

**UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ODONTOLOGIA**

LUCIANO DE LIMA

**ESTUDO EM ELEMENTOS FINITOS DA DISTRIBUIÇÃO DAS
TENSÕES EM DIFERENTES NÍVEIS DE INSERÇÃO DE IMPLANTE
CONE – MORSE**

São Paulo

2010

LUCIANO DE LIMA

**ESTUDO EM ELEMENTOS FINITOS DA DISTRIBUIÇÃO DAS
TENSÕES EM DIFERENTES NÍVEIS DE INSERÇÃO DE IMPLANTE
CONE – MORSE**

Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Implantodontia, do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Santo Amaro, sob orientação do Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk.

São Paulo
2010

**Ficha catalográfica elaborada pela
Biblioteca Milton Soldani Afonso – Campus I**

L698e	Lima, Luciano de Estudo em elementos finitos da distribuição das tensões em diferentes níveis de inserção de implante cone – MORSE / Luciano de Lima. Orientação do Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk. São Paulo : 2010. 122 p. Dissertação (Mestrado). Área de Concentração em Implantodontia. Curso de Odontologia. Universidade de Santo Amaro. 1. Implantes Dentários 2. Análise do Elemento Finito 3. Reabsorção Óssea 4. Biomecânica I. Título II. Orientador
-------	---

Autorizo a impressão parcial ou total do meu trabalho acadêmico para fins de divulgação científica.

São Paulo, ____ de _____ de 20 ____.

Luciano de Lima

Autor : Luciano de Lima

Título : Estudo em elementos finitos da distribuição das tensões em diferentes níveis
de inserção de Implante Cone-Morse.

Dissertação de Mestrado em Odontologia

UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO - SÃO PAULO
Área de concentração: Implantodontia

Banca Examinadora

Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

Doutor em Odontologia – Faculdade de Odontologia - USP-SP

Prof. Dr. João Ferreira Santos Jr.

Doutor em Odontologia – Faculdade de Odontologia - UNISA-SP

Prof. Dr. Illan Weinfeld

Doutor em Odontologia – Faculdade de Odontologia- UNISA-SP

DATA DE APROVAÇÃO : _____

CONCEITO FINAL : _____

Dedico este trabalho:

À CAMILA, mulher, amiga e companheira, meu grande amor. Por toda a compreensão e paciência no decorrer de mais essa jornada.

À memória de meus queridos pais, o meu eterno agradecimento pelo dom da vida e exemplos de amor necessários à construção de meus alicerces.

Aos meus Avós, sempre presentes em minha vida, toda a minha gratidão.

Aos meus irmãos, eternos amigos, presentes nos momentos mais difíceis, meu carinho, hoje e sempre.

Aos meus familiares, o agradecimento sincero, pelo incentivo e motivação na busca por meus ideais.

AGRADECIMENTOS

À Deus pelo dom da vida, e a força necessária para superar as dificuldades na busca de meus ideais e conclusão deste curso.

Ao meu orientador o Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk, pelo apoio na condução e realização deste trabalho, exemplo de sabedoria e competência profissional. Agradeço também pela compreensão e a confiança depositada ao longo deste caminho. Meus sinceros agradecimentos.

Ao Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk, coordenador do curso de Pós-Graduação, pela acolhida nesta instituição, o conhecimento compartilhado e a experiência transmitida no decorrer desta jornada, contribuição grandiosa para minha formação docente.

Aos Professores do curso de pós-graduação, pelo conhecimento transmitido, necessários e fundamentais para o processo de minha formação acadêmica.

Ao Engenheiro Pedro Yoshito Noritomi, responsável pela Divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas – SP, e toda equipe, pelo exemplo de profissionalismo e colaboração dispensada para a conclusão deste trabalho.

Aos colegas de turma, pelo convívio e conhecimentos compartilhados. A cooperação e o carinho de todos sempre serão lembrados.

À Universidade Santo Amaro, por toda a estrutura oferecida em prol do curso de Pós-graduação.

À todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a concretização de mais esse ideal.

RESUMO

ESTUDO EM ELEMENTOS FINITOS DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM DIFERENTES NÍVEIS DE INSERÇÃO DE IMPLANTE CONE-MORSE

A necessidade de promover a manutenção do tecido ósseo periimplantar após a reabilitação protética impulsionou a busca por novas técnicas cirúrgicas na Implantodontia, novos desenhos de implantes, tratamentos de superfície, diferentes conexões protéticas e tipos de roscas, a fim de otimizar cada vez mais a biomecânica dos implantes dentais e, conseqüentemente, o resultado estético das reabilitações implantossuportadas. Com base nos critérios de sucesso na implantodontia o objetivo deste estudo foi analisar o comportamento biomecânico e a distribuição das tensões no tecido ósseo periimplantar, bem como no implante e pilar intermediário de conexão cônica tipo cone-morse, em diferentes níveis de inserção em relação à crista óssea de um implante medindo 4,5 mm x 9,5mm. Cargas de 100 N verticais e oblíquas com 45º, foram aplicadas e analisadas em modelos tridimensionais pelo método dos elementos finitos. Os resultados deste trabalho apontam para uma concentração das tensões na região do cone-morse, quando o implante encontra-se corticalizado, sendo observadas baixas tensões em osso cortical e trabecular. O campo de tensão apresentou melhor distribuição na região do cone-morse quando o implante encontra-se subcrestal porém corticalizado. Com o aprofundamento do implante e perda da corticalização na região do pescoço, o conjunto apresentou alta concentração de tensões no pilar intermediário, próximo da região de roscas, demonstrando uma condição desfavorável para aplicações clínicas, podendo expor o sistema a falha do material.

Palavras-chave: implante dental, reabsorção óssea, biomecânica, análise de elementos finitos

ABSTRACT

FINITE ELEMENT STUDY OF STRESS DISTRIBUTION IN DIFFERENT LEVELS OF INSERTION CONE-MORSE IMPLANT

The need to promote the periimplant bone tissue maintenance after the prosthetic rehabilitation stimulated the search for new surgery techniques in the implantology, implant design, surface treatments, different prosthetic connections and different thread types, in order to constantly optimize teeth implants biomechanics and, consequently, the esthetic outcome of the supported implants rehabilitation. Based on the implantology successful criteria, the research aim to analyze biomechanical behavior stress distribution on the periimplant bone tissue, as well on the intermediary abutment of the conical connection cone-morse type, in different levels of insertion in comparison to the bone crest implant measuring 4,5mm x 9,5 mm. 100 N load verticals and oblique with 45°, were applied and analyzed in three-dimensional models by the Finite Element Method. The research results lead to a considerable amount of stress around the cone-morse, when the implant is corticalized, stays under low stress around the cortical and the cancellous bone. The stress field presented a better distribution around the cone-morse, when the implant is subcrest and corticalized never the less. As the implant goes deeper and the corticalized lost around the neck, the system presented a high stress amount on the intermediary abutment, around the thread, presenting an unfavorable condition for clinical applications, it may expose the system to a material failure.

Key-words : dental implant, bone loss, biomechanical, finite element analysis

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 01:	Scanner Samsung (modelo SCX - 4216).....	42
Figura 02:	Paquímetro digital Starrett ®, com precisão de duas casas decimais de mm.....	42
Figura 03:	Foto do implante (frente).....	43
Figura 04:	Foto do implante (plataforma).....	43
Figura 05:	CAD 3D Implante Ankylos Plus 4,5 x 9,5 mm – Imagem sólida....	44
Figura 06:	CAD 3D Implante Ankylos Plus 4,5 x 9,5 mm – Imagem em transparência.....	44
Figura 07:	Fotografia dos pilares intermediários para digitalização em <i>Scanner</i>	45
Figura 08:	CAD 3D dos pilares intermediário.....	45
Figura 09:	CAD 3D de mandíbula – Imagem sólida.....	46
Figura 10:	CAD 3D de mandíbula – Imagem em transparência.....	46
Figura 11:	Delimitação de osso cortical e medular do segmento selecionado.....	47
Figura 12:	CAD 3D dos implantes em diferentes níveis de inserção em relação à crista óssea, e diferentes níveis de corticalização da região cervical do implante. Imagem sólida de cortes transversais.....	48
Figura 13:	CAD 3D dos implantes em diferentes níveis de inserção em relação à crista óssea, e diferentes níveis de corticalização da região cervical do implante. Imagem em transparência de cortes transversais.....	48
Figura 14:	CAD 3D dos implantes em diferentes níveis de inserção em relação à crista óssea, e diferentes níveis de corticalização da região cervical do implante. Imagem sólida com vista oclusal.....	49
Figura 15:	Malha do Implante (vista perfil).....	51
Figura 16:	Malha do Implante(vista oclusal).....	52
Figura 17:	Malha dos pilares intermediários (vista de perfil).....	52
Figura 18:	Malha dos conjuntos Implante e pilar intermediário.....	53
Figura 19:	Malha do conjunto : Osso cortical / Implante / pilar intermediário..	54

Figura 20:	Malha dos modelos montados.....	55
Figura 21:	Carregamento AXIAL e OBLÍQUO.....	56
Figura 22:	MODELO 1 (perfil).....	59
Figura 23:	MODELO 1 (vista oclusal).....	59
Figura 24:	MODELO 1 (perfil).....	60
Figura 25:	MODELO 1 (vista oclusal).....	60
Figura 26:	MODELO 2 (perfil).....	61
Figura 27:	MODELO 2 (vista oclusal).....	61
Figura 28:	MODELO 2 (perfil).....	62
Figura 29:	MODELO 2 (vista oclusal).....	62
Figura 30:	MODELO 3 (perfil).....	63
Figura 31:	MODELO 3 (vista oclusal).....	63
Figura 32:	MODELO 3 (perfil).....	64
Figura 33:	MODELO 3 (vista oclusal).....	64
Figura 34:	Análise de deslocamento do MOD 1A sob ação de carga AXIAL	66
Figura 35:	Análise de deslocamento do MOD 1B sob ação de carga OBLÍQUA.....	67
Figura 36:	Análise de deslocamento do MOD 2A frente ao carregamento AXIAL.....	68
Figura 37:	Análise de deslocamento do MOD 2B sob ação de carga OBLÍQUA.....	69
Figura 38:	Análise de deslocamento do MOD 3A sob ação de carga AXIAL	70
Figura 39:	Análise de deslocamento do MOD 3B sob ação de carga OBLÍQUA.....	71
Figura 40:	Tensão Máxima Principal do MOD 1A sob carga AXIAL.....	73
Figura 41:	Tensões de von Mises no implante e pilar intermediário sob ação de carga AXIAL.....	74
Figura 42:	Tensão Máx. Principal em osso cortical sob ação de carga AXIAL.....	75
Figura 43:	Tensão Máx. Principal em osso trabecular sob carga AXIAL.....	76
Figura 44:	Tensão Máxima Principal do MOD 1B sob carga OBLÍQUA.....	77
Figura 45:	Tensões de von Mises no implante e pilar intermediário sob ação de carga OBLÍQUA.....	78

Figura 46:	Tensão Máx. Principal em osso cortical sob ação de carga OBLÍQUA.....	79
Figura 47:	Tensão Máx. Principal em osso trabecular sob ação de carga OBLÍQUA.....	80
Figura 48:	Tensão Máxima Principal do MOD 2A sob carga AXIAL.....	82
Figura 49:	Tensão de von Mises do MOD 2A sob carga AXIAL.....	83
Figura 50:	Tensão Máxima Principal do MOD 2A sob carga AXIAL.....	84
Figura 51:	Tensão Máxima Principal do MOD 2A sob carga AXIAL.....	85
Figura 52:	Tensão Máxima Principal do MOD 2B sob carga OBLÍQUA.....	86
Figura 53:	Tensão Máxima Principal do MOD 2B sob carga OBLÍQUA.....	87
Figura 54:	Tensão Máxima Principal do MOD 2B sob carga OBLÍQUA.....	88
Figura 55:	Tensão Máxima Principal do MOD 2B sob carga OBLÍQUA.....	89
Figura 56:	Tensão Máxima Principal do MOD 3A sob carga AXIAL.....	90
Figura 57:	Tensão Máxima Principal do MOD 3A sob carga AXIAL.....	91
Figura 58:	Tensão Máxima Principal do MOD 3A sob de carga AXIAL.....	92
Figura 59:	Tensão Máxima Principal do MOD 3A sob carga AXIAL.....	93
Figura 60:	Tensão de von Mises do MOD 3B sob carga OBLÍQUA.....	94
Figura 61:	Tensão de von Mises do MOD 3B sob carga OBLÍQUA.....	95
Figura 62:	Tensão Máxima Principal do MOD 3B sob carga OBLÍQUA.....	96
Figura 63:	Tensão Máxima Principal do MOD 3B sob carga OBLÍQUA.....	97
Figura 64:	Comparativo de deslocamento dos modelos sob ação de carga AXIAL, com escala padronizada.....	105
Figura 65:	Comparativo de deslocamento dos modelos sob ação de carga OBLÍQUA, com escala padronizada.....	106
Figura 66:	Comparativo de Tensões Máximas Principais sob ação de carga AXIAL, com escala padronizada.....	107
Figura 67:	Comparativo de Tensões Máximas Principais sob ação de carga OBLÍQUA, com escala padronizada.....	109
Figura 68:	Comparativo de Tensões de von Mises sob ação de carga AXIAL, com escala padronizada.....	110
Figura 69:	Comparativo de Tensões de von Mises sob ação de carga AXIAL.....	111

Figura 70: Comparativo de deslocamento dos modelos sob ação de carga AXIAL, com escala padronizada.....	113
---	-----

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 -	Propriedades mecânicas dos materiais que compõem o modelo	50
Tabela 02 -	Tabela de transformação de unidades	58
Tabela 03 -	Tensões Máximas Principais de Tração do Conjunto	98
Tabela 04 -	Tensões Máximas Principais de Compressão do Conjunto	98
Tabela 05 -	Maiores Tensões de von Mises	98
Tabela 06 -	Tensões Máximas Principais de Tração	98
Tabela 07 -	Tensões Máximas Principais de Compressão	99

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

mm	Milímetro
Pa	Pascal
GPa	Giga Pascal
MPa	Mega Pascal
N	Newton
N/mm²	Newton por milímetro quadrado
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
MEF	Método de Elementos Finitos
√	Coeficiente de Poisson
E	Módulo de Elasticidade ou Módulo de <i>Young</i>
PATRAN	Fusão de Patches for Nastran
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
dpi	<i>Dots per inch</i> (ou pontos por polegada=ppp)
PSG	Grupo Plataforma <i>Switching</i>
Kg	Quilograma
MOD	Modelo
H.E	Hexágono Externo
ITI	<i>International Team for Implantology</i>
CTI	Centro de Tecnologia da Informação

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
°	Grau
®	Marca registrada
²	Elevado ao quadrado

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	17
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	20
2.1 Método dos elementos finitos.....	20
2.2 Distribuição de cargas e tensões em implantes e tecido ósseo de Suporte.....	22
2.3 Biomecânica dos implantes osseointegrados.....	28
2.4 Remodelação óssea em região crestal.....	30
2.5 Pilar intermediário de conexão interna.....	34
2.6 Conceito de plataforma <i>switching</i>	36
3. PROPOSIÇÃO.....	39
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	40
4.1 Geometria das estruturas.....	41
4.1.1 Implante osseointegrado.....	41
4.1.2 Pilares intermediários.....	44
4.1.3 Segmento ósseo mandibular.....	46
4.2 Modelos dos elementos finitos.....	47
4.2.1 Confecção dos modelos.....	47
4.2.2 Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas anatômicas.....	49
4.2.3 Admissão de hipóteses simplificadoras.....	50
4.2.4 Geração das malhas.....	51
4.3 Método para aplicação de cargas.....	55
4.4 Regiões de eleição para análise de tensões.....	56
4.5 Método para análise dos resultados.....	57
4.5.1 Procedimento de análise.....	58
5. RESULTADOS.....	65
6. DISCUSSÃO.....	100
7. CONCLUSÕES.....	116
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	117

1. INTRODUÇÃO

Na década de 70, o advento dos implantes osseointegrados contribuiu para que surgisse um novo conceito em reabilitação oral, possibilitando a reabilitação de pacientes totalmente edêntulos, com próteses fixas sobre implantes, revolucionando as técnicas até então utilizadas (BRANEMARK, HANSSON *et al.*, 1977).

A transmissão de cargas e a distribuição de tensões aos implantes, através de intermediários e componentes protéticos, podem acarretar problemas biomecânicos, o que muitas vezes compromete o processo de osseointegração, decretando, assim, o insucesso do tratamento (SKALAK, 1988).

A manutenção dos níveis de crista óssea alveolar na área periimplantar tem sido motivo de preocupação e de muita pesquisa na Implantodontia. Após a instalação do implante, e a reabilitação protética concluída, observa-se, em um grande número de casos, perda óssea na região cervical, próxima da plataforma do implante. Acredita-se que a perda óssea ao redor dos implantes apresente uma etiologia multifatorial, relacionando-se, principalmente, a fatores biológicos e biomecânicos (OH *et al.*, 2002). Alguns autores atribuem essa perda óssea a fatores associados à contaminação bacteriana, causadores da periimplantite. Outro fator associado a esta perda, e que desperta grande interesse, refere-se ao comportamento biomecânico destes implantes e componentes protéticos quando submetidos a tensões e cargas mastigatórias.

Segundo o critério de sucesso para os implantes osseointegrados, proposto por Albrektsson *et al.* (1986), a perda óssea marginal não deve exceder a 1,5mm no primeiro ano e, nos anos subsequentes, deve ser inferior a 0,2mm. Este fenômeno, também conhecido como “saucerização”, ocorre sobretudo no primeiro ano do implante em função, independente do sistema de implante utilizado (CHUN, S. *et al.*, 2006).

A indicação dos fabricantes de implantes com conexão cônica tipo cone-Morse é para que sua instalação obedeça ao critério de 2mm abaixo do nível da crista óssea. Alegam a possibilidade de melhor resolução protética, talvez justificada

biologicamente, apontando para o selamento biológico na área de transição entre implante e pilar intermediário.

A inserção do implante em variados níveis ósseos, em relação à crista óssea, poderá resultar em diferentes distribuições das tensões, dependendo do nível de corticatização cervical no pescoço deste implante. A variação que deverá existir na altura do pilar intermediário, a fim de compensar o desnível gerado pelos diferentes aprofundamentos do implante, é outro fator que pode favorecer ou mesmo minimizar a perda óssea ao redor da plataforma do implante.

Decorridas 3 décadas da prática da osseointegração, o método de elementos finitos tem se tornado, cada vez mais, uma ferramenta útil, capaz de prever os efeitos da distribuição do estresse no implante e osso suporte (GENG, TAN *et al.*, 2001).

A metodologia tem sido muito empregada na análise das tensões geradas, pois permite simular determinados estudos em elementos finitos, através de modelos matemáticos nos quais um meio contínuo é subdividido em elementos que mantêm as mesmas propriedades de quem os originou. Este método de pesquisa possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas de geometrias complexas, qualificando e quantificando de modo comparativo as tensões. (LOTTI *et al* 2006).

Estudos comparativos com o Método de Elementos Finitos podem contribuir para o entendimento do que ocorre, quando o conjunto prótese-implante recebe uma carga. As simulações realizadas com elementos finitos forneceram resultados mais precisos e mensuráveis que os estudos utilizando métodos de fotoelasticidade, que apenas qualificam estas tensões, conforme mencionam (MEIJER, S. *et al.*, 1993).

Na literatura, encontramos uma vasta discussão sobre o tipo de conexão entre o implante e seu pilar; é prevalente a opção por conexões de interface interna, as quais apresentam uma biomecânica mais favorável (BINON, 2000).

Segundo Geng, Tan *et al* (2001), o fator chave para o sucesso ou falha dos implantes dentais vincula-se, necessariamente, à forma como o estresse é transferido para o osso suporte. A transferência de cargas para os implantes e osso suporte dependerá do tipo de carga aplicada, a interface entre osso-implante, o tamanho e o diâmetro dos implantes, o desenho do implante e seu tratamento superficial, o tipo de prótese instalada, a quantidade e qualidade do osso suporte.

Neste estudo, buscamos observar o comportamento biomecânico, bem como a distribuição das tensões na região periimplantar, em diferentes níveis de inserção do implante em relação à crista óssea, variando, assim, a corticalização cervical do pescoço do implante na região cervical. O conhecimento acerca da distribuição destas tensões para o implante e osso suporte será de fundamental importância para a manutenção dos níveis ósseos, e, portanto pode ou não determinar o sucesso dos tratamentos com implantes osseointegrados.

2 . REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Método dos Elementos Finitos

A metodologia de análise matemática, através do Método dos elementos finitos aplicada à biomecânica, tem sido amplamente empregada nas últimas décadas, voltada à análise de tensões e deformações, visando simular e compreender o comportamento estrutural e possíveis implicações de tensões geradas durante uma atividade funcional. Sua introdução na Odontologia ocorreu em 1969, por Huang e Ledley, conforme publicação (HUANG & LEDLEY, 1969).

Segundo Merriman (1964), todo corpo sólido tem como propriedade fundamental a tendência a resistir às mudanças de forma. Quando são aplicadas forças num corpo a fim de alongá-lo, diz-se que o corpo está em tração, e o esforço gerado, esforço de tração. Quando se procura encurtá-lo, o corpo está em compressão. Quando o corpo tende a resistir à ação de duas forças, agindo próximas e paralelamente, mas em sentido contrário, temos o esforço de cisalhamento. Quando as forças que agem sobre um corpo causam fendas ou rupturas do material, o esforço máximo é atingido: resistência limite ou carga de ruptura.

O critério utilizado para a interpretação dos dados em uma análise de elementos finitos é o de von Mises, criado por Richard Von Mises (1883-1953), especialista em Matemática Aplicada.

Na Implantodontia, os primeiros trabalhos com MEF foram realizados por Weinstein, Klawitter *et al* (1976), revelando um importante método para o estudo da biomecânica, eficaz para prever determinadas situações clínicas de distribuição de tensões. Constituindo-se, também, como ferramenta para aprimoramento dos implantes e componentes protéticos.

No Brasil, o MEF foi introduzido, em pesquisas odontológicas, por Corrêa & Matson (1977). Estes autores realizaram um estudo das tensões induzidas em um

dente restaurado com amálgama de prata, sob carga mastigatória de 24kg. Comparando este método com o da fotoelasticidade, reafirmaram a vantagem desta análise de elementos finitos fornecer resultados qualitativos e quantitativos.

Ipliccioglu, Akca *et al* (2003), realizaram um estudo comparando uma análise não linear do estresse, através do MEF com medidas obtidas pelo método *in vitro* denominado *Strain Gauge*; ambos para medir o nível de estresse no complexo implante-pilar intermediário. Uma força de 75 N foi aplicada verticalmente e lateralmente em cada modelo proposto, e os valores foram gravados, indicando as tensões. Sob ação de cargas verticais, a quantidade e a qualidade das tensões foram similares para ambos os métodos estudados, o mesmo ocorrendo para as cargas laterais, com relação ao pilar intermediário e à resina utilizada. Entretanto, a tensão na parte cervical do implante obteve valores mais altos, quando estudada através de análise não-linear pelo MEF. Os autores concluíram que existe compatibilidade entre os métodos na medida das tensões sob cargas verticais, porém algumas diferenças são notadas na quantificação das tensões no pescoço do implante, quando forças laterais são aplicadas.

Geng, Tan *et al* (2001), ao proceder à revisão de literatura sinalizaram para a importância do fenômeno biomecânico em diferentes sistemas de implantes dentários, bem como sua relevância para o sucesso com a terapia implantossuportada. Analisaram a influência de diferentes tipos de implantes e conexões protéticas, entre outros fatores, para melhor compreensão deste fenômeno biológico através de uma análise matemática focada no MEF. Também, nessa ocasião, revelaram o estágio de desenvolvimento do MEF no estudo da osseointegração.

Akca, Cehreli *et al* (2002) compararam dois métodos para avaliação de tensões em implantes dentais; enfatizaram a diferença que existe na quantificação das tensões, entre análise com *Strain Gauge* e através do MEF. Contudo, apontam para um acordo e compatibilidade dos métodos na determinação da qualidade destas tensões induzidas quando as forças são aplicadas, porém com diferenças na quantificação destas tensões.

Matsunaga, Satoru *et al* (2010), utilizaram análise com elementos finitos 3D, criaram modelos que foram gerados a partir de microtomografia computadorizada, obtida de um cadáver que possuía implantes endosseos colocados há 15 anos, anterior ao óbito. Dentre os objetivos deste estudo, o deslocamento das tensões no modelo, e a função biomecânica do osso trabecular ao redor do implante receberam especial interesse. Através de análise em multiescalas, utilizando um método de homogenização dos dados obtidos, observou-se através da F.E.A que a porção de osso trabecular foi considerada isotrópica em quase todo o modelo. As tensões oblíquas de compressão foram transmitidas para o eixo do implante na superfície inferior com área restrita e localizada. Dentre os carregamentos, as cargas perpendiculares apresentaram as maiores tensões, sendo que estas tenderam a diminuir quando aproximadas das cargas horizontais. Os resultados levaram os autores a concluir, que o osso trabecular desempenha importante função na distribuição das tensões, dissipando as maiores cargas recebidas pelo implante.

2.2 Distribuição de cargas e tensões em implantes e tecido ósseo

Stegaroiu, Sato *et al* (1998), compararam a distribuição do estresse ósseo no segmento posterior da mandíbula, usando 3 tipos diferentes de prótese fixa parcial com 3 elementos, e variando a posição dos implantes que a suportavam. O segmento ósseo mandibular, com os implantes e supra-estrutura, foi modelado por computador, mediante programa específico para elementos finitos, ANSYS versão 5.0. O número de implantes e a supra-estrutura variaram de acordo com os modelos propostos. O osso cortical foi modelado com espessura constante de 2 mm, exceto na parte superior, que assumiu a espessura de 1mm. Assim como na maior parte dos trabalhos que utilizaram elemento finito, neste estudo todos os materiais e estruturas que compuseram os modelos foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, sendo estes dados obtidos em literatura específica. Os resultados mostraram uma concentração do estresse no pescoço do implante, sendo que, para cargas buco-linguais, observou-se maior estresse em osso cortical. Em osso trabecular o estresse concentrou-se mais apicalmente, de modo especial, sob forças axiais. Baseados em seus estudos, concluíram que uma prótese que apresente *cantilever* pode induzir o estresse alto no osso suporte,

enquanto próteses fixas de 3 elementos, suportadas por 3 implantes, podem garantir um menor condição de estresse.

Kitamura, Stegaroiu *et al* (2004), através da análise de elementos finitos, estudaram a aplicação de cargas axiais e não-axiais em 9 modelos de implantes com diferentes tipos de osso. Os resultados sugeriram que parte da reabsorção óssea pode ser atribuída à adaptação biomecânica do osso ao estresse recebido; porém, com o progresso da reabsorção, ocorre incremento das tensões no osso medular e nos implantes, advindas principalmente de cargas laterais, podendo ocasionar a perda do implante.

Eskitascioglu, Usumez *et al* (2004) avaliaram a influência da localização da carga oclusal na transferência do estresse para a prótese suportada por implante e osso suporte, utilizando o método dos elementos finitos bidimensional. Um modelo de elementos finitos foi configurado, simulando um segmento ósseo mandibular de osso tipo 2, com perda de segundo pré-molar. Um implante instalado no local, bem como a coroa protética para reabilitação do elemento ausente, também foram modelados pelo programa *Pro/Enginner* 2000i. Cargas oclusais totalizando 300 N foram aplicadas em diferentes localizações da coroa protética, dividindo-se os grupos em 1 ponto, 2 pontos e 3 pontos. Os resultados demonstraram que, sob cargas verticais, é observável o valor de estresse mais alto quando as cargas são aplicadas em apenas um ponto. Porém, quando esta carga se distribui por dois ou três pontos do modelo, o nível máximo de estresse de von Mises decresce em relação ao osso suporte.

Baggi, Cappelloni *et al* (2008) utilizaram o MEF para avaliar a influência do diâmetro e, também, o tamanho do implante na distribuição de estresse; ainda, para analisar o risco de sobrecarga e possibilidade de perda óssea marginal próxima ao pescoço do implante. Valeram-se de um modelo tri-dimensional, comparando o comportamento de cinco diferentes configurações de implantes, com variações relativas ao diâmetro e ao tamanho. Os resultados mostraram que a maior concentração ocorreu na área de osso cortical, localizada no pescoço do implante. Os valores mais altos de estresse de von Mises, e de compressão, foram numericamente maiores em maxila, quando comparados à mandíbula. O estresse

observado em crista óssea foi menor quando associado ao conceito de plataforma *switching*, sugerindo uma situação mais favorável para a manutenção dos níveis ósseos, capaz de minimizar os efeitos do processo de “saucerização” na região do pescoço do implante.

Chu, C.M *et al* (2010), através da análise de 72 modelos de elementos finitos, apresentando variações entre o nível de inserção equicrestal e subcrestal. Utilizaram também testes de *Strain Gauge*. O teste de ANOVA foi o escolhido para análise estatística. O objetivo era o de investigar os efeitos do aprofundamento do implante com relação a crista óssea, bem como analisar a relação da conexão em diferentes níveis de faixa de osso cortical, para implantes posicionados subcrestal. Observaram os autores, em seus resultados, que as tensões na faixa de osso cortical reduziram significativamente, mostrando que a faixa de osso cortical e manutenção da profundidade com osso subcrestal em certo limite (0,5 -2,5mm) podem promover um benefício, diminuindo o nível das tensões transmitidas o osso para implantes colocados em região subcrestal.

Geng, Ma *et al* (2004) empregaram a metodologia de análise com elementos finitos, visando determinar a configuração e o desenho ideal para a rosca dos implantes. Os modelos 2D e a malha para aplicação do MEF foram processados pelo programa MSC/ PATRAN 8.5; onde foram modelados, também, o osso cortical e medular, representados em corte transversal padrão de região posterior de mandíbula humana. Quatro configurações de roscas diferentes foram utilizadas e comparadas: rosca V truncada (V), rosca fina (T) e duas roscas quadradas de 0,24mm (S1) e 0,36mm (S2) de largura. Uma força oblíqua foi aplicada, com 45° de inclinação e 141 N. A localização do máximo estresse observado entre osso cortical e implante não mudou, mas a concentração de estresse em osso medular mostrou uma grande diferença quando os parâmetros são alterados. Os resultados obtidos facultaram que os autores concluíssem que implantes com roscas V e quadradas de formato alargado (S2) parecem ser a configuração mais apropriada para o desenho de roscas para implantes. Igualmente, roscas finas (T) devem ser evitadas, e roscas de forma quadrada, de pequena largura (S1), não se mostraram satisfatórias quanto à distribuição de estresse. O formato das roscas não apresentou grandes variações para o osso cortical, apenas para o osso medular. Os autores supracitados

afirmaram, também, que o fator chave para o sucesso ou falha dos implantes está no modo como o estresse é transferido para o osso suporte.

Las Casas, Ferreira *et al* (2008) investigaram e compararam, em seus estudos, a distribuição do estresse de dois desenhos de implante: reto e angulado, sob carga vertical e horizontal, através de uma análise de estresse pelo MEF. O modelo de uma mandíbula humana foi gerado, baseado em uma tomografia computadorizada, um corte foi escaneado e digitalizado, utilizando o *software* ANSYS para o pré-processamento dos dados. Os implantes retos tinham 13 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro. Os implantes angulados eram de 2 tipos diferentes: lateral e frontal (ângulo), 4 mm de plataforma e 3 pistas (inclinações) diferentes - 25 graus, 40 graus e 55 graus (lateral). Frontal, com 3 inclinações diferentes (25 graus, 35 graus, 45 graus). A camada cortical considerada foi de 2 mm. Cargas verticais (axial) de 100 N e cargas horizontais (90 graus da vertical) de 20N foram aplicadas em um nó central da superfície mais superior do topo do pilar intermediário. Os estresses máximos de compressão e tensão obtidos foram diferentes para o osso. Sob carga vertical, o implante reto apresentou um alto pico de concentração de estresse num dos lados do pescoço do implante, e suave distribuição ao longo do corpo do implante. Para os implantes angulados, sob carga vertical, a distribuição do estresse foi muito similar. O estresse encontrado foi mais baixo para os implantes angulados quando comparados aos implantes retos. A diferença entre os desenhos estudados foram mais relevantes para cargas verticais. Sob as cargas consideradas, ambas apresentaram baixo estresse em osso medular, indicando maior concentração no osso cortical.

Pierrisnard, Renouard *et al* (2003) estudaram o efeito do aumento do tamanho do implante e do bicorticalismo na transmissão do estresse para os implantes, componente e o osso suporte ao redor, utilizando também o MEF para realização dessas análises. Confeccionou-se um modelo tridimensional, assumindo elasticidade linear. Todos os implantes (6, 7, 8, 9, 10, 11 e 12 mm) foram considerados totalmente integrados ao osso. Os modelos constituíam-se de implantes com um pilar intermediário rosqueável, de titânio, e um cilíndrico de ouro com prótese parafusada com revestimento cerâmico. Os implantes simulavam um travamento em osso cortical na região de pescoço do implante, medindo 1 mm

(cortical), sendo o restante integrado ao osso medular. No caso da ancoragem bicortical, o ápice do implante também se ancorava em osso cortical. Uma carga oclusal de 100N foi aplicada para os implantes com ângulo de 30° para o plano buco-lingual. O tamanho do implante não demonstrou influência na localização do estresse, ou seja, independente do tamanho, o estresse localizou-se no nível do pescoço do implante. Além dos 3 mm cervicais, o estresse foi de intensidade menor. Observe-se, ainda, que para todos os implantes analisados o estresse cervical foi constante. A ancoragem bicortical reduz um pouco o deslocamento de implante, quando comparado aos implantes monocorticalizados. Com isso, os autores concluíram que implantes maiores promovem uma maior estabilidade quando comparados a implantes curtos. Porém, a análise mostrou que aumentar o tamanho do implante nem sempre resulta numa melhor distribuição de estresse para implante, pilar intermediário e região óssea. Ressalvaram, também, que uma boa ancoragem do implante na cortical minimiza a influência do tamanho.

Todescan, F.F *et al* (2002), estudando as dimensões e relações dos tecidos periimplantares com o implante osseointegrado de dois estágios, inseridos em diferentes profundidades no osso, utilizaram 24 implantes instalados em mandíbula de 4 cães. Os grupos foram divididos de forma que no grupo I, os implantes permaneceram 1mm acima da crista óssea; no grupo II, os implantes foram colocados ao nível da crista óssea e no grupo III, os implantes colocados 1mm abaixo da crista. Após um período de 3 meses de osseointegração os cães foram sacrificados. Sendo do total, 20 implantes foram avaliados por análise histométrica. Os cortes não descalcificados foram avaliados para as dimensões de epitélio juncional, faixa de tecido conjuntivo e nível ósseo marginal e osso em contato com implante. Os resultados obtidos, em observações histológicas mostraram uma barreira mucosa constituída por epitélio oral queratinizado contínuo com um fino epitélio juncional com relação ao implante e superfície do pilar. O epitélio juncional mostrou uma média de 1,67 mm para o grupo I, 1,93 mm para o grupo II, e 2,78 mm para o grupo III. Estes valores não apresentaram diferenças estatísticas, mostrando que o “*microgap*” em implantes colocados em tecido ósseo mais aprofundados não resultaram em perda óssea adicional.

Pontes, A.E.F. *et al* (2008) avaliaram as alterações histométricas ao redor de implantes inseridos em diferentes níveis em relação à crista óssea, sob diferentes condições de carregamento. Foram inseridos 36 implantes na mandíbula desdentada de 6 cães sem raça definida, sendo que cada implante foi atribuído à um grupo experimental de acordo com a distância do topo do implante ao osso crestal. Ao nível da crista óssea, 1mm abaixo do nível da crista óssea e 2mm abaixo da crista. A cada hemimandíbula foram submetidas à carregamento imediato e convencional. Após 90 dias os animais foram sacrificados e as espécimes processadas, sendo realizadas as medições para o comprimento de tecidos perimplantares duros e moles, e estes dados analisados pelo teste ANOVA e *test t de Student* ($\alpha=5\%$). Nos resultados diferenças estatísticas não foram encontradas para implantes com carga imediata ou convencional. Os resultados levaram os autores a concluir que o posicionamento mais apical do topo do implante não compromete a posição dos tecidos periimplantares e que o restabelecimento imediato pode ser benéfico para minimizar a perda óssea lateral.

Pontes, A.E.F. *et al* (2008) avaliaram as alterações histométricas ao redor de implantes inseridos em diferentes níveis em relação à crista óssea, sob diferentes condições de carregamento. Foram inseridos 36 implantes na mandíbula desdentada de 6 cães sem raça definida, sendo que cada implante foi atribuído à um grupo experimental de acordo com a distância do topo do implante ao osso crestal. Ao nível da crista óssea, 1mm abaixo do nível da crista óssea e 2mm abaixo da crista. A cada hemimandíbula foram submetidas à carregamento imediato e convencional. Após 90 dias os animais foram sacrificados e as espécimes processadas, sendo realizadas as medições para o comprimento de tecidos perimplantares duros e moles, e estes dados analisados pelo teste ANOVA e *test t de Student* ($\alpha=5\%$). Nos resultados diferenças estatísticas não foram encontradas para implantes com carga imediata ou convencional. Os resultados levaram os autores a concluir que o posicionamento mais apical do topo do implante não compromete a posição dos tecidos periimplantares e que o restabelecimento imediato pode ser benéfico para minimizar a perda óssea lateral.

2.3 Biomecânica dos implantes osseointegrados

Pierrisnard, Hure *et al* (2002) avaliaram a influência de três diferentes desenhos de implante, através de análise com elementos finitos, focalizando a micromovimentação, a intensidade de estresse e cisalhamento cervical, bem como a distribuição do estresse após carga oclusal. Foram analisados três diferentes desenhos de implante: **1-** Implante cilíndrico clássico 3.75 x 11.5 mm H.E. **2-** Implante reforçado com 2 pinos de travamento bicortical. **3-** Implante com sistema de expansão de apical. Os desenhos propostos objetivavam reduzir a micromovimentação do implante durante o período de osseointegração, referente aos parâmetros investigados: geometria do implante, qualidade de trabeculado ósseo, carga oclusal em diferentes orientações (axial, oblíqua 45° e horizontal). Os resultados obtidos mostraram que, quanto à estabilidade primária dos implantes, o que se apresentava bicorticalizado por pinos mostrou maior estabilidade, seguido do implante com expansão apical. De acordo com a rigidez do osso e o desenho do implante, o estresse mais alto observado foi aquele imposto por forças horizontais. Deste modo, segundo os autores, a configuração do implante pode influir na distribuição das tensões. O implante cilíndrico de referência transmite um alto estresse ao pescoço do implante. No implante expandido no terço apical, o estresse foi mais favorável, distribuindo do pescoço ao ápice as tensões. Já no implante com pinos, o estresse concentrou-se na região dos pinos, dissipando as altas tensões geralmente encontradas no pescoço do implante.

Huang, Chang *et al* (2007), em seu trabalho, averiguaram as tensões de vários implantes, utilizando análise com elementos finitos em modelo 3D. Foram avaliados três implantes cilíndricos: 1 sem roscas, 1 com roscas triangulares e 1 com roscas quadradas, e outros três modelos de perfil cônico: 1 sem roscas, apenas escalonado, 1 escalonado com roscas triangulares e 1 com roscas quadradas. Todas as roscas possuíam característica espiral. Os modelos dos implantes, segmento ósseo e coroa de porcelana foram desenvolvidos usando um CAD, permitindo a construção do modelo de elementos finitos. O segmento ósseo selecionado em região mandibular na distal do 2° pré molar, foi obtido através de tomografia computadorizada. O citado trabalho demonstrou que o maior estresse

ocorreu em osso cortical, localizado na crista óssea ao redor do implante, correspondente aos achados clínicos de perda óssea. A inclusão de roscas no desenho do implante aumentou a área de contato, porém não diminuiu o pico de estresse no osso. Contudo, diminuiu a interface de estresse do osso.

Guan, Van Staden *et al* (2009), recorrendo ao MEF avaliaram a influência na distribuição do estresse de von Mises na mandíbula, variando as condições ósseas de suporte e os parâmetros de diferentes implantes. Os modelos bidimensionais foram elaborados a partir do osso e dos implantes. Optaram pelo modelo de implante cônico, com 2 graus de conicidade e roscas helicoidais. A variação relativa à dimensão dos implantes definiu-se entre 7, 9, 11, 13 e 15 mm, e o diâmetro de 3.5, 4.0, 4.5 e 5.5 mm. Após a criação dos modelos e a aplicação das cargas pré-estabelecidas no estudo, observaram os autores que o tamanho do implante tem uma notável característica relacionada com o estresse no osso, exercendo mais influência que o diâmetro, em termos de variações de estresse em osso medular. Contudo, o diâmetro do implante respondeu por maior influência na variação de estresse em osso cortical.

Falcon-Antenucci, Pellizzer *et al* (2010) estudaram, através do MEF, em modelos tridimensionais, a influência de diferentes inclinações de cúspides (10°, 20° e 30°) na distribuição de estresse em próteses implantossuportadas. O modelo ósseo foi obtido de um corte sagital de tomografia computadorizada na região de segundo molar. A representação de um osso trabecular envolvido por 1 mm de osso cortical. As séries de fatias de tomografia 2D foram transferidas para o *software InVesalius* para conversão a um modelo 3D. Uma coroa unitária rosqueada, referente a um segundo molar inferior, recebeu a simulação de três inclinações diferentes de cúspide (10°, 20° e 30°). A análise dos resultados obtidos revelou que o máximo estresse localizou-se no ponto de aplicação das cargas. Os autores postularam que a concentração do estresse diminuiu na proporção de inclinação das cúspides em todos os modelos, ou seja, aumentando a inclinação, amplia-se o estresse. O estresse concentrou-se entre a segunda e a terceira rosca, próximas do osso cortical ao redor do implante. O osso medular mostrou os valores mais baixos

de estresse, concentrando-se na região do ápice. A concentração mais crítica de estresse ocorreu na região do pescoço de implante e no pilar intermediário.

Saab et al (2007), estudando os efeitos de pilares intermediários angulados na distribuição das tensões no osso ao redor do implante em maxila, observaram aumento de 15% no máximo estresse em relação aos pilares retos. O estudo foi conduzido, realizando-se as análises de tensões através de modelos bidimensionais, empregando o MEF. Segundo a proposição dos autores, a maioria das tensões produzidas nos ossos medular e cortical estão dentro da faixa comumente relatada.

Tada, Stegaroiu et al (2003), usando o MEF tridimensional, avaliaram a influência do tipo e tamanho do implante, bem como a qualidade óssea na distribuição das tensões para osso e implante. Empregaram dois implantes, um cilíndrico e outro com roscas, com 4 tamanhos diferentes (9.2, 10.8, 12,4 e 14.0 mm). Quatro tipos de ossos foram modelados para o estudo, variando o módulo de elasticidade para osso medular. Aplicadas as cargas com forças de orientação axial e buco-lingual, no centro do pilar intermediário, obtiveram resultados que sugerem que o osso medular, cuja densidade é maior, pode assegurar melhor condição biomecânica para o implante. Concluíram, também, que os implantes com roscas podem ser uma boa opção de escolha na presença de osso medular com baixa densidade óssea, uma vez que garantem maior superfície de contato na interface implante/osso.

2.4 Remodelação óssea na região crestal

Borchers e Reichart (1983) relataram que a ausência de ligamentos periodontais nos implantes osseointegrados acaba por promover a transmissão direta das cargas ao osso adjacente. Em dentes naturais, a presença de ligamentos periodontais promovem a absorção parcial destas cargas de origem oclusal, dissipando o restante dela para o osso suporte. Desta forma, os implantes osseointegrados têm comportamento diferente dos dentes naturais, quando sob aplicação das cargas mastigatórias, transmitindo-as ao tecido ósseo adjacente com maior intensidade, capazes de promover alterações no fenômeno de remodelação óssea.

Hansson (2003) investigou o comportamento da distribuição das tensões, relacionadas ao fenômeno de remodelação óssea, por meio da análise pelo MEF. Relataram que a carga sob o implante pode ser dividida entre componentes verticais e horizontais. O pico de estresse gerado por estes componentes somados podem induzir o fenômeno da reabsorção óssea.

Kitamura, Stegaroiu *et al* (2005), em um novo trabalho, na tentativa de compreender a implicação de perdas ósseas, voltaram a utilizar o MEF tridimensional para avaliação da distribuição de estresse no osso, valendo-se de modelos que simulavam diferentes condições de reabsorção, em profundidade e tipo de defeito: vertical, horizontal e com ângulos. Os autores afirmaram que a principal tendência de estresse ósseo concentra-se na região do pescoço do implante, sendo que o maior estresse foi observado frente às cargas buco-linguais, quando comparadas às axiais, bem como no osso cortical mais que no osso medular. A distribuição de estresse no osso foi similar para os diferentes modelos propostos no estudo, simulando condições sem nenhuma reabsorção, outra com reabsorção horizontal e um terceiro modelo, propondo reabsorção e defeitos em ângulos. A mudança nos valores de estresse ósseo variou com reabsorções em diferentes profundidades para ambos os tipos de reabsorção.

Rahimi, Bourauel *et al* (2009), estudando as transferências de carga para o implante, mais propriamente, na área do pescoço do implante, região crestal, utilizaram o MEF para determinar e estudar a distribuição de tensões para o osso, na presença ou ausência de roscas finas na região cervical. A camada de osso cervical proposta no estudo variou de 2 à 3 mm. Os implantes receberam uma carga com forças acima de 300 N, em duas direções diferentes. Uma verticalmente, ao longo do eixo do implante; outra recebeu adição de força lateral, com inclinação de 45° em relação ao plano oclusal. Os resultados permitiram aos autores observar que as deflexões dos implantes variaram de acordo com a direção das cargas aplicadas, e, também, em função do diâmetro do implante e da espessura do osso cortical. A presença de roscas finas na região do pescoço do implante aumentou em 3% o estresse máximo, quando comparado com o modelo que não apresentava esse padrão de rosca. Segundo concluíram os autores, a melhoria da ancoragem em osso cortical reduz as tensões observadas no osso medular.

Sevimay, Turhan *et al* (2005), estudando diferentes qualidades ósseas, e efeitos que exercem na distribuição das tensões em próteses suportadas por implantes, avaliaram os riscos de perda óssea e remodelação, utilizando o MEF tridimensional. Construíram um modelo representativo de um bloco ósseo da mandíbula, com a perda do segundo pré-molar, sendo reabilitado com um implante e prótese fixa. Quatro tipos de ossos foram preparados em modelos tridimensionais, simulando diferentes densidades ósseas (D1, D2, D3 e D4). Aplicou-se uma carga de 300 N em direção vertical para a cúspide vestibulo-distal e fossa distal da coroa, prótese fixa. Os resultados obtidos demonstraram que os segmentos ósseos de menor densidade (D3 e D4) apresentaram maior concentração de estresse na região do pescoço do implante. Para osso de maior densidade, o estresse obteve a mesma localização, o pescoço do implante, porém com valores mais baixos, e uma distribuição mais homogênea por todo o segmento ósseo. A investigação citada facultou aos autores concluir que, devido à menor resistência à deformação que o osso medular apresenta, a magnitude das tensões observadas foram maiores para o osso de baixa densidade.

Ao estudarem a remodelação óssea por análise multifatorial de variáveis, influenciando a perda óssea de um implante instalado na maxila, (Lin, Lin *et al.*, 2009) previram as alterações ósseas no processo de remodelação com MEF combinado aos algoritmos relativos à energia de tensão da densidade óssea (SED). O trabalho simulou o sistema de implante sob diferentes condições de carga. Os resultados obtidos nesta simulação apontam que a posição do implante obviamente influencia na perda óssea. Implantes posicionados ao longo do eixo de oclusão, com contato de osso cortical, obtiveram valores do máximo estresse de von Mises menores quando comparados ao grupo de implantes posicionados ao longo do rebordo residual, porém sem o contato de osso cortical na região do pescoço do implante. A adição de cargas laterais implicou num aumento significativo de perda óssea quando comparadas às cargas axiais. Os autores propõem que o adequado ajuste oclusal das próteses sobre implantes podem reduzir as forças oclusais laterais, minimizando o efeito delas na perda óssea marginal. Outra conclusão sugerida por esse trabalho refere-se aos *abutments* de conexão interna, mostrando que, seja perfeita ou não a adaptação do cone, não há influência sobre a perda óssea nas margens do osso suporte.

Petrie e Williams (2005) realizaram uma análise comparativa de desenhos, averiguando o diâmetro, comprimento e superfície interna das conexões nas tensões em crista óssea. Para este estudo, foram utilizados modelos tridimensionais de elementos finitos. Um segmento ósseo de mandíbula foi modelado, variando entre osso cortical e osso medular de baixa densidade. Cargas oclusais, simulando forças oblíquas, foram aplicadas, 200 N na vertical e 40 N na horizontal. Uma perfeita união entre interfaces implante/osso foi considerada. Dentre os resultados obtidos, observou-se que o aumento do diâmetro resultou em uma diminuição das tensões na região crestal. O aumento do comprimento do implante também pode gerar a redução das tensões. Os autores afirmaram, ainda, que diâmetro, comprimento e variação do intermediário devem ser considerados e avaliados juntamente, devido aos efeitos de interação nas tensões percebidas no osso crestal.

Akca e Cehreli (2006) realizaram estudo relevante para a avaliação e observação das tensões geradas ao osso e implante, diante de diferentes situações clínicas simuladas pelo MEF. Para o trabalho, foram criados modelos 3D de implante, simulando diferentes níveis de perda óssea marginal, considerando-as simétricas do ponto de vista axial deste modelo. O implante selecionado para esta análise media 4.1 x 10 mm *Straumann dental implant*, com *abutment* sólido, e oito camadas pré-definidas de níveis ósseos, com relação ao pescoço do implante. Uma perda óssea marginal, progressiva em ângulos e de característica circular, resultando um defeito em cratera num total de 10 modelos para análise com o MEF. Uma carga vertical estática, de 100 N, foi aplicada. Observaram os autores que, para estas cargas, os principais níveis de estresse máximo e mínimo de Von Mises diminuiram com o aumento da reabsorção óssea. Sob cargas oblíquas simuladas, a diminuição no estresse foi evidente. Com a progressiva perda óssea, e sob cargas oblíquas aplicadas, deslocamento e equivalente de tensões elásticas aumentaram no osso trabecular em contato com o pescoço do implante. Concluíram, através dos resultados obtidos, que a presença de osso cortical na ação de carga sobre implante, até mesmo em um defeito, melhora o desempenho biomecânico destes, quando comparados ao osso trabecular de suporte, com sequelas de progressivas perdas ósseas marginais.

2.5 Pilar intermediário de conexão interna

Quaresma, Cury *et al* (2008) avaliaram duas marcas de implantes comerciais. Estudaram a distribuição de estresse na prótese, pilar intermediário, implante e osso alveolar de suporte sob efeito de cargas oclusais, simuladas através de uma análise pelo MEF. Foram criados dois modelos bidimensionais. Sistema 1: implante cilíndrico 11 mm x 3,8 mm (FRIALIT 2) com *abutment* parafusado de hexágono interno. Sistema 2: implante cônico 11 mm x 3,5 mm (ANKYLOS) com *abutment* sólido padrão. As próteses foram confeccionadas com uma liga de prata-paládio com revestimento cerâmico. O modelo ósseo foi obtido através de tomografia de paciente com perda de molar, e o osso classificado como tipo 2. Uma carga de 50 N foi aplicada na cúspide lingual e bucal (somando 100 N), e o estresse de von Mises foi calculado para o osso adjacente, prótese, pilar intermediário e implante. Nas próteses, o máximo de estresse de von Mises foi encontrado nos pontos de aplicação das cargas oclusais, sendo maior para o sistema 1. O estresse de von Mises mais alto foi encontrado em ambos os sistemas no pilar intermediário, sendo maior no sistema 2 que no sistema 1. Nos implantes, o maior estresse de von Mises foi similar em ambos os sistemas, concentrando-se na região cervical, situada em osso cortical. O estresse foi maior no osso cortical do que no osso medular, notando-se uma diminuição do estresse da região cervical para o ápice do implante. Os implantes cilíndricos com conexão aparafusada de hexágono interno exibiram maior estresse na parte óssea e prótese, e apresentaram menor estresse no pilar intermediário. Em contraste, o implante cônico com conexão sólida interna forneceu menor estresse para o osso suporte e prótese, porém maior estresse para o pilar intermediário.

Chun, Shin *et al* (2006) estudaram o efeito de três diferentes pilares intermediários na distribuição do estresse no osso sob cargas inclinadas, também empregaram o MEF. Foram utilizados três sistemas de implantes diferentes, um em peça única, o segundo com conexão interna e o terceiro com conexão externa. Embora os implantes possuam diferentes pilares intermediários, todos apresentaram um desenho padrão, com tamanho de 11,5 mm e diâmetro de 4,3 mm. Para simplificar a análise, as roscas no implante foram modeladas em anéis circulares, obedecendo à configuração espiral. Os ossos, cortical e medular, assumiram

propriedades homogêneas, isotrópicas e com elasticidade linear. As condições de carga para a análise foram de 100 N força vertical, e as cargas inclinadas com magnitude de 15°, 30° e 60° em relação ao eixo axial do pilar intermediário. Conforme os resultados, todos apresentaram níveis similares de estresse no osso. Entretanto, o aumento da inclinação das cargas implicou em que os componentes horizontais de cargas inclinadas também aumentassem. Baseados nos resultados, pode-se concluir que a magnitude do máximo estresse de Von Mises aumentou quando a inclinação do ângulo das forças aplicadas aumentaram. O estresse gerado na área do osso cortical adjacente para as primeiras roscas dos implantes foi maior em todos os modelos propostos. O implante com hexágono externo apresentou o maior estresse máximo de von Mises, enquanto o hexágono interno gerou o menor estresse de von Misses sob as condições de carga.

Akca, Cehreli *et al* (2003) avaliaram a biomecânica de implante ITI de conexão interna cônica, tipo cone-morse, com conexão implante-pilar reduzida. Para a realização deste estudo, criou-se um modelo de elementos finitos para implante sólido com roscas medindo 3.3mm de diâmetro por 10 mm de comprimento, com *abutment* cuja inclinação era de 6°, com 4 mm de altura. Depois de criados os modelos, receberam cargas verticais e oblíquas de 300 N, aplicadas nos casos separadamente. Após a avaliação da distribuição do estresse de Von Mises sob os modelos analisados, observou-se que, para as cargas verticais, o máximo estresse concentrou-se na região entre a conexão *abutment*-implante, na haste do parafuso e ao redor do colar do implante, região cervical. O resultado obtido para aplicação das cargas oblíquas mostrou o estresse ampliado em duas vezes no colar do implante. Os autores concluíram que o pescoço do implante é uma região potencial para fratura quando sujeita a altas forças de flexão, e que o implante dental ITI, de diâmetro reduzido, pode beneficiar-se de um reforço nesta região.

2.6 Conceito de Plataforma *Switching*

Schrotenboer, Tsao *et al* (2008) concluíram, em seus estudos, que microrroschas presentes na região cervical dos implantes aumentam o estresse na crista, sob ação de cargas. Porém, quando o conceito de plataforma *switching* foi aplicado, diminuindo o diâmetro do pilar intermediário, o estresse na região de crista óssea foi minimizado, para ambos os implantes analisados, microrroschas e liso no pescoço. A plataforma *switching* reduz o estresse em um grau maior no modelo de microrroschas quando comparado a implante de pescoço liso. No citado trabalho, utilizaram um modelo 2D de elementos finitos criado por um corte seccional de um implante (5 mm/plataforma e 13 mm/altura), colocado na região de pré-molar inferior. Foram utilizados *abutments* de diferentes diâmetros (4,0 mm/20% Plataforma *Switching*, 4,5 mm/10% Plataforma *Switching*, 5,0 mm padrão). Uma força de 100 N foi aplicada, utilizando o MEF para análise de estresse, especialmente na região de crista óssea.

Estudando o conceito de plataforma *switching*, Hsu, Fuh *et al* (2009), avaliaram as tensões e a micromovimentação na interface osso-implante de um implante com carga imediata, através de simulações por análise *Strain Gauge* e também pelo MEF. Observações realizadas neste estudo mostraram que, durante a aplicação de cargas laterais, as tensões foram maiores. A utilização de pilares intermediários com redução da plataforma (plataforma *switching*) implicou numa redução de 10% nos níveis de estresse observado. Outro resultado obtido pelos autores vincula-se à diminuição das tensões quando aumentado o diâmetro do implante. Contudo, afirmaram que a diminuição das tensões no osso suporte se reduz mais notadamente com o aumento do diâmetro do implante do que com o uso da plataforma *switching*, embora ambos os fatores não tenham reduzido a micromovimentação dos implantes estudados, a fim de promover aumento de estabilidade dos mesmos.

Schrotenboer, Tsao *et al* (2009) avaliaram o efeito da plataforma *switching* no estresse em crista óssea, utilizando MEF bidimensional. Os modelos foram criados com o objetivo de analisar as tensões geradas no osso e implante, face às interações das forças mastigatórias. Neste estudo, foram utilizados dois diâmetros

de *abutments*, um medindo 4.5mm, representando a plataforma *switching*, e outro com 5.0mm, simulando a plataforma padrão do implante. Uma força estática de 100 N foi aplicada verticalmente, com angulação de 90°, e outra oblíqua, com angulação de 15° relativa ao *abutment*. Os resultados apontam que uma redução de 10% no diâmetro do *abutment* implica numa diminuição no máximo estresse em 2.04% e 6.81% para as forças verticais e oblíquas, respectivamente. Os autores sugeriram que a redução do diâmetro do *abutment* pode beneficiar o osso suporte, na região crestal. Entretanto, mais estudos clínicos são necessários antes de se chegar a conclusões mais concretas.

Chang, Chen *et al* (2010) estudaram os efeitos biomecânicos da plataforma *switching* em implantes dentais, também empregando o MEF tridimensional. A proposta do estudo consistiu em comparar o efeito de um implante osseointegrado com plataforma *switching* e outro com plataforma convencional, ou regular, de diâmetro similar ao da plataforma do implante, em região posterior de maxila. O carregamento oclusal foi realizado com uma força de 200 N vertical, e 40 N horizontal, sendo que o modelo assumiu uma perfeita união entre osso e implante. O máximo estresse de Von Mises para compressão e tensão em osso compacto foi menor no modelo com plataforma *switching*, quando comparado com a plataforma convencional. Concluíram, assim, que a plataforma *switching* reduz a concentração de estresse no osso compacto de suporte, deslocando as tensões para área de osso medular durante aplicação de forças oblíquas.

Tabata, Assuncao *et al* (2010) utilizaram modelos bidimensionais na aplicação do MEF para avaliar o conceito biomecânico do uso de plataforma *switching*, com relação à distribuição do estresse para o osso suporte e implante. Dois grupos foram criados, um determinado por RPG (grupo de plataforma regular) e outro PSG (grupo de plataforma *switching*). Uma carga de 100 N foi aplicada em ambos os modelos, usando um programa de computador ANSYS. Apesar das limitações deste estudo, os resultados apontam que aplicação do conceito de plataforma *switching* apresentou biomecânica melhor com relação à distribuição do estresse no implante, e ainda mais no tecido ósseo, com valores 80% menores. Em contrapartida, verificou-se o aumento na concentração de estresse no parafuso de retenção do *abutment*.

Barros, R.R.M. *et al* (2010) com objetivo de estudar a influência histomorfométrica de diferentes profundidades na inserção de implantes na remodelação óssea ao redor de implantes com conexão tipo cone-Morse e mudanças na plataforma, utilizaram 6 cães, que tiveram extraídos os pré-molares bilateral em mandíbula. Após 12 semanas receberam cada um 8 implantes, 4 colocados subcrestal com grupos variando em 2mm e 3mm em um lado da mandíbula, e outros 4 implantes colocados equicrestal do outro lado. Resultados apontam para uma melhor eficiência na preservação de crista óssea para implantes colocados subcrestal, porém sem significativas diferenças entre os grupos de 2 e 3 mm subcrestal.

Canay, S. e Akça,K. (2009), avaliaram a distribuição das tensões relacionadas com a variação do diâmetro do pilar intermediário em relação a plataforma do implante. Através de F.E.M, observaram as tensões Máximas Principais e as maiores tensões de Von Mises, sob ação de cargas verticais e oblíquas estáticas. Puderam observar os autores, que a conexão do implante com o pilar relacionadas ao nível ósseo não influenciam de maneira significativa o osso marginal periimplantar, porém podem afetar visivelmente as propriedades mecânicas da conexão implante e pilar protético.

3 . PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi analisar e avaliar a distribuição das tensões geradas na região da plataforma do implante de conexão cônica (tipo Cone-Morse) e em seu intermediário, bem como na região de crista óssea, quando submetidos a cargas verticais e oblíquas, em diferentes níveis de inserção do implante com relação à margem da crista óssea.

4 . MATERIAL E MÉTODO

O MEF Tridimensional foi o procedimento eleito para estudar as tensões.

Na avaliação das tensões em modelos constaram as informações necessárias ao programa de computador utilizado no processamento e cálculo das tensões pesquisadas. Estes modelos representaram as proporções e relações entre estruturas do caso clínico proposto, considerando o segmento ósseo mandibular com anatomia de referência verdadeira da região de molares inferiores, com implante e pilar intermediário compatível com o nível da reabilitação oclusal.

Optou-se pelo MEF, pois apresenta vantagens na simulação das tensões em elementos estruturais do implante, osso e componentes. Este método permitiu a análise qualitativa e quantitativa, de modo comparativo, das tensões desenvolvidas, assegurando a melhor interpretação dos dados.

O método proposto consiste na subdivisão das estruturas analisadas, de maneira a discretizar e equacionar complexas equações algébricas por meio de um programa específico, tornando possível o estudo das tensões através de modelos tridimensionais.

Com o processo de discretização foi gerada uma malha de elementos finitos; esses assumiram propriedades definidas por hipóteses do trabalho, que, no caso, foram: isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas em todos os modelos, de modo a permitir esta análise. Estas estruturas envolvidas no processo de osseointegração do implante e reabilitação protética receberam valores atribuídos a seu módulo de elasticidade (módulo de Young) e coeficiente de Poisson, objetivando equacionar os dados. Outras informações, como o número total de elementos, pontos nodais, identificação para cada elemento, coordenadas aos pontos nodais e condições de contorno, também foram previamente estabelecidas com base nos modelos propostos no estudo.

A malha gerada se compôs de número finito de elementos, unidos por pontos denominados nós. Os elementos tridimensionais selecionados foram tetraédricos, ou superiores, adotados para a discretização dos desenhos em 3D.

Dentre os diversos programas encontrados no mercado, voltados à análise de elementos finitos, optou-se por versão do programa Nastran.

Os dados foram pré e pós processados através do programa Femap (Siemens, versão 10.1).

Este estudo contou com a parceria do Centro de Tecnologia da Informação, Renato Archer, Campinas-SP, que realizou o processamento dos dados obtidos, bem como a análise dos elementos finitos dos respectivos modelos propostos no estudo.

4.1 Geometria das estruturas

4.1.1 Implante osseointegrado

Obteve-se o modelo do implante através da aferição das medidas da peça do mesmo, e digitalização de uma imagem plana, utilizando aparelho Scanner Samsung (modelo SCX - 4216 F), resolução mínima de 600 dpi. As medidas foram confirmadas com instrumentos de precisão específicos (Paquímetro digital Starrett®, com precisão de duas casas decimais de mm). Os valores foram exportados para um programa tipo CAD (Rhinoceros Bio-CAD versão 4.0 SR8, da empresa Robert McNeel & Associates), a fim de criar o desenho tridimensional do implante e seus componentes, condição necessária para elaboração dos modelos e análise com elementos finitos. O implante avaliado neste estudo possui 4.5 mm de diâmetro x 9.5 mm de comprimento, especificado pelo código do fabricante B9.5 (4.5 x 9.5 mm). Fabricado com titânio puro, sem revestimento (Grau II segundo a ISO 5832/II) pela empresa Dentsply®, denominado comercialmente por Implante ANKYLOS PLUS, o qual apresenta um perfil cônico, rosqueável, e conexão protética tipo Cone-Morse com pilar aparafusado no implante.



Fig.01 : Scanner Samsung (modelo SCX - 4216 F)



Fig.02 : Paquímetro digital Starrett ®, com precisão de duas casas decimais de mm.

O implante B9.5 foi selecionado, dentre os disponibilizados comercialmente pela empresa (Dentsply®), por reunir as dimensões mais apropriadas para o estudo proposto, aproximando-se das situações clínicas; sendo estas dimensões as mais semelhantes àsquelas encontradas na literatura em análises com elementos finitos.



Fig.03 : Foto do implante (frente)

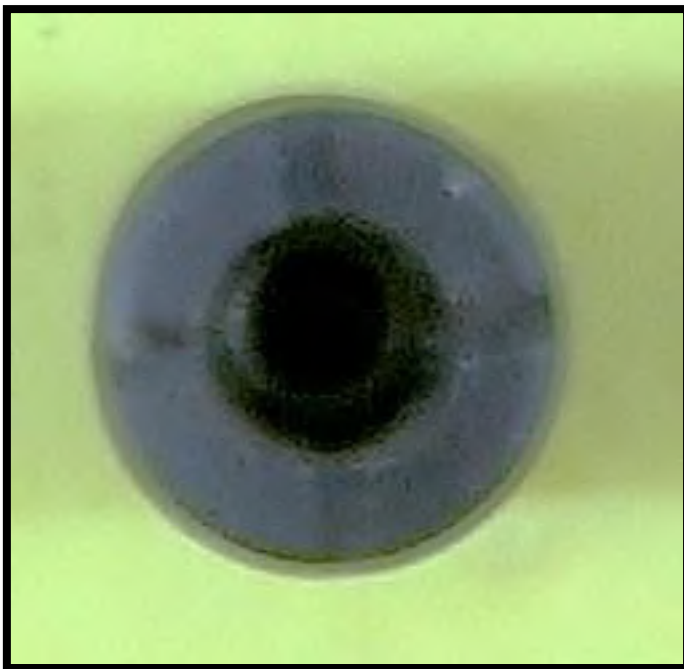


Fig.04 : Foto do implante (plataforma)

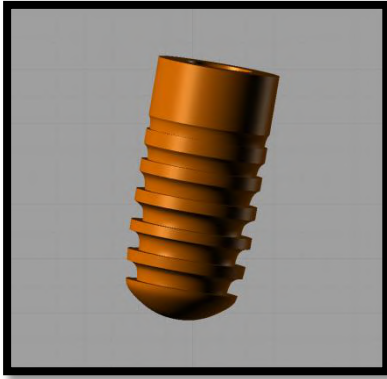


Fig. 05 : CAD 3D
Implante Ankylos Plus
4,5 x 9,5 mm
Imagem sólida

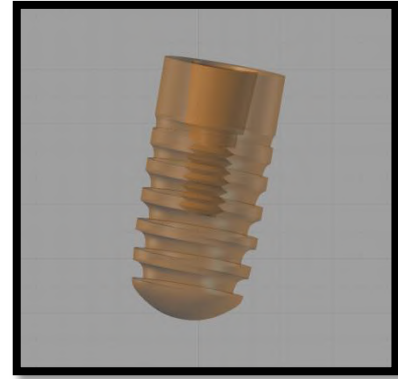


Fig 06 : CAD 3D
Implante Ankylos Plus
4,5 x 9,5 mm
Imagem em transparência

4.1.2 Pilares Intermediários

Foram utilizados pilares intermediários do mesmo fabricante do implante; pilares *Standart* retos, de três diferentes dimensões, variando apenas a altura de sulco, referente ao pilar intermediário.

PILAR 1: medindo 3.3 mm de diâmetro, 1.5 mm de altura de sulco e 4.0 mm de altura da coroa (3.3/1.5/4.0) cod. do fabricante (31021050).

PILAR 2: medindo 3.3 mm de diâmetro, 3.0 mm de altura de sulco e 4.0 mm de altura da coroa (3.3/3.0/4.0) cod. do fabricante (31021070).

PILAR 3: medindo 3.3 mm de diâmetro, 4.5 mm de altura de sulco e 4.0 mm de altura da coroa (3.3/4.5/4.0) cod. do fabricante (31021076).

Deve-se considerar que todos utilizam o conceito de plataforma *switch*, e que a plataforma do pilar intermediário é menor que a plataforma do implante. Neste caso específico, a plataforma do implante mede 4,5mm, sendo reduzida para 3,3 mm a plataforma do pilar intermediário.

Ainda, compreenda-se que o nível de inserção do implante variou com o aprofundamento do mesmo, e a análise foi realizada com relação a esta variação. As dimensões do implante, diâmetro e comprimento, foram isoladas, mantendo-se constante em todos os modelos propostos. Desse modo, o pilar intermediário variou

sua altura de sulco, compensando o aprofundamento do implante, mantendo assim o mesmo nível oclusal com relação à reabilitação protética, embora aumentado o braço de potência do pilar intermediário com relação à resistência, o osso suporte.

Os modelos dos intermediários também foram obtidos através da aferição das medidas da peça, por digitalização de uma imagem plana, com resolução mínima de 600 dpi, medidas estas confirmadas com instrumentos de precisão específicos. Os valores foram exportados para um programa tipo CAD, obtendo-se o desenho tridimensional, condição necessária para elaboração dos modelos e análise com elementos finitos.

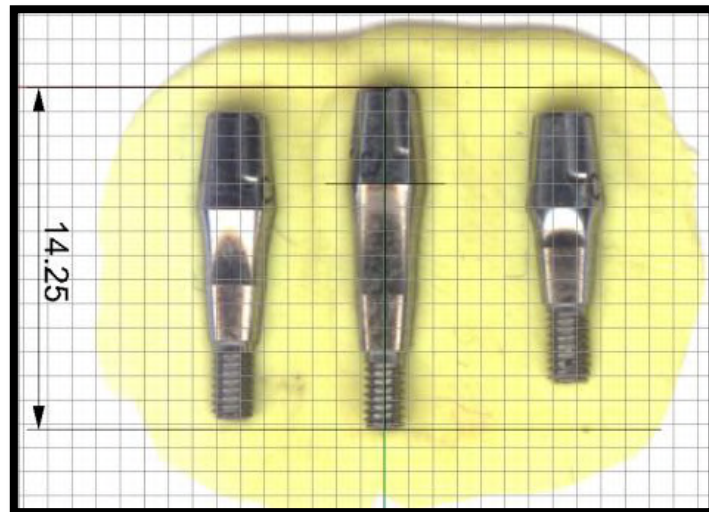


Fig. 07: Fotografia dos pilares intermediários para digitalização em *Scanner*

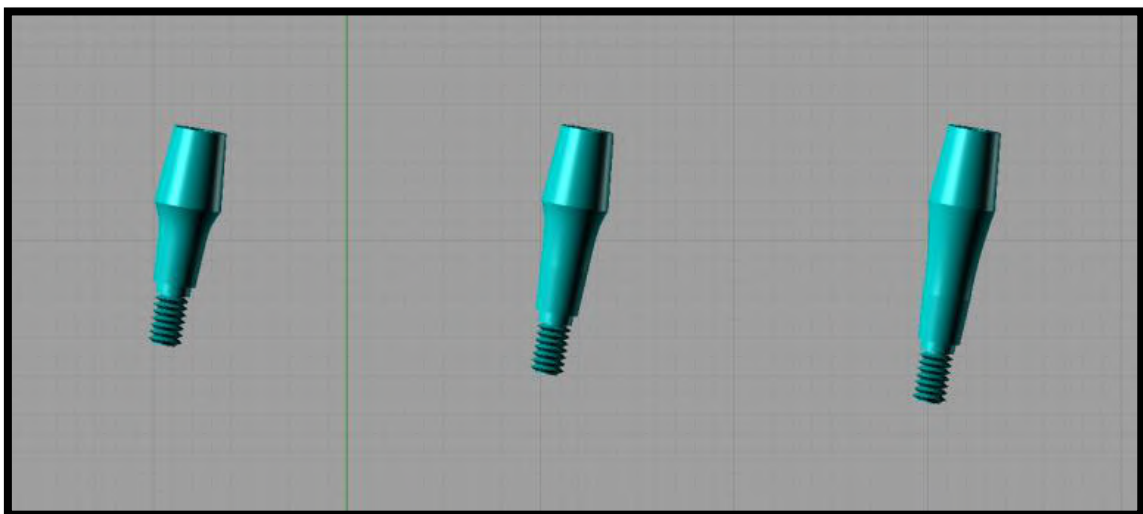


Fig. 08: CAD 3D dos pilares intermediário

4.1.3 Segmento ósseo mandibular

Para a confecção do modelo 3D da região correspondente à região posterior de mandíbula, simulando a ausência do molar inferior, o desenho foi obtido através do banco de dados de tomografias computadorizadas disponibilizadas pelo CTI - Campinas-SP, obtidas em parceria com a USP, e com aprovação do comitê de ética da universidade. O segmento ósseo foi adequado conforme as necessidades impostas ao objeto da pesquisa. Aplicando técnica de BioCAD, desenvolvida pelo CTI – Campinas-SP, o segmento ósseo foi delimitado, gerando imagem de um bloco ósseo com desenhos precisos e medidas constantes da espessura de osso cortical de 2 mm, como proposto nos diversos trabalhos consultados em literatura específica de análise com elementos finitos.

Esta camada constante, envolvendo outra representada pelo osso esponjoso, de menor densidade, facultou a simulação de algumas hipóteses, em diferentes níveis de corticalização cervical do implante, através de diferentes profundidades de inserção do implante com relação à crista óssea.

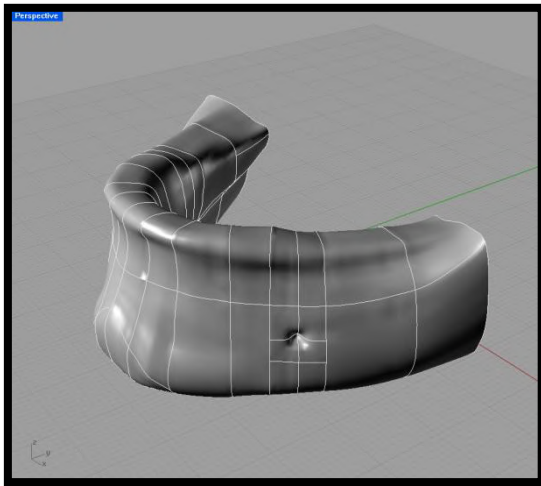


Fig. 09: CAD 3D de mandíbula
Imagem sólida

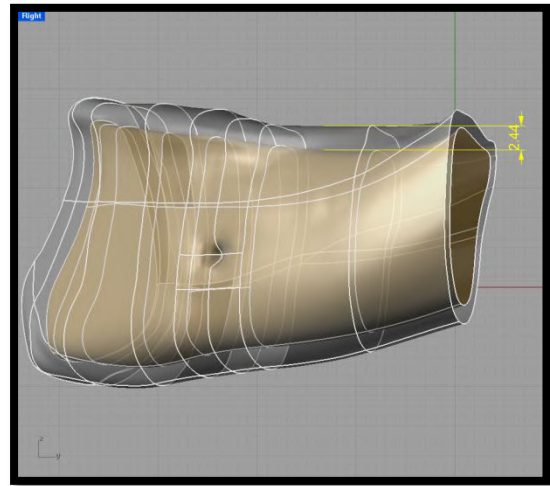


Fig. 10: CAD 3D de mandíbula
Imagem em transparência

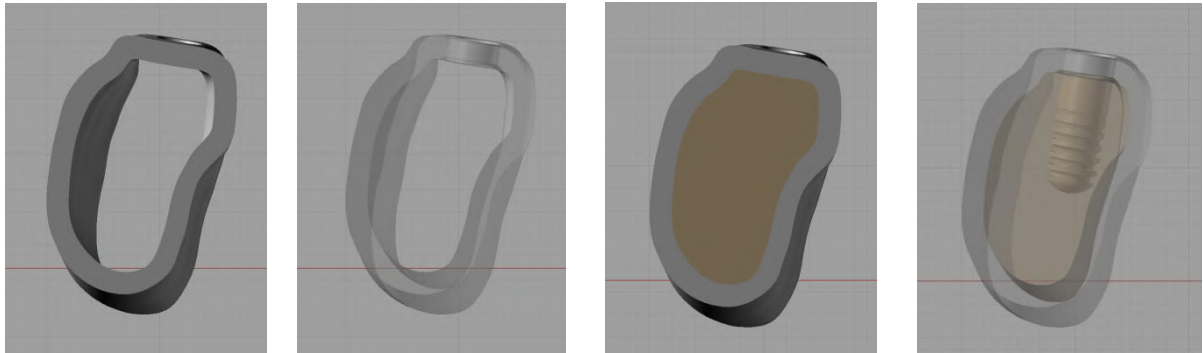


Fig. 11: Delimitação de osso cortical e medular do segmento selecionado

4.2 Modelo dos Elementos Finitos

4.2.1 Confeção dos modelos

Cada conjunto, implante/pilar foi modelado em programa específico para construção de modelos com desenho em CAD 3D, com base nas imagens obtidas pela aferição direta das peças e confecção dos desenhos tridimensionais. Estes conjuntos foram incluídos no segmento ósseo mandibular previamente estabelecido, permitindo o estudo do nível de profundidade da instalação do implante, bem como a sua relação com osso cortical e medular. Para efeito de estudo, a montagem dos modelos simularam a condição de monocorticalização do implante, obtendo-se três modelos distintos.

Os conjuntos gráficos obtidos foram transferidos para o programa NeiNastran, da empresa Nei *Software*, que permitiu a localização dos pontos do modelo, gerando as malhas através da discretização das estruturas que compuseram os modelos.

Com base nos modelos virtuais 3D, foram delimitadas as áreas que representam cada um dos componentes de cada amostra. A delimitação dessas áreas possibilitou atribuir propriedades mecânicas para cada componente e elementos específicos.

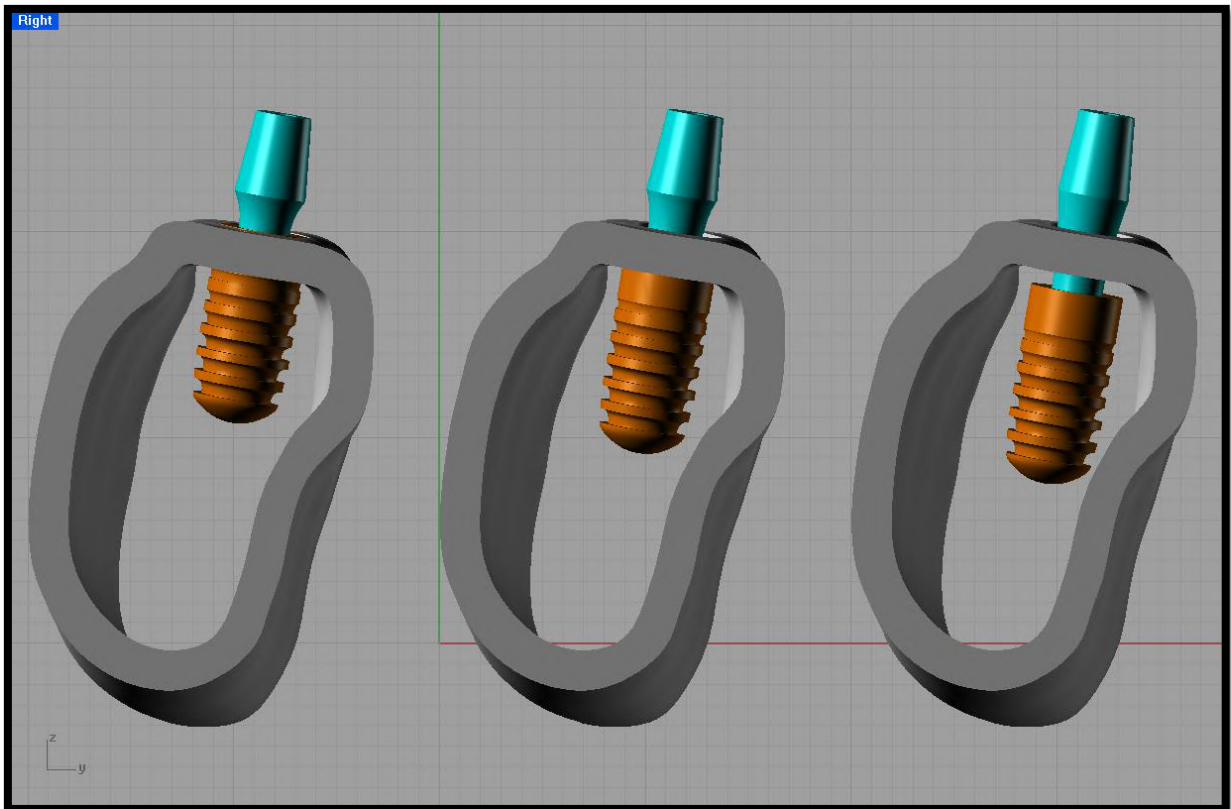


Fig. 12: CAD 3D dos implantes em diferentes níveis de inserção em relação à crista óssea, e diferentes níveis de corticalização da região cervical do implante. Imagem sólida de cortes transversais.

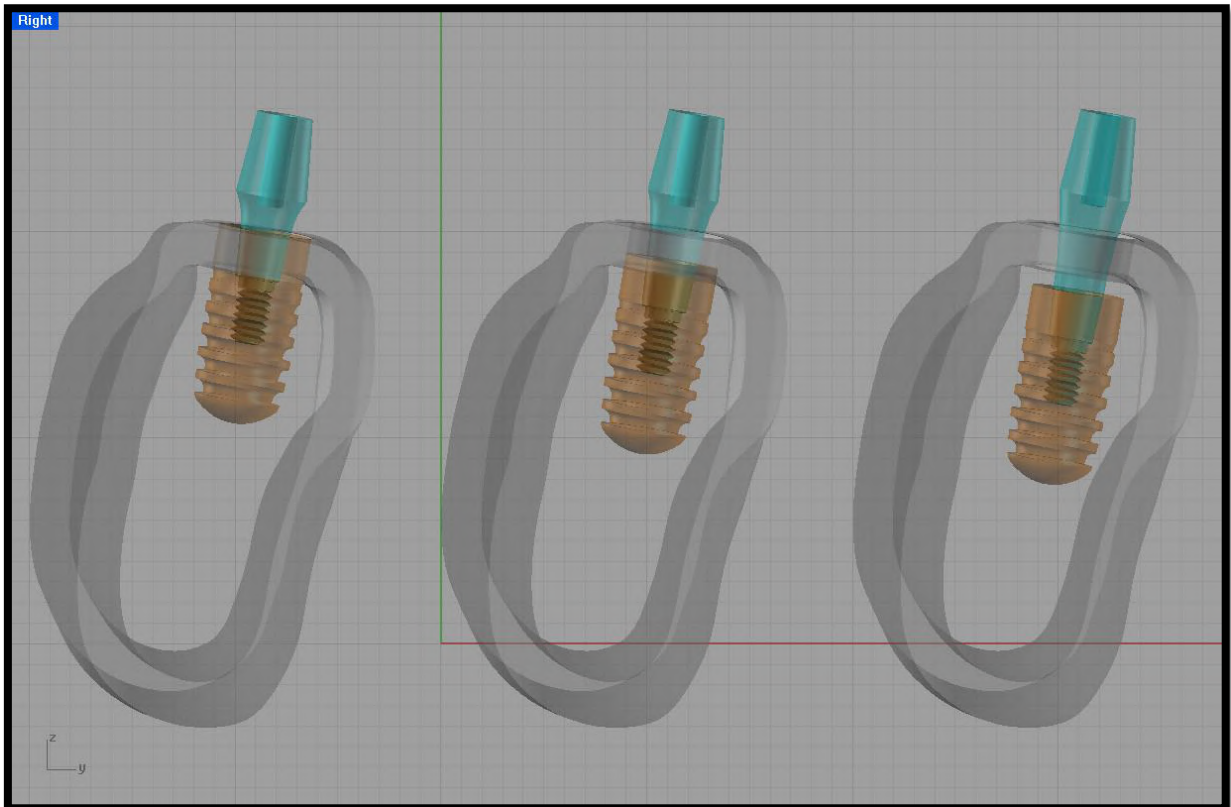


Fig. 13: CAD 3D dos implantes em diferentes níveis de inserção em relação à crista óssea, e diferentes níveis de corticalização da região cervical do implante. Imagem em transparência de cortes transversais.

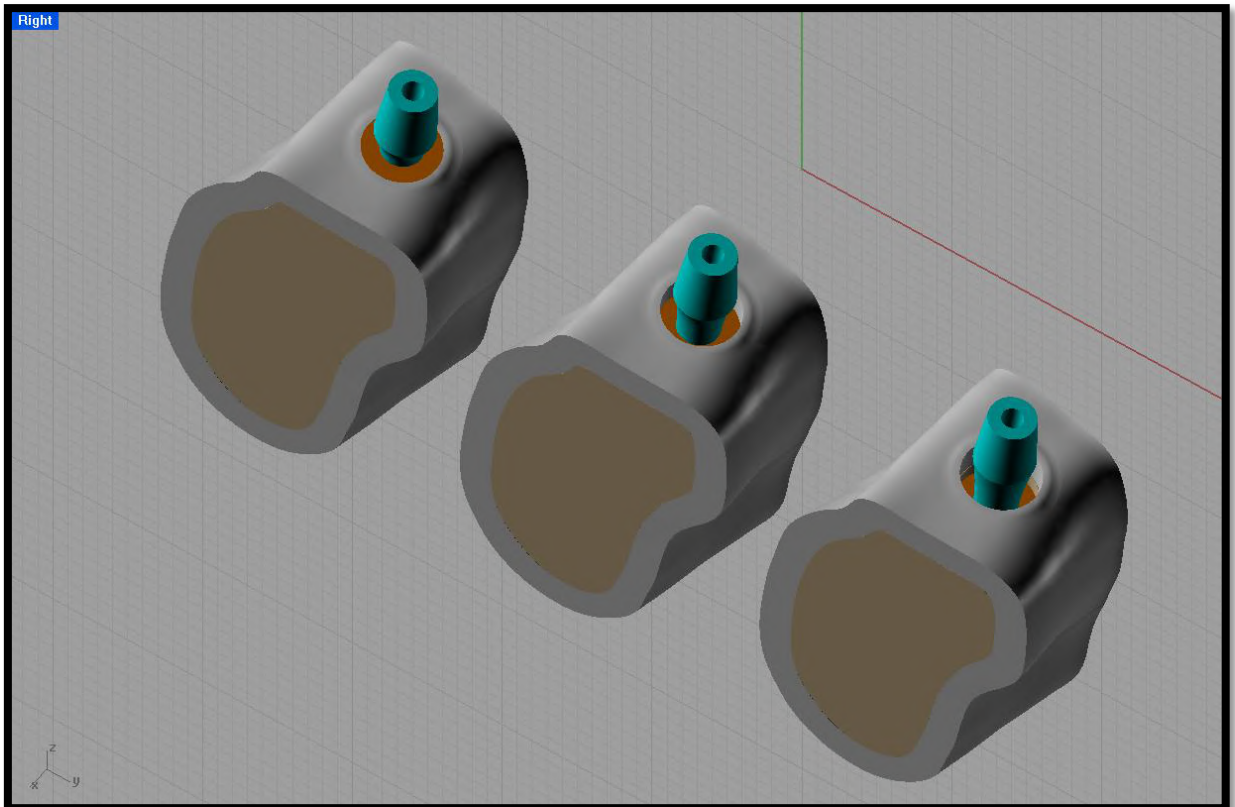


Fig. 14: CAD 3D dos implantes em diferentes níveis de inserção em relação à crista óssea, e diferentes níveis de corticalização da região cervical do implante. Imagem sólida com vista oclusal.

4.2.2 Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas anatômicas

Cada elemento recebeu determinado valor inerente às propriedades físicas intrínsecas dos materiais, representando as diversas estruturas diferentes que compõem os modelos matemáticos. Os valores podem ser consultados na tabela 1. Os valores de referência foram obtidos em literatura específica.

Tabela – 01

MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE E (Gpa)	COEFICIENTE DE POISSON (ν)	AUTOR / FONTE
Osso cortical	13.7	0.30	Literatura específica
Osso esponjoso	1.37	0.30	Literatura específica
Titânio (implante e pilar intermediário)	110.00	0.33	*Fabricante

Fonte: Carter&Hayes, 1997; Sendyk, 1998; Húngaro, 2002; Pantoja, 2003; Maia, 2008; Blatt, 2008 ; Quaresma, 2008; entre outros autores.

4.2.3 Admissão de hipóteses simplificadoras

Este é um método de análise teórica, portanto algumas hipóteses foram consideradas para que o processo de modelagem matemática e solução para o problema das condições estudadas fossem viabilizados. Conhecendo a natureza complexa dos elementos que constituem o estudo, ignorar estas hipóteses tornaria inviável o desenvolvimento e a solução do problema proposto.

Os modelos foram construídos a partir de pontos, ou nós, localizados no espaço segundo o sistema de coordenadas cartesianas ortogonais, nos eixos X, Y e Z. Estes pontos nodais deram origem aos elementos. Obtendo-se, então, modelos matemáticos tridimensionais.

Sob o aspecto clínico, vários graus de osseointegração podem ser observados; porém, neste estudo aceita-se a condição de 100% de osseointegração do implante com o tecido ósseo, assim como na maioria dos estudos em elementos finitos (HOLMEGREN *ET AL*, 1998); (GENG, TAN *ET AL*, 2001).

A natureza heterogênea dos tecidos ósseos e as diferenças entre os materiais dificultariam a análise direta quando unidos pela modelagem. Sendo assim, todos os

materiais constantes nos modelos assumiram comportamento isotrópico, homogêneo, independente do local; bem como propriedades linearmente elásticas, onde as deformações foram diretamente proporcionais às forças aplicadas. Estas, caracterizadas por duas constantes materiais: Módulo de Elasticidade (Módulo de Young) e o Coeficiente de Poisson (ν) (GENG, TAN *ET AL*, 2001).

4.2.4 Geração da malha

A geração das malhas se deu pelo processo denominado discretização dos modelos, no qual foram subdivididos em elementos menores, cujas equações matemáticas descrevem o seu comportamento (MAIA, 2008).

No presente trabalho, os elementos empregados na geração das malhas são tridimensionais tetraédricos com dez nós, considerados isoparamétricos. Com a finalidade de aumentar a precisão na leitura destas tensões geradas, foi realizado um refinamento da malha, com adição de um número maior de elementos nos campos de tensão de maior interesse neste estudo. Os modelos em média apresentaram 175.341 elementos e 256.754 nós.

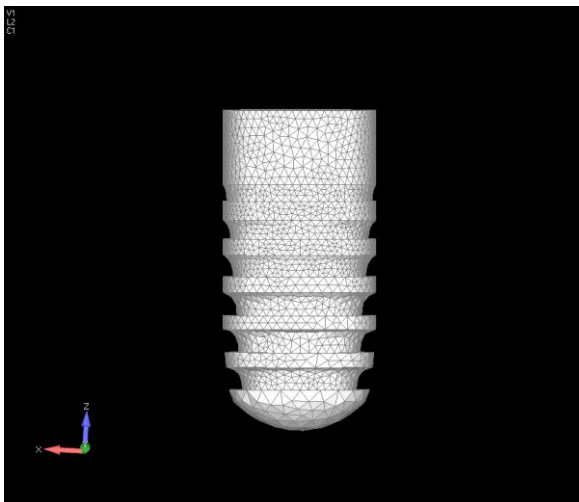


Fig. 15 : Malha do Implante (vista perfil)

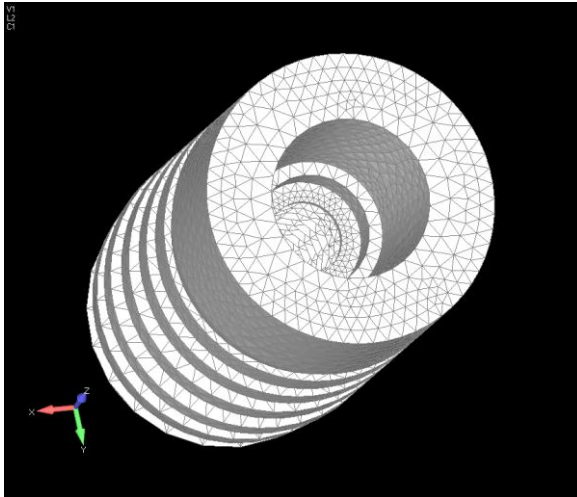


Fig. 16 : Malha do Implante(vista oclusal)

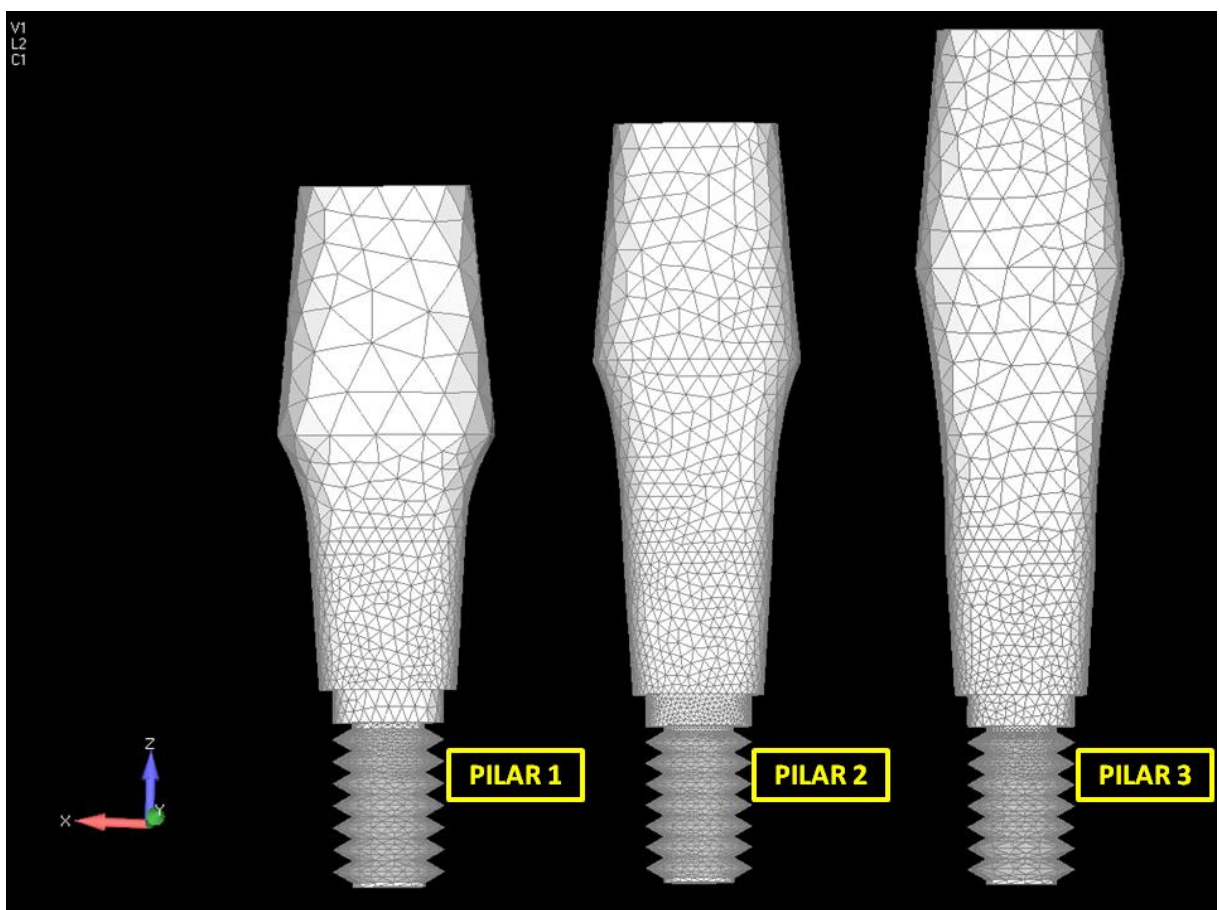


Fig. 17 : Malha dos pilares intermediários (vista de perfil)

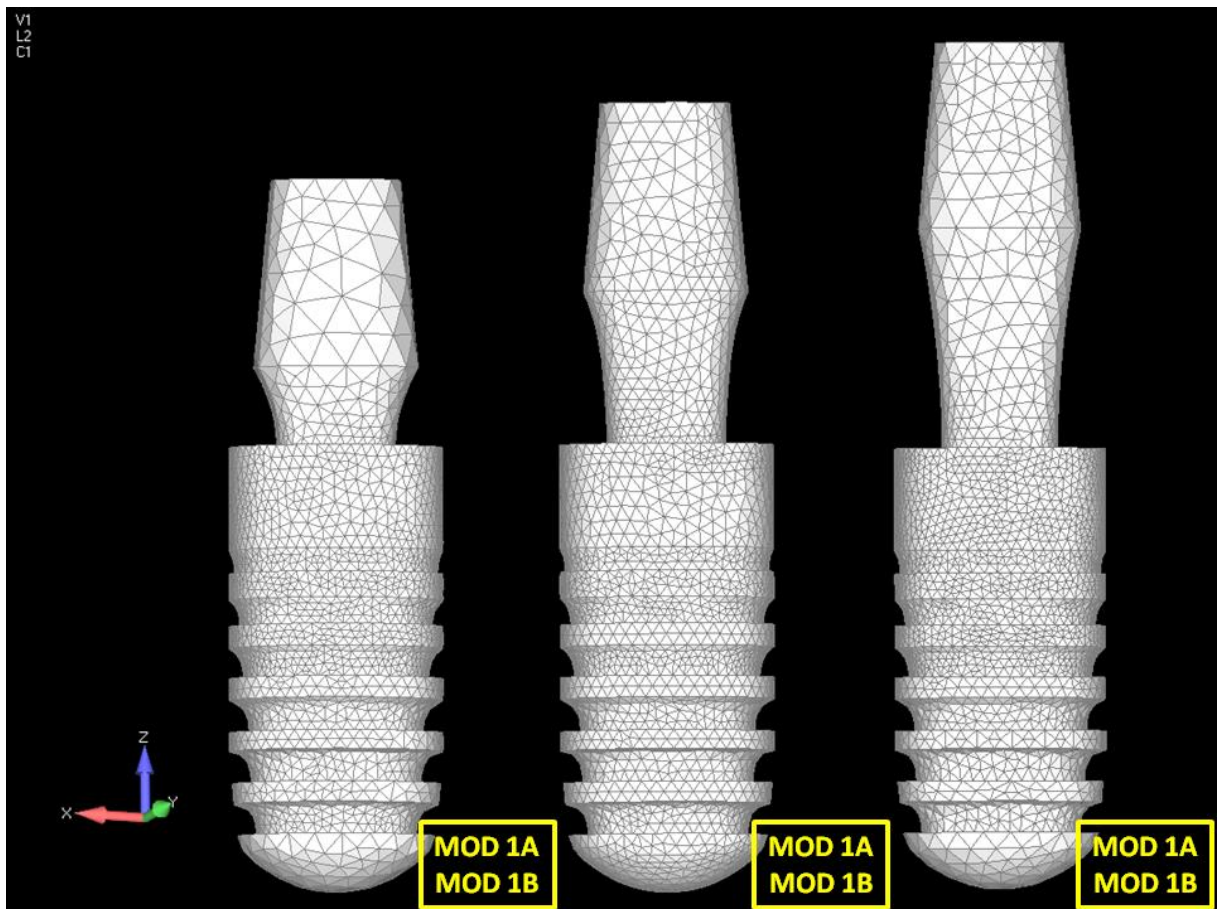


Fig. 18 : Malha dos conjuntos Implante e pilar intermediário

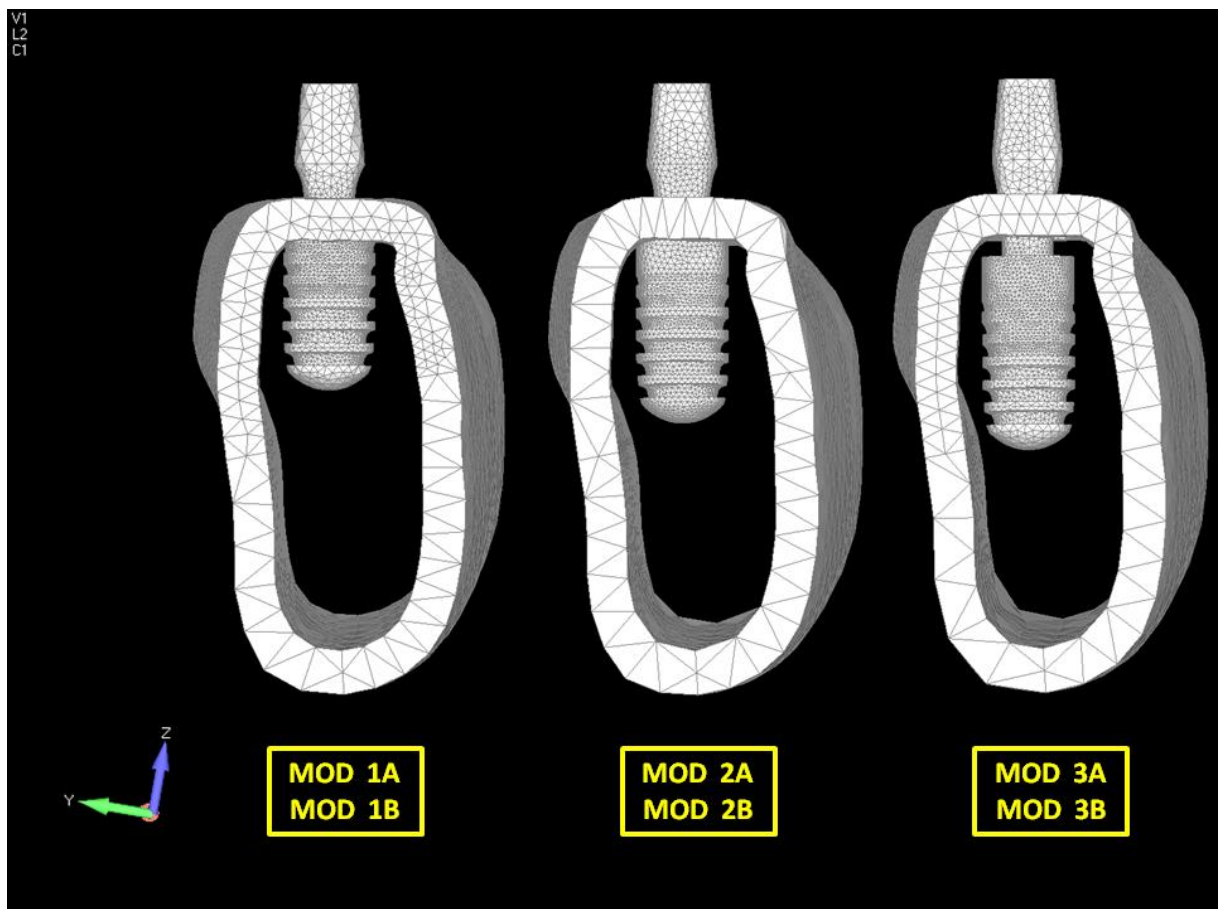


Fig. 19 : Malha do conjunto : Osso cortical / Implante / pilar intermediário.

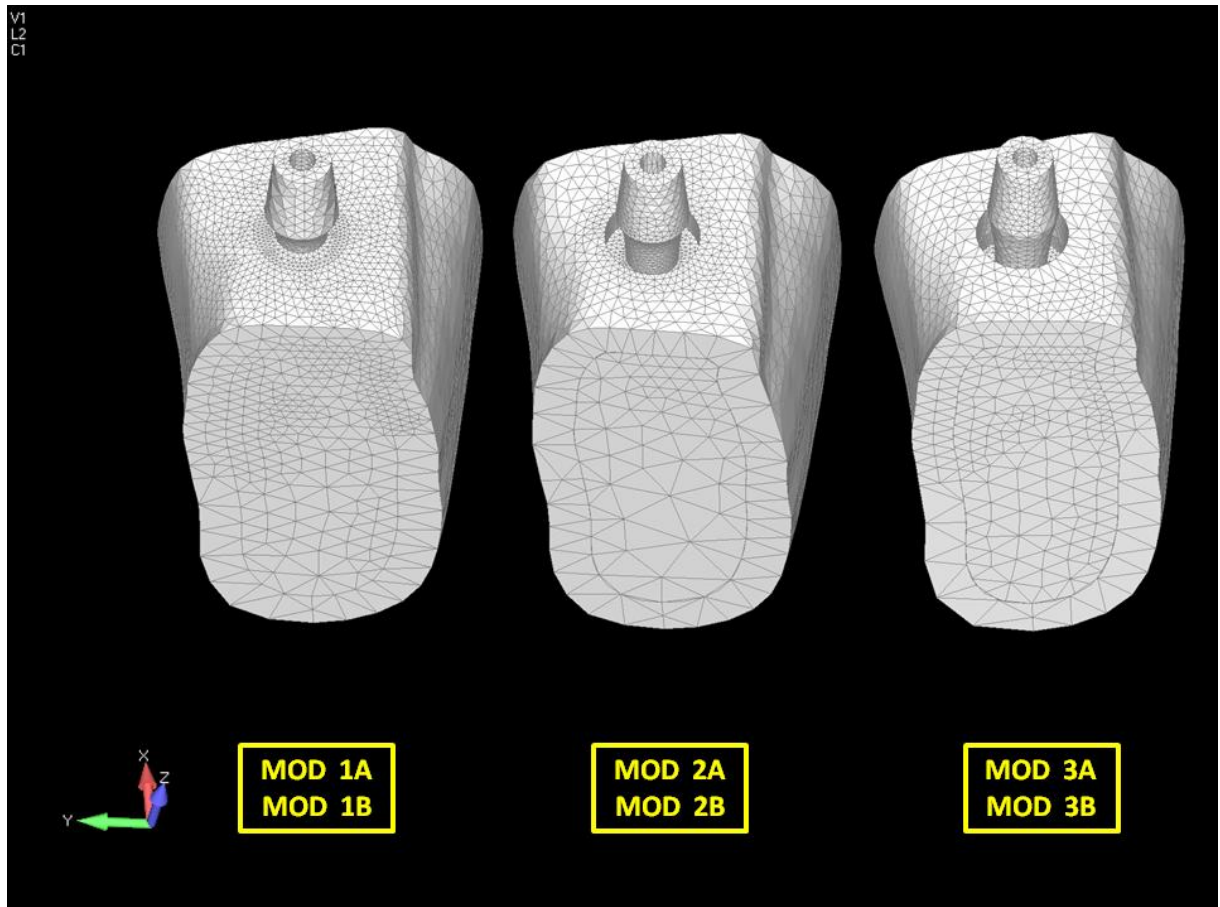


Fig. 20 : Malha dos modelos montados.

4.3 Método para aplicação de cargas

As cargas aplicadas ao conjunto osso, implante e pilar intermediário configuraram duas situações distintas. Uma carga aplicada em direção AXIAL, no topo do pilar intermediário, gerando tensões de compressão no modelo, sendo esta subdividida em vetores distribuídos de maneira homogênea sobre a superfície do pilar, simulando as condições clínicas após reabilitação com coroa protética. Outra carga de força OBLÍQUA, também aplicada em um ponto considerado crítico da estrutura do pilar intermediário, na direção horizontal sentido buco-lingual, simulando cargas impostas pela forças mastigatórias, representada por uma carga também subdividida em vetores para melhor distribuição. As cargas oblíquas foram aplicadas com angulação de 45° em relação ao longo do eixo do conjunto implante/pilar intermediário.

O valor das forças aplicadas fundamentou-se em literatura especializada. Para força de carregamento AXIAL adotou-se o valor referente a 100N, considerado mais fisiológico (SENDYK, 1998). Para forças OBLÍQUAS, também foi utilizado valor de 100N, adotando uma inclinação de 45°, com direção buco-lingual, como o proposto no trabalho de Pierrisnard, Hure *et al*, (2002).

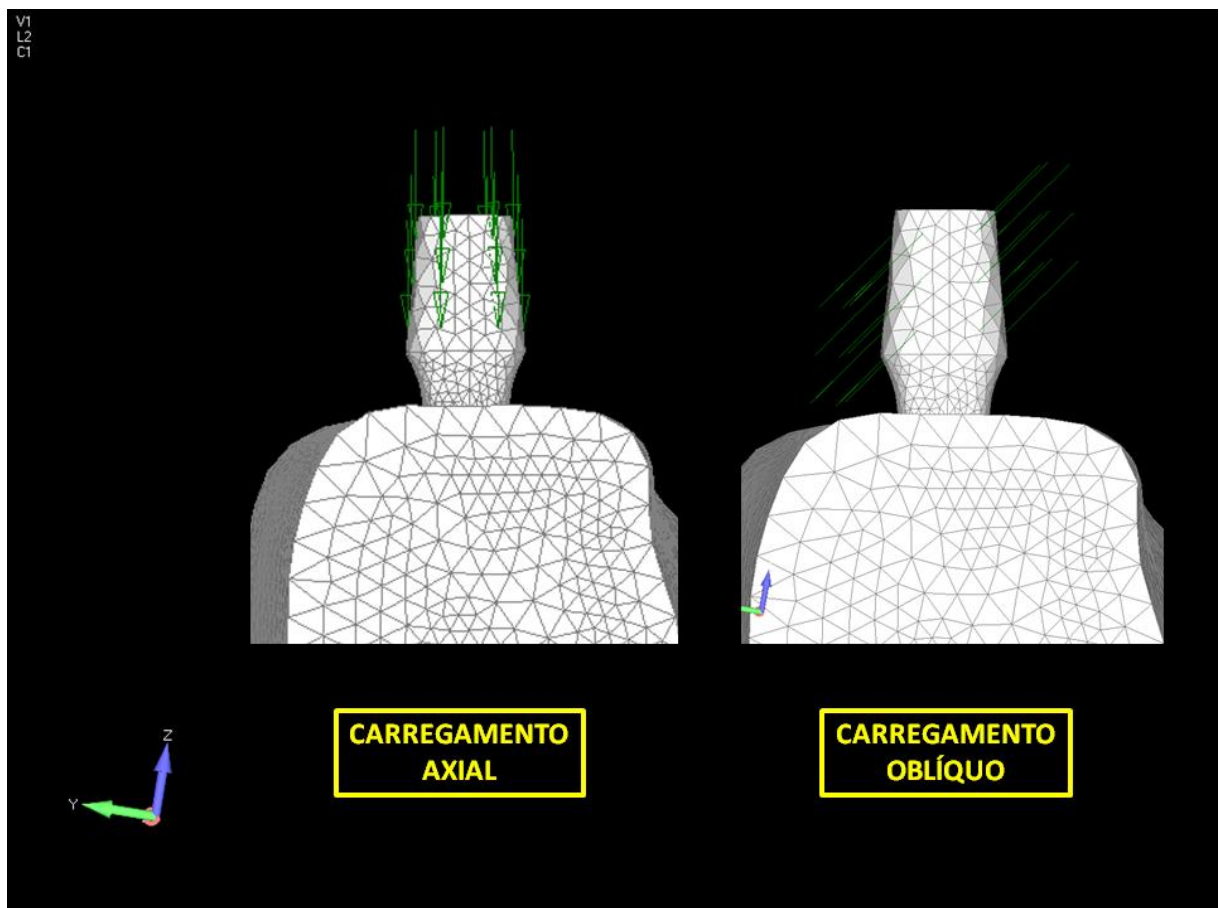


Fig. 21 : Carregamento AXIAL e OBLÍQUO

4.4 Regiões de eleição para análise de tensões

Analisou-se o comportamento biomecânico das estruturas internas e externas que constituem o implante, assim como o pilar intermediário utilizado. As tensões geradas no osso suporte foram analisadas, considerando a qualidade óssea, dos ossos cortical e medular.

Dentre as áreas mais significativas dos modelos, relacionadas com a distribuição das tensões e aspectos clínicos, destacam-se: conjunto implante/pilar

intermediário/osso cortical e osso medular; região cervical do implante e tecido ósseo; relação entre implante e pilar intermediário. Estas áreas foram consideradas as mais críticas pela maioria dos autores que estudaram distribuição de tensões com análise de elementos finitos, por isso, também foram selecionadas para avaliação neste estudo.

4.5 Método para análise dos resultados

Realizou-se uma análise da distribuição de tensões no conjunto dos modelos propostos, considerando uma condição estática, onde foram desprezados os fenômenos dinâmicos da mastigação.

A avaliação dos resultados, após análise matemática, foi realizada pelo programa Femap (versão 10.1.1, Siemens®), com base nos critérios elencados a seguir.

Análise qualitativa: realizada através da observação visual das imagens gráficas das tensões de von Mises do gradiente de cores. O mesmo forneceu um valor máximo de tensão e um valor mínimo, representado por diferentes cores, referentes à intensidade e a quantidade de tensão ocorrida na região analisada. Estes valores são representativos das tensões registradas em MPa (Mega Pascal) (MAIA, 2008; BLATT, 2008).

Análise quantitativa comparativa de valores de tensão de interesse em locais equivalentes nos seis modelos estudados neste trabalho. As tensões de von Mises foram utilizadas para análise de tensões entre implante e pilar intermediário, dado que estes apresentam propriedades muito próximas em valores; a escala é representada iniciando em zero e valores positivos de máxima tensão. Já para a avaliação das estruturas com valores e propriedades físicas diferentes, com variação significativa em seus valores, empregou-se o Valor Máximo das Tensões, representado em uma escala por valores positivos, atribuídos às forças de Tração, e valores negativos, representando as forças de Compressão em áreas do modelo.

Procedeu-se à análise das tensões induzidas aos conjuntos 1, 2, e 3, frente à aplicação de cargas previamente descritas, AXIAIS e OBLÍQUAS, comparando-se os conjuntos que apresentaram diferentes níveis de inserção, variando a profundidade e a relação entre a região cervical do implante com o osso cortical e medular.

Tabela - 02. Tabela de transformação de unidades

	PA	MPa	GPa	N/mm 2
Pascal(PA)	1	10^{-6}	10^{-9}	10^{-6}
Mega Pascal (MPa)	10^6	1	10^{-3}	1
Giga Pascal (GPa)	10^9	10^3	1	10^3
N/ mm 2	10^6	1	10^{-3}	1

Fonte: FROST (1994).

4.5.1 Procedimento de análise

As variações presentes neste estudo correspondem a um número de seis simulações envolvendo três diferentes modelos e dois direcionamentos de cargas distintos para cada modelo. Foram denominados de MODELO, abreviados por MOD, numerados de 1 a 3, e, também, classificados quanto à condição de carregamento do conjunto. A letra **A** para cargas AXIAIS e a letra **B** pra cargas OBLÍQUAS.

Realizaram-se análises comparativas dos modelos frente a cargas AXIAIS e OBLÍQUAS pré-estabelecidas. Variando os níveis de inserção do implante e a relação entre o travamento cervical do implante com osso cortical e esponjoso. Os implantes foram considerados totalmente osseointegrados.

MOD. 1A: implante de 4.5 x 9.5 mm, considerando que sua instalação foi realizada à nível de crista óssea, recebendo um pilar intermediário (PILAR 1) de conexão cônica tipo Cone-Morse aparafusado no implante. O osso cortical apresentava espessura de 2 mm. O implante estabilizado na região cervical por 2 mm de osso cortical, e o restante em osso esponjoso. Recebendo uma carga AXIAL em relação ao longo do eixo do conjunto no valor de 100N.

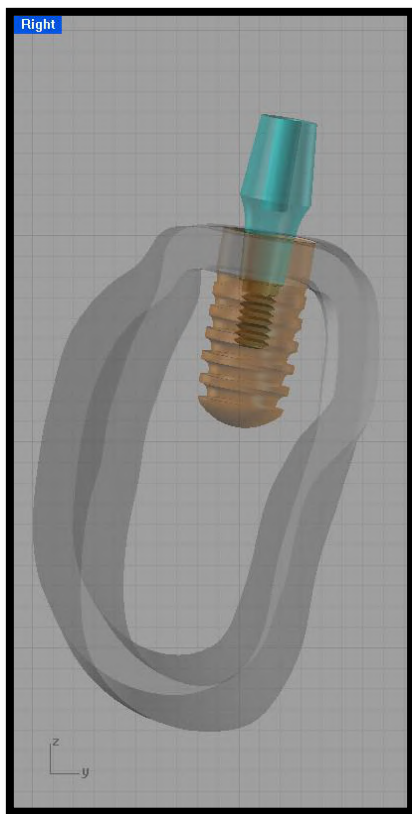


Fig. 22 : MODELO 1 (perfil)

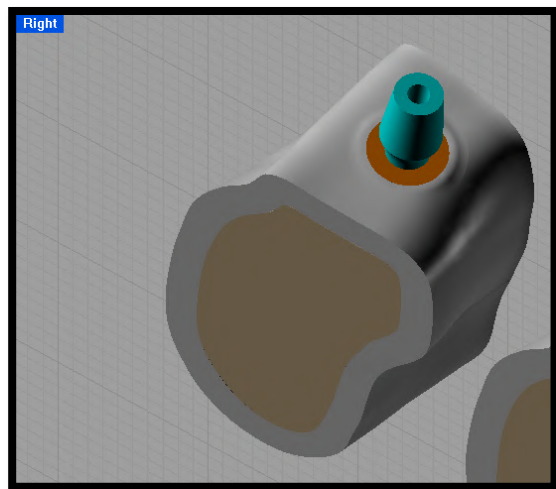


Fig. 23 : MODELO 2 (vista oclusal)

MOD. 1B: implante de 4.5 x 9.5 mm, considerando que sua instalação foi realizada à nível de crista óssea, recebendo um pilar intermediário (PILAR 1) de conexão cônica tipo Cone-Morse aparafusado no implante. O osso cortical apresentava espessura de 2 mm. O implante estabilizado na região cervical por 2 mm de osso cortical, e o restante em osso esponjoso. Recebendo uma carga OBLÍQUA com 45° de inclinação em relação ao longo do eixo do conjunto no valor de 100N.

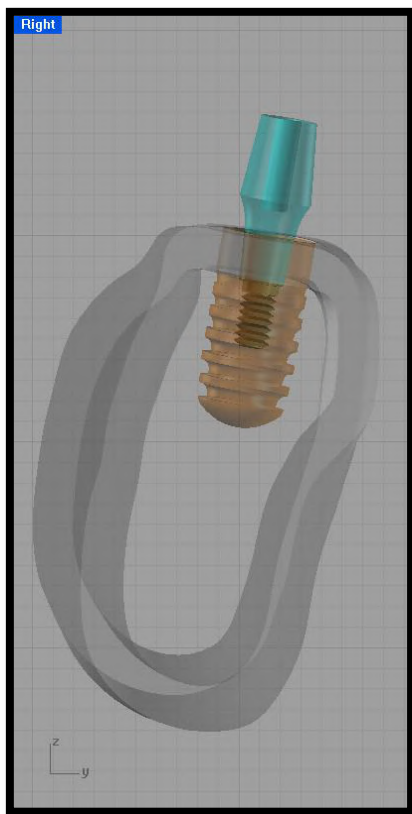


Fig. 24 : MODELO 1 (perfil)

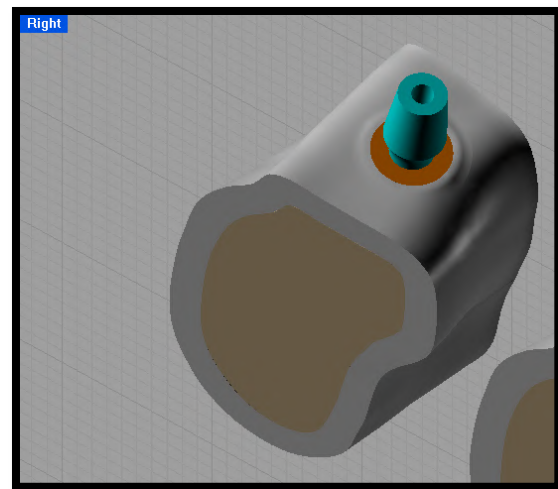


Fig. 25 : MODELO 1 (vista oclusal)

MOD. 2A: implante de 4.5 x 9.5 mm, considerando que sua instalação foi realizada 1.5 mm abaixo da crista óssea, recebendo um pilar intermediário (PILAR 2) de conexão cônica tipo Cone-Morse aparafusado no implante. O osso cortical apresentava espessura de 2 mm. O implante estabilizado na região cervical por apenas 0.5 mm de osso cortical, e o restante em osso esponjoso. Recebendo uma carga AXIAL em relação ao longo do eixo do conjunto no valor de 100N.

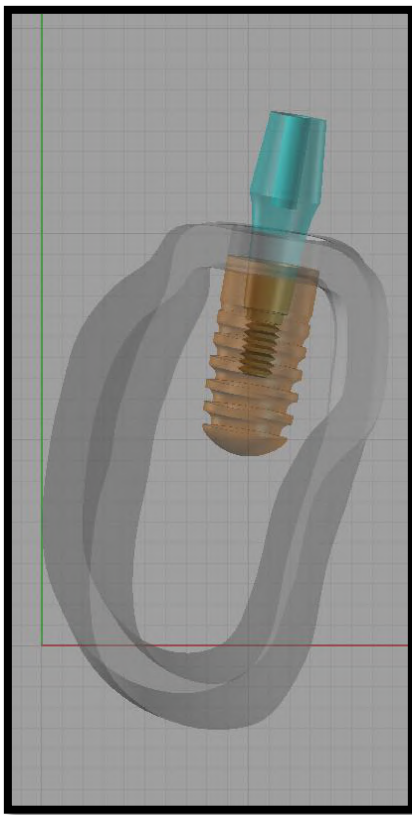


Fig. 26 : MODELO 2 (perfil)

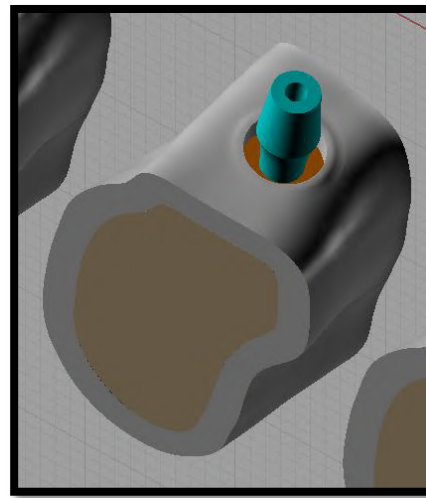


Fig. 27 : MODELO 2 (vista oclusal)

MOD. 2B: implante de 4.5 x 9.5 mm, considerando que sua instalação foi realizada 1.5 mm abaixo da crista óssea, recebendo um pilar intermediário (PILAR 2) de conexão cônica tipo Cone-Morse aparafusado no implante. O osso cortical apresentava espessura de 2 mm. O implante estabilizado na região cervical por apenas 0.5 mm de osso cortical, e o restante em osso esponjoso. Recebendo uma carga OBLÍQUA com 45° de inclinação em relação ao longo do eixo do conjunto no valor de 100N.

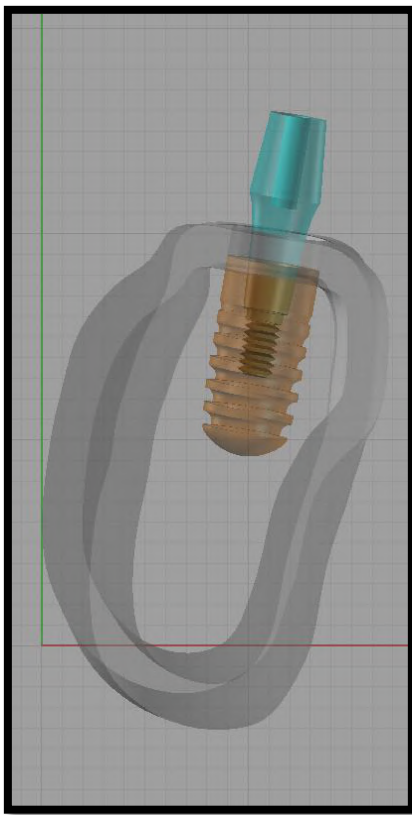


Fig. 28 : MODELO 2 (perfil)

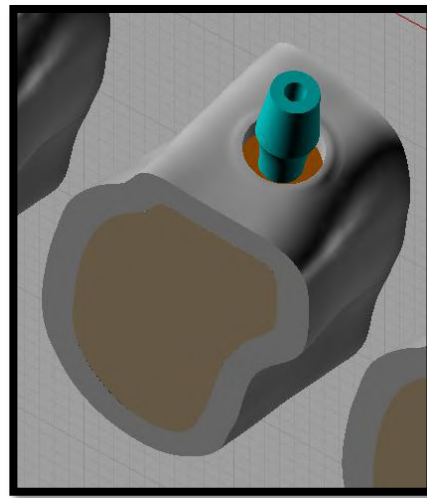


Fig. 29 : MODELO 2 (vista oclusal)

MOD. 3A: implante de 4.5 x 9.5 mm, considerando que sua instalação foi realizada 3 mm abaixo da crista óssea, recebendo um pilar intermediário (PILAR 3) de conexão cônica tipo Cone-Morse aparafusado no implante. O osso cortical apresentava espessura de 2 mm. O implante estabilizado apenas em osso esponjoso. Recebendo uma carga AXIAL em relação ao longo do eixo do conjunto no valor de 100N.

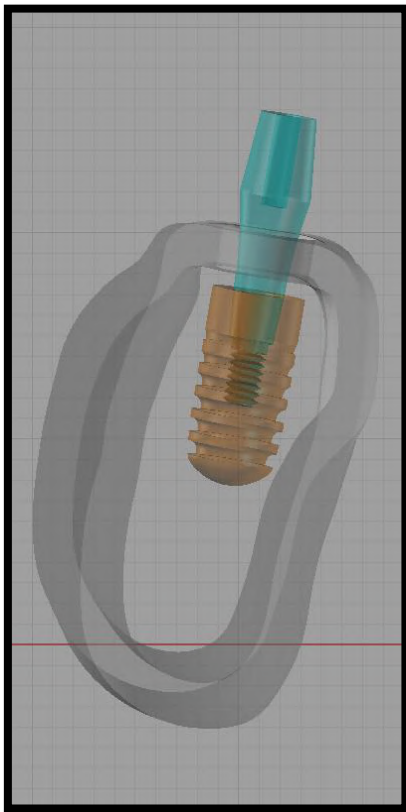


Fig. 30 : MODELO 3 (perfil)

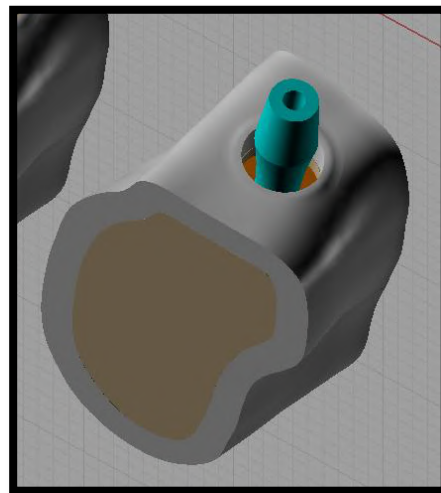


Fig. 31 : MODELO 3 (vista oclusal)

MOD. 3B: implante de 4.5 x 9.5 mm, considerando que sua instalação foi realizada 3 mm abaixo da crista óssea, recebendo um pilar intermediário (PILAR 3) de conexão cônica tipo Cone-Morse aparafusado no implante. O osso cortical apresentava espessura de 2 mm. O implante estabilizado apenas em osso esponjoso. Recebendo uma carga OBLÍQUA com 45° de inclinação em relação ao longo do eixo do conjunto no valor de 100N.

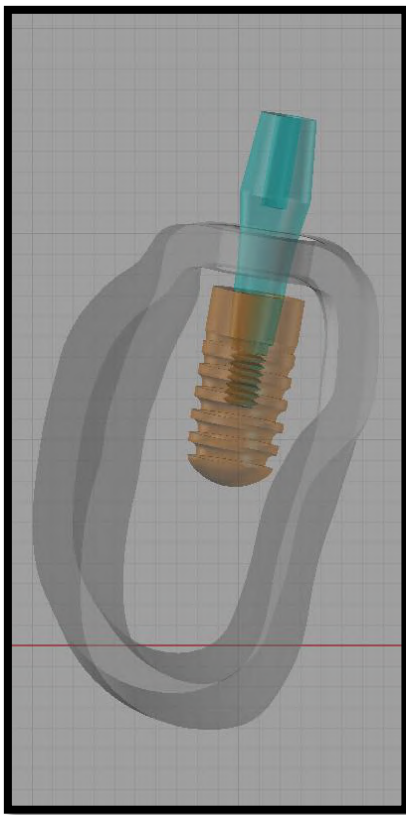


Fig. 32 : MODELO 3 (perfil)

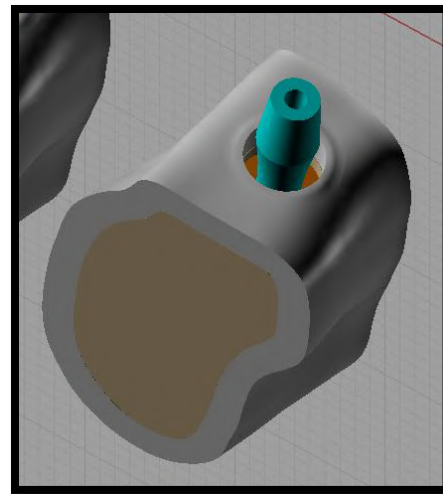


Fig. 33 : MODELO 3 (vista oclusal)

5. RESULTADOS

Os resultados são apresentados em forma de imagens, e baseados na interpretação gráfica do gradiente de cores contidos em escala anexa, bem como em valores numéricos atribuídos à ela, em MPa, de acordo com as tensões analisadas.

A princípio realizou-se uma análise de coerência de todos os modelos que compõem o estudo, avaliando o deslocamento absoluto do modelo em relação ao seu estado inicial, anterior ao carregamento, permitindo, assim, observar o comportamento de dissipação destas tensões.

Na figura 34, podemos notar a dissipação das tensões com o carregamento AXIAL de 100 N, com carga aplicada e distribuída de maneira equilibrada sobre o topo do pilar intermediário no MOD 1A, gerando um comportamento razoavelmente simétrico em todo o modelo, relativo ao deslocamento, e dissipando estas tensões por todo o sistema e bloco ósseo, concentrando-as no local de aplicação da carga.

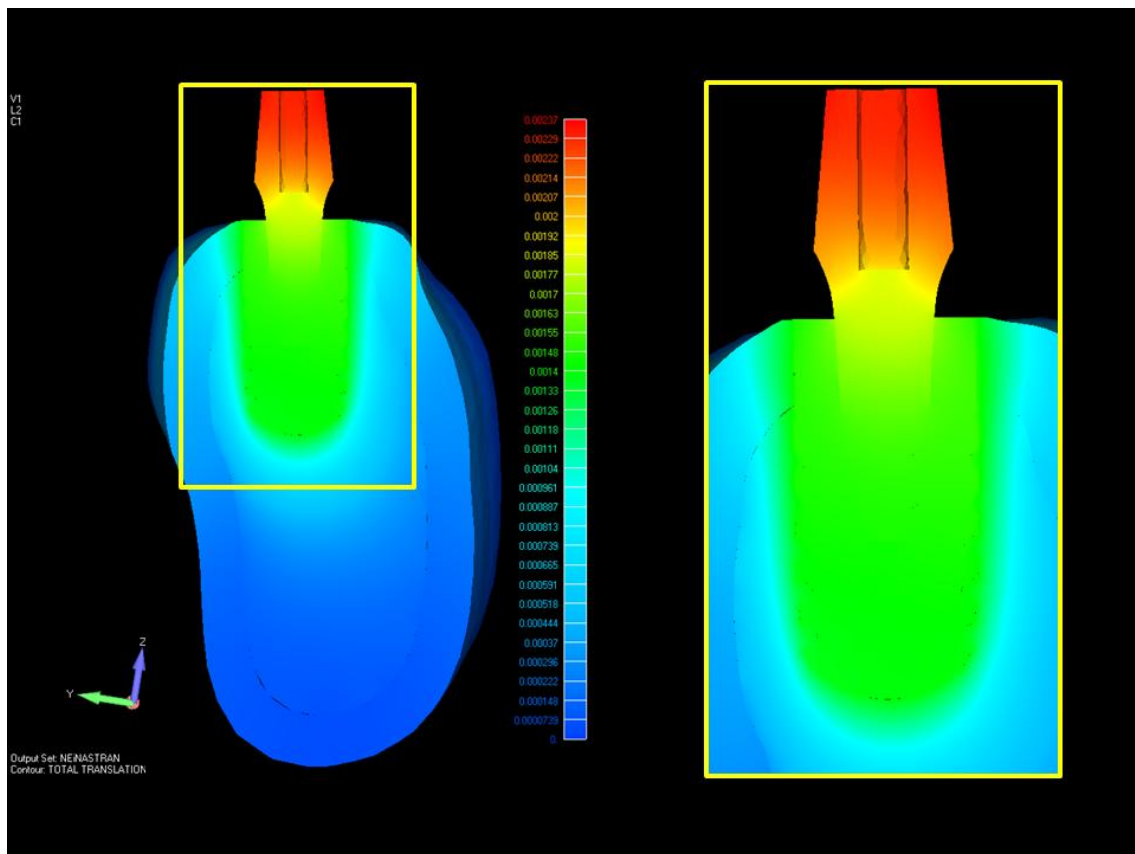


Fig. 34 : Análise de deslocamento do MOD 1A sob ação de carga AXIAL.

No MOD 1B, figura 35, o comportamento também se apresenta com razoável simetria, embora as tensões concentrem-se mais no topo do pilar onde foi aplicado um carregamento de 100 N com força oblíqua, com angulação de 45° , restringindo o deslocamento das tensões praticamente apenas para o pilar intermediário.

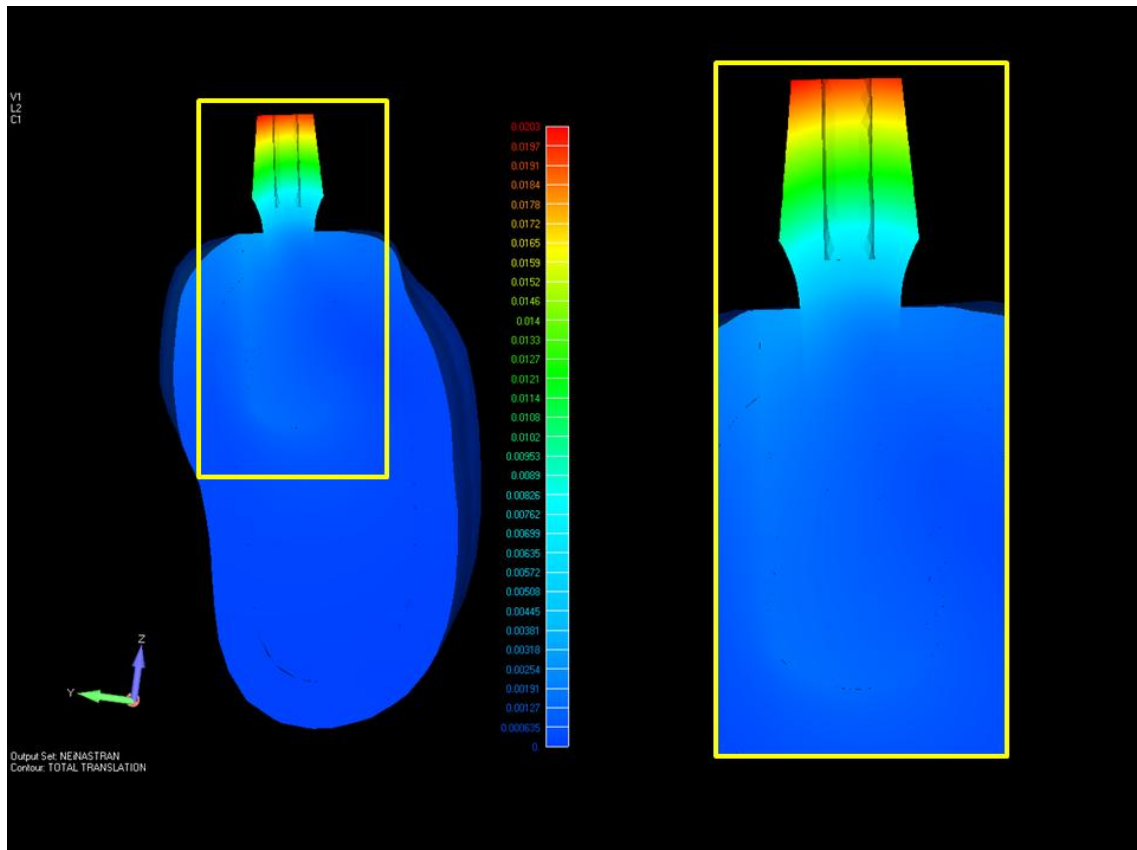


Fig. 35 : Análise de deslocamento do MOD 1B sob ação de carga OBLÍQUA.

O MOD 2A (fig. 36) e MOD 2B (fig. 37) também apresentam comportamentos simétricos dos modelos, para ambos os carregamentos, AXIAL e OBLÍQUO, conferindo coerência aos modelos estudados. Há concentração das tensões que incidem no local onde a carga foi aplicada, sendo dissipadas de maneira equilibrada por todo o sistema e bloco ósseo.

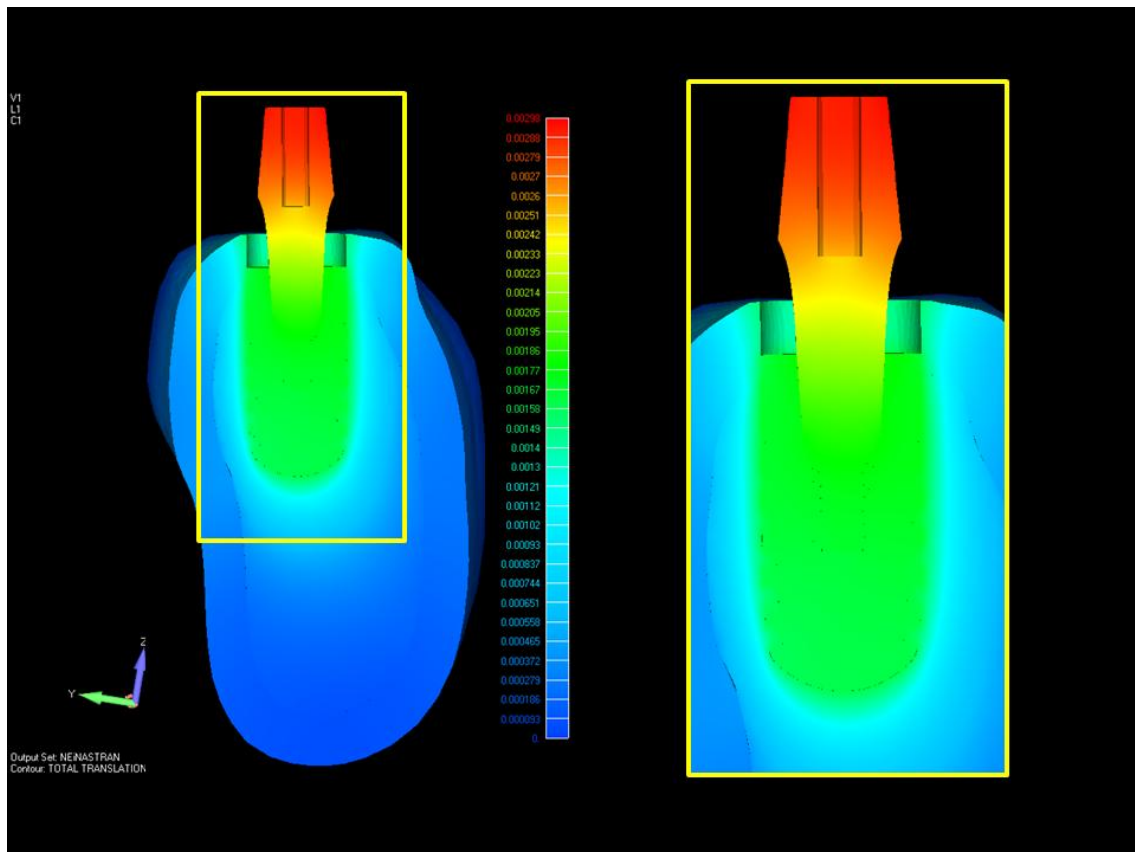


Fig. 36 : Análise de deslocamento do MOD 2A frente ao carregamento AXIAL.

No MOD 2B (fig. 37) nota-se que as tensões são dissipadas apenas no pilar, não sendo observadas no implante e bloco ósseo.

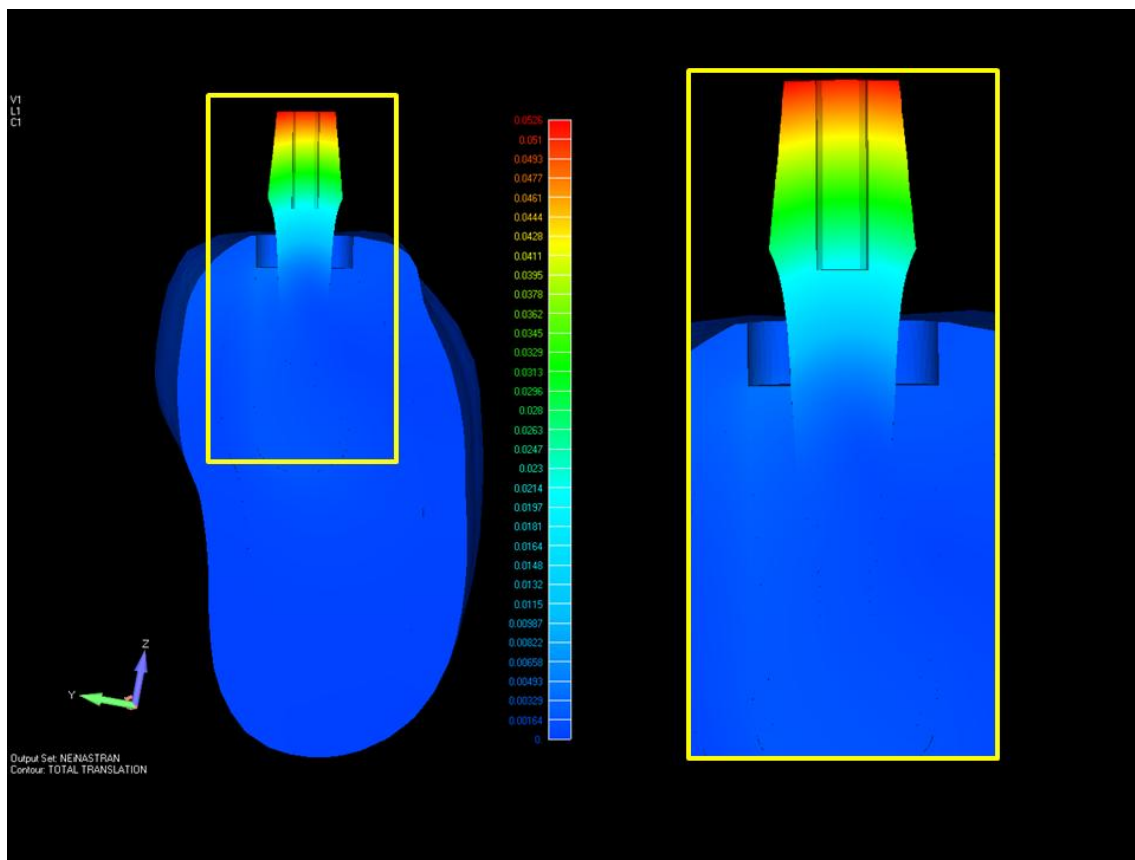


Fig. 37 : Análise de deslocamento do MOD 2B sob ação de carga OBLÍQUA.

Já no MOD 3A (Fig. 38), observa-se um comportamento intrinsecamente assimétrico do modelo, após o carregamento axial, com concentração das tensões na região lingual da parte coronal do pilar intermediário, dissipando estas tensões para o restante do modelo.

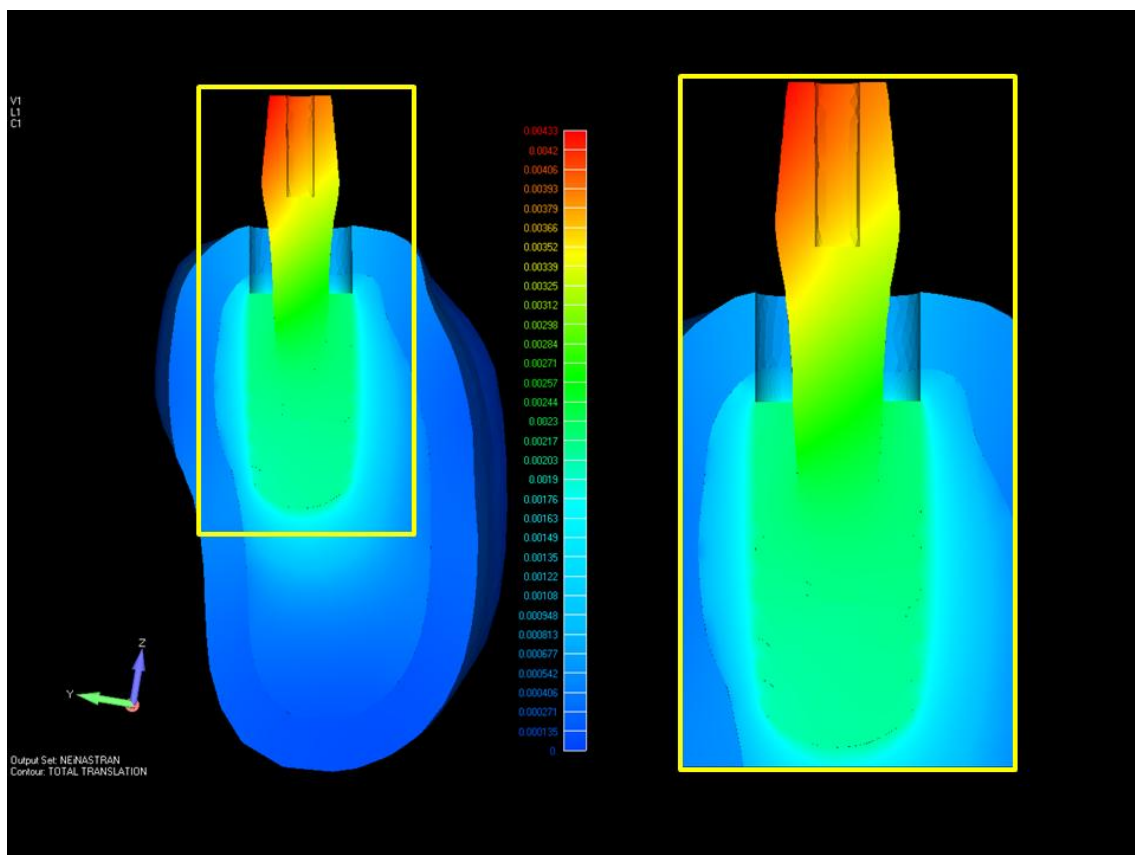


Fig. 38 : Análise de deslocamento do MOD 3A sob ação de carga AXIAL.

O modelo 3B (Fig. 39), sob ação de carga OBLÍQUA, apresentou comportamento razoavelmente simétrico, dissipando todas as tensões no pilar intermediário, concentrando no local de aplicação da carga, e atenuando estas tensões em direção às roscas do pilar intermediário.

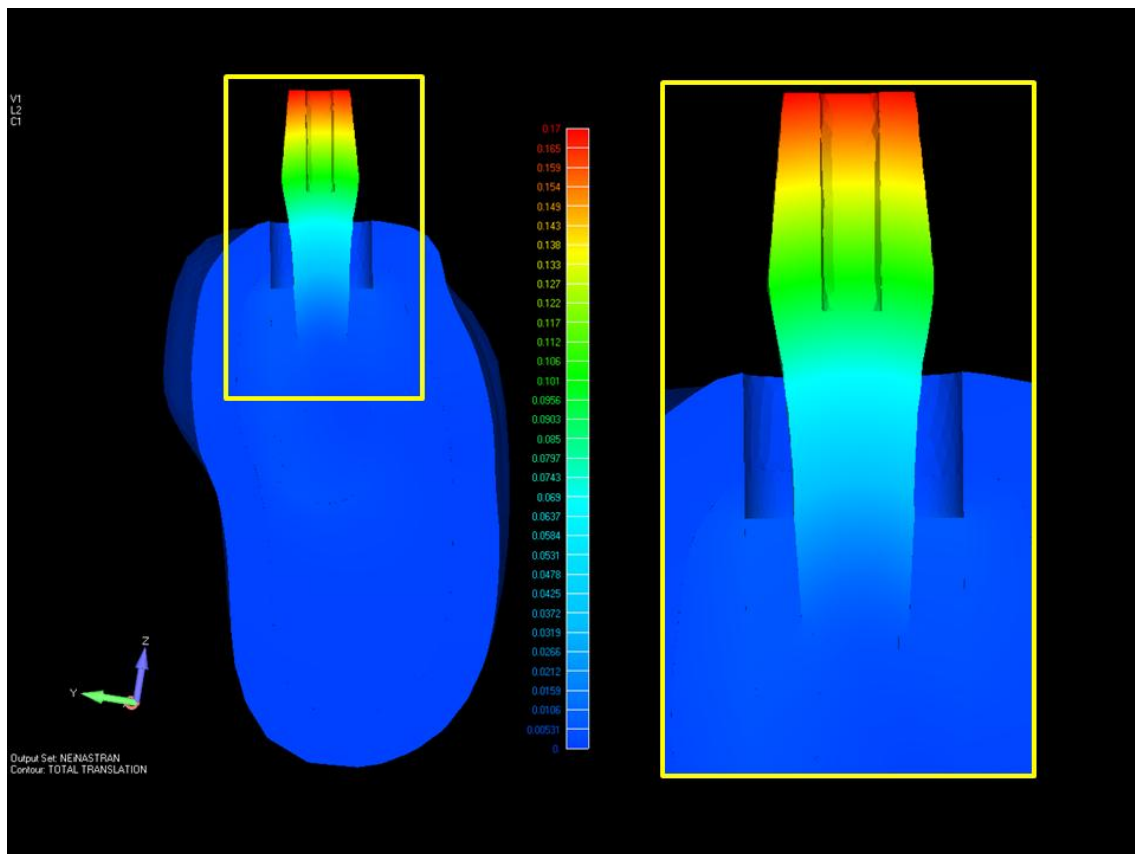


Fig. 39 : Análise de deslocamento do MOD 3B sob ação de carga OBLÍQUA.

Para tensões entre as superfícies metálicas, implante/pilar intermediário, ambos com propriedades físicas do material semelhante, foram utilizadas as tensões de von Mises. A escala destas tensões inicia-se com um valor mínimo, representado por zero, seguido apenas de valores positivos de tensões, não diferenciando as tensões de Tração das de Compressão. A tensão de von Mises representa, simultaneamente, as tensões de Tração e Compressão do modelo, considerando a energia de distorção por cisalhamento gerada quando sob ação de carregamento.

Na análise do campo de tensões geradas entre implante e tecido ósseo foram utilizadas, para leitura, as Tensões Máximas Principais, o que permitiu a análise das tensões de Tração e tensões de Compressão. Em estruturas menos resistentes e mais frágeis, como o osso em contato com o implante, a diferença apresentada entre as propriedades físicas são bem distintas do implante e pilar intermediário, com grande variação dos módulos de elasticidade. Nesta análise, todos os valores da escala acima de zero, considerados positivos, representam tensões de Tração. Já os valores abaixo de zero, portanto negativos, representam tensões de Compressão.

Em estruturas mais frágeis, como o osso alveolar, as tensões de Tração são mais importantes quando comparadas à Tração de Compressão. Pois, o processo de reabsorção óssea é, muitas vezes, o resultado do desequilíbrio biomecânico de todo o sistema, com ação significativa das tensões de Tração.

Para melhor leitura e entendimento da distribuição das tensões nos modelos estudados, os resultados são apresentados para cada modelo separadamente, e, em seguida, comparados e discutidos neste trabalho.

MODELO 1A

Este modelo é composto de 175.361 elementos e 263.850 nós.

Observando as Tensões Máximas Principais deste modelo, podemos notar que sob ação de carga AXIAL a tensão concentrou-se no longo eixo do implante,

com comportamento razoavelmente simétrico e praticamente constante por todo o corpo do implante. Para este carregamento foi observada uma tensão na região do cone do implante, onde a Tensão Máxima Principal de Tração apresentou magnitude de 8 MPa, mostrando que, para esta situação de carregamento, a região mais solicitada do sistema, na distribuição das tensões entre implante e pilar intermediário, é a superfície interna na região do cone do implante. (Fig. 40).

No pilar intermediário, sob ação de carga AXIAL, a tensão também concentrou-se em seu longo eixo, com comportamento razoavelmente simétrico e praticamente constante por todo o pilar intermediário. Na superfície cônica do pilar intermediário observaram-se tensões de Compressão, na ordem de 2 MPa (Fig. 40). Também, é visível, nas primeiras roscas do pilar intermediário, uma pequena concentração de tensões, devido provavelmente à mudança na geometria no desenho do sistema.

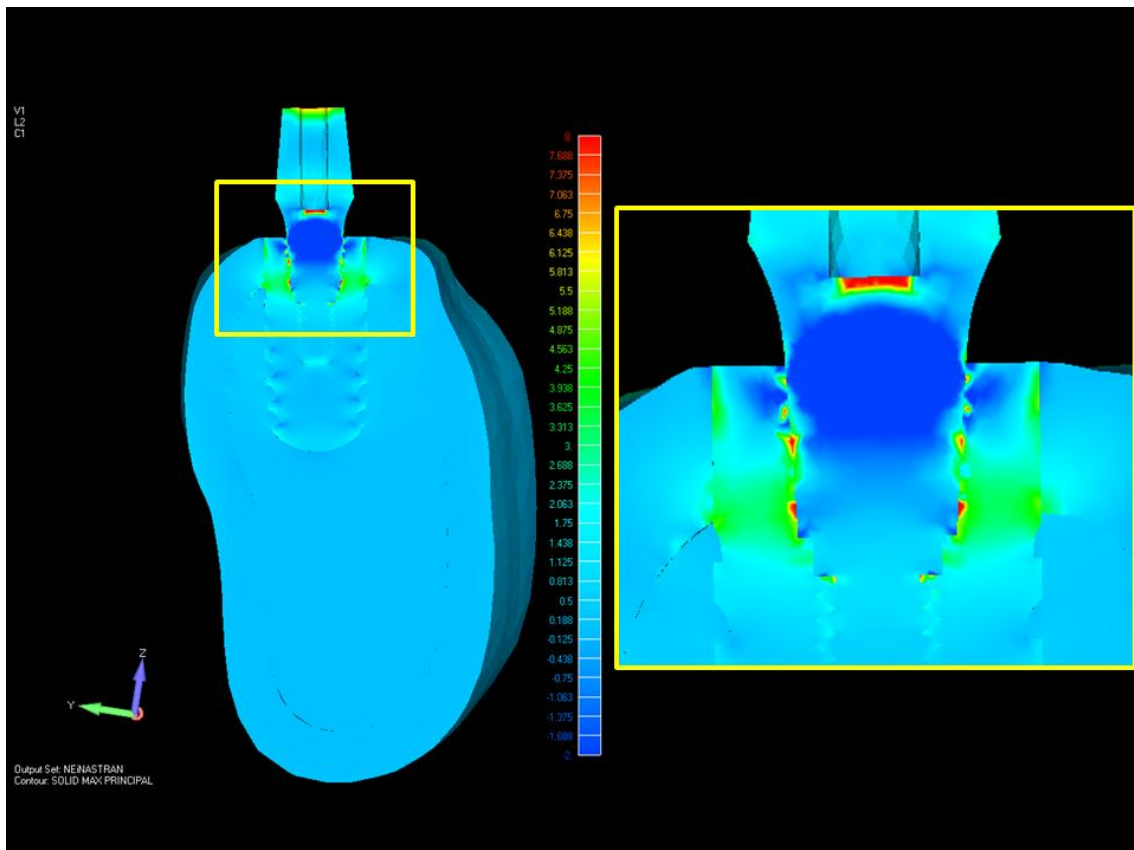


Fig. 40 : Tensão Máxima Principal do MOD 1A sob carga AXIAL

IMPLANTE / PILAR INTERMEDIÁRIO

As maiores tensões de von Mises encontradas no implante e pilar intermediário concentram-se na região cervical do implante, na parte interna em contato com o pilar intermediário, com valores próximos de 250 MPa. (Fig. 41). Estes valores sugerem que esta região é a mais crítica do modelo, na interface implante/pilar intermediário, para este carregamento.

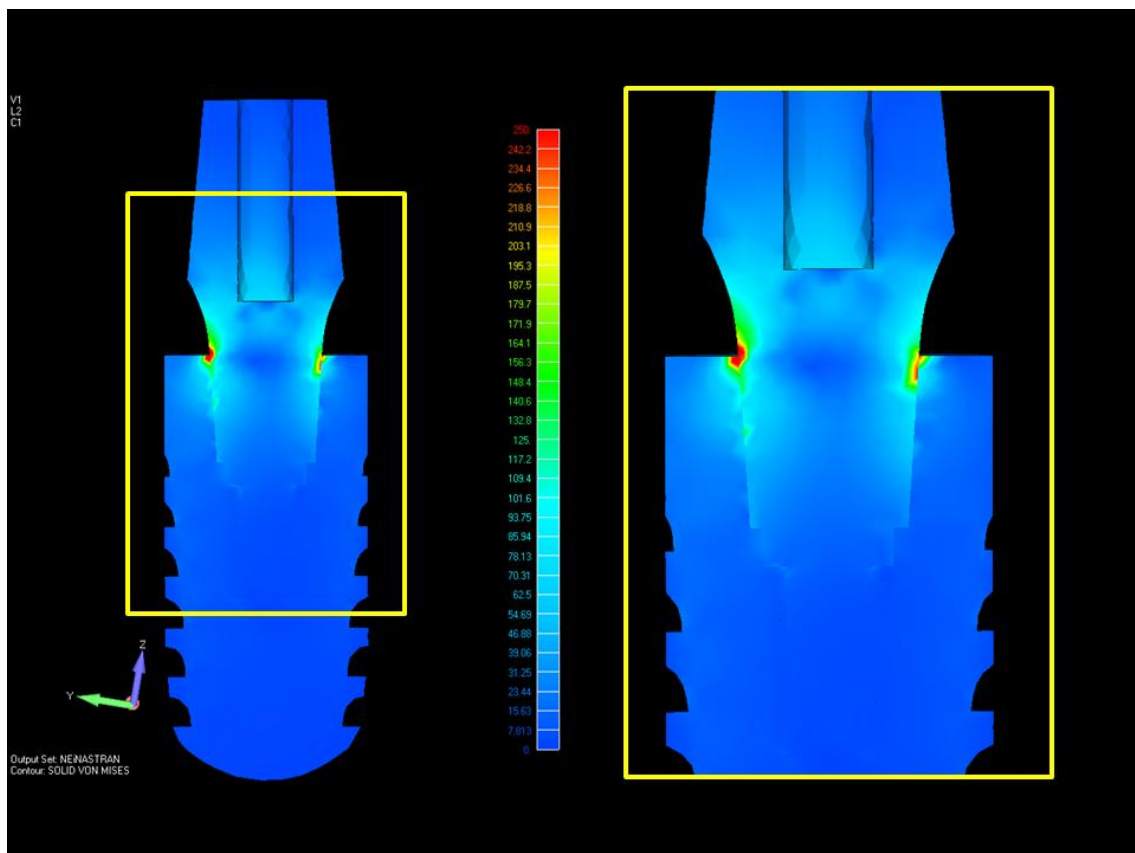


Fig 41 : Tensões de von Mises no implante e pilar intermediário sob ação de carga AXIAL

OSSO CORTICAL

Na observação da interface de contato do implante com o osso cortical temos tensões de Tração na magnitude de 8 MPa na região de interface entre osso cortical e trabecular. (Fig. 42)

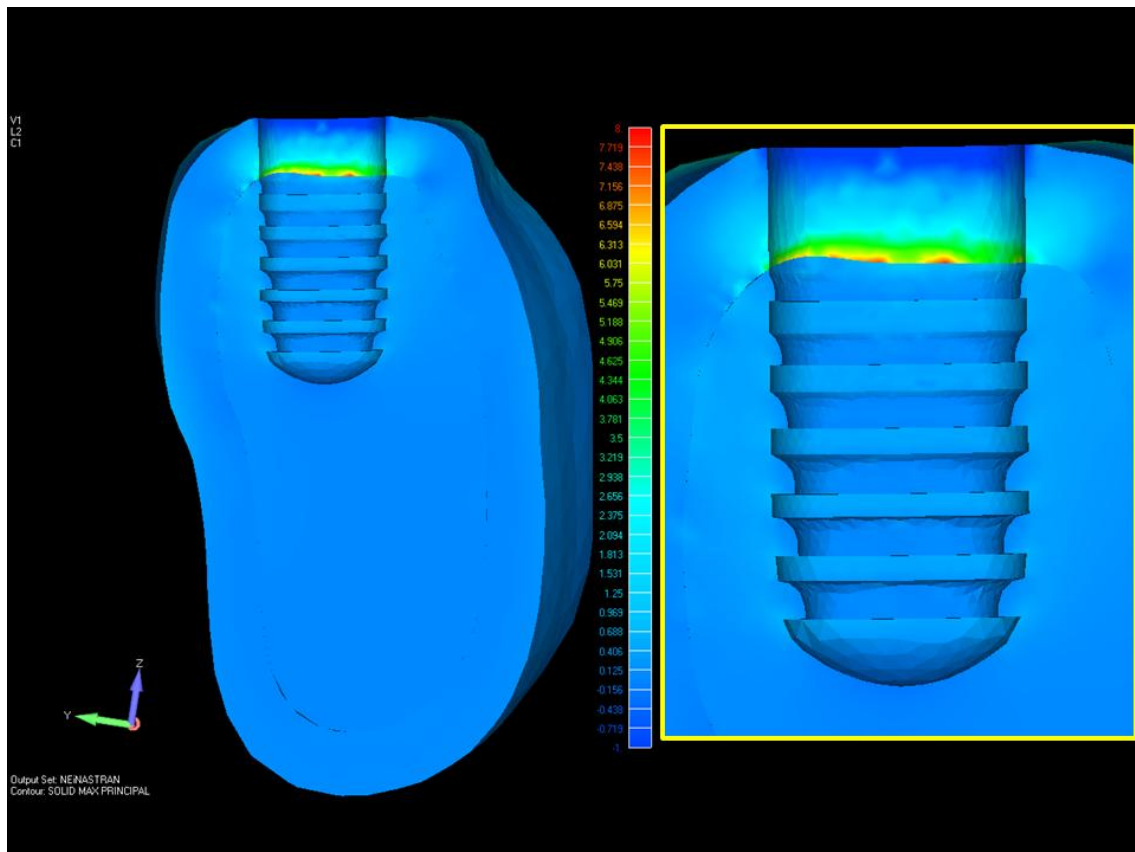


Fig. 42 : Tensão Máx. Principal em osso cortical sob ação de carga AXIAL

OSSO TRABECULAR

No osso trabecular as Tensões Máximas Principais de Tração e Compressão foram praticamente nulas ou inexistentes, atingindo valores inferiores a 1 MPa de tensão de Tração na região de transição entre osso trabecular e cortical. É possível, também, observar tensões concentradas, porém baixas, nas arestas das roscas na parte lingual. (Fig. 43)

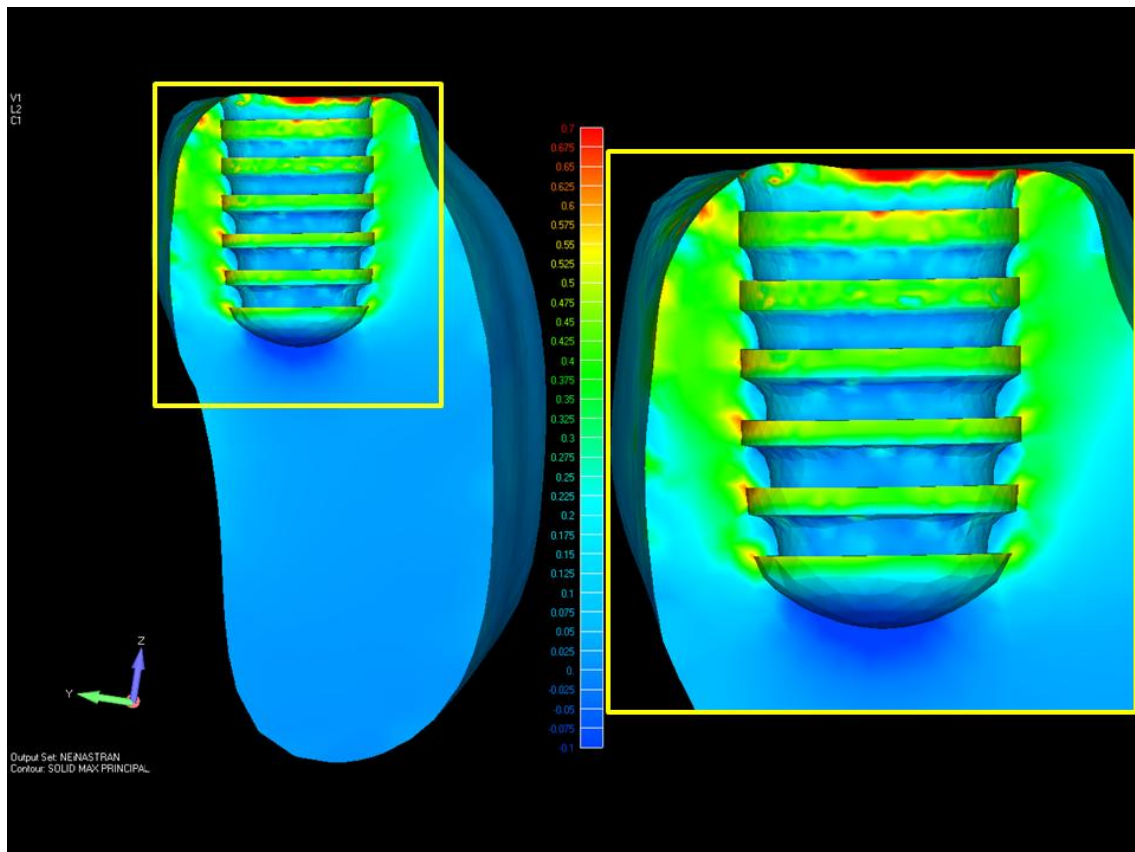


Fig. 43 : Tensão Máx. Principal em osso trabecular sob ação de carga AXIAL

MODELO 1B

Este modelo também é composto de 175.361 elementos e 263.850 nós.

Notou-se um comportamento intrinsecamente assimétrico sob tensão, com excessos de tensão na região vestibular do colar do implante, atingindo valores de Tensão Máxima de Tração próximos a 250 MPa. (Fig. 44)

A favor da direção das cargas oblíquas buco-lingual, encontramos Tensões de Compressão, com valor de 40 MPa, na região lingual do modelo, resultante da carga aplicada. (Fig. 44)

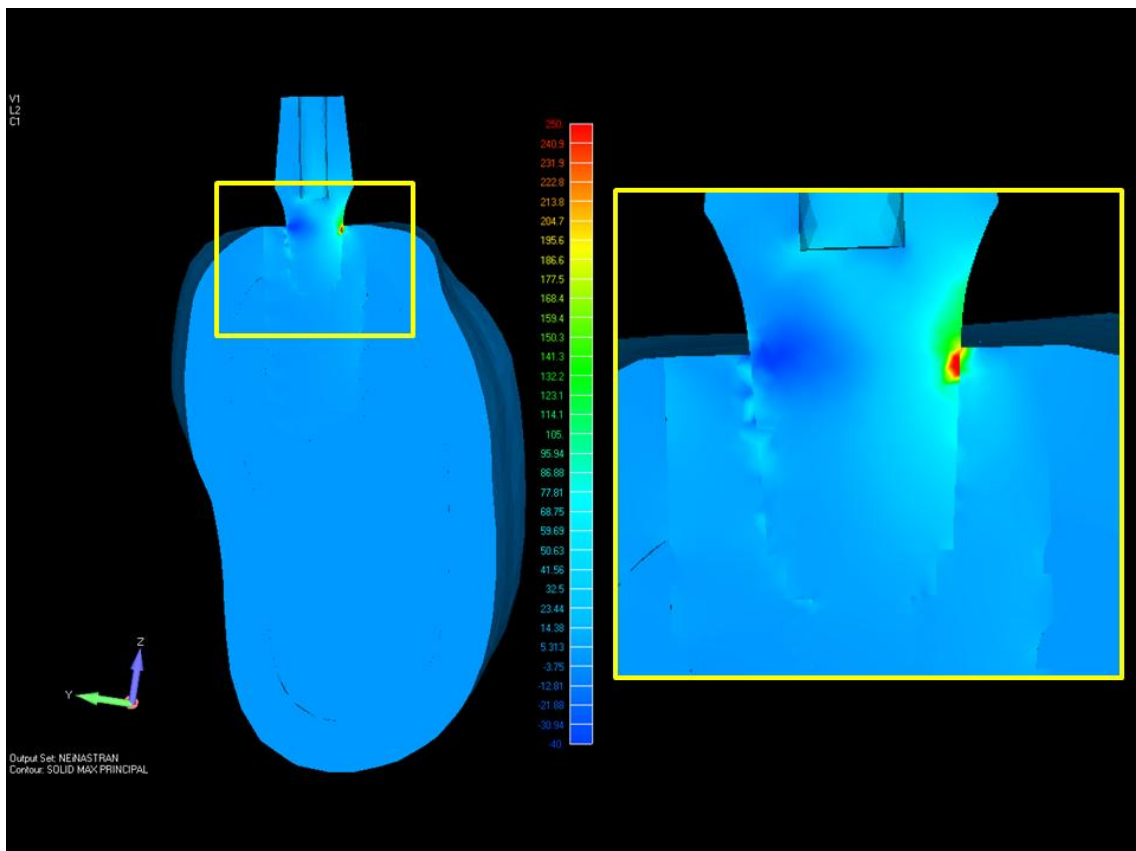


Fig. 44 : Tensão Máxima Principal do MOD 1B sob carga OBLÍQUA

IMPLANTE / PILAR INTERMEDIÁRIO

As maiores Tensões de von Mises encontradas localizaram-se na região cervical, mais evidentes no pilar intermediário, porém, também observáveis na superfície do implante, em região lingual. Estas tensões atingiram valores com picos de tensão de 250 Mpa. (Fig. 45)

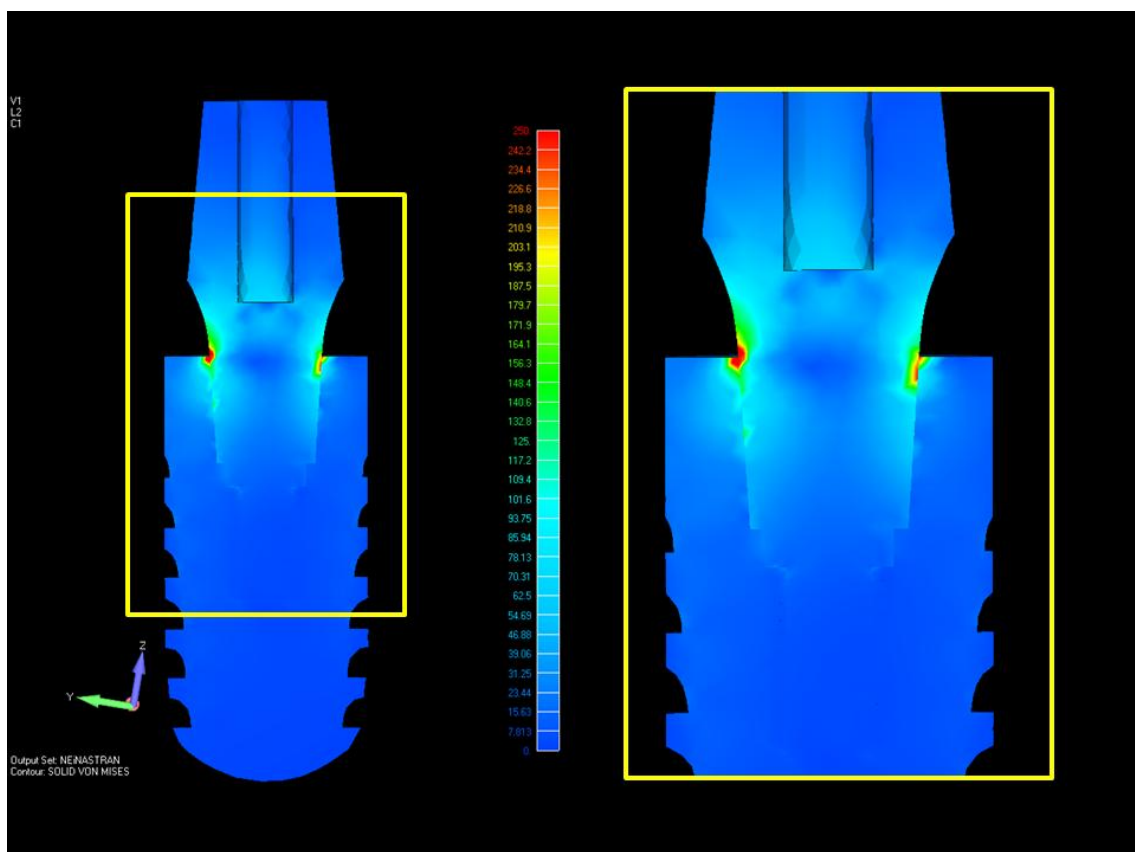


Fig 45 : Tensões de von Mises no implante e pilar intermediário sob ação de carga OBLÍQUA

OSSO CORTICAL

Na figura 46 podemos observar que as Tensões Máximas Principais de Tração, geradas no osso cortical, foram da ordem de 7 MPa; também na região do colar do implante, superfície vestibular do modelo. Apresentando Tensões Máximas Principais de Compressão na crista óssea, na região lingual, nos limites entre o osso cortical e trabecular (1 MPa).

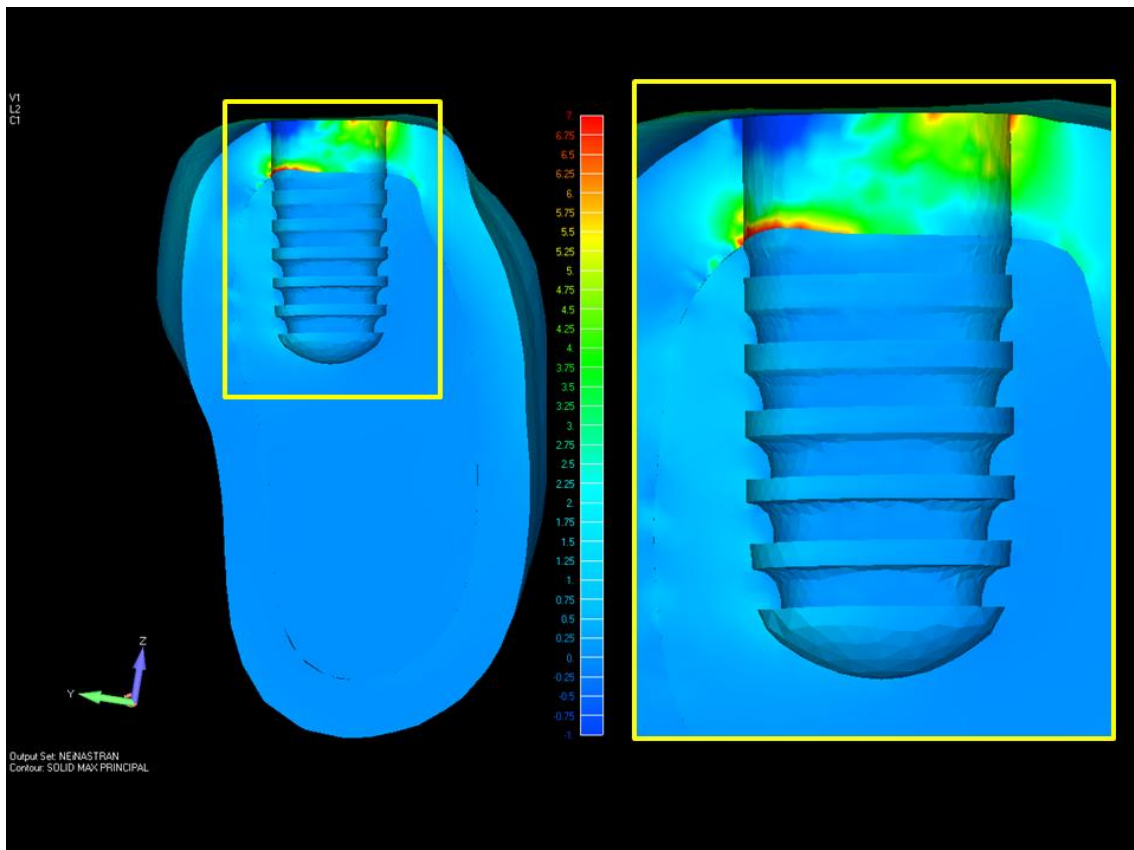


Fig. 46 : Tensão Máx. Principal em osso cortical sob ação de carga OBLÍQUA

OSSO TRABECULAR

Em osso trabecular, a Tensão Máxima principal apresentou valores insignificantes de tensões, muito próximos a zero. As tensões de Tração concentraram-se na região lingual do modelo, próximas das arestas das roscas do implante, de magnitude próxima de 1 MPa. (Fig. 47), apresentando, no modelo, tensões de Compressão irrelevantes, com valores próximos de zero ou mesmo nulos.

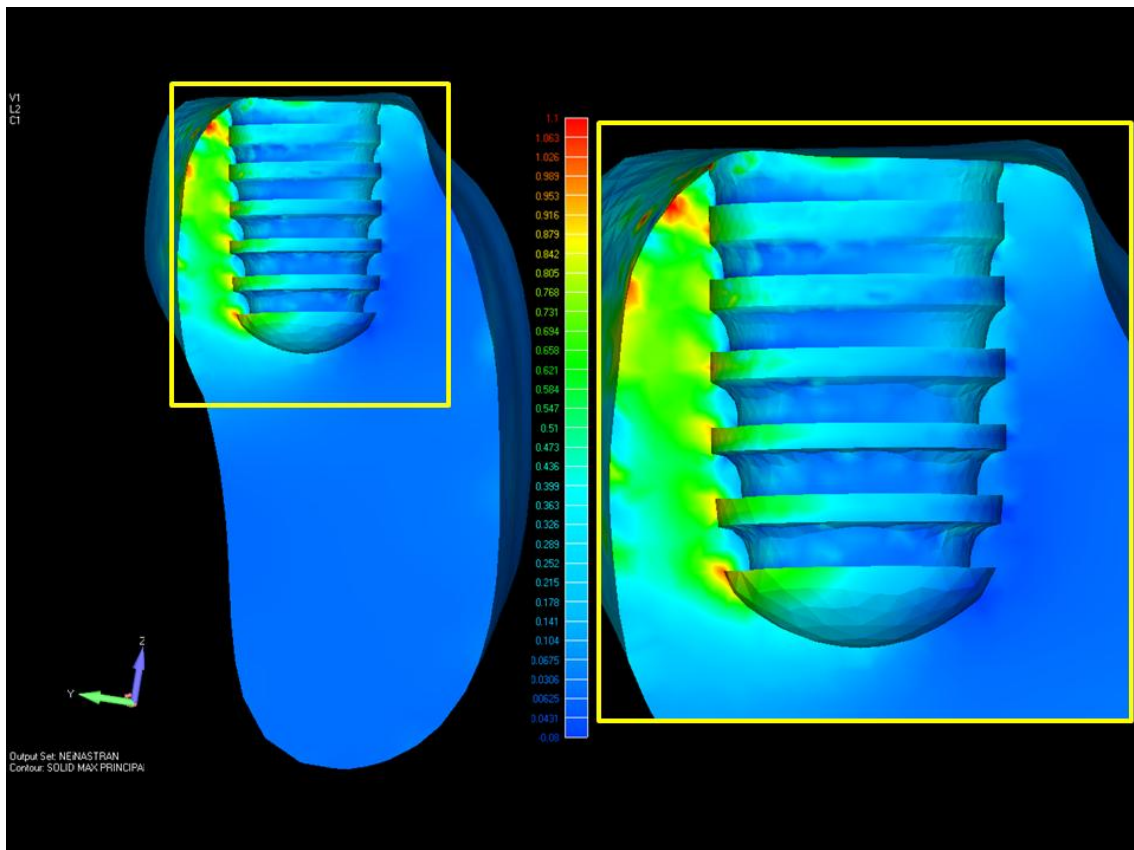


Fig. 47 :Tensão Máx. Principal em osso trabecular sob ação de carga OBLÍQUA

MODELO 2A

Este modelo é composto de 171.977 elementos e 260.102 nós.

Para cargas axiais, o deslocamento do conjunto implante intermediário foi menor, embora com uma faixa menor de osso cortical na região do pescoço do implante, quando comparado com o modelo com implante ao nível de crista óssea.

Nas Tensões Máximas Principais temos uma distribuição um pouco mais homogênea da compressão do cone, se comparado com o modelo de implante em nível cortical, que concentrava tensões na região cervical do pescoço do implante.

Essa distribuição resulta em uma distribuição de carga razoavelmente homogênea por todo o implante. São tensões de Tração no implante, com valor de 10 Mpa, pois o cone age como uma cunha, tentando afastar a superfície, gerando um halo de Tração na parte interna de todo o implante. (Fig. 48)

As tensões de Compressão na região do pilar intermediário são distribuídas por todo corpo cônico em contato com as paredes do implante, com valores de 2 MPa. (Fig. 48)

Estas tensões induzem tensões de Tração na parede do implante de conexão cônica, mais concentradas no terço mais profundo do pilar cônico.

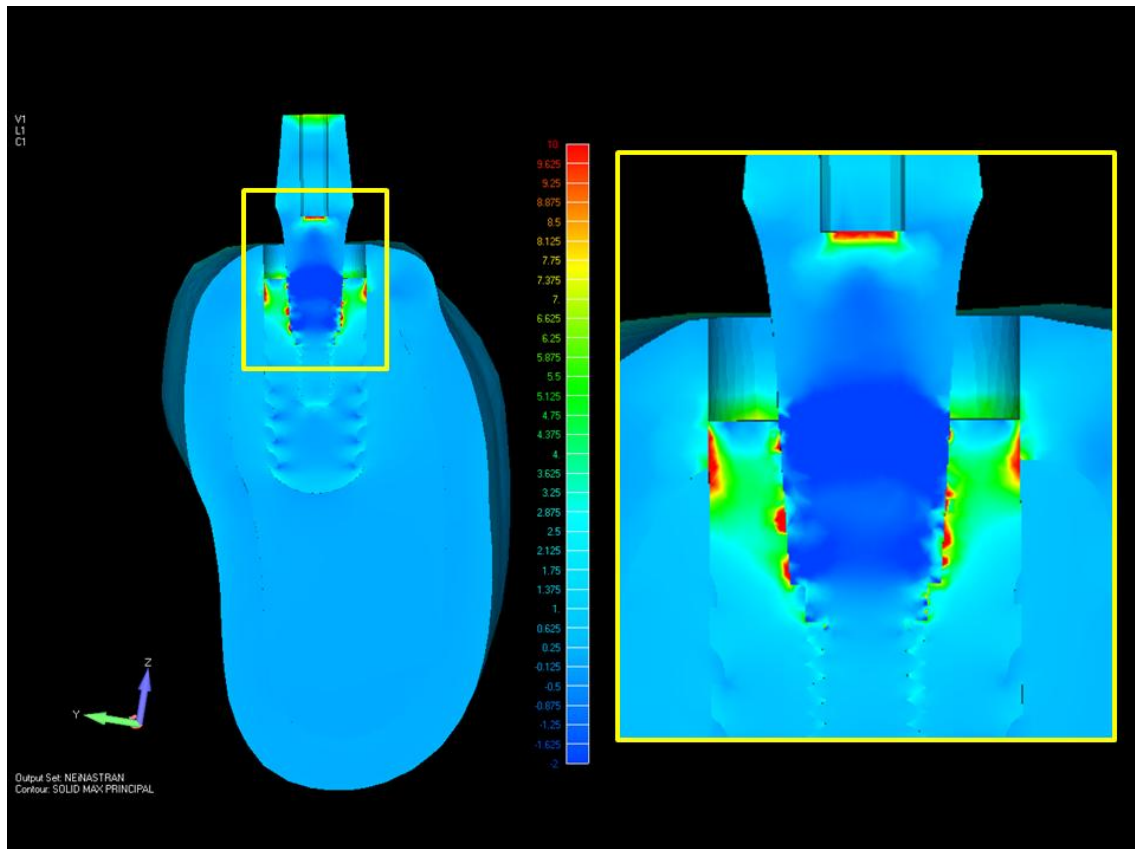


Fig. 48: Tensão Máxima Principal do MOD 2A sob carga AXIAL

IMPLANTE / PILAR INTERMEDIÁRIO

As maiores tensões de von Mises encontradas para esta condição foram expressivamente inferiores, com distribuição homogênea em toda superfície de contato cônico entre implante e pilar intermediário.

Comparado com o modelo anterior, sob as mesmas condições de carregamento, porém com maior faixa de osso cortical no pescoço do implante (2mm), as tensões geradas para este modelo registraram apenas 33 MPa, enquanto o outro, sob as mesmas condições de carregamento, apresentou pico de tensões sete vezes maior, com valores de 250 MPa. (Fig. 49)

A região livre do pilar, caracterizada na peça protética como altura de sulco, também apresenta níveis de tensões menores e bem distribuídos, com simetria razoável, com valores médios de 40 Mpa.(Fig. 49)

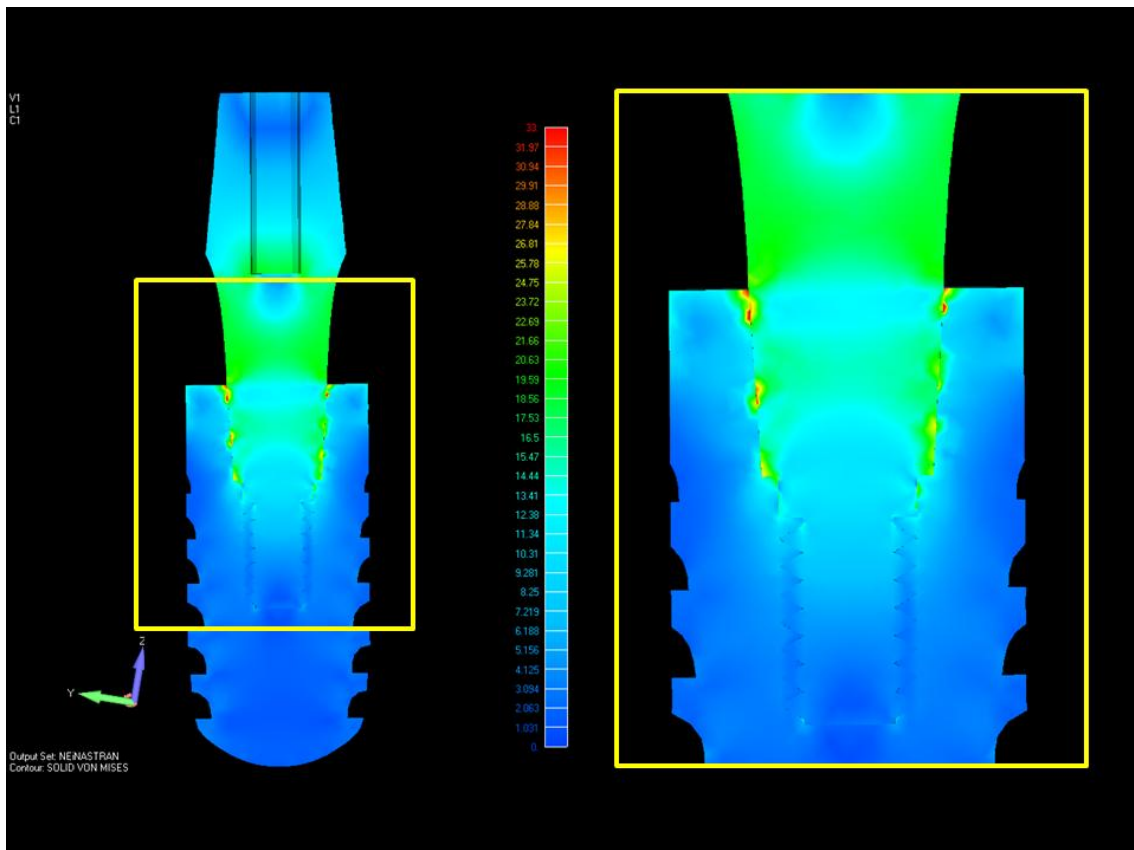


Fig. 49 : Tensão de von Mises do MOD 2A sob carga AXIAL

OSSO CORTICAL

Na observação da interface de contato do implante com o osso cortical temos as tensões de Tração bem menores, atingindo 11 MPa, na região de transição entre osso cortical e trabecular. As tensões de Compressão praticamente inexistentes ou nulas, com valores próximos de zero, também são observadas no modelo ao nível de crista. (Fig. 50)

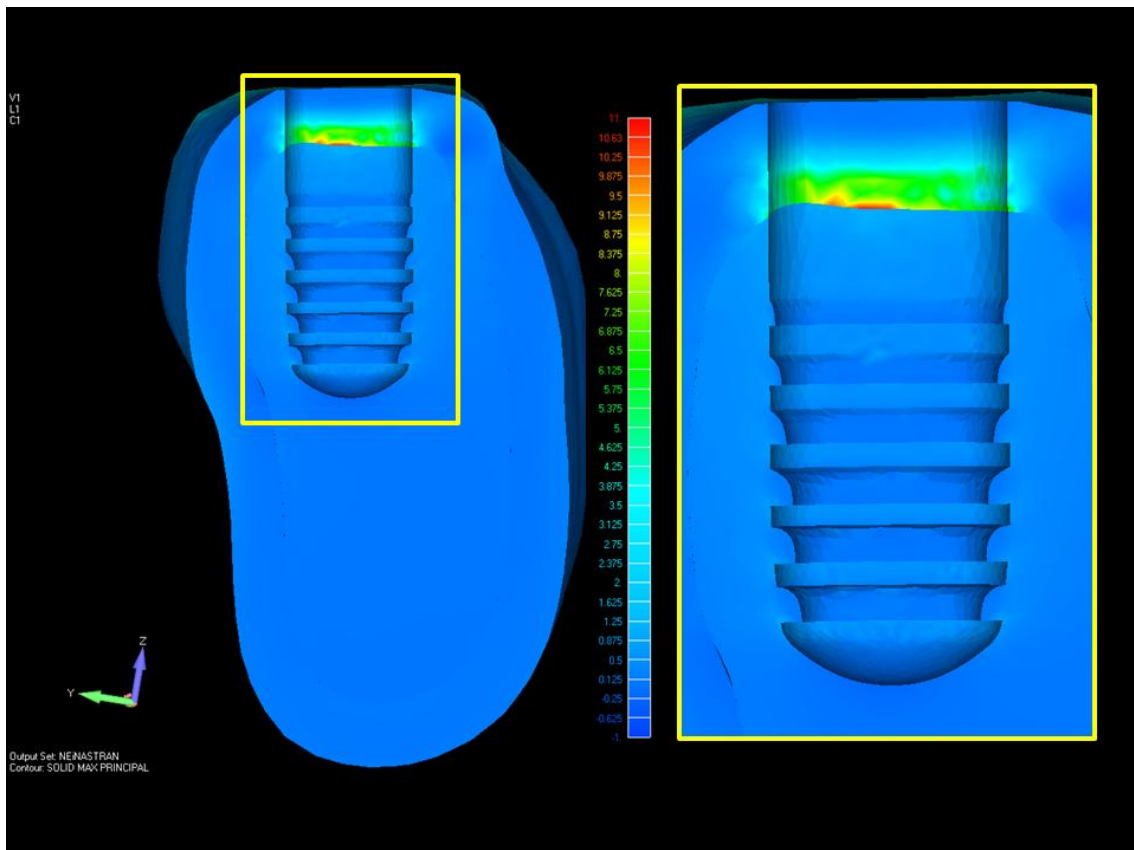


Fig. 50 : Tensão Máxima Principal do MOD 2A sob carga AXIAL

OSSO TRABECULAR

Na figura 51, é possível observar que as tensões são extremamente baixas ou nulas, com valores inexpressivos frente às tensões observadas em superfícies metálicas do modelo (implante e pilar intermediário), com valores da ordem de 1.2 MPa, para tensões de Tração. Estas tensões estão concentradas na mesma região de maiores tensões do osso cortical, na zona de transição.

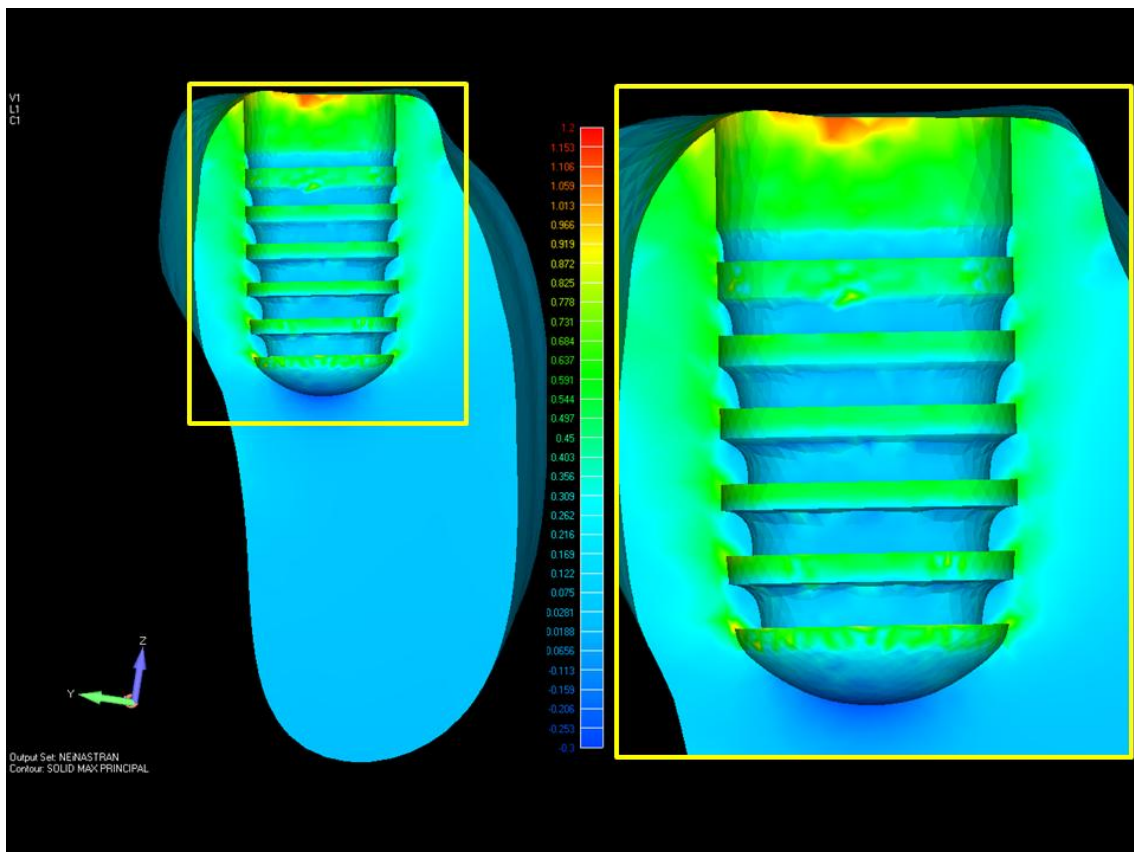


Fig. 51 : Tensão Máxima Principal do MOD 2A sob carga AXIAL

MODELO 2B

Este modelo também é composto de 171.977 elementos e 260.102 nós.

Observando as Tensões Máximas Principais do conjunto, pode-se notar que, frente ao carregamento oblíquo, este modelo exibe comportamento bastante assimétrico, com picos de tensão por Compressão do pilar intermediário contra a parede interna do implante. (Fig 52)

Também é possível visualizar altas tensões de Tração, distribuídas pela região vestibular do pilar, com os valores maiores próximos a 210 MPa. (Fig. 52)

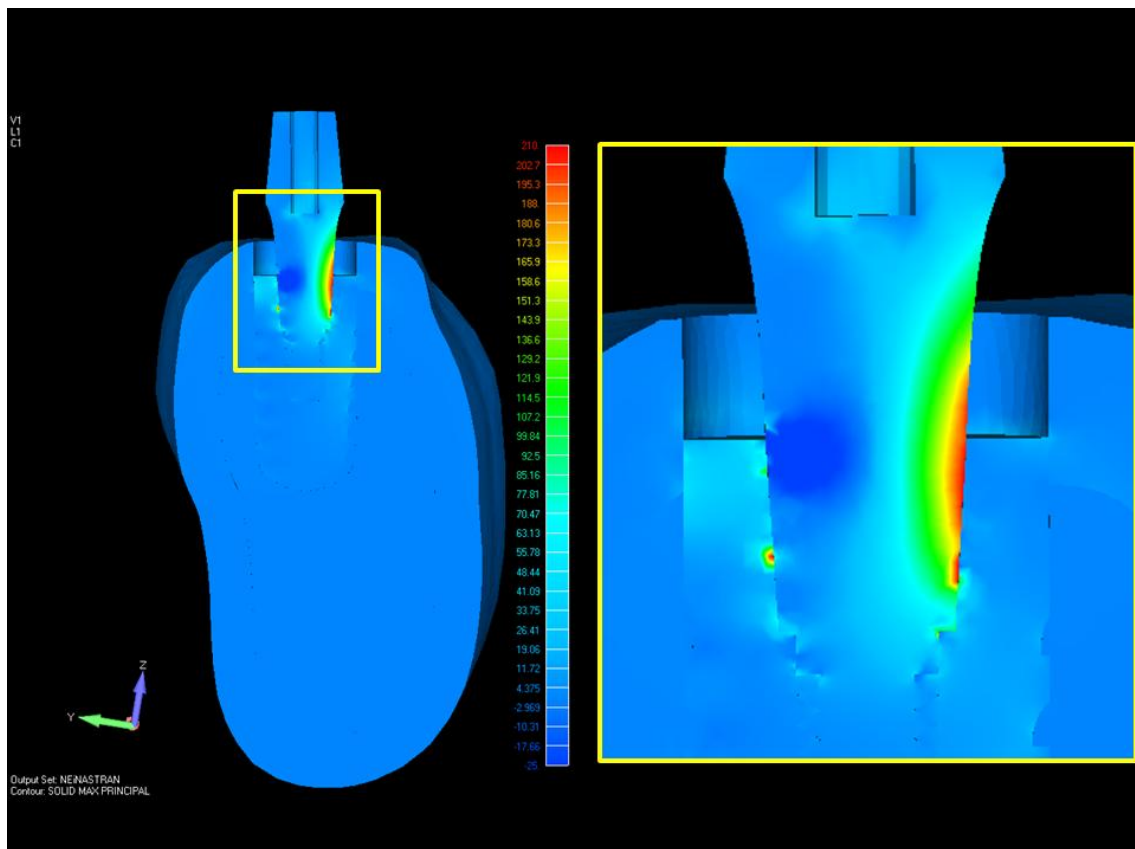


Fig. 52 : Tensão Máxima Principal do MOD 2B sob carga OBLÍQUA

IMPLANTE / PILAR INTERMEDIÁRIO

As maiores tensões de von Mises foram encontradas no pilar intermediário, 230 MPa, na região do pescoço do implante, próximo à plataforma protética. Também é possível notar estas tensões na região do implante, superfície lingual, com tensões aproximando-se de 200 MPa. (Fig. 53)

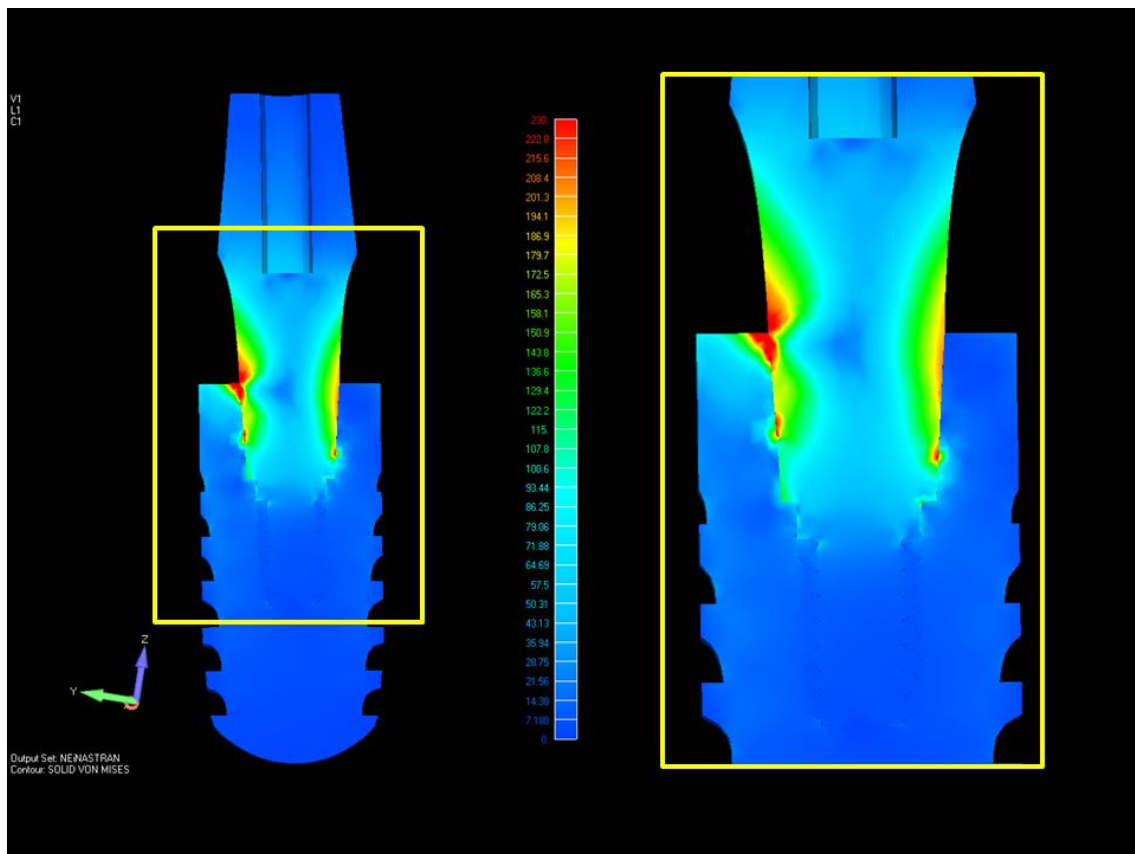


Fig. 53 : Tensão Máxima Principal do MOD 2B sob carga OBLÍQUA

OSSO CORTICAL

A Tensão Máxima Principal para o osso cortical com o aprofundamento do implante no osso, perdendo corticalização em sua região de pescoço, gerou um aumento de tensões três vezes maior que na condição de implante ao nível de crista, com a mesma condição de carregamento. Ainda assim, com valores baixos de tensão de Tração, atingindo até 20 MPa. (Fig. 54)

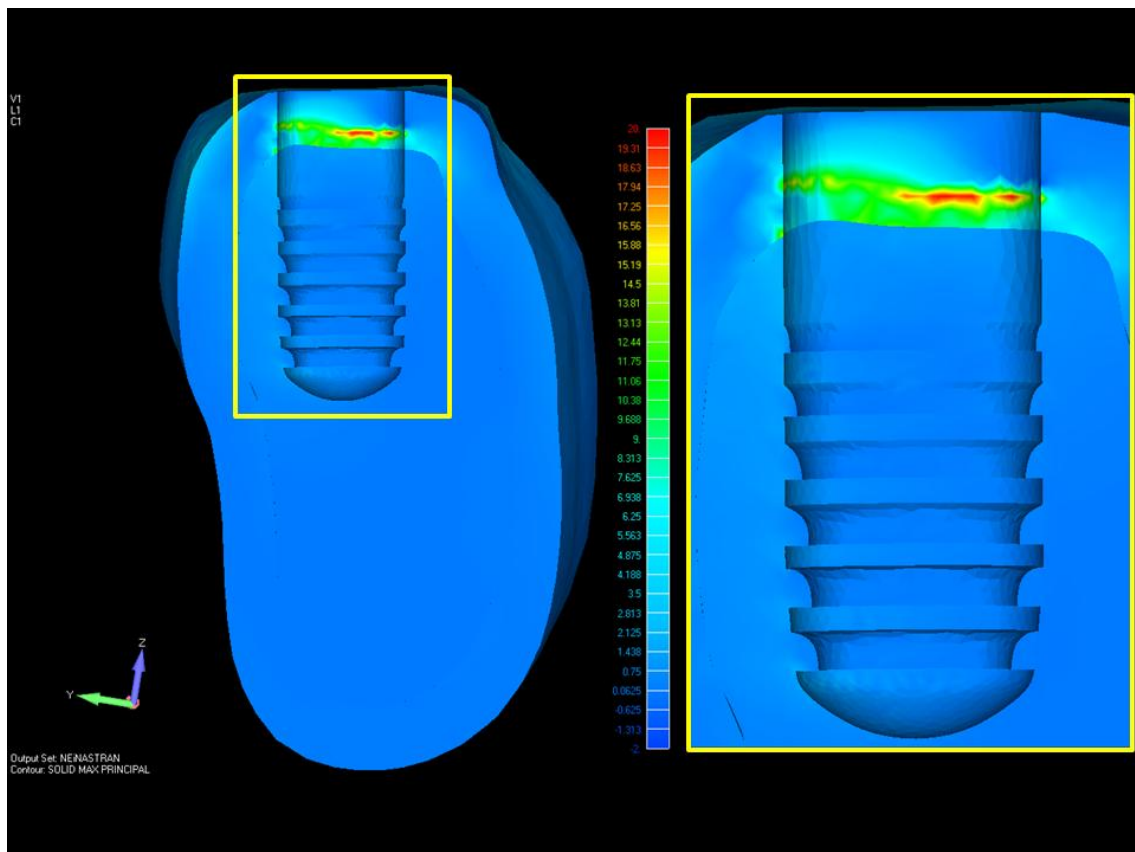


Fig. 54 : Tensão Máxima Principal do MOD 2B sob carga OBLÍQUA

OSSO TRABECULAR

Comportamento muito semelhante ao MOD 1B, onde o osso trabecular praticamente não recebe tensões, atingindo a máxima de (2.5 MPa) de Tração e tensões de Compressão desprezíveis, muito próximas de zero ou mesmo nulas.(Fig. 55)

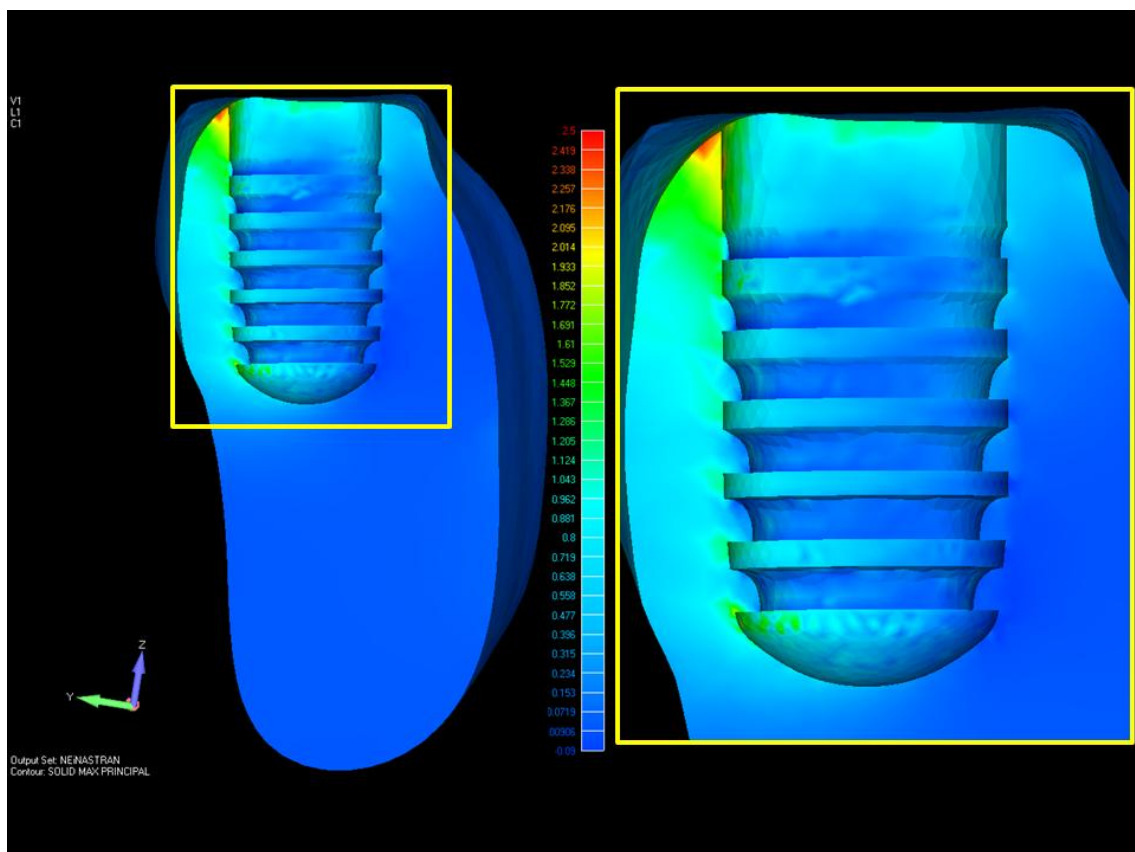


Fig. 55 : Tensão Máxima Principal do MOD 2B sob carga OBLÍQUA

MODELO 3 A

Este modelo é composto de 175.685 elementos e 264.312 nós.

Considerando as Tensões Máximas Principais deste modelo, observam-se tensões de Compressão de baixa intensidade (1 MPa) na região do pilar intermediário, concentradas no final do corpo cônico do mesmo.

Com a perda total de corticalização do sistema, é observável a distribuição das tensões de Tração de forma assimétrica, constando valores de 11.5 MPa na parede do cone, na porção lingual mais profunda. Também, nota-se que tensões de magnitude semelhante ocorrem no colar cervical da interface pilar intermediário/implante. (Fig. 56)

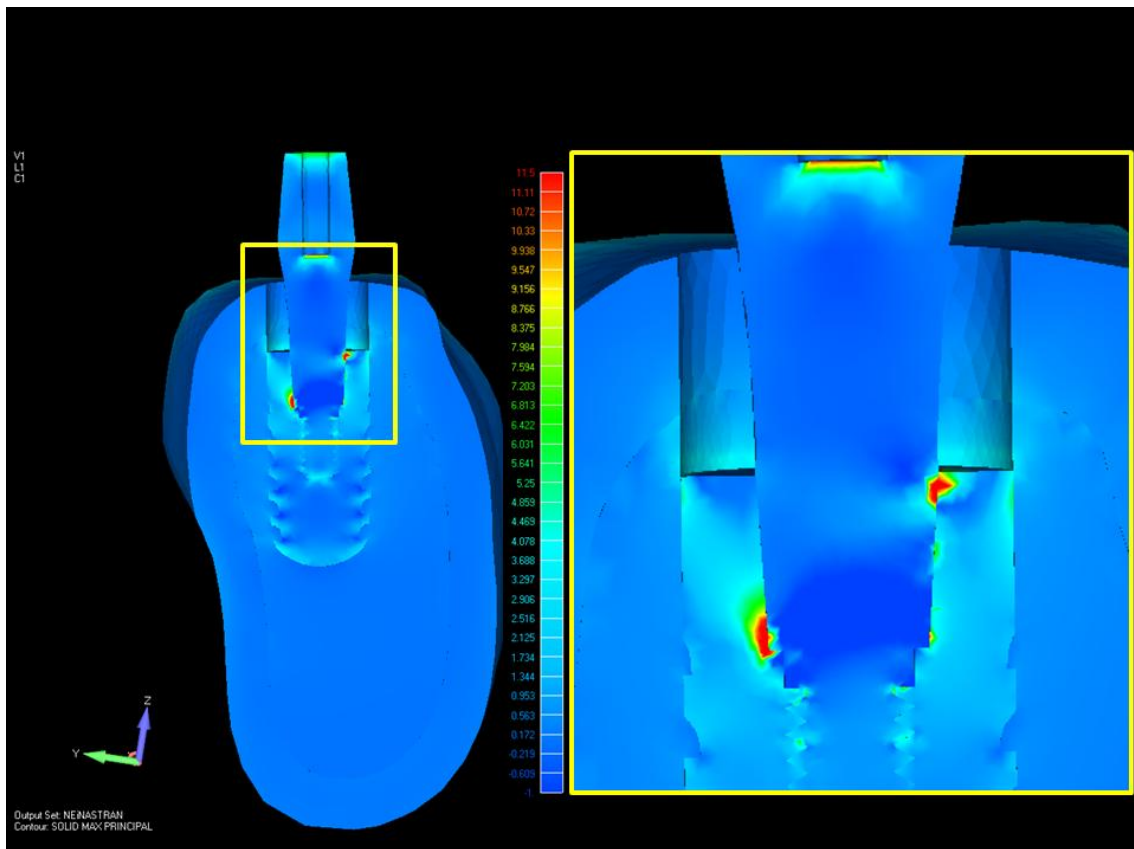


Fig. 56 : Tensão Máxima Principal do MOD 3A sob carga AXIAL

IMPLANTE / INTERMEDIÁRIO

As maiores tensões de von Mises observadas para este modelo coincidem com a localização da Tensão Máxima Principal do conjunto, com picos de tensão atingindo 30 MPa, mais baixas que as tensões encontradas para o mesmo carregamento. Este modelo apresenta distribuição expressivamente assimétrica no modelo. (Fig. 57)

Tensões concentradas na porção mais profunda da superfície cônica do pilar, e na interface com a região mais cervical do implante da região vestibular.

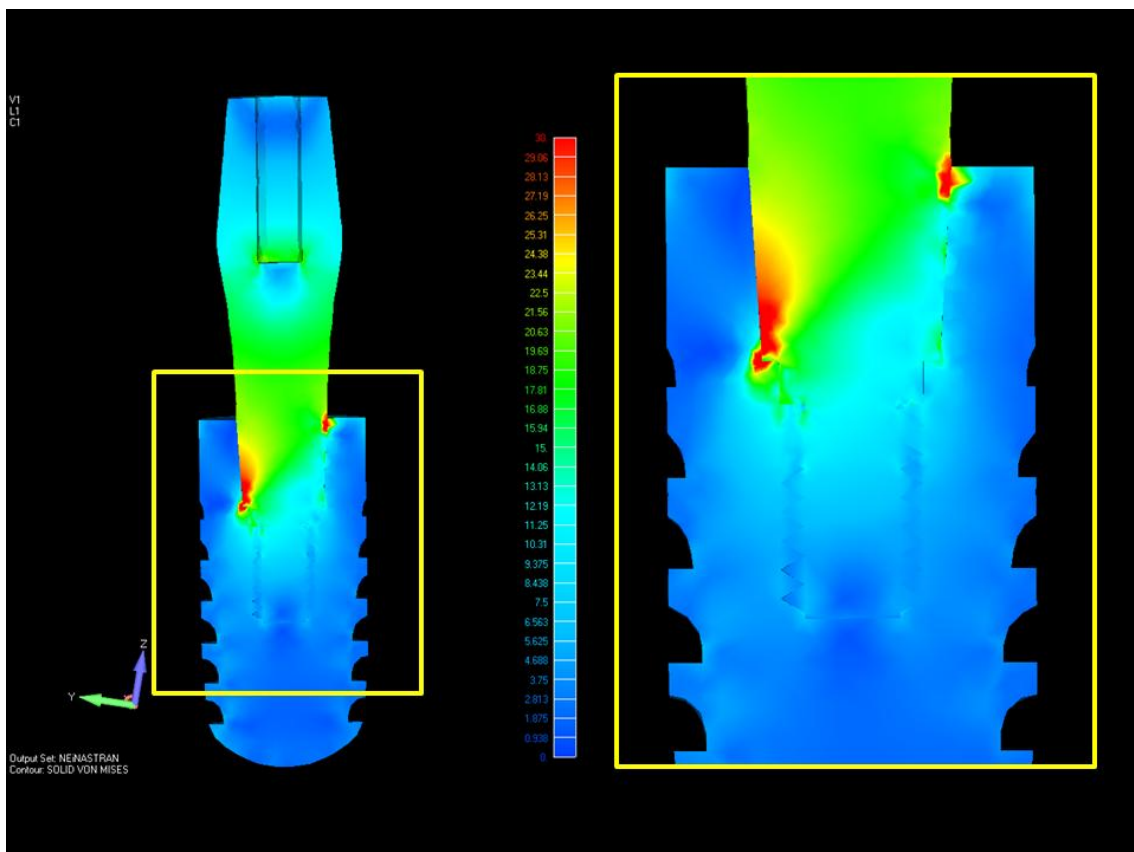


Fig. 57 : Tensão Máxima Principal do MOD 3A sob carga AXIAL

OSSO CORTICAL

Um estado praticamente nulo de tensões para o osso cortical, uma vez que o aprofundamento em 3 mm do implante infraósseo perde o contato com a superfície do implante. (Fig. 58)

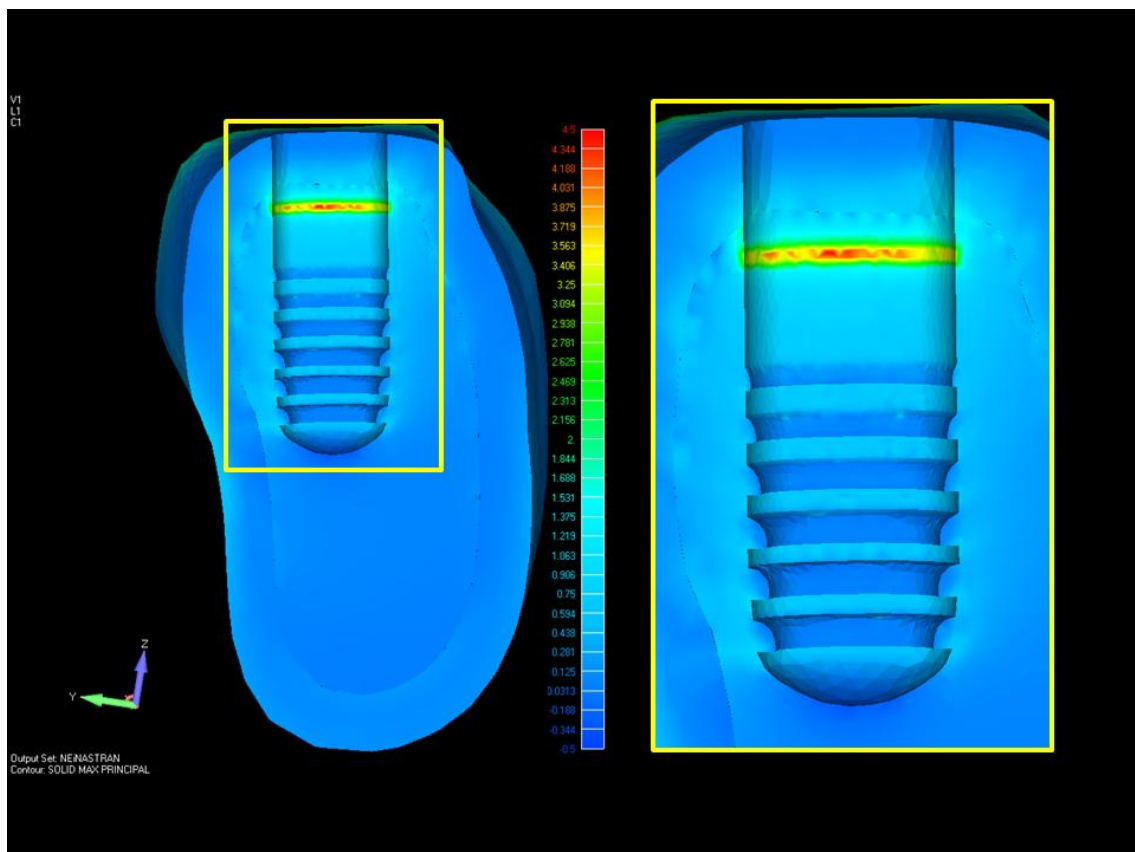


Fig. 58 : Tensão Máxima Principal do MOD 3A sob carga AXIAL

OSSO TRABECULAR

Valores muito baixos são observados, concentrados na região mais cervical do implante, em contato com a plataforma protética, já totalmente em osso trabecular, apresentando tensões de tração não superiores à 5 MPa. (Fig. 59)

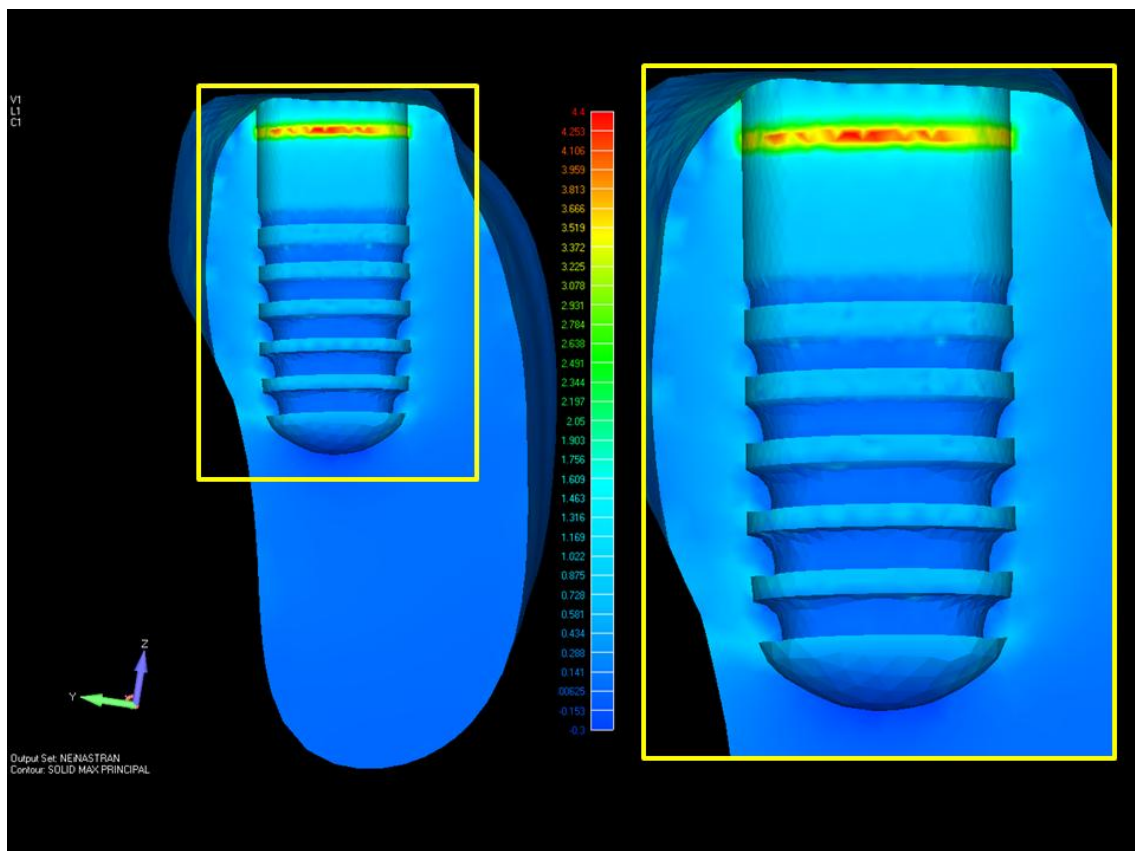


Fig. 59 : Tensão Máxima Principal do MOD 3A sob ação de carga AXIAL.

MODELO 3B

A concentração de tensão bastante elevada, com a Tensão Máxima Principal de Tração alcançando a magnitude de 550 MPa (Fig. 60), concentradas em uma única região do modelo, localizada na superfície vestibular mais profunda do corpo cônico do pilar intermediário, em contato com o primeiro degrau no engate da conexão, antes da região de roscas do parafuso do pilar intermediário.

As maiores tensões de Compressão foram observadas na mesma região, porém na superfície lingual também do pilar intermediário, apontando para aproximadamente 80 Mpa. (Fig. 60)

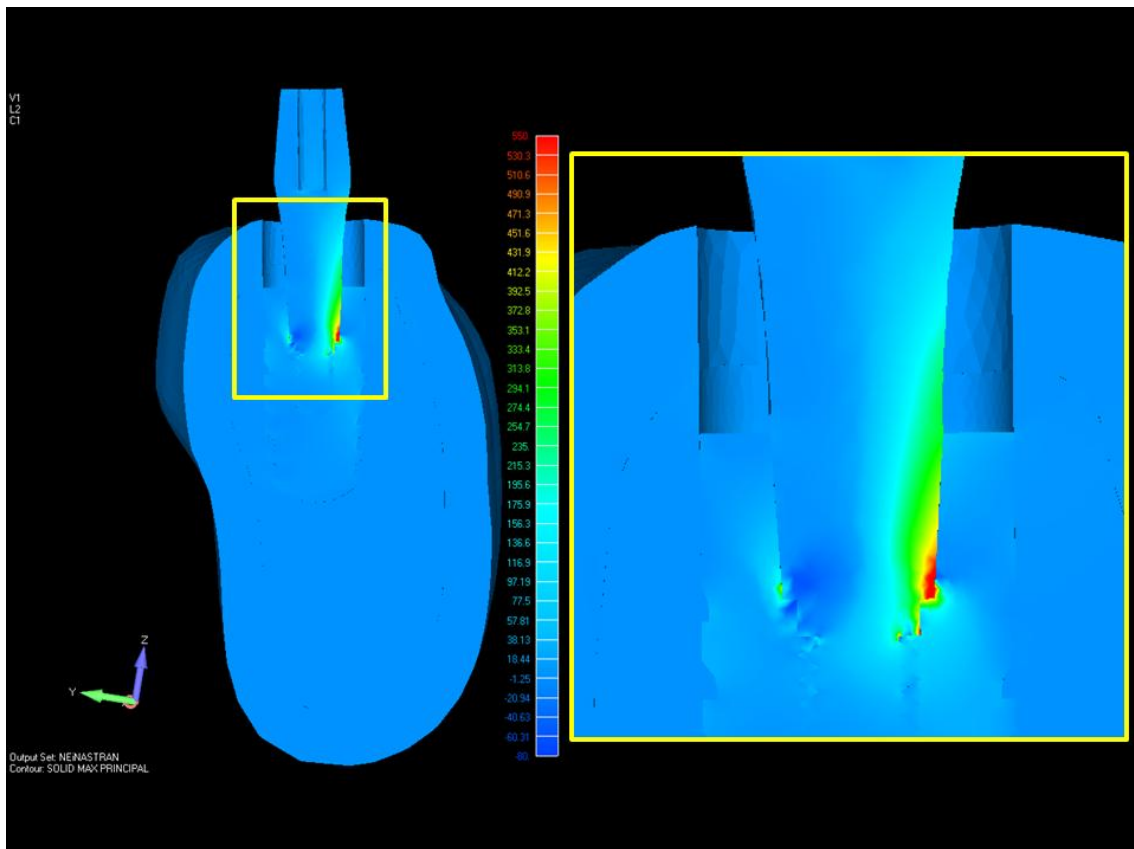


Fig. 60 : Tensão Máxima Principal do MOD 3B sob carga OBLÍQUA

IMPLANTE / PILAR INTERMEDIÁRIO

Dentre as tensões encontradas nos seis modelos estudados, as tensões de von Mises para este modelo registraram os maiores valores, 680 MPa. Estas tensões concentraram-se na parte mais profunda da superfície cônica do pilar intermediário, em forma de halo. (Fig. 61)

A dissipação destas tensões é distribuída pela superfície do pilar intermediário em contato com a parede cônica da conexão do implante, atenuando-se em direção oclusal, com tensões médias de 400 MPa.(Fig. 61)

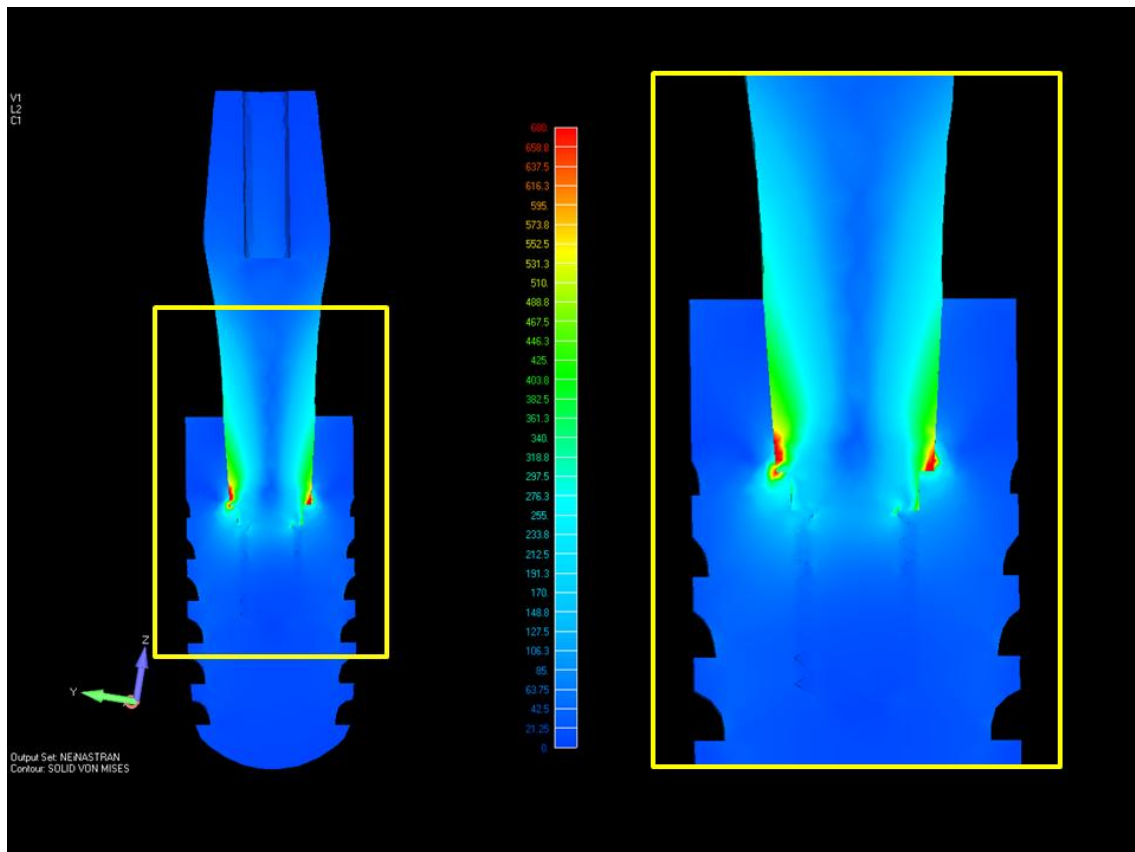


Fig. 61 : Tensão de von Mises do MOD 3B sob carga OBLÍQUA

OSSO CORTICAL

Valores nulos ou muito próximos de zero para as tensões de compressão em osso cortical. E nenhuma tensão de Tração foi observada para esta condição, sabendo-se que o implante não tem contato com a camada de osso cortical. (Fig.62)

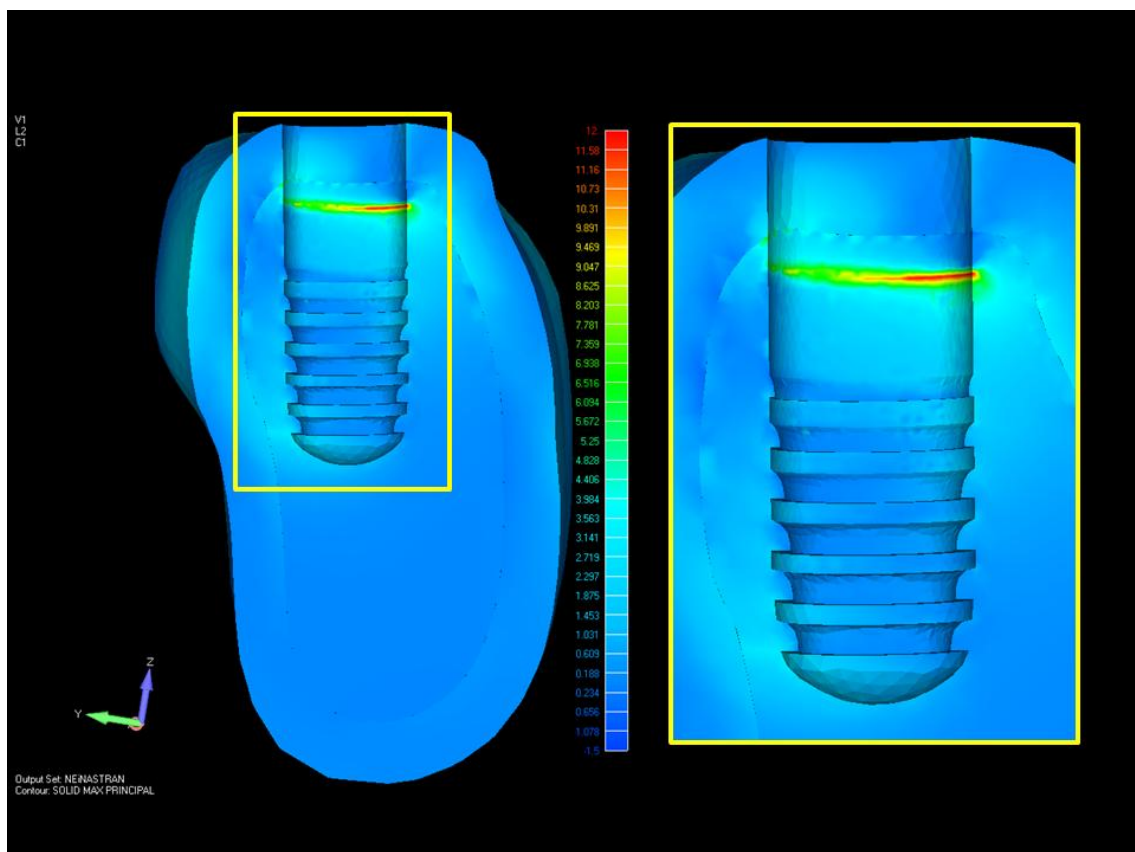


Fig. 62 : Tensão Máxima Principal do MOD 3B sob carga OBLÍQUA

OSSO TRABECULAR

Apresenta uma tensão de Compressão desprezível, e picos de tensão de Tração na porção mais cervical em contato com o pescoço do implante, registrando valores de 12 MPa. (Fig. 63)

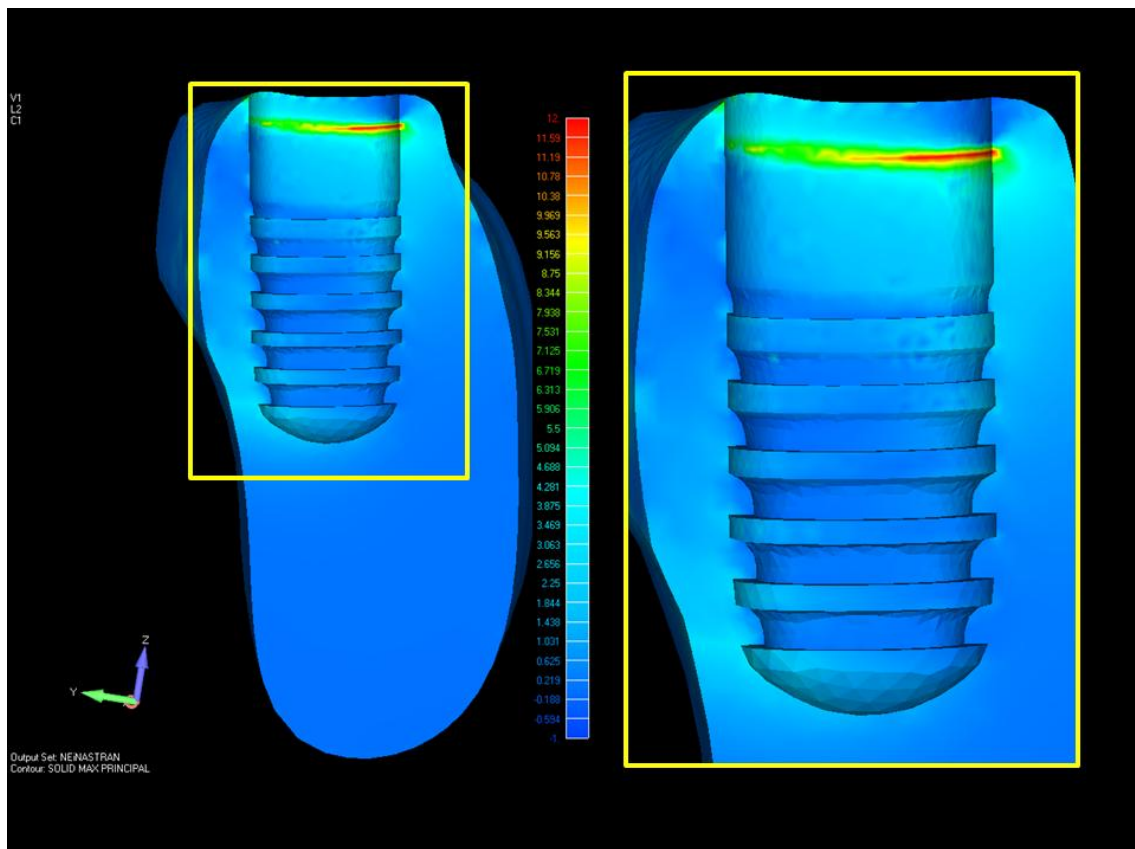


Fig. 63 : Tensão Máxima Principal do MOD 3B sob carga OBLÍQUA

Tabela – 03 **Tensões Máximas Principais de Tração do Conjunto**

	0mm AXIAL	0mm OBLÍQUA	1.5mm AXIAL	1.5mm OBLÍQUA	3mm AXIAL	3mm OBLÍQUA
IMPLANTE	8	200	10	90	11.5	275
PILAR INTERMEDIÁRIO	8	250	10	210	11.5	550
OSSO CORTICAL	4	0	0	0	0	0
OSSO TRABECULAR	0.5	0	0	0	5	0

Obs: Valores aproximados em (MPa), baseados no gradiente de cores da escala

Tabela – 04 **Tensões Máximas Principais de Compressão do Conjunto**

	0mm AXIAL	0mm OBLÍQUA	1.5mm AXIAL	1.5mm OBLÍQUA	3mm AXIAL	3mm OBLÍQUA
IMPLANTE	2	20	0	10	0.5	0
PILAR INTERMEDIÁRIO	2	40	2	25	1	80
OSSO CORTICAL	1	0	1	0	0	0
OSSO TRABECULAR	0	0	0	0	0	0

Obs: Valores aproximados em (MPa), baseados no gradiente de cores da escala

Tabela – 05 **Maiores Tensões de von Mises**

	0mm AXIAL	0mm OBLÍQUA	1.5mm AXIAL	1.5mm OBLÍQUA	3mm AXIAL	3mm OBLÍQUA
IMPLANTE	250	250	33	230	30	680
PILAR INTERMEDIÁRIO	250	250	30	200	30	630

Obs: Valores aproximados em (MPa), baseados no gradiente de cores da escala

Tabela – 06 **Tensões Máximas Principais Tração**

	0mm AXIAL	0mm OBLÍQUA	1.5mm AXIAL	1.5mm OBLÍQUA	3mm AXIAL	3mm OBLÍQUA
OSSO CORTICAL	8	7	11	20	0	0
OSSO TRABECULAR	0.7	1	0	2.5	5	12

Obs: Valores aproximados em (MPa), baseados no gradiente de cores da escala

Tabela – 07 **Tensões Máximas Principais Compressão**

	0mm AXIAL	0mm OBLÍQUA	1.5mm AXIAL	1.5mm OBLÍQUA	3mm AXIAL	3mm OBLÍQUA
OSSO CORTICAL	1	1	0	1	0	0
OSSO TRABECULAR	1	0	0	0	5	12

Obs: Valores aproximados em (MPa), baseados no gradiente de cores da escala

6. DISCUSSÃO

Em busca de melhores resultados clínicos no tratamento com implantes osseointegrados, muitas pesquisas têm sido realizadas, no intuito de compreender os fenômenos biomecânicos que envolvem a distribuição de tensões e dissipação das cargas mastigatórias. O Método de Elementos Finitos tem sido amplamente empregado nestes estudos, proporcionando uma análise qualitativa e quantitativa de modo comparativo.

A perda óssea marginal ao redor do pescoço do implante tem sido observada clinicamente, e relatada na literatura com frequência, despertando grande interesse dos pesquisadores cujo objetivo é minimizar esse fenômeno, conhecido com “saucerização”, permitindo, assim, longevidade dos tratamentos com implantes osseointegrados.

Segundo Misch & Bidez, (2006) a região cervical do implante, bem como o osso ao redor, é descrita como a mais crítica, por apresentar alta concentração de tensões quando expostas às forças mastigatórias. Assim, faz-se necessário uma melhor compreensão do fenômeno biomecânico que envolve a região cervical do implante, com o objetivo de reduzir ou mesmo minimizar a concentração de tensões nesta área, contemplando a manutenção do tecido ósseo periimplantar.

Estas perdas ósseas têm sido prevalentes, independente do sistema de implante utilizado, sendo consideradas como processo comum do ponto de vista clínico. O comprometimento causado por estas perdas na região crestal, ao redor dos implantes, acaba exercendo influência negativa nos resultados estéticos, além de comprometimento biomecânico do sistema. A alteração da arquitetura gengival, fruto da reabsorção do tecido ósseo, pode resultar, em curto prazo, em mudanças estéticas significativas, e em longo prazo, a função também pode ser afetada. (Schrotenboer, Tsao *et al.*, 2008).

A relação entre a proporção implante/pilar protético, um dos objetos deste estudo, já foi focalizada também por Misch *et al.*,(2006). Considerando o implante osseointegrado e os fatores biomecânicos envolvidos, ao receber as forças

provenientes de cargas mastigatórias, a alteração do tamanho (altura) dos pilares intermediários poderá influir de maneira significativa na distribuição de tensões para implante, componentes e osso suporte.

O aprofundamento subcrestal do implante de conexão cônica, tipo cone-morse, tem sido proposto pelos fabricantes e por alguns pesquisadores, justificando melhores possibilidades de reconstrução protética e estética favorecida. A justificativa biológica para este aprofundamento do implante é verdadeira, pois ao aprofundarmos o implante em relação à crista óssea, levamos a área de transição entre implante e pilar intermediário a uma região mais apical, diminuindo, assim, a exposição desta região. Consequentemente, ocorre menor contaminação bacteriana da área. Em contrapartida, teremos que expandir a altura do pilar intermediário, aumentando também o braço de alavanca do conjunto.

Com relação aos aspectos biomecânicos envolvidos, esta inserção aprofundada poderá trazer diferentes formas de distribuição das tensões para todo o conjunto. A variação de altura dos pilares intermediários, bem como o nível de corticalização dos implantes, são fatores que poderão influir de maneira significativa nos processos de reabsorções ósseas. As tensões impostas principalmente pelas forças oblíquas serão proporcionalmente maiores, com o aumento do pilar intermediário, que irá comportar-se como braço de alavanca.

O braço de alavanca, bem como a posição do implante devem ser considerados de fundamental importância para que os componentes mecânicos suportem as cargas funcionais. As cargas também deverão ser dissipadas aos tecidos de suporte sem causar danos (REINHARDT *ET AL*, 1983).

A distribuição destas tensões no tecido ósseo ao redor do implante, decorrente das forças aplicadas, pode ser simulada através de análise com o Método de Elementos Finitos. Sabendo que o processo de remodelação óssea está diretamente associado a estas tensões, a simulação é importante para o entendimento dos fatores biomecânicos envolvidos. A biomecânica é um dos fatores que pressupõe maior influência no sucesso dos implantes, em longo prazo. Porém,

estes fatores não são de fácil avaliação, seja em observações clínicas ou em análises experimentais, dada a diversidade das amostras (SKALAK, 1988).

A metodologia de análise com elementos finitos permite a criação de modelos bidimensionais e tridimensionais. Segundo alguns autores (HOLMREN et al., 1998), a simulação por meio de modelos bidimensionais se mostra tão eficiente quanto em três dimensões. Porém, outros autores atentam para o fato de modelos bidimensionais apresentarem hipóteses simplificadoras muito fortes para este tipo de avaliação e análise. Modelos bidimensionais consideram um estado plano de deformação, levando em conta apenas uma seção do conjunto; assim, são desprezadas informações importantes referentes à dissipação de tensões nas demais áreas do conjunto, relativo a um modelo assimétrico.

Neste estudo, a análise das tensões Máximas Principais, e também as tensões de Von Mises, ocorreu através de modelos tridimensionais, representada pela média das tensões em todas as direções dos modelos.

Canay, Senay e Akça, K (2009) avaliaram também em seus resultados as tensões Máximas Principais e as tensões de Von Mises, mostrando também, de acordo com este estudo, que a redefinição dos níveis de implante e pilar intermediário não influenciam de maneira significativa as tensões no osso marginal de suporte, porém podem em algumas situações afetar visivelmente as propriedades mecânicas da conexão entre o implante e pilar cônico.

Dada as limitações oferecidas pelo modelo matemático, frente à complexidade dos fatores biológicos, os modelos foram construídos respeitando-se o máximo de fidelidade das estruturas anatômicas, aproximando-os da anatomia real. As condições de contorno foram estabelecidas previamente nos modelos a fim de garantir uma análise em condições próximas das condições clínicas encontradas.

As propriedades mecânicas dos componentes do conjunto analisados foram consideradas isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas. O osso é um tecido de características anisotrópicas, apresentando variações, e, portanto, não homogêneo (PIERRISNARD, RENOUEAU et al., 2003). Porém, para a realização

deste estudo foram considerados isotrópicos, visando simplificar a construção dos modelos e reduzir o tempo computacional para solução dos resultados, assim como proposto no trabalho de (SEVIMAY, TURHAN *et al.*, 2005).

Segundo Kitamura, Stegaroiu *et al.* (2004), as diferenças no módulo de elasticidade dos ossos cortical e medular exibem comportamentos diferentes com relação às tensões recebidas. Apresentando o osso cortical um módulo de elasticidade menor que o osso medular, e, por esta razão, acaba por absorver mais as tensões. Estas tensões concentram-se na região cervical do implante e osso ao redor, independente da qualidade óssea. A medida que diminui a espessura da cortical óssea ou densidade do osso medular, observa-se o aumento das tensões.

Neste estudo, também se observou maior concentração das tensões na região cervical, próxima da plataforma do implante, em osso cortical. Em osso medular as tensões apresentaram-se menores, muito próximas de zero, e com distribuição mais uniforme.

Com os resultados obtidos nesta análise, podemos observar que, com aplicação de cargas AXIAIS, os valores máximos de estresse de Von Mises concentraram-se na região cervical do implante, localizada na interface implante/pilar intermediário para todas as situações clínicas propostas, em relação ao nível de aprofundamento do implante no tecido ósseo.

O osso cortical foi modelado com uma espessura constante de 2 mm, assim como proposto também no trabalho de Stegaroiu, Sato *et al.* (1998) e Las Casas, Ferreira *et al.* (2008), a fim de padronizar as amostras frente às forças aplicadas.

Para o carregamento AXIAL dos conjuntos, adotou-se uma força estática de 100 N, também utilizada em diversos trabalhos correlatos na literatura específica, por apresentar uma condição mais fisiológica (AKCA E CEHRELI, 2006; CHUN, SHIN ET AL., 2006; LAS CASAS, FERREIRA ET AL., 2008; PIERRISNARD, RENOARD ET AL., 2008; SCHROTENBOER, TSAO ET AL., 2008; SCHROTENBOER, TSAO ET AL., 2009; TABATA, ASSUNÇÃO ET AL., 2010)

Para cargas OBLÍQUAS, também foi adotada uma força de 100 N, com uma angulação de 45° em relação ao longo eixo do conjunto, sendo a força aplicada no topo do pilar intermediário, com sentido buco-lingual, orientação sugerida no trabalho com elementos finitos proposto por Rahimi, Bourauel *et al.* (2009).

Em análise comparativa do deslocamento do conjunto para carregamento AXIAL, notamos um comportamento bastante simétrico para os modelos MOD 1A e MOD 2A, com as tensões dissipando-se de maneira uniforme por todo o conjunto. Já no MOD 3A, após carregamento o modelo apresenta um comportamento intrinsecamente assimétrico, mostrando um deslocamento maior na região do pilar intermediário, na sua porção coronal para a superfície lingual. Uma das hipóteses para este deslocamento vincula-se à posição que o conjunto ocupa dentro do bloco ósseo. Neste modelo temos o implante inserido em profundidade de 3 mm abaixo da crista óssea, sem corticalização alguma, tendo, como resistência às cargas, apenas o osso trabecular, que tem por característica a baixa densidade óssea.

Sabendo-se que o osso trabecular oferece uma resistência cerca de 10 vezes menor que a do osso cortical, devido às diferenças em seus módulos de elasticidade, apontamos que o deslocamento assimétrico é resultado destas diferenças, somado ao posicionamento que o implante ocupa no bloco ósseo, com proximidade da cortical lingual, com estreita porção de osso trabecular, ao contrário do que se observa na região vestibular do modelo, que apresenta uma espessura maior de trabecular, dissipando melhor as tensões nesta região.

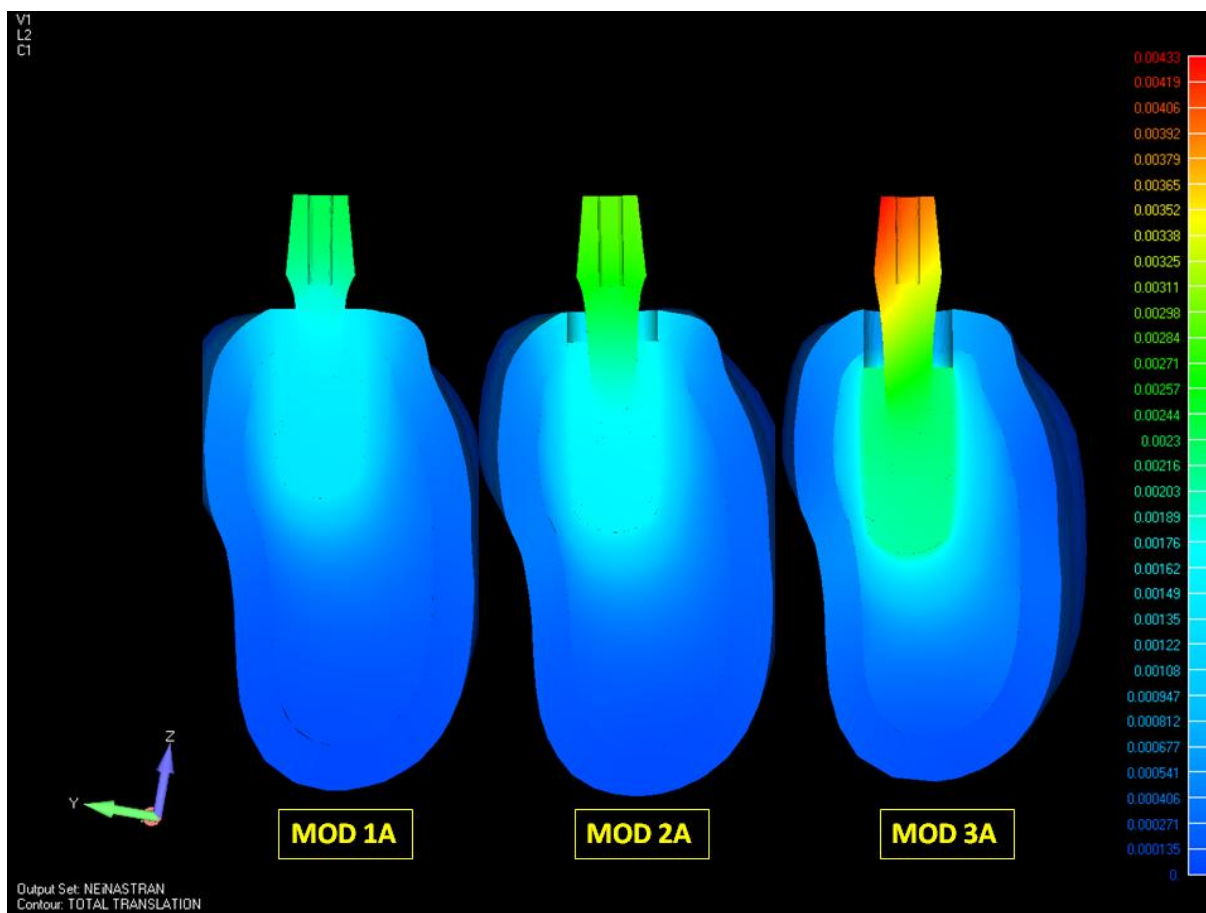


Fig. 64 : Comparativo de deslocamento dos modelos sob ação de carga AXIAL, com escala padronizada

Na análise de deslocamento do modelo para cargas oblíquas, nota-se que o comportamento é razoavelmente simétrico para os três modelos (MOD 1A, MOD 2A, MOD 3A), apenas, diferenciando-se a intensidade com que as tensões são dissipadas, principalmente no pilar intermediário. Quanto maior for o tamanho do pescoço do pilar intermediário, caracterizado na peça como altura de sulco, mais em direção apical do intermediário essas tensões são dissipadas.

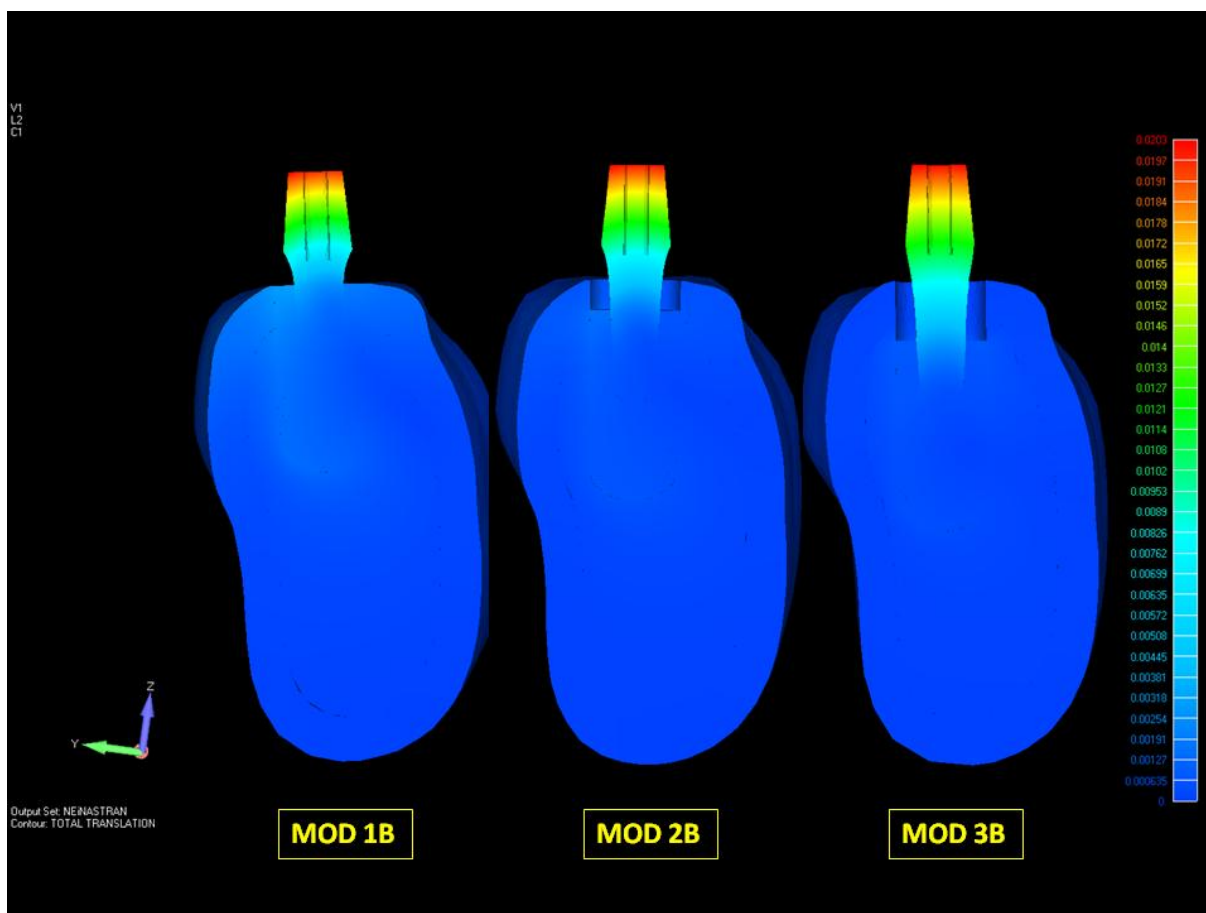


Fig. 65 : Comparativo de deslocamento dos modelos sob ação de carga OBLÍQUA, com escala padronizada

Quando comparamos as Tensões Máximas Principais para a parte óssea, verifica-se que as tensões maiores estão diretamente associadas à região de contato com o pescoço do implante, região cervical, para ambos os carregamentos, AXIAL e OBLÍQUO.

No carregamento AXIAL, as Tensões Máximas Principais de Tração localizaram-se em osso cortical, na lâmina que divide o osso cortical do trabecular, resultado explicado pelos diferentes módulos de elasticidade apresentados pelos ossos cortical e trabecular. Neste modelo, o osso cortical parece conter o movimento de intrusão causado pela ação da carga AXIAL. Estas tensões apontam para valores próximos a 7.5 MPa

Com o aprofundamento do implante 1.5mm abaixo da crista óssea, o nível de corticalização na região do pescoço do implante diminuiu de 2 mm para apenas 0.5 mm, o que permite notar um aumento das tensões na região cortical, atingindo 11

MPa, superiores às encontradas no modelo com implante ao nível crestal. Este fato revela que a perda de corticalização na região do pescoço do implante pode resultar no aumento das tensões observadas na região cervical, próximo à plataforma do implante.

Os resultados obtidos para implantes inseridos subcrestal mostraram uma melhor distribuição de tensões como observado no trabalho de Chu, Chun-Ming *et al* (2010), mostrando que a faixa de corticalização na região cervical do implante é extremamente importante para que ocorra uma melhor distribuição de tensões no conjunto implante e pilar intermediário, e destes em relação a parte óssea.

Na condição de implante inserido 3 mm abaixo de crista, sem corticalização da região cervical, notamos tensões próximas a 5 MPa, na região do pescoço do implante em contato com o osso trabecular. Apesar das tensões para este modelo configurarem-se como as menores observadas entre as Tensões Máximas Principais, estas se constituem nas mais críticas, visto que o osso trabecular apresenta módulo de elasticidade muito menor, cerca de 10 vezes, do que o osso cortical. Sendo assim, 5 MPa representa uma tensão expressivamente alta para osso trabecular, quando comparada aos 11 MPa encontrados em osso cortical no MOD 2A.

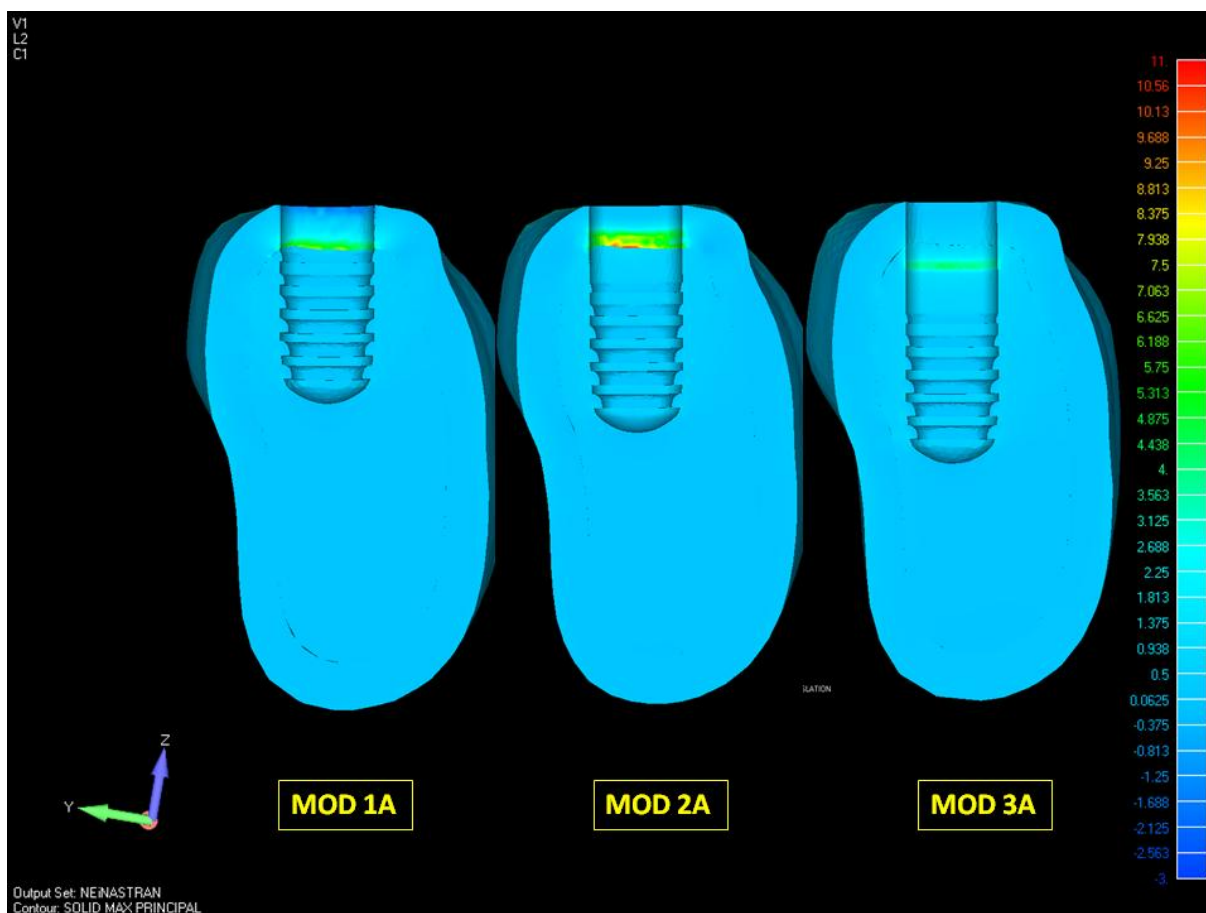


Fig. 66 : Comparativo de Tensões Máximas Principais sob ação de carga AXIAL, com escala padronizada

Para o carregamento OBLÍQUO, as Tensões Máximas Principais para as estruturas ósseas, cortical e trabecular, tiveram variações significativas para as tensões de Tração. No MOD 1B, concentraram-se no osso cortical no limite inferior lingual da camada cortical do modelo, sendo visíveis, também, picos de tensão na região de crista vestibular, de intensidade de 7 MPa.

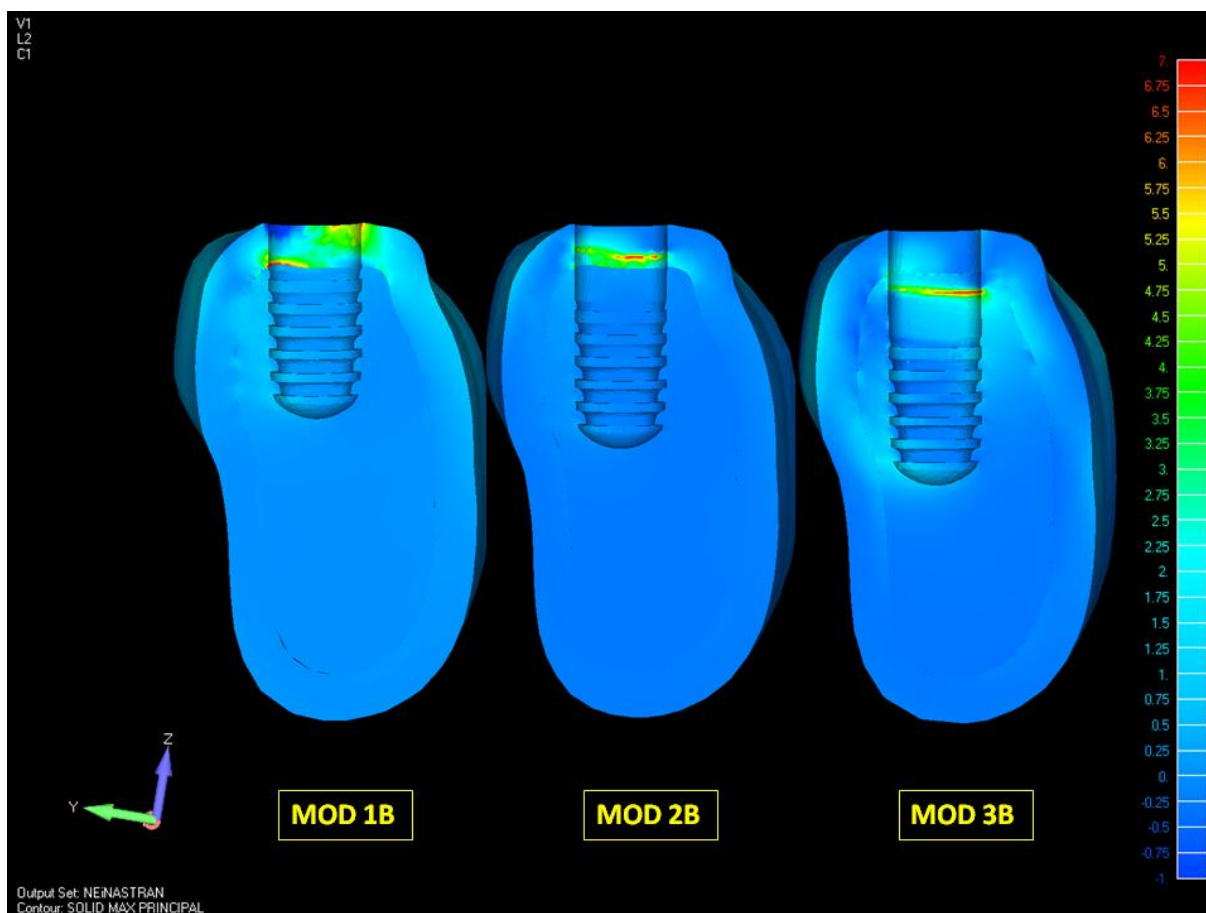


Fig. 67 : Comparativo de Tensões Máximas Principais sob ação de carga OBLÍQUA, com escala padronizada

Já para a condição do MOD 2B, notamos um aumento significativo das tensões, apresentando 20 MPa. A diminuição da faixa cortical que participa na fixação do pescoço do implante mostrou uma condição menos favorável para o bloco ósseo, considerando-se a distribuição de tensões com valores mais elevados que na condição do MOD 1B. Esta condição, quando observada clinicamente, pode aumentar as tensões na região do pescoço do implante, gerando prognósticos desfavoráveis para o osso suporte, expondo-o a maiores tensões e possível processo de reabsorção.

O MOD 3B apresentou tensões da ordem de 11 MPa, porém estas tensões se localizam totalmente em osso trabecular de baixa densidade, sugerindo um prognóstico duvidoso para o conjunto e favorecendo processos de reabsorção óssea na região, devido à sobrecarga biomecânica imposta pelas cargas OBLÍQUAS, para

este nível de aprofundamento do implante, com perda total da corticalização do pescoço do implante.

Ao avaliarmos as tensões geradas em superfícies metálicas, implante e pilar intermediário, as tensões de von Mises são as mais apropriadas para leitura e análise destas estruturas, sabendo que os módulos de elasticidade das mesmas são iguais, visto que são fabricados com o mesmo material, titânio grau IV. Estas tensões de Von Mises também foram utilizadas no estudo proposto por Canay, Senay & Akça, Kivanç (2009).

Para o carregamento AXIAL no MOD 1A, as tensões concentraram-se na região cervical, próximo à plataforma do implante, na interface entre conexão cônica do implante e pilar intermediário cônico. Os valores apontam para tensões de 40 Mpa., formando um halo de tensão nesta região do pescoço do implante.

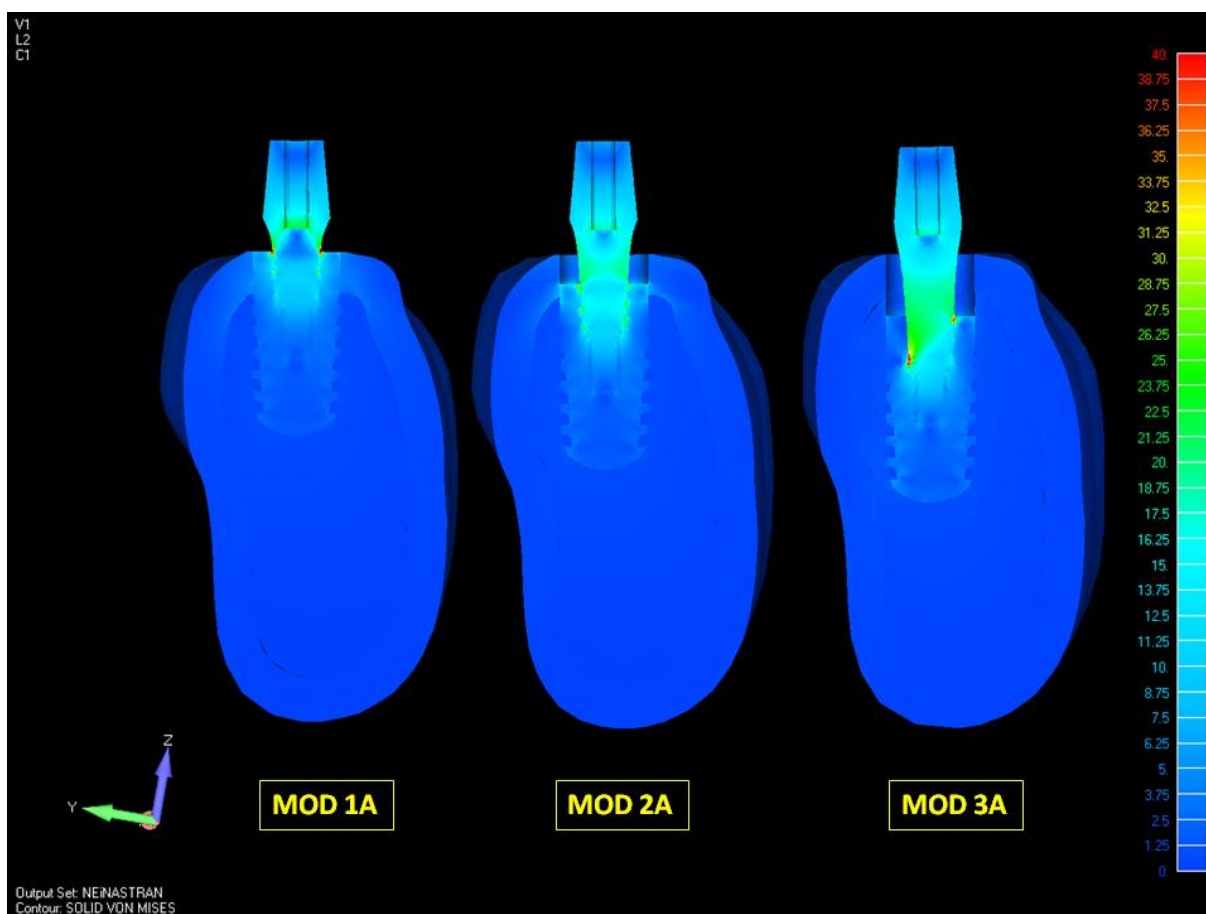


Fig. 68 : Comparativo de Tensões de von Mises sob ação de carga AXIAL, com escala padronizada

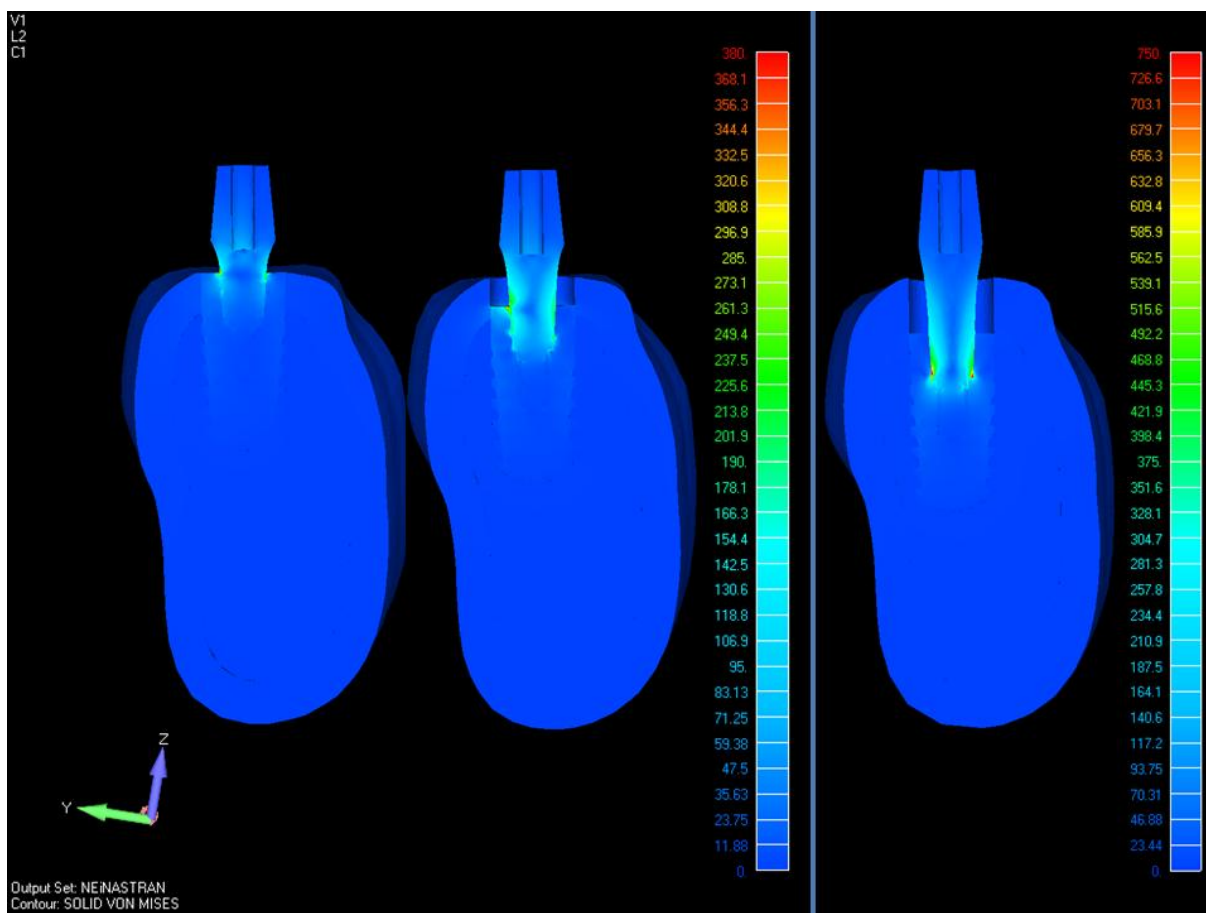


Fig. 69 : Comparativo de Tensões de von Mises sob ação de carga AXIAL.

Relativo à aplicação de cargas AXIAIS de mesma intensidade e direção, para o MOD 2A, nota-se uma distribuição mais homogênea por todo o corpo dos cones do implante e pilar intermediário, e, ainda, redução destas tensões para aproximadamente 25 Mpa. A hipótese para a diminuição de tensões na região mais cervical do cone, e melhor distribuição pelo cone, deve-se à melhor dissipação das tensões em osso trabecular, uma vez que a porção do pescoço neste modelo é corticalizada por apenas 0.5mm, apresentando menor rigidez ao sistema.

No MOD 3A, as tensões são localizadas basicamente em duas regiões distintas do cone. Uma, mais profunda e lingual, de intensidade de 40 Mpa; outra, de valores semelhantes na região vestibular ao nível da plataforma do implante. A análise, nesta imagem, referente ao comportamento das tensões geradas neste modelo, mostra que a falta de corticalização do implante pode levar a uma dissipação desfavorável para o conjunto, com sobrecarga do sistema de conexão cônica do pilar intermediário, expondo-o a tensões elevadas quando comparadas

com as condições onde a corticalização está presente na região do pescoço do implante.

As tensões de von Mises, para modelos com carregamento OBLÍQUO, obtiveram altos valores de tensão para todas as condições de inserção do implante com relação à crista óssea.

No MOD 1B, notamos uma tensão de 380 Mpa na região cervical do implante, na superfície lingual, com tensões menores na mesma região, na porção vestibular do modelo.

Para a condição de carga no MOD 2B, as tensões observadas foram bem parecidas e de intensidade semelhante; apenas, caracterizadas por maior dissipação destas tensões por todo o corpo da parte cônica de contato do pilar com o implante, mostrando que para esta situação temos uma efetiva participação do cone na dissipação de tensões.

O modelo 3B, para esta condição, apresentou as maiores tensões observadas neste estudo, 750 Mpa, tensões de Tração, localizadas no pilar intermediário em sua região mais profunda.

Ainda, a análise do MOD 3B facultava observar que as maiores tensões de Compressão foram observadas na mesma região, porém na superfície lingual, também do pilar intermediário, apontando para aproximadamente 80 Mpa. Este comportamento, com a presença de tensões bastante altas, pode comprometer o sistema, expondo à falha do material que constitui o pilar intermediário.

No modelo 2A, para cargas axiais o deslocamento do conjunto implante intermediário foi menor, embora com uma faixa menor de osso cortical na região do pescoço do implante, quando comparado com o modelo com implante ao nível de crista óssea. Concernente a isto, denota-se tendência, para este implante, de travamento em osso medular.

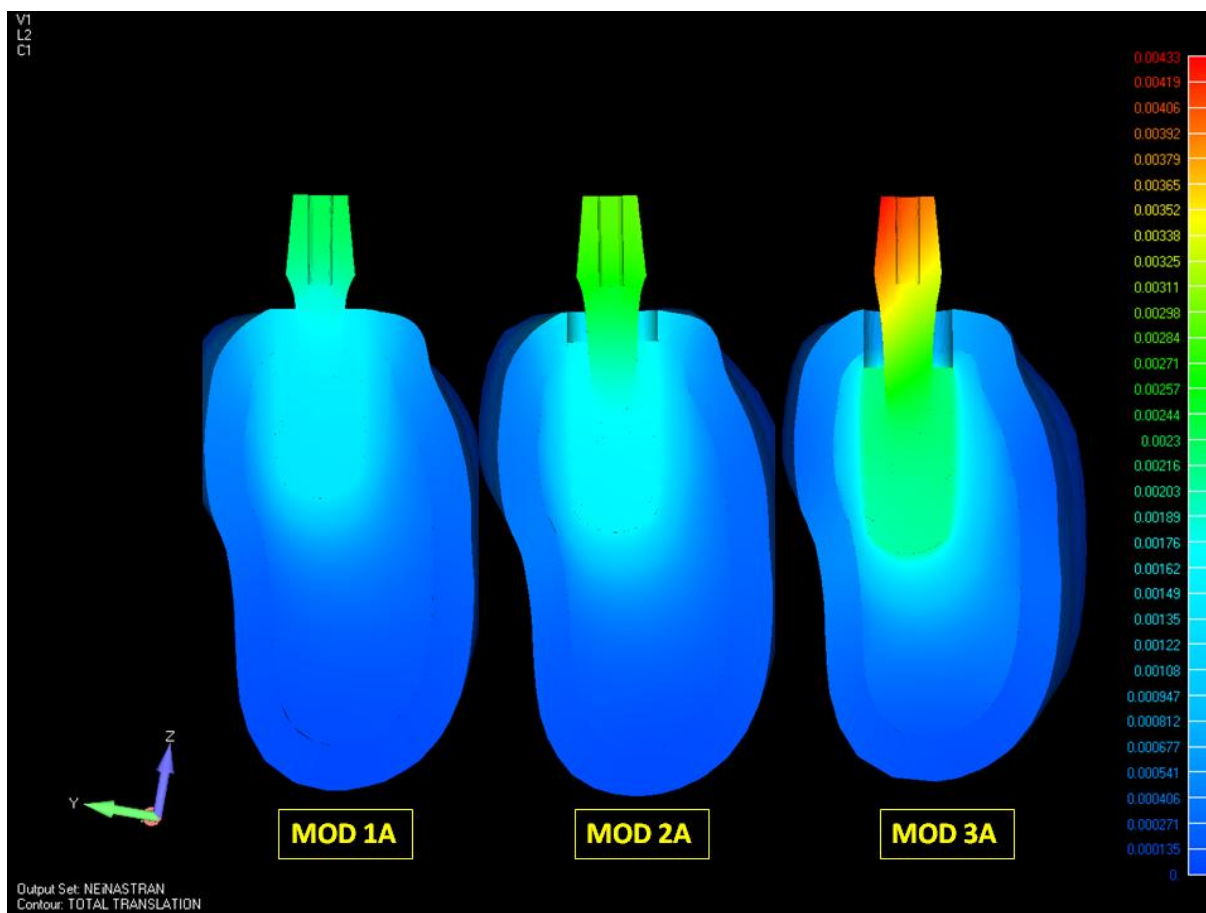


Fig. 70 : Comparativo de deslocamento dos modelos sob ação de carga AXIAL, com escala padronizada

Outra hipótese reside na minimização do deslocamento, dada pelo aumento da altura de sulco do pilar intermediário, que poderia absorver parte desta carga. O esperado seria que o deslocamento do conjunto aumentasse progressivamente, devido à diminuição de ancoragem cortical do implante estar progressivamente diminuindo com o aprofundamento do mesmo.

Toda a porção cervical do implante apresenta superfície lisa, sem presença de roscas na superfície. O desenho da superfície externa do implante pode favorecer a fixação do implante em osso medular, com roscas quadradas e aprofundamento progressivo das mesmas em direção ao ápice.

Em osso cortical, no MOD 2A, observando-se a interface de contato do implante com o osso cortical, temos as tensões de Tração bem menores, atingindo 11 MPa na região de transição entre osso cortical e trabecular. As tensões de Compressão são praticamente inexistentes ou nulas, com valores próximos de zero,

também são observadas no modelo ao nível de crista, fato que pode ser explicado pelo reforço oferecido pela camada cortical, capaz de promover uma contenção destas tensões, presentes na região cervical do implante.

Considerando as Tensões Máximas Principais do MOD 3A, observam-se tensões de Compressão de baixa intensidade (1 MPa) na região do pilar intermediário, concentradas no final do corpo cônico do mesmo.

Observando a Tabela das Tensões Máximas Principais de Tração do conjunto, nota-se que, para o carregamento AXIAL não tivemos variações significativas, estando muito próximos dos valores observados. Já para as cargas OBLÍQUAS, notamos que as tensões foram mais favoráveis para o MOD 2B, com redução das mesmas em relação ao MOD 1B. Já o MOD 3B apresentou os maiores valores, especificamente denotados no pilar intermediário, 550 MPa.

A Tabela com os valores das Tensões Máximas Principais de Compressão mostrou valores mais baixos. Quando analisamos estas tensões no pilar intermediário, é visível que a condição mais favorável é a do MOD 2B, quando comparado com o MOD 1B e 3B, que apresentaram maiores valores, principalmente quando receberam cargas oblíquas.

Analisando especificamente as tensões de von Mises, em superfícies metálicas, nota-se uma expressiva diminuição das tensões à medida que aprofundamos o implante em nível ósseo, para cargas AXIAIS.

Com a presença de carga OBLÍQUA, temos uma diminuição das tensões com o aprofundamento de 1.5 mm do implante; porém, quando este aprofundamento aumenta, atingindo 3 mm, temos as tensões aumentadas em valores expressivos, atingindo 680 Mpa, devido provavelmente à perda de rigidez do sistema na região de pescoço do implante, em decorrência da perda de corticalização do implante.

Quanto às Tensões Máximas Principais de Tração observadas em osso cortical e trabecular, os maiores valores observados foram para o MOD 2B,

apresentando 20 MPa para o osso cortical, valor praticamente três vezes maior para o observado no MOD 1B, 7 MPa.

As Tensões Máximas Principais de Compressão apresentaram valores inexpressivos, muito próximos de zero, ou mesmo nulos, com exceção dos modelos MOD 3A e MOD 3B, pois o implante encontra-se inserido totalmente em osso trabecular, não havendo resistência alguma da lâmina cortical frente aos componentes verticais do carregamento.

7. CONCLUSÕES

Diante das limitações deste estudo, os resultados sugerem que:

1. A presença de corticalização do implante na região de pescoço oferece as condições mais favoráveis para a distribuição das tensões, estando elas concentradas na região de conexão cônica, entre o pilar intermediário e o implante
2. O nível de aprofundamento do implante em relação a crista óssea, mostrou-se benéfico para a distribuição de tensões, dissipando-as de maneira equilibrada por todo o corpo cônico do pilar intermediário, tipo cone-morse, na situação onde existe ainda uma corticalização parcial do pescoço do implante.
3. A perda de corticalização na região de pescoço do implante, gera um aumento expressivo no campo de tensão presente na parte cônica mais profunda do pilar intermediário, sugerindo uma condição clínica indesejada, uma vez que o osso trabecular não reúne a rigidez e a resistência necessária para uma distribuição de tensões adequada, podendo expor o material do pilar intermediário a falha.
4. O conceito de plataforma *switching* aplicado aos modelos propostos neste estudo, confirmam a baixa transmissão de tensões tanto para o osso cortical quanto para o trabecular ao redor do implante, quando comparadas as tensões encontradas na superfície cônica do implante e pilar intermediário.
5. Nos modelos propostos neste estudo observou-se que o tecido ósseo sentiu menos as cargas aplicadas, estando estas tensões concentradas, na parte interna do implante em contato com o pilar intermediário cônico.

Contudo, mais estudos clínicos longitudinais são necessários, afim de minimizar as dúvidas e subjetividades que ainda persistem relacionadas ao tema estudado

8. REFERÊNCIAS

AKCA, K., *et al.* **A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants.** Int J Prosthodont, v.15, n.2, Mar-Apr, p.115-21. 2002.

AKCA, K., *et al.* **Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis.** Clin Oral Implants Res, v.14, n.4, Aug, p.444-54. 2003.

AKCA, K.; M. C. CEHRELI. **Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis.** Med Biol Eng Comput, v.44, n.7, Jul, p.527-35. 2006.

ALBREKTSSON, T., *et al.* **The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria for success.** Int J Maxillofac Implants, v.1, p.11-25, 1986.

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

BARROS, R.R.M. *et al.* **Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loadedMorse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs.** Clinical Oral Implants Research. vol.21, p.371-378. 2010.

BINON, P. P. **Implants and components: entering the new millennium.** Int J Oral Maxillofac Implants, v.15, n.1, Jan-Feb, p.76-94. 2000.

BLATT, M.; **Estudo comparativo da distribuição de tensão em implantes cone morse com diferentes configurações cervicais - Análise por elementos finitos.** 2008. 71 f. Tese (Mestrado em Implantodontia) - Faculdade de Odontologia da Universidade Santo Amaro, São Paulo.

BORCHERS, L.; P. REICHART. **Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development.** J Dent Res, v.62, n.2, Feb, p.155-9. 1983.

BRÄNEMARK, P. I., *et al.* **Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period.** Scand J Plast Reconstr Surg Suppl, v.16, p.1-132. 1977.

CANAY, S. *et al.* **Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface.** Implant Dentistry. vol.18, number 3, p.239-248. 2009.

CHANG, C. L., *et al.* **Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis.** Int J Oral Maxillofac Implants, v.25, n.2, Mar-Apr, p.295-304. 2010.

CHU, C-M. *et al.* **Biomechanical evaluation of subcrestal placement of dental implants: *In-vitro* and numerical analyses.** Journal of Periodontology. p.1-17, 2010.

CHUN, H. J., *et al.* **Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis.** Int J Oral Maxillofac Implants, v.21, n.2, Mar-Apr, p.195-202. 2006.

CORRÊA, A. A.; MATSON, E. **Avaliação quantitativa e qualitativa dos esforços que ocorrem numa restauração com amálgama de prata pelo método dos elementos finitos.** Rev Fac Odontol São Paulo, São Paulo, v. 15, n. 1, p. 19-26, jan/jun. 1977.

ESKITASCIOGLU, *et al.* **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, v.91, n.2, Feb, p.144-50. 2004.

FALCON-ANTENUCCI, R. M., *et al.* **Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis.** J Prosthodont, v.19, n.5, Jul, p.381-6. 2010.

FROST, H.M. **Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians.** Angle Orthod, New York, v. 64, n. 3, p. 175-187, 1994.

GENG, J. P., *et al.* **Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature.** J Prosthet Dent, v.85, n.6, Jun, p.585-98. 2001.

GENG, J. P., *et al.* **Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant.** J Oral Rehabil, v.31, n.3, Mar, p.233-9. 2004.

GUAN, H., *ET AL.* **Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study.** Int J Oral Maxillofac Implants, v.24, n.5, Sep-Oct, p.866-76. 2009.

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, v.14, n.3, Jun, p.286-93. 2003.

HOLMGREN, E. P.; *et al.* **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, Abington, v. 24, n. 2, p.80-88, 1998.

HSU, J. T., *et al.* **Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses.** J Periodontol, v.80, n.7, Jul, p.1125-32. 2009.

HUANG, H. K. ; R. S. LEDLEY. **Numerical experiments with a linear force-displacement tooth model.** J Dent Res, v.48, n.1, Jan-Feb, p.32-7. 1969.

HUANG, H. L., *et al.* **Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis.** Int J Oral Maxillofac Implants, v.22, n.4, Jul-Aug, p.551-62. 2007.

IPLIKCIOGLU, H., *et al.* **Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant.** Int J Oral Maxillofac Implants, v.18, n.2, Mar-Apr, p.258-65. 2003.

KITAMURA, E., *et al.* **Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis.** Clin Oral Implants Res, v.15, n.4, Aug, p.401-12. 2004.

KITAMURA, E., *et al.* **Influence of marginal bone resorption on stress around an implant--a three-dimensional finite element analysis.** J Oral Rehabil, v.32, n.4, Apr, p.279-86. 2005.

LAS CASAS, E. B., *et al.* **Comparative 3D finite element stress analysis of straight and angled wedge-shaped implant designs.** Int J Oral Maxillofac Implants, v.23, n.2, Mar-Apr, p.215-25. 2008.

LIN, C. L., *et al.* **Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm.** J Biomech, v.43, n.4, Mar 3, p.644-51. 2009.

LOTTI, R.S.; MACHADO A.W.; MAZZIEIRO E.T.; LANDRE, JR. J. **Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos.** Rev Dent Press Ortodon Ortopedi Facial. 2006;11(2): 35-43.

MAIA, B.G.F; **Análise por elementos finitos das tensões em implantes curtos com diferentes proporções coroa/implante.** 2008. 83 f. Tese (Mestrado em Implantodontia) - Faculdade de Odontologia da Universidade Santo Amaro, São Paulo.

MATSUNAGA, S. *et al.* **Biomechanical role of peri-implant cancellous bone architecture.** The international Journal of Prosthodontics. v.23, number 4, p.333-338. 2010.

MEIJER, H. J., *et al.* **A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible.** Arch Oral Biol, v.38, n.6, Jun, p.491-6. 1993.

MERRIMAN, E. **Resistência dos materiais.** 2. ed. Trad. Por E.K. Hankin..São Paulo: LEP, 1964, p. 190.

MISH C.E.; BIDEZ M.W. **Um fundamento científico para o desenho do implante dentário.** In: MISH, C.E. Prótese Sobre Implante, São Paulo:Editora Santos, 2006: 322-348.

MISCH, C.E.; *et al.* **Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry – Part 2.** Implant Dent, v.15, n.2, p.113-21. 2006.

OH, T.J.; YOON, J.; MISH, C.E.; WANG, H.L. **The causes of early implant bone loss:myth ou science?** J Periodontol, v.73, n.3, p.322-333, 2002.

PETRIE, C. S. ; J. L. WILLIAMS. **Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis.** Clin Oral Implants Res, v.16, n.4, Aug, p.486-94. 2005.

PIERRISNARD, L., *et al.* **Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis.** Int J Oral Maxillofac Implants, v.17, n.3, May-Jun, p.353-62. 2002.

PONTES, A.E.F. *et al.* **Biologic width changes around loaded implants inserted in different levels in relation to crestal bone: histometric evaluation in canine mandible.** Clinical Oral Implantology Research. vol. 19, p.483-490. 2008.

PIERRISNARD, L., *et al.* **Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution.** Clin Implant Dent Relat Res, v.5, n.4, p.254-62. 2003.

QUARESMA, S. E., *et al.* **A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone.** J Oral Implantol, v.34, n.1, p.1-6. 2008.

RAHIMI, A., *et al.* **Load transfer by fine threading the implant neck--a FEM study.** J Physiol Pharmacol, v.60 Suppl 8, Dec, p.107-12. 2009.

REINHARDT, R. A.; KREJCI, R. F.; PAO, Y. C.; STANNARD, J. G. **Dentine stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support.** J Dent Res, Chicago, v. 62, n. 9, p. 1002-1008, Sept. 1983

SAAB, X.E.; GRIGGS, J.A.; ENGELMEIER, R.L. **Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study.** J Prosthet Dent, v.97, n.2, p.85-92, 2007

SCHROTENBOER, J., *et al.* **Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis.** J Periodontol, v.79, n.11, Nov, p.2166-72. 2008.

SCHROTENBOER, J., *et al.* **Effect of platform switching on implant crest bone stress: a finite element analysis.** Implant Dent, v.18, n.3, Jun, p.260-9. 2009.

SENDYK, C. L.; **Distribuição das tensões nos implantes osseo-integrados - análise não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética.** 1998. 127 f. Tese (Doutorado em Prótese Dental) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

SEVIMAY, M., *et al.* **Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown.** J Prosthet Dent, v.93, n.3, Mar, p.227-34. 2005.

SKALAK, R. **Stress transfer at the implant interface.** J Oral Implantol, v.13, n.4, p.581-93. 1988.

STEGAROIU, R., *et al.* **Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis.** Int J Oral Maxillofac Implants, v.13, n.1, Jan, p.82-90. 1998

TABATA, L. F., *et al.* **Implant platform switching: biomechanical approach using two-dimensional finite element analysis.** J Craniofac Surg, v.21, n.1, Jan, p.182-7. 2010.

TADA, S., *et al.* **Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis.** Int J Oral Maxillofac Implants, v.18, n.3, May-Jun, p.357-68. 2003.

TODESCAN, F.F., *et al.* **Influence of the microgap in the peri-implant hrd and soft tissues: A histomorphometric study in dogs.** The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. vol. 17, number 4, p. 467-472. 2002.

WEINSTEIN, A. M., *et al.* **Stress analysis of porous rooted dental implants.** J Dent Res, v.55, n.5, Sep-Oct, p.772-7. 1976.