabilitador implanto suportado pode ser avaliada pelo método dos elementos finitos, que simula as situações clínicas passíveis de ocorrer durante os movimentos mastigatórios. Esse tipo de análise evidencia a transferência das tensões aos componentes de todo o sistema e escalona a intensidade de concentração das mesmas numa escala calorimétrica após carregamento oclusal. É importante ressaltar que esse método possui limitações que muitas vezes pode ser complementado com outras análises como a fotoelástica (Souza, 2001; Rubo, 2001). Isso é devido ao fato de que a MEF é totalmente simulada em computador (virtual), enquanto na análise fotoelástica a

observação dos resultados é feita em tempo real diretamente na amostra durante o experimento.

As tensões de Von Mises foram utilizadas como referência por serem um critério útil de avaliação para materiais dúcteis, como os metais. Essas tensões são relevantes para se conhecer a energia dissipada durante o carregamento que podem causar distorções e por sua vez as deformações plásticas. Os valores numéricos atribuídos às tensões de von Mises representam a dissipação e os pontos exatos de concentração de forças em cada elemento. No momento em que a força aplicada supera a força de atração coesiva do material (limite de proporcionalidade), ocorre o escoamento do material, determinando uma deformação plástica. Baseado nesse conceito o titânio foi considerado como um material que não se deformaria plasticamente, para que dessa forma fosse possível identificar os verdadeiros pontos de concentração de tensões, evidenciando as estruturas que poderiam ser danificadas pelo fenômeno de fadiga. Foi considerado contato entre os componentes durante o carregamento para que a análise se aproximasse mais de uma situação real, e assim fosse possível identificar as tensões tanto intrínsecas como extrínsecas (Ramagem, 2007).

O ângulo de incidência das forças foi fator determinante nos resultados obtidos neste estudo, pois mostrou que as forças inclinadas, geraram tensões muito superiores às cargas de incidência vertical. Comumente, cargas inclinadas são as que ocorrem com maior frequência durante os movimentos mastigatórios (Holmgren et al., 1998; Guimarães et al., 2001).

Por outro lado, é importante ressaltar que a desadaptação foi o fator de maior relevância para a distribuição das tensões, já que quando o ângulo de incidência das cargas passou de vertical para inclinada. Neste caso, notou-se

aumento de 4.448,22% nas tensões que acometeram o parafuso protético com desadaptação bilateral (M3). Isso, provavelmente, ocorreu devido a tendência de deslocamento da coroa protética para a vestibular, exigindo do parafuso resistência suficiente para que o sistema mantivesse estável. Nessa investigação considerou-se que as coroas foram fixadas com cimento, e que a interposição do mesmo entre a coroa e o pilar protético não funcionou como agente de dissipação de forças, portanto, não exerceu nenhuma influência na distribuição das tensões para o sistema (Proos, 2003). Além disso, pode-se afirmar que as tensões geradas durante o carregamento inclinado não devem superar o módulo de elasticidade dos referidos materiais. Entretanto, caso isso ocorra, será induzido escoamento na estrutura do parafuso, podendo determinar afrouxamento ou fratura deste elemento, o que comprometeria o sucesso do tratamento (tabela 3 e gráfico 3).

Considerando o aumento das tensões observado para o carregamento inclinado, pode-se constatar que M2 e M3 apresentaram valores aproximadamente iguais em relação ao controle (M1). A proximidade dos valores obtidos em M2 e M3 com carregamento inclinado, provavelmente, ocorreu pelo fato da área de incidência de forças ser a mesma para ambos, uma vez que o lado desadaptado que recebeu a carga é o mesmo na região vestibular da plataforma protética. Isso mostra que a desadaptação lingual não foi capaz de produzir efeitos significativos na distribuição e intensidade das tensões, já que naquela região a força de tração é a que se estabelece e é, praticamente, equivalente para os três modelos. Contudo foi possível observar que nos diferentes modelos estudados, o parafuso protético constitui o ponto crítico de acumulo de tensões, por se tratar do elemento que mais tende a sofrer deformação permanente ou fratura catastrófica (tabela 4 e gráfico 5).

O tecido de suporte ósseo, quando submetido ao carregamento vertical recebeu maiores tensões no osso medular em M3, diferentemente do cortical, que recebeu a menor tensão durante este tipo de carregamento. Para M2 os valores entre cortical e medular foram próximos, enquanto M1 recebeu menores tensões em osso medular e maiores em osso cortical.

O carregamento inclinado gerou tensões menos intensas para o tecido ósseo de suporte quando comparado as estruturas do sistema protético. Nas três situações o osso cortical recebeu tensões muito próximas, entretanto, o osso medular em M2 e M3 recebeu o dobro das tensões quando comparados a M1.

Para os dois sentidos de carregamento, o osso medular foi o mais solicitado, provavelmente, por possuir a maior área de contato com a superfície externa do implante principalmente abaixo da plataforma protética que concentrou maiores tensão. No carregamento inclinado as tensões geradas em M2 (913 MPa) e M3 (903 MPa) não apresentaram diferenças significativas, porém no osso medular os valores de tensão foram quase duas vezes maior que no cortical. Isto sugere que em ambas situações, a desadaptação possibilitaria a ocorrência de uma reabsorção óssea acelerada, visto que os valores máximos de tensão de von Mises em M2 e M3 estariam próximos ao módulo de elasticidade do osso medular, que é de 1370 MPa (quadro 1).

Os resultados obtidos neste estudo comprovam o fato do parafuso protético poder ser considerado o ponto de maior fragilidade do sistema, pois, ainda que não receba os maiores valores de tensão, sua geometria favorece deformações plásticas ou fratura catastrófica. Comumente os danos observados nos parafusos protéticos dos sistemas com pilares personalizados, ocorrem na região do pescoço

do parafuso ou no início de suas espiras (Kunavisarut et al., 2005; Pamtoja, 2003; Húngaro, 2002; Guimarães et al., 2001).

Dentro dos limites deste trabalho pode-se afirmar que as incidências de forças oclusais inclinadas sobre próteses implanto suportadas unitárias com desadaptação, tendem a provocar danos não só aos componentes do sistema de implante, mas também perdas ósseas aceleradas aos tecidos de suporte. Entretanto novos estudos devem ser realizados com o objetivo de prever essas conseqüências buscando maior previsibilidade e sucesso no tratamento reabilitador.

7 CONCLUSÃO

Baseado nos resultados deste estudo pode-se concluir que:

- a) o parafuso protético foi o componente que se mostrou mais susceptível a falha, pois mesmo não sendo o componente que concentrou maiores tensões, notou-se que é o ponto fraco do sistema, principalmente pela sua geometria. Este fato independe do ângulo de incidência das cargas oclusais ou da região de desadaptação estudada;
- b) a tensão nos tecidos ósseos que circundam os implantes osseointegráveis, foi maior nas situações na presença de desadaptação, apesar dos valores serem próximos para ambos os tecidos ósseos, porem com tendência de maiores perdas ósseas relacionadas ao tecido medular, que apresentou maiores valores numéricos de pico de tensão.

REFERÊNCIAS¹

- Akagawa Y, Wadamoto M, Sato Y, Tsuru H. The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant: a method for study. *J Prosthet Dent.* 1992 Nov;68(5):813-6.
- Anusavice KJ, Hojjatie B, Dehoff PH. Influence of metal thickness on stress distribution in metal-ceramic crowns. *J Dent Res.* 1986;65:1173-8.
- Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil.* 1998 Nov;25(11):847-58.
- Caglar A, Aydin C, Ozen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Jan-Feb;21(1):36-44.
- Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg.* 1997;59:954-62.
- Castilio D. Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser [dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru; 2000.
- 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 Mar-Apr;21(2):195-202.
- Cicciu M, Risitano G, Maiorana C, Franceschini G. Parametric analysis of the strength in the "Toronto" osseous-prosthesis system. *Minerva Stomatol.* 2009 Jan-Feb;58(1-2):9-23.
- Dias RP. Precisão de adaptação e ajuste horizontal de abutments unitários em sistemas de implantes com hexágono externo [dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru; 2002.
- Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004 Feb;91(2):144-50.
- Fortuna C. Análise em elementos finitos do comportamento biomecânico de um implante unitário, do tipo hexágono interno, submetido à aplicação de carga imediata, precoce e tardia [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2003.
- Geng J, Tan K, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry. A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85:585-98.

¹ De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no estilo Vancouver de 2007, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

- Guimarães MP, Nishioka RS, Bottino MA. Análise da adaptação marginal do pilar protético com o implante. PGR Pós-Grad. 2001 maio-ago;4(2):12-9.
- Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2003 June;14(3):286-93.
- Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. Clin Oral Implant Res. 1999;10(5):394-405.
- Hedia H. Stress and strain distribution behavior in the bone due to effect of cancellous bone, dental implant material and the bone height. Biomed Mater Eng. 2002;12(2):111-9.
- Holmes D, Loftus J. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol 1997;21(3):104-11.
- Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol. 1998;24(2):80-8.
- Húngaro P. Estudo comparativo em elemento finito, de implantes osseointegrados com diferentes morfologias e de suas estruturas de suporte [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2002.
- Ibrahim A, Atila S, Bülent E. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. J Prosthet Dent. 2004;91:319-25.
- Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. Dent Mater J. 2005 June;24(2):219-24.
- Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2004 Aug;15(4):401-12.
- Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. J Prosthodont. 2002 Mar;11(1):30-40.
- Lai H, Zhang F, Zhang B, Yang C, Xue M. Influence of percentage of osseointegration on stress distribution around dental implants. Chin J Dent Res. 1998 Dec;1(3):7-11.
- Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. J Prosthet Dent. 2003 Dec;90(6):539-46.
- Lenz J, Rong Q, Schweizerhof K, Schindler HJ, Riediger D. FE-simulation of bone modeling around an implant in the mandible in two-stage versus one-stage implantation. Biomed Tech. 2002;47(Suppl 1 Pt 1):298-301.
- Lin C, Wang J. Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18:331-40.
- Lin CL, Wang JC, Ramp LC, Liu PR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008 Jan-Feb;23(1):57-64.

Monteith B. Minimizing biomechanical overload in implant prostheses: a computerized aid to design. *J Prosthet Dent.* 1993;69(5):495-502.

Moraes M, Moraes E, Elias C. Análise de tensões em implantes osseointegrados por elementos finitos: variação da ancoragem e diâmetro dos implantes. *Rev Bras Implantodont.* 2001;7(3):21-6.

Moraes M, Moraes E, Elias C. Análise de tensões em implantes osseointegrados por elementos finitos: variação da inclinação da cúspide e largura da medusa oclusal. *Rev Bras Implantodont.* 2002a;8(2):21-6.

Moraes M, Moraes E, Elias C. Análise de tensões por elementos finitos em implantes osseointegrados: variação do material da coroa protética. *Rev Bras Implantodont.* 2002b;59(2):128-32.

Moreno AMP. Estudo comparativo da distribuição das tensões no osso e no implante variando-se o diâmetro destes, através do método dos elementos finitos [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 1998.

Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models--part II (effect of horizontal load). *J Craniomaxillofac Surg.* 2003 June;31(3):168-75.

Natali AN, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. *Dent Mater.* 2008 Apr;24(4):561-9.

Olsen S, Ferguson SJ, Sigrist C, Fritz WR, Nolte LP, Hallermann W et al. A novel computational method for real-time preoperative assessment of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Feb;16(1):53-9.

Pantoja IVS. Estudo comparativo em elemento finito de distribuição das tensões nos implantes osseointegrados: análise não linear entre pilar estheticone e pilar angulado de 30 graus [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2003.

Patterson EA, Burguete RL, Thoi MH, Johns RB. Distribution of load in an oral prosthesis system: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 Sept-Oct;10(5):552-60.

Pérez del Palomar A, Arruga A, Cegoñino J, Doblaré M. A finite element comparison between the mechanical behaviour of rigid and resilient oral implants with respect to immediate loading. *Comput Methods Biomech Biomed Eng.* 2005 Feb;8(1):45-57.

Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of cement on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont.* 2003 Jan-Feb;16(1):82-90.

Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):241-7.

Richter EJ, Orschall B, Jovanovic AS. Dental implant abutment resembling the two-phase tooth mobility. *J Biomech.* 1990;23(4):297-306.

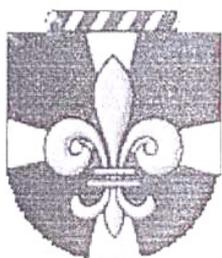
Rubo JH, Souza E. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev Fac Odontol Bauru.* 2001;9(3/4):97-103.

- Rubo JH. Análise das tensões em prótese sobre implantes pelo método de elemento finito: estudo paramétrico de sete variáveis clínicas [tese]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru; 2004.
- Sakaguchi R, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(3):295-302.
- Sakaguchi R, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(6):655-61.
- Sendyk CL. Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados: análise não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 1998.
- Serlgöz A, Güvner S. Finite element analysis of the effect of cantiléver and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent*. 1996;76(2):165-9.
- Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1997;10(1):19-27.
- Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported Protheses and supporting bone: a three dimensional finite element study. *J Biomed Res*. 2005;73(1):140-7.
- Silva GCC, Fraga MT, Mendonça JAG. Adaptação passiva de próteses implanto-suportadas: relação com indução de tensões e importância clínica. *Implant News*. 2008;5(4):393-8.
- Simşek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Med Eng Phys*. 2006 Apr;28(3):199-213.
- Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843-8.
- Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998b Nov-Dec;13(6):781-90.
- Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998a Jan-Feb;13(1):82-90.
- Suansuwan N, Swain M. Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. *J Oral Rehabil*. 2001;28(2):133-9.
- Tortamano Neto P. Estudo da distribuição das tensões transmitidas à mandíbula por um implante osteointegrado, variando-se a espessura do osso cortical e a direção da carga aplicada por meio do método de elementos finitos [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 1993.
- Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*. 2003 Sept;91(1):31-6.
- Weinberg L. The biomechanics of force in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(1):19-31.

Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *Implantologist*. 1977 Mar;1(2):104-9.

Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int*. 1990 July;21(7):563-70.

Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2004 Mar;91(3):234-40.

ANEXO A – DISPENSA DE SUBMISSÃO AO CEP

São Leopoldo Mandic
Centro de Pós-Graduação
Comunicado de Dispensa de Submissão ao Comitê

Campinas, quinta-feira, 19 de fevereiro de 2009

Ao(a)

RA

C.D. Rafael Bertinotti Neves

070085

Curso: Implantodontia

Comitê: Comitê de Ética e Pesquisa

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria, abaixo descrito, **NÃO SERÁ SUBMETIDO AO RESPECTIVO COMITÊ**, nesta Instituição, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou materiais.

Número do Protocolo: 2009/0002

Data entrada do Projeto: 16/1/2008

Data da Reunião do Comitê: 18/2/2009

Orientação por: Thomaz Wassall

Projeto: *Influência da Desadaptação na Distribuição de Tensões em Sistema de Implante Padrão Branemark com Coroa Cimentada*

Cordialmente,

Prof. Dra. Sônia Vieira
Presidente do Comitê de Ética e Pesquisa