

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO PRÓTESE DENTÁRIA – DOUTORADO**

REGÊNIO MAHFUZ HERBSTRITH SEGUNDO

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM DOIS SISTEMAS DE
IMPLANTES COM PILARES DE FIBRA DE VIDRO E TITÂNIO E
OSSO ADJACENTE ATRAVÉS DA ANÁLISE POR ELEMENTOS
FINITOS**

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Título de Doutor em Odontologia, concentração Prótese Dentária.

Orientador: Prof.Dr Hugo Mitsuo Silva Oshima.

Porto Alegre, 2010

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

H538c Herbstrith Segundo, Regênio Mahfuz
Distribuição de tensões em dois sistemas de implantes com pilares de fibra de vidro e titânio e osso adjacente através da análise por elementos finitos / Regênio Mahfuz Herbstrith Segundo. – Porto Alegre, 2010.
146 f. : graf. il.

Tese (Doutorado) – PUCRS. Faculdade de Odontologia. Curso de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Prótese Dentária.
Orientador: Prof. Dr. Hugo Mitsuo Silva Oshima

1. Odontologia. 2. Implantodontia. 4. Prótese Dentária. 5. Biomecânica. 6. Análise por Elementos Finitos. I. Oshima, Hugo Mitsuo Silva. II. Título.

CDD 617.69

Bibliotecária Responsável: Elisete Sales de Souza - CRB 10/1441

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha amada esposa Luciene a quem devo tudo, a meus pais Regênio e Iara, minha avó Latife que foram meu espelho e suporte durante esta jornada, aos meus irmãos Jean e Fabrício e a minha querida cunhada Daniela.

Ao meu orientador e amigo Prof Hugo Mitsuo Silva Oshima e aos Professores e amigos, Eduardo Gonçalves Mota e Luis Henrique Burnett Júnior, com quem tive o privilégio de conviver durante toda minha Pós graduação.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Dona Desirée Petcov, Michele Petcov, Eduardo Alencastro Maciel e Catarina Maciel companheiros e amigos;

Agradeço A Família Gründling, Cícero, Grazi, Sr Raul, Dona Rejane, César, Álvaro;

Aos amigos de toda equipe do CAS-HMV, pelo companheirismo e exemplo profissional;

Aos professores e amigos Antônio Casttelan de Oliveira e Ari Tietzmann pelo companheirismo e amizade;

Às professoras Luciana Hirakata, Ana Maria Spohr, Rosemary Shinkai ;

A profa Nilza Pereira da Costa e ao prof. José Antônio Poli de Figueiredo pela oportunidade concedida em ingressar no programa de Pós - graduação desta Faculdade;

À PUC-RS em nome do Diretor da FO.PUC-RS Prof. Marcos Túlio Mazzini Carvalho e da Vice Diretora Profa. Angélica Frietscher;

Aos amigos Professor Isaac Newton Lima da Silva e Liangrid Lutiani da Silva companheiros de simulações do departamento de Engenharia Mecatrônica que tiveram participação decisiva no desenvolvimento deste projeto;

Aos amigos e colegas Gustavo F. Barbosa Luis, Felipe Butzke Coelho, Mauricio Bisi, Luis André Mezzomo, Graziela Westphalen, Marcel Farreh, Marina Lobato e Américo S. Lof;

Aos colegas e amigos Rodrigo Michel, Dino Feltraco, Carlos Cardoso, Rafael Bianchi, Edimar Ulzefer, Leonardo Ruffato;

Aos professores Alexandre Bahlis, Edson Mesquita, Paulo Armani Macari, Mário Achutti, , Ricardo Fedumenti, Eraldo Batista Júnior, Marcio Grossi, Eduardo R Teixeira

Aos alunos da especialização em Prótese Dentária Pucrs: André Lise, Humberto Etges, Juliana Watte, Deborah Stona, Rafael Félix, Cláudia Ruga, Lisiane Redmann, Vivian Brunetto, Samuel Korb, Carla Schrann, Mariana Reali, Patrícia Machado.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar qualitativamente, através de análise por elementos finitos com modelo 3D, a distribuição das tensões geradas por cargas simuladas sob modelos de implantes, pilares, coroas protéticas metalocerâmicas e tecido ósseo mandibular. As análises foram executadas em 4 modelos tridimensionais: modelo 1 e modelo 3 construídos a partir do sistema Ankylos®, modelos 2 e 4 construídos a partir do sistema Straumann®, ambas conexões internas cone morse. As cargas aplicadas foram padronizadas em 382N(vertical) e 8N(horizontal), em 4 pontos diferentes de observação no conjunto implante-pilar-parafuso e em 3 pontos de observação intraósseos em duas regiões diferentes, cervical e apical. Os resultados obtidos sugeriram que, de uma maneira geral, os modelos 1 e 3 possuem um melhor comportamento mecânico em relação a distribuição de tensões ao longo do complexo implante-pilar-parafuso e em relação aos modelos ósseos. Os pilares feitos com fibra de vidro mostraram concentrações de tensão menores que seus homólogos em titânio em ambos sistemas estudados. Para ambos sistemas a região óssea de maior volume de tensões concentradas foi a cervical.

Palavras – Chave: análise por elementos finitos, biomecânica, implantes dentários.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare and evaluate, through 3D finite element analysis, strain distribution generate by simulated loads over implants, abutments and metal ceramic crowns models and mandible surrounded bone. The analysis were executed in four 3D models: model 1 and 3 made by means of Ankylos® System external butt joint and models 2 and 4 made from Straumann System geometry, the standard loads was 382N(vertical) and 8N(horizontal), in 4 different observation points on the implant-abutment-screw set and 3 intra bone observation points in 2 different spots: cervical and apical. The results suggested that in a general way, the models 1 and 3 showed a better mechanic behavior related to strain distribution along the implant-abutment-screw set and in the bone models. The fiberglass abutments showed lower strain concentrations than titanium abutments in both studied systems. On both systems the cervical bone area showed higher volume of strain concentrations.

Key – Words: finite element analysis, biomechanics, dental implants

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Imagem do Conjunto 1, A -implante Ankylos B- Pilar standard reto	40
Figura 2: Imagem do Conjunto 2, A- implante Straumann, B- Pilar Sólido	40
Figura 3: Imagem do Projetor de perfil Mitutoyo, Japan, modelo PJA3000	45
Figura 4: Embutidora Metalográfica Prestopress	46
Figura 5: grânulos de baquelite preto.....	46
Figura 6: Corte longitudinal do implante(Ankylos).....	47
Figura 7: Sólido tridimensional dos modelos 1 e 3.....	48
Figura 8: Sólido tridimensional dos modelos 2 e 4	48
Figura 9: imagens dos modelos 1 e 3 em formato de malha	49
Figura 10: imagens dos modelos 2 e 4 em formato de malha	49
Figura 11: figura esquemática da aplicação das cargas nos modelos.....	51
Figura 12: imagem esquemática dos sólidos utilizados para mensuração	53
Figura 13: imagem dos pontos de observações internos dos pilares	53
Figura 14: distribuição tensões ósea e validação numérica dos modelos	54
Figura 15: imagem do sólido cervical na interface osso – implante, modelo 1	56
Figura 16: imagem do sólido apical na interface osso – implante, modelo1	56
Figura 17: imagem do sólido cervical na interface osso – implante, modelo 2	58
Figura 18: imagem do sólido apical na interface osso – implante, modelo 2.....	59
Figura 19: imagem do sólido cervical na interface osso – implante, modelo 3	61
Figura 20: imagem do sólido apical na interface osso – implante, modelo 3	61

Figura 21: imagem do sólido cervical na interface osso – implante, modelo 4	63
Figura 22: imagem do sólido apical na interface osso – implante, modelo 4	63
Figura 23: imagem das roscas do pilar , modelo 1	64
Figura 24: imagem das roscas do pilar , modelo 2	65
Figura 25: imagem das roscas do pilar , modelo 3	65
Figura 26: imagem das roscas do pilar , modelo 4.	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Pontos de observação internos	43
Tabela 2: Pontos de observação na interface óssea.....	43
Tabela 3: Pontos de observação na interface óssea.....	43
Tabela 4: Características dos materiais utilizados na simulação dos modelos	44
Tabela 5: resultados das concentrações de tensões (Mpa) nos pontos de observação intraósseos, modelo1	55
Tabela 6: resultados das concentrações de tensões (Mpa) nos pontos de observação intraósseos, modelo 2.....	57
Tabela 7: resultados das concentrações de tensões (Mpa) nos pontos de observação intraósseos, modelo 3.....	60
Tabela 8: resultados das concentrações de tensões (Mpa) nos pontos de observação intraósseos, modelo 4.....	62
Tabela 9: resultados das concentrações de tensões (Mpa) nas roscas dos pilare.....	67

Lista de Gráficos

Gráfico 1: tensões X pontos de observação em tecido ósseo, modelo1.....	55
Gráfico 2: tensões X pontos de observação em tecido ósseo, modelo2.....	57
Gráfico 3: tensões X pontos de observação em tecido ósseo, modelo3.....	60
Gráfico 4: tensões X pontos de observação em tecido ósseo, modelo4.....	62
Gráfico 5: tensões X pontos de observação,roscas do pilar.....	67

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

SIGNIFICADO	
%	Por cento
<	menor que
>	maior que
≥	maior, igual
®	Registrado
µm	Micrômetro
ASTM	American Society for Testing and Materials
CAD	Computer Aided Desing
Ncm	Newton Centímetro
CAM	Computer Aided Manufacture
cm	Centímetro
F₀	Força máxima
FEA	Finite Element Analysis
Hz	Hertz (ciclos por segundo)
PTC	Parametric Technology Corporation
ITI	International Team of Implantology
Min	Minuto
mm	Milímetro
MPa	Megapascal
MR	Marca Registrada
N	Newton
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
r.p.m	Rotações por minuto
s	Segundo
S_n	Limite de resistência à fadiga
™	Abreviatura de Trade Mark
SEM	Stereoscopic Eletronic Microscope

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	13
HIPÓTESE	16
1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
2 MATERIAIS	39
3 MÉTODO	41
4 RESULTADOS	55
4.1 ANÁLISE DE TENSÕES A NÍVEL ÓSSEO.....	55
4.2 ANÁLISE DE TENSÕES A NÍVEL DE COMPONENTES.....	64
5 DISCUSSÃO	68
6 CONCLUSÕES	73
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74
ANEXOS	79

INTRODUÇÃO

Inicialmente, os implantes osseointegráveis foram utilizados para reabilitar os chamados inválidos orais, pacientes desdentados totais, visando restabelecer a função mastigatória. Com o desenvolvimento das técnicas e dos materiais utilizados na implantodontia, novas indicações foram agregadas à primeira citada. Agora, utilizando implantes para reabilitar casos de edentulismo parcial e unitário (JEMT *et al.* 1991; CARVALHO *et al.* 2004), aliando função e estética.

A implantodontia já não apresenta um caráter estritamente experimental na prática odontológica. Em razão disso, muitos estudos (ANDERSSON *et al.* 1994; SCHOLANDER 1999; LEKHOLM *et al.* 1999) têm sido conduzidos de maneira a avaliar e incrementar os, já expressivos, índices de sucesso da técnica preconizada pelo professor Brånemark.

O primeiro tipo de conexão protética para implantes lançada no mercado foi o sistema de encaixe tipo hexágono externo, originalmente idealizado e desenvolvido por Brånemark e que passou a ser copiado por inúmeras empresas. Com o passar

do tempo e com o aumento da utilização dos implantes osseointegráveis pelo clínico, muitos problemas de ordem biomecânica começaram a surgir (CIBIRKA *et al.* 2001, GOODACRE, 2003). Para tentar minimizar tais problemas foram desenvolvidos sistemas de encaixe alternativos, baseados na justaposição interna entre as paredes dos pilares e dos implantes, ora com formato de cone com angulações variando entre 11 e 8 graus (NORTON, 2000; ÇEHRELI, 2004), ora com desenho lembrando um hexágono interno (LANG *et al.* 2003), o que hipoteticamente poderia diminuir o estresse sofrido pelo parafuso do pilar, pois a tensão oclusal transmitida ao pilar estaria dividida entre as paredes do encaixe interno e o parafuso retentor, sendo 60% mais resistente que o hexágono externo (BINON, 2000). Além disso, existem indícios de que o tipo de conexão protética e coroas unitárias (Bo Rangert *et al.*(1995) podem influenciar também de maneira significativa na transmissão de tensões ao tecido ósseo adjacente as fixações, refletindo na diminuição da reabsorção precoce de crista óssea e perdas de implantes nos primeiros meses de carga. Há algum tempo pesquisadores da área da engenharia e informática vem utilizando modelos e ambientes virtuais, chamados de análise por elementos finitos, para fazer simulações e testar de maneira progressiva a resistência, e a distribuição de tensões em peças que fazem parte de muitas máquinas utilizadas no nosso cotidiano. Muitos profissionais da saúde vem aplicando os elementos finitos nas suas pesquisas para tentar, segundo GENG *et al.* (2001), solucionar problemas mecânicos, dividindo o elemento problema em inúmeros, menores e mais simples elementos, elementos finitos propriamente ditos, os quais estão dispostos no formato de uma malha (*mesh*), onde as variáveis analisadas são interpoladas com o uso de funções matemáticas de forma.

O objetivo do presente trabalho foi avaliar descritivamente, através de análise por elemento finito com modelo tridimensional, a distribuição das tensões geradas por cargas simuladas sobre o conjunto implante-parafuso- pilar-coroa e tecido ósseo adjacente de 2 sistemas de implantes com pilares em fibra de vidro e titânio e validar os modelos simulados através de comparação com resultados obtidos na literatura disponível.

Hipótese

A hipótese nula a ser testada está relacionada com a igualdade de comportamento em relação a distribuição de tensões geradas entre os modelos de implante Ankylos(1 e 3) em relação aos modelos Straumann (2 e 4).

1. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O presente estudo foi baseado tanto em pesquisas clínicas como laboratoriais para determinar sua metodologia científica.

Como foi anteriormente citado, a constante evolução e modificação dos biomateriais em implantodontia tem originado uma série de dúvidas relacionadas ao uso clínico destas novas tecnologias, deixando sob responsabilidade dos pesquisadores a criação de um protocolo confiável relacionado ao uso destes materiais de maneira segura.

Atualmente, muitos estudos têm se focado em como os componentes protéticos têm se comportado frente aos esforços oclusais, simulando cargas cíclicas ou estáticas, oblíquas ou axiais ao longo eixo dos implantes.

Weinstein et al. (1976) avaliaram o desempenho de modelos bidimensionais através de análise por elementos finitos e os resultados obtidos foram contrastados com as conclusões de ensaios mecânicos. A conclusão obtida foi que o material utilizado na interface implante-osso é altamente significativo em relação às concentrações de tensão.

Helkimo et al. (1977) avaliaram a força máxima de mordida e a resistência da pressão digital do dedo polegar em pessoas com idade variando entre 15 e 65 anos. A força de mordida foi medida através de um garfo oclusal colocado entre os primeiros molares e incisivos, respectivamente. A pressão digital foi mensurada deixando que os indivíduos pressionassem os prolongamentos do garfo entre o polegar e o dedo indicador de cada mão o mais forte possível. O intervalo de

variação interindividual entre a máxima força de mordida e a pressão digital foi alta. Os valores médios foram maiores para os homens do que para as mulheres. Nos homens a força máxima de mordida mensurada, na região de molar, foi de 39 Kg (382 N) e 18 Kg (176N) na região de incisivos. Os valores correspondentes para as mulheres foram 22 Kg (216 N) e 11 Kg (108 N). A pressão digital polegar para os homens foi em média 10 Kg (98 N) e, para as mulheres, de 7 Kg (69 N). A diferença média da máxima força e mordida foi maior no grupo com dentes naturais que no grupo com dentaduras. Os valores encontrados para força de mordida diminuíram com o aumento da idade, especialmente para as mulheres. O número de dentes naturais variou junto com a força de mordida, quanto maior a força de mordida maior o número de dentes.

Jemt et al. (1991) apresentaram um estudo muticêntrico prospectivo utilizando técnica de implantes para restaurações unitárias com os pacientes tratados sendo acompanhados por um ano. Cento e sete implantes dentários foram utilizados para suportarem restaurações unitárias em 92 pacientes (45 homens e 47 mulheres). A causa das perdas dentárias foram: trauma (n=29), periodontite (n=4), aplasia (n=17), caries (n=33) e outros (n=9). As visitas de acompanhamento foram agendadas em uma semana, 1,6, 12, 24, 36, 48 e 60 meses após a inserção das coroas. Os parâmetros clínicos utilizados foram: (1) gengivite, (2) profundidade de sondagem, (3) sangramento à sondagem, (4) mobilidade dentária através de palpação digital e exames radiográficos. Depois de 1 ano de carga funcional, apenas 3 implantes foram perdidos. A maioria das restaurações se mantiveram esteticamente aceitáveis usando componentes protéticos modificados e a condição gengival ao redor das coroas unitárias se manteve saudável. O problema mais comumente relatado durante o primeiro ano está relacionado com a perda de parafusos de pilares. 26% das coroas retidas por parafusos tiveram novamente torques aplicados.

Andersson et al. (1994) realizaram uma avaliação *in vitro* da resistência mecânica de supraestruturas do pilar cera one com cinco materiais diferentes na região de incisivo superior. Os seguintes grupos foram testados: (1) coroa metalo - cerâmica com coping em ouro e porcelana Duceram, (2) coroa de cerâmica pura com coping de alumina sinterizada e porcelana Vitadur N, (3) coroa de cerâmica pura feita com porcelana Duceram, (4) coping pré-fabricado de alumina sinterizada, (5) sistema completo de implante, um implante de 15mm, um pilar de 5mm, parafuso

de ouro e metal - cerâmica do mesmo tipo do grupo 1. Os corpos-de-prova foram fixados em uma base de metal deixando 2mm do pilar (grupo 1 a 4) ou do implante (grupo 5) para fora da base de metal. A carga foi aplicada nas proximidades da face incisal por uma máquina de ensaio universal Instron com angulação de 50°. Para o grupo 1 não se observaram fraturas ou deformações. O valor médio da carga máxima foi de 272N, correspondendo a um momento de flexão de 224N.cm na intersecção entre a coroa e o pilar. Para os grupos 2 a 4, fraturas foram identificadas nas coroas de cerâmica pura, coroas de porcelana e copings de alumina. Os grupos citados apresentaram comportamento frável. Para todos os corpos-de-prova de cerâmica a linha de fratura mostrou-se na mesma direção, iniciando na face lingual no topo do pilar e terminando na sua base na face labial. O valor médio da carga foi de 271N com momento de flexão de 241N.cm. No grupo 5 ocorreu flexão e alongamento do parafuso de ouro, os corpos-de-prova apresentaram comportamento dúctil. Não houve outras deformações além da deformação plástica do parafuso. A média da força aplicada foi de 94N e a flexão foi de 109N.cm. O ponto mais fraco no conjunto implante – pilar é o parafuso do pilar, entretanto em situações clínicas e de fadiga outros tipos de carga e falhas puderam ser detectadas.

Segundo Binon et al. (1994) os parafusos de pilar são perdidos devido principalmente a 6 fatores: torque inadequado, próteses sem adaptação e passividade, sobrecarga oclusal, desenho inadequado dos parafusos retentores e diferenças significantes no tipo de osso receptor.

Wiskott, Nicholls e Belser (1994) avaliaram a resistência à fadiga dinâmica (ciclagem mecânica) de pontos de solda para determinar um limite de dureza. Na primeira parte do estudo 108 pontos de soldas foram avaliados a uma frequência de 1Hz com 10^6 ciclos e tensão variando entre picos de 75MPa a 300MPa. Na segunda parte do estudo a frequência utilizada foi aumentada para 5,10 e 15 Hz (300, 600 e 900 rpm). A máquina utilizada foi especificamente desenhada para este estudo. Com 1Hz de frequência o limite de resistência à fadiga (S_n) obtido foi de 133.0 MPa , com 5Hz o $S_n= 139.3$, 10Hz $S_n= 160.8$ e 15Hz $S_n= 175.8$. Com estes resultados os autores afirmaram que um aumento na frequência dos ciclos aumenta o limite de resistência dos materiais.

Bo Rangert et al. (1995) avaliaram as possíveis causas de fraturas de implantes em trinta e nove pacientes tratados. Foram utilizados como fatores de avaliação Implantes em posição linear, força de alavanca, bruxismo ou contatos oclusais pesados, perda óssea marginal, padrão de fratura e histórico de problemas mecânicos. A grande maioria das fraturas de implantes ocorreram em próteses de região posterior, suportadas por um ou dois implantes em associação com cantilevers e sobrecargas oclusais. Este estudo indica que implantes unitários com próteses de molares podem ter uma alta suscetibilidade a forças de flexão. As poucas fraturas ocorridas em próteses de arco total aconteceram na maxila e podem estar relacionadas com suporte ósseo deficiente. Reabsorção óssea parece preceder as fraturas de implantes em um grande número de casos, especialmente em implantes unitários. A incidência de fraturas dentárias antes do tratamento com implantes deve ser considerada como sinal de alerta para o planejamento do caso.

Wiskott, Nicholls e Belser (1995), fizeram uma revisão bibliográfica das metodologias e testes relacionados com fadiga de materiais odontológicos e chegaram a algumas conclusões. Primeiramente, constatou-se que a maioria dos eventos de fraturas de estruturas protéticas acontece após um período de muitos anos, não estando relacionada a um episódio isolado de sobrecarga, mas sim a falha por fadiga. As falhas por fadiga são explicadas pela propagação de microfraturas em áreas de concentração de estresse. Essas regiões normalmente são aquelas que apresentam irregularidades ou diferenças de geometria. Tem sido mostrado que o polimento e acabamento das superfícies podem estender a vida clínica dos materiais. O fenômeno de fadiga é dividido em três estágios distintos. Estágio 1: ocorre à propagação das fissuras ao longo da estrutura dos materiais, a progressão da ruptura é lenta ocorrendo poucos nanômetros por ciclo. Estágio 2: a direção de propagação da fenda é alterada e se mantém proporcional pelo estresse de tensão. Estágio:3 ocorre a falha total ou ruptura catastrófica do material por clivagem intragranular. A partir da identificação destes estágios os autores afirmaram que, para testes de fadiga com aplicações dentárias, deve se aplicar um mínimo de 10^6 ciclos.

Levine et al. (1997) avaliaram o índice de sucesso dos implantes ITI para restaurações unitárias, compararam coroas implanto-suportadas cimentadas e parafusadas e avaliaram problemas restauradores associados com restaurações

unitárias. Cento e setenta e quatro implantes ITI foram instalados em 129 pacientes, 151 implantes (86,8%) foram colocados na região posterior e 23 instalados na região anterior. 54,6% dos implantes tinham 10mm de comprimento ou menos, os pacientes foram chamados para exame e avaliação de saúde periodontal e problemas restauradores. A qualidade óssea predominante foi osso do tipo II e III. O índice de sucesso clínico em 6 meses de função foi de 97,7%. A perda de parafusos oclusais teve um índice de ocorrência de 8,7% e a perda de pilares cônicos sólidos teve uma ocorrência de 3,6%. Perdas significativas de osso marginal foram observadas em 2,3% dos implantes.

Barbier et al. (1998), avaliaram a influência de cargas axiais e não axiais na remodelação óssea ao redor de implantes orais em um experimento com animais simulado em análise por elementos finitos. As cargas axiais (100N) e não axiais (20N) foram introduzidas inserindo uma prótese fixa parcial bilateralmente suportada e uma prótese fixa parcial com cantilever sobre dois implantes IMZ® em mandíbula de cão Beagle. Modelos 3D e bidimensionais foram construídos para analisar e comparar a distribuição de tensões Von Mises, estresse máximo principal, tensão máxima principal, densidade da energia tensional, primeiramente ao redor de implantes sem as próteses e subseqüentemente ao redor dos implantes com as duas próteses com desenhos diferentes. Foram verificadas fortes correlações entre o cálculo da distribuição de tensões no osso adjacente e o seu remodelamento no modelo animal comparativo. Foi concluído que as áreas de maior remodelamento ósseo coincidem com as regiões de maior estresse equivalente e que as maiores diferenças de remodelamento entre cargas axiais e não axiais podem ser amplamente determinadas ou influenciadas pelo componente de estresse horizontal da carga aplicada.

Patra et al. (1998) afirmam que o Método de Elementos Finitos divide uma geometria complexa de um dado sólido em pequenas partes (elementos finitos), e aproximações do comportamento do sólido são então construídas em cima de cada elemento finito. As aproximações individuais são compiladas para promover o comportamento global do sistema a ser analisado. A qualidade destas aproximações depende claramente do número desses elementos e da ordem dessas aproximações sobre cada elemento. Recentemente as técnicas usadas para construir esses modelos tiveram uma grande melhora devido a experiência

adquirida, ao desenvolvimento computacional e algorítmico. Para aplicações mais realistas os materiais utilizados nas pesquisas devem ser considerados heterogêneos e com comportamento não linear.

Stegaroiu et al. (1998) avaliaram através de análise de elemento finito com modelagem tridimensional, a distribuição de tensões no tecido ósseo em forma de bloco (25mm, 24mm,12mm) com uma camada de osso cortical de 1,5mm no implante e no pilar quando liga áurea, porcelana ou resina (acrílico/compósito) foram usados para confeccionar uma prótese fixa de três elementos. A carga foi aplicada axialmente e então no sentido buco-lingual do centro do pântico. Na maioria dos casos, as tensões nos modelos com resina foram similares ou maiores que os outros materiais testados. O maior aumento das tensões com modelo de resina foi com carga na direção axial. O presente estudo não conseguiu demonstrar o possível benefício do uso de resina como material restaurador na interface osso-implante.

Boggan et al. (1999), examinaram a influência de fatores relacionados ao desenho dos implantes, como o diâmetro da plataforma dos implantes e a altura do hexágono nas propriedades mecânicas e qualidade da adaptação na interface pilar implante. Foram utilizados implantes Maestro (BIOHORIZONS, Implant Systems, Inc.) com plataformas de 4 e 5mm com conexão protética tipo hexágono externo e pilares preparáveis individualizados. Foram aplicados torques de 30N sobre os parafusos dos pilares 1 hora e 5 minutos antes dos testes. Foram então aplicados testes de carga estática compressiva com deslocamento de 0.51mm/min até a fratura do corpo-de-prova. Além disso, testes de fadiga também foram feitos com frequência de ciclos em 15Hz. A falha dos corpos de prova foi definida como a fratura de qualquer parte dos mesmos. Avaliações ópticas e SEM foram efetuadas na interface protética dos pilares e parafusos de pilares. A força média de falha estática para os implantes de plataforma de 4 e 5 mm foi 966N (SD=7.6) e 1955N (SD=18.2), respectivamente ($p<.0001$). O limite de resistência para os implantes acima mencionados foi de 350N e 625N, respectivamente. A falha principal para os testes de força estática foi a deformação do parafuso do pilar, enquanto que para os testes de fadiga, a fratura do parafuso do pilar foi a falha mais comum. Imagens ópticas mostraram íntimo contato entre implante e pilar e entre as roscas internas e externas do parafuso do pilar. Os resultados obtidos validam o uso de implantes com

diâmetro maior para diminuição nos índices de falhas de componentes nos sistemas de implantes contemporâneos.

Versluis, Koriath, Cardoso (1999) avaliaram, através de análise por elemento finito, o efeito do uso de um espaçador em conjunto com um parafuso de retenção protética de ouro em relação à tolerância à deformação de parafusos de pilares de ouro. Dois modelos virtuais foram feitos a partir de um corte axial de um implante Standard Brånemark com plataforma regular, um com a adição de um espaçador de alumínio entre o parafuso protético e cilindro de enceramento e outro modelo composto de implante, pilar de titânio, parafuso do pilar de titânio, cilindro protético de ouro, parafuso protético de ouro, utilizando coeficiente de fricção de 0,3. A carga aplicada foi determinada pelo deslocamento axial da cabeça do parafuso. O sistema com a utilização do espaçador necessitou 15 vezes mais deformação axial que o sistema convencional antes de se considerar uma falha. Desde que a adição do espaçador não influencie o valor do torque inicial, a distribuição das tensões será muito semelhante entre os dois sistemas. O uso de um espaçador no complexo protético de implantes pode retardar os mecanismos de perda de parafusos protéticos.

Scholander (1999) investigaram, através de estudo prospectivo, os resultados clínicos do tratamento de 259 implantes do Sistema Brånemark restaurados com coroas unitárias, em 183 pacientes com média de idade de 29.8 anos. O período de observação variou de 1 a 9 anos. Um total de 9 pacientes (10 implantes) foi perdido durante o tempo de acompanhamento, houve três perdas de implantes, uma antes da carga funcional e duas durante o primeiro ano, um implante fraturou com 6 anos de funcionamento, apontando um índice cumulativo de sucesso de 98.3%. Um total de 8 coroas foram refeitas devido a complicações protéticas. De maneira geral, a condição dos tecidos moles adjacentes aos implantes foi considerada saudável, similar ao tecido gengival de dentes. Segundo os referidos autores, este estudo confirma os resultados favoráveis de outros estudos com implantes do Sistema Brånemark que suportavam coroas unitárias.

Lekholm et al. (1999) reportaram os resultados de um estudo prospectivo multicêntrico de 10 anos de avaliação clínica de implantes do Sistema Brånemark utilizados para restaurar arcos parciais edêntulos. Os pacientes tinham idade

variando entre 18 e 70 anos e 57% deles eram mulheres. No final dos 10 anos de avaliação, os índices cumulativos de sobrevivência dos implantes eram de 90,22% e 93,7% na maxila e mandíbula, respectivamente. Os níveis de reabsorção da crista marginal foram baixos, 0,7mm em média, e a saúde gengival foi satisfatória. Não foram relatadas complicações severas. Para os referidos autores o Sistema Brånemark é um método seguro e previsível de restaurar arcos parcialmente edêntulos.

Binon (2000), através de revisão bibliográfica, especificações dos fabricantes e experiência clínica, formulou algumas observações sobre o desenvolvimento de novos tipos de conexões na implantodontia. O primeiro tipo de conexão foi o hexágono externo, o qual durante anos foi utilizado para reabilitação de arcos edentados totais, onde todos os implantes eram unidos por uma infra-estrutura rígida, funcionando satisfatoriamente bem. Em aplicações mais recentes, como próteses parciais e unitárias, a interface protética e seu respectivo parafuso retentor são expostos a aplicações de carga mais rigorosas e amplas. O parafuso retentor não é mais protegido do estresse da mastigação e se transforma no principal meio de resistência a forças laterais de tração, podendo causar aberturas na interface e perdas dos parafusos. Um outro tipo de conexão protética é o chamado cone Morse ou conexão interna cônica com sua angulagem variando entre 8° (ITI) e 11° (Astra Tech). Este tipo de conexão protética necessita de usinagem extremamente precisa das peças para sua perfeita engrenagem. Não existe sistema anti-rotacional neste tipo de encaixe dependendo exclusivamente da aplicação do torque apropriado e oposição das paredes internas opostas (fricção). Traçando uma comparação entre as conexões cônicas e os encaixes hexagonais (interno e externo), o encaixe cônico é aproximadamente 60% mais resistente. Oferece uma distribuição profunda das cargas e funciona como um escudo para os parafusos de pilares já que divide as cargas recebidas entre as paredes do encaixe protético e os parafusos.

Norton (2000) comparou a resistência de dois tipos de conexão cônica interna de implantes frente a teste de fadiga estática. Foram utilizados 6 implantes 4.1x14mm (ITI - Straumann), 6 pilares cônicos (ITI - Straumann), 6 implantes 4.5x15mm (Astra - Tech ST) e 6 Uni-Abutment (Astra - Tech). Os torques aplicados sobre os respectivos conjuntos seguiram as normas do fabricante, ITI = 35Ncm, Astra-Tech = 25Ncm. Os implantes foram parafusados em bases sólidas de titânio e

fixados a um grampo circular preso à outra base. Os testes foram realizados com carga progressiva e velocidade constante de 1mm/min, até ocorrer ou induzir a falha. O ponto de aplicação da força foi arbitrariamente escolhido como 4mm da junção implante-pilar. Os resultados foram analisados com teste de Fisher com 5% de significância. Para os conjuntos da Astra-Tech, a deformação plástica permanente e a média de maior momento elástico foram respectivamente 4176N.mm/167N e 5507N.mm/220N; já para os corpos-de-prova da ITI obteve-se 2526N.mm/101N e 3269N.mm/131N com $p=0043$. A incorporação de pilares com conexões internas aumentou a resistência da interface pilar – implante frente a forças elásticas oclusais.

O'Mahony et al. (2000) investigaram, através de análise por elemento finito com modelo bidimensional, os efeitos de cargas axiais e não axiais na distribuição de estresse na interface implante – osso em um modelo virtual, simulando um implante unitário na região posterior de mandíbula. Uma carga de 490 N foi aplicada a 0, 2, 4 e 6mm do eixo vertical do implante. O maior estresse gerado na interface implante – osso sob carga axial foi no ápice do implante (natureza compressiva). As cargas desviadas do eixo do implante aumentaram o estresse compressivo no osso cortical no lado onde a carga foi aplicada e aumentou de maneira semelhante o estresse tensional no lado oposto a aplicação de carga. Os estresses acima mencionados aumentaram consideravelmente a cada mm que a carga se distanciava do longo eixo do implante. Os resultados obtidos sugerem que as cargas fora do longo eixo de implantes unitários em região posterior de mandíbula favorecem o aumento de estresses na interface osso-implante, bem como a distância que esta carga será aplicada do eixo axial dos implantes.

Watanabe et al. (2000) investigaram as tensões produzidas ao redor de implantes quando infra-estruturas fabricadas por quatro tipos diferentes de métodos (1 - fundição de uma peça, 2 - secção e soldagem, 3 - apenas soldagem e 4 - método IMZ de adaptação passiva). Foram empregados 3 implantes IMZ montados em um bloco de poliuretano (30 x 40 x 30 mm), e um total de 16 infra-estruturas foram confeccionadas a partir dos quatro métodos acima descritos. Seis aferidores de tensão foram posicionados estrategicamente no bloco de poliuretano, e as infra-estruturas foram então parafusadas com torquímetro manual com torque fixo de 14,5 Ncm. Esse procedimento foi repetido por sete vezes, e cada tensão desenvolvida foi

mensurada quando foi dado torque no último parafuso. Em todas as infra-estruturas, tensões foram produzidas ao redor dos corpos dos implantes quando os parafusos retentores das próteses foram apertados, e estas mesmas tensões foram aliviadas com o contra torque dos parafusos. Obtiveram-se maiores tensões induzidas nos métodos 1 e 2 se comparados aos métodos 3 e 4. Quando a ordem de aplicação de torque foi alterada, houve diferenças significativas na intensidade das tensões em cada aferidor com método 2. Com o método de adaptação passiva não foram identificadas diferenças de intensidade das tensões que poderiam ser atribuídas a ordem de aplicação do torque. A intensidade das tensões geradas nas infra-estruturas parafusadas implanto-retidas foram significativamente menores no método 4 quando comparadas com os demais métodos. Quanto melhor a passividade das próteses, menor serão as tensões induzidas.

Cibirka et al. (2001) examinaram as diferenças potenciais nos valores de torque reverso de parafusos de pilares após teste de fadiga quando as dimensões entre hexágono externo do implante e hexágono interno do pilar são alteradas ou quando o hexágono externo do implante é eliminado para avaliar problemas de ordem mecânica. Foram utilizados 3 diferentes formatos experimentais de implante, um tipo para cada grupo, em um total de 30 implantes, 10 para cada grupo. Para o grupo R utilizaram-se implantes plataforma regular hexágono externo, para o grupo M utilizaram-se implantes com hexágono modificado e para o grupo C eliminaram-se o hexágono da plataforma dos implantes. Os resultados obtidos foram; para o grupo R, 14.40Ncm, para o grupo M, 14.70Ncm e para o grupo C, 16.40Ncm. Não ocorreram perdas de pilares ou rotação destes após os testes, com verificação com aumento de 25 vezes. Não houve deformação ou micro-movimentação após os testes de fadiga. A representação estatística através de análise de variância mostrou diferenças significantes entre os grupos R e M do grupo C.

Martin et al. (2001) avaliaram os materiais e superfícies de 4 parafusos de pilares comercialmente disponíveis frente a geração de pré-carga. Vinte exemplares de cada um dos seguintes parafusos de pilares: (Gold-Tite (Gt), Torq Tite (Tt), liga de ouro (Ga) e liga de titânio (Ta)) foram divididos em dois grupos. Medidas foram tomadas para cada parafuso de pilar em um implante hexágono externo 3.75 x 18 mm com pilar de titânio. Medidas dos ângulos de rotação foram tomadas nos quatro parafusos de pilar com 20 e 32 Ncm. Blocos de resina com implantes incluídos

foram seccionados e qualitativamente avaliados com SEM. A 20 e 32 Ncm os maiores ângulos rotacionais gerados foram encontrados no grupo Tt: 21.2 ± 3.1 graus e 38.1 ± 8.7 graus, respectivamente. Os melhores valores de pré-carga estiveram presentes no grupo Gt: 596.8 ± 101.2 N e 1015.3 ± 191.2 N para 20 e 32 Ncm, respectivamente. Análise qualitativa, através de SEM, mostrou que o maior número de contato íntimo entre as roscas dos parafusos e as roscas internas dos implantes foram vistos no grupo Gt (14 dos 20 possíveis contatos). Os grupos Gt e Tt com parafusos de pilares com superfícies modificadas ajudam a reduzir o coeficiente de atrito, produzem maiores ângulos rotacionais e valores de pré-carga que os parafusos convencionais de liga de ouro e titânio.

Graiton, Aquilino e Standford (2001) avaliaram o efeito da aplicação de vários níveis de torque aplicados a parafusos de pilares de ouro em relação a testes de fadiga dinâmica e micro movimento nas interfaces implante – pilar – parafuso. Foram utilizados 15 cilindros tipo UCLA (3i - Implant Inovations) em liga de ouro, sobre fundidos em liga áurea e divididos em 3 grupos com cinco corpos-de-prova cada. No grupo A os corpos de prova receberam 32N.cm, este foi considerado grupo controle, no grupo B, o torque aplicado foi de 16N.cm e no grupo C o torque foi de 48N.cm. Todos os parafusos utilizados eram constituídos de liga de ouro (3i) e todas as infra-estruturas foram conectadas a implantes Standard maquinados com conexão tipo hexágono externo com dimensões de 3.75 de plataforma x 15 mm (3i) de comprimento. Os parâmetros de carga utilizados variaram entre 20 e 30N com frequência de 6Hz. O ponto de incidência da carga se localizava a 6mm do implante e 12mm acima da cabeça da superfície coronal do implante. Não houve diferenças significantes em relação ao número de ciclos e na relação entre pré-torque e número de ciclos. Houve diferenças significantes entre os grupos em relação ao nível de micromovimentação, grupo A com 68 ± 2 mm, grupo B com 41 ± 3 mm e grupo C com 35 ± 3 mm. Foram aplicados ANOVA e teste de Tukey para representação estatística. A micromovimentação permaneceu constante para os três grupos ao término dos 100.000 ciclos e o grupo A, com menor torque aplicado, obteve o maior índice de micromovimento dos três grupos testados.

Geng, Tan e Liu (2001) fizeram um levantamento bibliográfico do uso de análise por elementos finitos na área odontológica e afirmaram que FEA é uma

técnica para se conseguir a solução de problemas mecânicos dividindo o elemento problema em inúmeros, menores e mais simples elementos (*mesh*), nos quais as variáveis possam ser interpoladas com o uso de funções de forma. O uso de elementos finitos foi desenvolvido no início da década de 60 para resolver problemas na indústria aeroespacial e, somente em 1976, foi utilizado pela primeira vez na implantodontia. Os autores concluíram que o uso de elementos finitos no estudo da transmissão de carga à interface osso-implante conseguiu elucidar parcialmente os fatores que influenciam os problemas de ordem mecânica comumente encontrados: tipo de carga, propriedades dos materiais utilizados nas próteses e implantes, tamanho, diâmetro, formato e superfície dos implantes, qualidade e quantidade de osso adjacente. Em relação à distribuição do estresse no complexo implante-conexão protética, os elementos finitos auxiliaram a formular sugestões de mudanças no desenho dos implantes para prevenir falhas nos parafusos protéticos e de pilares e fraturas de fixações. FEA é uma ferramenta virtual eficaz, adaptada das engenharias para biomecânica implantodôntica. Com este tipo de análise virtual, muitas melhorias serão previstas e aplicadas em novos sistemas de implantes no futuro.

Khraisat et al. (2002) compararam a influência do tipo de conexão protética frente à teste de fadiga dinâmica e modo de falha em sistemas de implantes osseointegrados. Foram utilizados 7 implantes MkIV (Branemark, Nobel Biocare AB) com plataforma de 4.0mm de diâmetro e comprimento de 10mm e 7 implantes ITI (Straumann, Solid Screw) com 4.1mm de diâmetro e 10mm de comprimento montados em blocos de resina acrílica termopolimerizável, deixando 3mm dos implantes expostos, simulando reabsorção óssea. Para o grupo do sistema Branemark foram conectados pilares Cera one de 3mm (Nobel Biocare, AB) com torque de 32Ncm aplicados sobre parafusos de ouro. Para o grupo da ITI foram conectados pilares sólidos com 4mm de altura com torque aplicado de 35N.cm. Foram cimentadas infra estruturas metálicas fundidas em liga de ouro para cada corpo de prova. A máquina utilizada no estudo aplicava uma carga perpendicular ao longo eixo do implante com intensidade variando de 0 a 100N e decrescendo de 100 a 0N antes de se iniciar o próximo ciclo. A carga foi aplicada pelo período simulado de 6 anos, sendo aplicados 1.800.000 ciclos com frequência de 75 ciclos por minuto, sendo feita uma inspeção para identificação de falhas a cada 10.000 ciclos. O teste

estatístico de Fisher foi aplicado para determinar a probabilidade da associação do formato da conexão com a falha por fadiga. A significância estatística foi definida com intervalo de 5% de confiança. Todos os parafusos de pilar do sistema Branemark fraturaram entre 1.178.023 ciclos e 1.733.526 ciclos. Já para o sistema ITI não houve falhas até que se atingisse 1.800.000 ciclos ($P= 00058$). O sistema ITI mostrou maior resistência à fadiga que o sistema Branemark. No sistema de conexão por hexágono externo a região mais frágil da união pilar-implante foi o parafuso. A dispersão das tensões sobre a interface da conexão interna talvez seja a razão para a alta resistência a simulações de carga.

Segundo Drago (2003), o objetivo inicial do sistema de conexão hexágono externo era permitir ao implantodontista carregar a fixação ao leito cirúrgico previamente feito e não como dispositivo anti rotacional de coroas unitárias. Afirma ainda que a pré-carga aplicada nos parafusos cria uma tensão entre as roscas do parafuso e do implante e deve ter valor igual a 75% do limite proporcional de escoamento do parafuso. O referido autor avaliou a efetividade dos parafusos Gold-Tite (3i, Implant innovations, Yorba Linda, CA, USA) com torque de 35N.cm na manutenção de uma conexão pilar / implante estável. Setenta e três pacientes foram tratados com 110 implantes Osseotite (3i, implant Innovations). Todos os casos foram restaurados com pilares pré-fabricados ou pilares UCLA individualizados. Todos os parafusos de pilares tiveram torque de 35Ncm, e todas as coroas foram cimentadas. Os pacientes foram controlados por um ano após carga. Um parafuso de pilar foi perdido em 12 meses de avaliação mostrando um índice de sobrevivência de 99%. A utilização de parafusos Gold Tite com torque de 35Ncm mantém com sucesso a estabilidade da conexão implante / pilar por este período de avaliação.

Boskaya e Müftü (2003) avaliaram, através de fórmulas matemáticas e análise por elementos finitos com modelos bidimensionais, a pressão concentrada nas conexões internas cônicas de implantes dentais utilizando liga Ti6Al4V com limite convencional de escoamento de 960 MPa. Este estudo mostrou que análise por elementos finitos pode ser utilizada para caracterizar perda de pré-carga e concentrações de tensões com 5 a 10% de erro.

De acordo com Goodacre *et al.* (2003), através de revisão sistemática de literatura, foram identificadas e comparadas as causas mais comuns de complicações clínicas relacionadas a implantes e próteses sobre implantes. Dez estudos reportaram a incidência de fístulas em nível da conexão implante-pilar. A incidência média dos dados combinados foi de 1% (117 de 11.764 implantes afetados). A variação de incidência foi de 0,002% a 25%. A perda de parafusos de pilares foi detectada em 6% das próteses, 45% dessas perdas ocorreram em coroas unitárias. A média de perda de parafusos de pilar em implantes unitários que utilizavam parafusos com desenhos antigos foi de 25%. Entretanto ao se analisar estudos mais recentes essa média cai para 8%, o que indica uma substancial melhora com a criação dos novos desenhos de parafusos. Dezesesseis estudos mostraram fraturas de parafusos de pilares com uma média de incidência de 2%. A média de incidência de implantes que fraturaram foi de 1%, dos 13 estudos que reportaram este tipo de complicação 142 implantes, de uma amostra de 12,157, fraturaram.

Lang *et al.* (2003) examinaram a natureza dinâmica do desenvolvimento de pré-torques em complexo de implantes usando análise por elemento finito. O complexo de implantes foi modelado segundo especificações do fabricante (Nobel Biocare). Usando um software específico, modelos tridimensionais de elemento finito de um implante do Sistema Branemark 3.75 x 10mm (Mark III), um pilar de titânio Cera One, um parafuso de pilar de liga de ouro unigrip, um implante do Sistema Replace 4.3 x 10mm, um pilar estético de titânio e um parafuso de pilar de titânio Torq Tite foram criados. Os parafusos de pilares foram submetidos a torques de apertamento com incremento 1Ncm de 0 a 64 Ncm, utilizando o software ABAQUS. Através destes modelos, a influência do coeficiente de atrito na quantidade de carga no complexo do implante durante e após o torque de apertamento do parafuso foi determinado. No primeiro experimento, o coeficiente de atrito foi fixado em 0.20 entre todos os componentes de titânio dos modelos dos implantes e 0.26 entre ouro e titânio. No segundo experimento, o coeficiente de atrito foi modificado. Em ambos os modelos, o coeficiente de atrito entre superfícies de suporte do implante e do pilar foi mantido em 0.20, enquanto que em todas as outras superfícies de contato envolvendo parafusos e componentes foi fixado em 0.12. O padrão de distribuição de força demonstrou uma transferência da carga de torque do parafuso para o

implante durante o apertamento. Uma carga de torque de 75% do coeficiente convencional de escoamento dos parafusos de pilares não foi estabelecida usando os torques recomendados. Usando análise por elemento finito, o torque de 32Ncm aplicado ao parafuso de pilar nos implantes estudados na presença de coeficiente de atrito de 0.26 resultaram em uma carga de torque abaixo do ideal para os parafusos de pilares. Para alcançar o torque desejado de 75% do coeficiente convencional de escoamento, usando um torque de 32Ncm aplicados aos parafusos dos implantes estudados, o coeficiente de atrito entre os componentes do implante deve ser 0,12.

Tada et al. (2003) avaliaram a influência do tipo e comprimento de implante e qualidade do osso adjacente na distribuição de tensões. Dois tipos (parafuso e cilindro) e quatro comprimentos de implantes incluídos em quatro tipos de implantes foram modelados virtualmente por software específico (ANSYS, versão 5.5) de acordo com a variação dos módulos de elasticidade. Cargas axiais (100N) e buco-linguais (50N) foram aplicadas aos modelos. Os resultados obtidos mostram que as tensões máximas equivalentes aumentam com a diminuição da densidade óssea. Sob carga axial, especialmente em osso de baixa densidade, as tensões máximas equivalentes no osso adjacente foram menores nos implantes tipo parafuso que nos implantes cilíndricos e também obtiveram-se menores tensões em implantes de maior comprimento. Sob carga buco-lingual, a concentração das tensões foi basicamente influenciada pela densidade óssea. Os resultados deste estudo sugerem que tecidos ósseos com maior densidade garantem um melhor ambiente biomecânico para os implantes assim como o uso de implantes tipo parafuso e com comprimentos maiores.

Çehreli et al. (2004) compararam a resistência à fadiga dinâmica de pilares de uma e duas peças com conexão protética tipo cone Morse. Foram utilizados dezesseis implantes Synocta[®] ITI[®], oito pilares Synocta[®] para prótese cimentada e oito pilares sólidos. Cada pilar foi conectado ao seu respectivo implante com o torque recomendado pelo fabricante e cada conjunto teste foi rosqueado em uma base de metal. Cada implante recebeu uma coroa cimentada. Cargas laterais e axiais com valor de 75 ± 5 N foram aplicadas nos implantes até um número delimitado de 500,000 ciclos com frequência de 0.5 Hz e com angulação de 20°. Antes do início dos experimentos e a cada 100.000 ciclos, valores de perioteste

(PTV) eram mensurados. Ao término do experimento, valores de torque de remoção (RTV) dos pilares foram gravados através de um dispositivo personalizado e nenhum dos implantes e pilares apresentou sinais de falhas mecânicas. Os PTVs finais dos dois tipos de pilares foram semelhantes sem diferença estatisticamente significativa. Os valores de torque de remoção dos pilares sólidos se mostraram significativamente maiores que os pilares Synocta®.

Bozkaya et al. (2004) investigaram através de análise por elemento finito com modelagem bidimensional, os efeitos da macrogeometria externa e magnitude das forças oclusais nas falhas de osseointegração em 5 marcas comerciais de sistemas de implantes, Ankylos, Bicon, Astra, ITI e Nobel Biocare comparáveis entre si em tamanho. Todos os implantes foram virtualmente fixados em osso tipo II. Cargas oclusais com várias magnitudes (0 – 200N) foram aplicadas em pilares que suportavam restaurações unitárias em um ângulo de 11.3 graus do eixo vertical e 1mm de desalinhamento. Para cargas oclusais moderadas acima de 300N, o osso compacto não foi sobrecarregado por nenhum dos sistemas de implantes. Com cargas oclusais de 1000N ou mais, as características de sobrecarga dos implantes pode estar relacionada com a sua forma geométrica. De uma maneira geral a sobrecarga ocorre perto da parte superior do osso compacto, em compressão, e é causada pelos componentes normais e laterais das cargas oclusais. Na conexão do osso trabecular e compacto ocorre em tensão devido aos componentes verticais das cargas oclusais.

Segundo Carvalho *et al.* (2004), os índices de sucesso de restaurações em pacientes edêntulos parciais são bastante similares aos pacientes edentados totais. Entretanto, a reabilitação de regiões de primeiros molares com implantes tem documentação clínica longitudinal limitada e ainda é um desafio para a implantodontia moderna, pois a qualidade óssea nestas regiões é pobre e carga oclusal transferida para os parafusos e osso adjacente é elevada. Baseados em revisão de literatura, restaurar regiões de primeiros molares com implantes de plataforma larga ou dois implantes unidos fornece maior área de ancoragem e melhores propriedades biomecânicas que implantes unitários de plataforma estreita e regular.

Geramy e Morgano (2004) desenvolveram três modelos 3D de elemento finito diferentes de uma coroa unitária de um molar inferior implanto suportado para avaliar e comparar deslocamentos induzidos no local das aplicações de força como resultante de duas direções de cargas (0° e 15°) e duas intensidades de força (35 e 70N). Foram construídos três modelos virtuais, o primeiro com um implante de 3.75mm de diâmetro, o segundo com um implante de 5mm de diâmetro e o terceiro com dois implantes de 3.75mm de diâmetro. O deslocamento no sentido buco-lingual com força de 35N a 0° do longo eixo do implante foi de 3.78.

Eskitascioglu et al. (2004) investigaram o efeito de cargas de um a três diferentes localizações na superfície oclusal de um dente, na distribuição de estresse em uma prótese parcial fixa mandibular suportada por implantes e no tecido ósseo adjacente através de análise com elementos finitos de modelos 3-D. Foi feito um modelo seccionado de uma mandíbula com osso tipo2 com um segundo pré-molar perdido e suas supraestruturas. Um implante ITI 4.1 de plataforma por 10mm de comprimento com uma coroa metalocerâmica com infra-estrutura metálica de cromo - cobalto (Wiron 99) e cobertura estética de porcelana foram modelados para este estudo. Os modelos foram construídos pelo software Pro/Engineer 2000i. Cargas totais de 300N foram aplicadas nas seguintes porções: 1) na extremidade da cúspide bucal (300N), 2) na extremidade da cúspide bucal (150N) e na extremidade da fossa distal (150N), 3) extremidade da cúspide bucal (100N), extremidade da fossa distal (100N) e fossa mesial (100N). Para as condições de cargas investigadas, a melhor combinação de carga vertical foi encontrada nas regiões com cargas aplicadas em 2 e 3 pontos, que diminui o estresse no tecido ósseo. Para esta situação, as tensões de Von Mises estavam concentrados na infra-estrutura e na superfície oclusal da coroa.

Himmlová et al. (2004) compararam, através da análise por elemento finito com modelagem 3D, a influência dos diâmetros e comprimentos de implantes na distribuição das tensões no corpo destes e no tecido ósseo adjacente. Os modelos gerados pelo software ABQUS (Version 5.8, HKS Inc) representavam implantes cilíndricos sem rosca do Sistema IMZ. Para análise do fator comprimento foram gerados implantes com diâmetro de 3.6mm e comprimento de 10mm, 12mm, 14mm, 16mm, 17mm e 18mm. A influência dos diâmetros foi simulada com implantes de comprimento de 12mm e diâmetros de 2,9mm, 3,6mm, 4,2mm , 5,0mm, 5,5mm,

6,0mm e 6,5mm. As cargas utilizadas nas direções lingual, axial e disto-mesial, respectivamente, foram, 17,1N, 114,6N e 23,4N. A tensão máxima encontrada estava localizado ao redor do pescoço dos implantes. A maior diminuição no valor de tensão gerada ocorreu nos implantes de diâmetro variando entre 3,6 e 4,2mm (31,5%). O uso de implantes com diâmetro de 6.5mm resultou em uma redução do valor máximo de estresse de quase 60%. O modelo com implantes de mesmo diâmetro e diferentes comprimentos mostrou um menor efeito na diminuição de estresse. O aumento no diâmetro dos implantes distribui melhor a força da mastigação simulada e diminui as tensões sofridas ao redor do pescoço dos implantes.

Alkan, Sertgöz, Ekici (2004) investigaram a distribuição do estresse gerado em parafusos de implantes dentais com pré-carga aplicada em 3 diferentes sistemas de conexão de pilares utilizando simulação de forças oclusais com modelos de elementos finitos tridimensionais. Modelo 1 – implantes Branemark tipo hexágono externo com pilar para prótese parafusada, modelo 2 – implante ITI com conexão Cone Morse com pilar para prótese cimentada e modelo 3 – implante ITI com conexão Cone Morse e encaixe octogonal com pilar para prótese parafusada. Foram aplicadas três forças, $F_1 = 10N$ com direção horizontal, $F_2 = 35N$ com direção vertical e $F_3 = 70N$ com direção oblíqua. Todas as forças foram aplicadas diretamente a superfície da coroa como uma superfície compressiva. Para os três diferentes tipos de conexões implante / pilar testados, o estresse máximo esteve concentrado entre o pescoço do implante e a primeira rosca do pilar e do parafuso protético. Para as três cargas testadas, o valor máximo de estresse não alcançou o limite convencional de escoamento dos pilares e parafusos protéticos avaliados neste estudo (titânio =462 Mpa, ouro = 565.4 Mpa). A estabilidade da conexão parafusada está diretamente relacionada com a pré-carga obtida através do torque de apertamento e da sua manutenção através do tempo de uso, se a força de pré-carga cai abaixo de um limite crítico, a estabilidade desta conexão pode estar comprometida.

Khraisat et al. (2004) investigaram o efeito de ciclagem mecânica lateral em diferentes posições de carga em parafusos de pilares de um sistema de implante tipo hexágono externo. O preparo dos corpos-de-prova e procedimentos de teste foram efetuados pelo mesmo operador. Os materiais utilizados foram 15 implantes

(Branemark, MarkIV, Nobel Biocare, AB) com 4mm de diâmetro por 10mm de comprimento, um suporte metálico com formato semiclíndrico, 15 pilares Cera one (Nobel Biocare) com seus respectivos parafusos retentores, 15 infraestruturas padronizadas metálicas, fundidas em liga de Ag/Au/Pd cimentadas sobre os pilares com cimento à base de fosfato de zinco, os quais receberam um torque de 32N/cm, valor recomendado pelo fabricante, com chave mecânica unigrip® e torquímetro de precisão. Após 10 minutos, os pilares receberam uma contra-torque e logo depois foi aplicado um novo torque no mesmo valor, para se obter um melhor torque inicial. Os corpos-de-prova foram rigidamente montados em uma base de metal e uma carga variando entre 0 e 50N foi aplicada perpendicularmente ao longo eixo dos implantes e 11,5mm distante da base de metal no grupo A em um total de 1.000.000 de ciclos. Para o grupo B, a carga foi aplicada excêntrica distante 4mm do centro do implante com mesmo período de carga que o grupo A. Após isso, o grupo B recebeu uma carga adicional de 200Nmm. No grupo C, grupo controle, não se aplicou carga. A análise estatística foi feita através da aplicação de ANOVA e teste de Tukey. Para os grupos A, B e C, as médias do torque reverso foram: A ($-4.260 \pm 0.856\text{N.cm}$), B ($-0.920 \pm 0.991\text{N.cm}$), C ($-0.380 \pm 0.259\text{N.cm}$). Houve diferenças significantes com diferentes posições de carga. Através de análise por SEM foi identificado a presença de brunimento superficial e ranhuras na superfície espiralada dos parafusos dos espécimes dos grupos A, B e C. Os resultados sugerem que os valores de torque reverso foram preservados sob cargas excêntricas.

Wiskott et al. (2004) avaliaram a resistência à fadiga de cinco tipos de conectores do sistema de implantes ITI com diferentes valores de torque: (1) pilar standard parafusado com torques de 35, 70 e 140 Ncm; (2) conector metálico Octa com torque de 35Ncm; (3) conector cerâmico Octa com torque de 15 e 35Ncm; pilar cimentado fundido e pilar experimental parafusado feito de compósito. Foi utilizada neste trabalho uma máquina de fadiga dinâmica com carga aplicada de maneira multivetorial, onde o corpo de prova testado gira em torno do seu eixo e uma carga é aplicada na superfície externa do conjunto. Essa força, assim como o número de espécimes para cada grupo (10), foi determinada através do sistema analítico *Staircase*. Todos os conectores parafusados com torque de 35N.cm mostraram médias de carga de falha de $57\text{N.cm} \pm 5$. A resistência dos pilares fundidos cimentados atingiu 50% do valor encontrado para pilares parafusados, e os pilares

experimentais e de compósitos obtiveram 30%. A hipótese nula de não haver diferença entre os cinco desenhos de conectores foi rejeitada. Componentes parafusados se mostraram duas vezes mais resistentes que os pilares fundidos cimentados e três vezes mais resistentes que os pilares feitos de compósito quando expostos a testes de fadiga multi-vetoriais.

Asmussem et al.(2005) analisaram através do método de elementos finitos o estresse gerado em dentes restaurados com pinos. As variáveis estudadas foram material, forma, colagem, módulo de elasticidade, diâmetro e comprimento do pino. Os modelos foram feitos a partir das seguintes marcas: Parapost Fiber White, ParaPost XH e Cerapost. As restaurações foram feitas de compósito e ouro. cimentadas com fosfato de zinco e com cimentos resinosos. A carga aplicada foi de 100N com 45° de angulação com a coroa.

Juodzbaly et al. (2005), avaliaram através da metodologia de elementos finitos com modelos 3D o stresse resultante em supra-estruturas implanto suportadas, revestidas com porcelana convencional e compósito restaurador Gradia GC (Tóquio, Japão), e osso mandibular adjacente frente a cargas oclusais estáticas horizontais e oblíquas com manitudes de 500N, 143N e 1000N. Os resultados obtidos mostraram altos níveis de tensões concentradas na região óssea cervical para todas as situações simuladas em ambos materiais testados.

Satoh et al. (2005) examinaram a influência de inclinações mesiais ou linguais dos implantes, de acordo com a teoria esférica de Monson, na biomecânica dos implantes osseointegrados, através da análise por elemento finito usando um modelo tridimensional. Foi criado um modelo de elemento finito 3D, de dois implantes colocados em área mandibular posterior. A distribuição do estresse no tecido ósseo adjacente aos implantes foi avaliada sob diferentes inclinações distais dos mesmos. A análise com elementos finitos mostrou que o estresse na área cervical mesio - distal dos implantes do osso adjacente se mostrou maior quando os implantes foram posicionados paralelos entre si se comparado quando o implante distal foi fixado com uma inclinação mesial ou mesio-lingual. A partir dos resultados obtidos é possível sugerir o uso de implantes em área posterior de mandíbula com

ligeira inclinação mesial, lembrando que um exagero nesta inclinação pode levar os implantes a risco de sobrecarga.

Akour et al (2005), compararam o efeito de forças compressivas na perda de parafusos de pilares de implantes dentais com dois tipos de sistemas anti-rotacionais, através de análise com elementos finitos. Modelos 3D de implantes hexágono externo (Branemark System, Nobel Biocare, Chicago, IL) e com encaixe interno (três canaletas) (Replace Select, Nobel Biocare) com seus respectivos pilares e parafusos foram feitos com o programa SDRG-IDEAS (SDRC, Milford, OH). Forças verticais de 80N e laterais de 8N foram aplicadas nos conjuntos implantes – parafuso – pilar. Os resultados obtidos para o modelo de implante hexágono externo e encaixe interno foram, respectivamente, estresse total (202,0 MPa, 90,0 MPa), estresse de contato (50,9 MPa, 13,2 MPa) e deslocamento lateral (1.51×10^{-2} mm, 1.7×10^{-3} mm). Segundo os resultados do presente trabalho, o sistema anti-rotacional com canaletas internas mostrou o menor potencial de fratura do conjunto implante/pilar além de prevenir rotação da prótese e perda de parafusos. O desenho anti-rotacional hexágono externo demonstrou o maior potencial de fratura do pilar.

Kitagawa et al. (2005) investigaram a influência de desenhos de conexões implante/pilar na perda de parafusos de pilares em sistemas de implantes dentais, utilizando uma análise dinâmica não linear com o método de elementos finitos. Na simulação foram usados modelos 3D de dois sistemas de implantes comercialmente disponíveis: sistema de implantes Ankylos® (Dentsply) com conexão tipo cone Morse e o Sistema Brånemark (Nobel Biocare) com conexão tipo hexágono externo. A análise de micromovimentação mostrou maior micromovimento em relação ao sistema Ankylos®. O modelo do Sistema Brånemark mostrou tendência de rotação enquanto que o modelo do Sistema Ankylos® não mostrou. Concluiu-se que existem diferenças significativas em relação a micromovimentação e rotação dos dois sistemas estudados.

Lanza et al.(2005) comparam, através de análise por elementos finitos, a distribuição de estresse em dentina e camada de cimentos de um incisivo central superior tratado endodonticamente, enfatizando o papel da rigidez do cimento e dos pinos no tratamento restaurador deste elemento. A carga estática aplicada foi de

10N , na face palatina do dente com angulação de 125°. Os resultados obtidos levam a crer que as tensões se concentraram na dentina e na interface do agente cimentante e dos pinos.

Barbosa (2006) fez uma análise mecânica com simulações virtuais através do método de elementos finitos com modelos tridimensionais de parafusos protéticos para reabilitações dentárias. O autor sugeriu mudanças no desenho dos parafusos retentores de prótese, acrescentando um raio de alívio, ou ângulos arredondados na conexão entre a haste do parafuso e sua cabeça, na tentativa de dissipar as tensões concentradas.

Drago e O'Connor (2006) avaliaram clinicamente e radiograficamente 83 implantes com conexão hexágono interno (3i, osseotita Certain) em 43 pacientes parcialmente edêntulos. O tempo de cicatrização foi de 8 semanas sem carga oclusal. Todos foram restaurados com coroas unitárias, não esplintadas. Os implantes foram expostos a carga funcional por pelo menos um ano. As consultas de avaliação foram agendadas em 1, 6, 12, 18, 24 e 36 meses após a instalação do implante. Oitenta e dois dos 83 implantes foram considerados estáveis e ossointegrados após 18 meses de carga oclusal para um índice cumulativo de sobrevivência de 100%. Todos os parafusos de pilares e restaurações foram considerados sem mobilidade após 18 meses de carga oclusal para um índice cumulativo de sobrevivência de 100%. Essa conexão interna do conjunto implante-pilar mostrou sucesso clínico e deve beneficiar, os dentistas diminuindo o número de visitas de manutenção e problemas mecânicos envolvendo os tratamentos com implantes dentários.

Lãs Casas et al. (2008) analisaram a distribuição de estresse em dois formatos de implantes, reto e angulado, através do método por elementos finitos com modelos 3D. Um modelo 3D de uma mandíbula com um implante posicionado na região de primeiro molar foi gerado a partir de uma tomografia computadorizada. Então uma carga axial de 100N e outra carga horizontal de 20N foram aplicadas separadamente nas extremidades superiores dos pilares. Os ossos medulares e corticais foram considerados homogêneos, isotrópicos e lineares. Os resultados mostraram distribuição de estresse similar em ambos desenhos de implantes, indicando uma boa performance do implante angulado. Os estresses gerados no

implante angulado foram em geral menores do que no implante reto, e as diferenças mostradas entre os dois desenhos estão relacionadas a carga vertical.

Herbstrith Segundo et al.(2009) avaliaram as tensões geradas em modelos virtuais 3D de implantes com conexão interna, parafusos de pilares diferentes e coroas protéticas em 10 pontos de observações diferentes. As análises foram feitas em dois modelos de conexão interna com parafusos de ouro e titânio, respectivamente. Uma carga de 382N foi aplicada com 90° da superfície oclusal e 15° do eixo do implante a 4 e 6mm do centro do implante. Em ambos modelos uma grande quantidade de tensões foi identificada ao redor do pescoço do implante e pouco “stress” foi encontrado ao longo do corpo do parafuso de pilar. As simulações feitas sugerem que conexões internas protegem o parafuso do pilar de tensões acumuladas, expondo as paredes do implante a esses estresses.

2.MATERIAIS

Foram utilizados neste trabalho os seguintes componentes e materiais:

- 02 implantes Ankylos B11 com conexão cone morse com dimensões 11x4.5 mm(Dentsply , Friadent, Mannheim, Germany)

- 02 pilares retos B 1.5/40mm (Dentsply, Friadent, Mannheim, Germany)

- 02 implantes Straumann com conexão interna com 4.8 x4.1 x12mm de dimensões(Straumann, Basel, Switzerland)

- 02 pilares sólidos de 6mm (Straumann, Basel, Switzerland)A



Figura 1: conjunto 1 , A implante Ankylos, B pilar standard reto



Figura 2: conjunto 2 , A implante Straumann , B pilar Sólido

3. MÉTODO : MODELAGEM DOS IMPLANTES, COMPONENTES E OSSO ADJACENTE

Primeiramente os conjuntos teste (figuras 1 e 2) foram expostos separadamente a um projetor de perfil com lente de aumento de 10X (Mitutoyo, Japan, modelo PJA3000, calibração NBR ISSO/IEG 17025, data 01/04/2008) (figura 3), sendo então possível construir o formato externo dos modelos virtuais tridimensionais dos sistemas a serem testados. Logo após os conjuntos teste foram montados, segundo especificações dos fabricantes, aos seus respectivos pilares conectados aos implantes com torque pré-definido e incluídos em baquelite preto (figura 5) através de uma máquina Embutidora Metalográfica (Prestopress) (figura 4), sendo então desgastados até o seu centro (figura 6) através de uma politriz com seqüência de lixas de água (100, 120, 150, 180) e roda de feltro para polimento (ponta 3 camadas). Novamente os conjuntos testes foram expostos ao mesmo projetor de perfil para se obter o desenho interno dos implantes e seus respectivos componentes protéticos.

De posse destas informações, foi construído um modelo tridimensional para cada sistema de implante através de ferramenta computacional CAD, comercialmente denominado PRO-ENGINEER, desenvolvido pela PTC. Modelo 1: implante Ankylos B11 com conexão cone morse com dimensões 11x4.5 mm, pilar reto B 1.5/4.0mm e infra-estrutura metálica de liga a base de Ag-Pd ; modelo 2: implante Straumann com conexão interna com 4.8 x4.1 x12mm de dimensões, pilar sólido de 6mm e infra-estrutura metálica de liga a base de Ag-Pd; modelo 3: implante Ankylos B11 com conexão cone morse com dimensões 11x4.5 mm, pilar reto B 1.5/4.0mm de fibra de vidro, infra-estrutura metálica a base de Ag-Pd(protótipo) modelo 4:

implante Straumann com conexão interna com 4.8 x4.1 x12mm de dimensões, pilar sólido de 6mm de fibra de vidro e infra-estrutura metálica de liga a base de Ag-Pd (protótipo).

A parte coronal dos modelos foi feita através de uma tomografia computadorizada de um voluntário (elemento 46), devido à complexidade geométrica da superfície oclusal e importada para o sistema PRO – E. Na tentativa de simular um segmento mandibular virtual simplificado, foi idealizado com dimensões disponíveis na literatura, um bloco com 24mm de altura, 25mm de comprimento mesio-distal e 9 mm de profundidade vestibulo-lingual com um núcleo de osso medular envolto em uma camada de 1,5mm de osso cortical(Stegaroiu *et al*, 1998).

Os modelos dos implantes foram inseridos individualmente no centro deste bloco. Os modelos 1, 3 e 2,4 (figuras 7 e 8) foram divididos em pequenos elementos sólidos totalizando, respectivamente, 17615 e 17269 elementos tetraédricos originando uma rede virtual denominada *Mesh* (figuras 9 e 10) . Duas cargas simuladas de 382N (Herbstrith Segundo *et al*, 2009) e 8N (Akour et al, 2005), através do sistema PRO – MECHANICA, também desenvolvido pela PTC, foram aplicadas paralelamente ao longo eixo do implante sobre o centro da face oclusal e perpendicularmente na região central da face vestibular da coroa dos modelos, respectivamente (figura11). Foi analisada e comparada a distribuição das tensões induzidas pelas cargas aplicadas nas estruturas dos modelos do sistema de mensuração de Von Mises (EQV-MPa), sendo as tensões analisadas nos pontos de tensão máxima e em 3 pontos de observação pré determinados nas roscas dos pilares (tabela1, figura13); em dois sólidos trapezoidais de 0,5x0.25x0.5mm de dimensões posicionados intra ósseos, tangenciando a superfície dos implantes

modelados em dois pontos distintos: cervical e apical (tabela 2, figura12) bem como nos pontos de tensão de referência, máxima e mínima em cada sólido (tabela3). As características de cada material, módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, utilizados na construção dos modelos estão presentes na tabela 4. Em todos os elementos modelados, os materiais foram considerados elasticamente lineares, homogêneos e isotrópicos.

Tabela 1: Pontos de observação internos dos pilares

P1	Metade do primeiro filete da rosca
P2	Metade do segundo filete da rosca
P3	Metade do terceiro filete da rosca
Pmáx	Ponto máximo de tensões nas roscas

Tabela 2: Regiões de observação na interface óssea

Sc	Sólido cervical
Sa	Sólido apical

Tabela 3: Pontos de observação na interface óssea

Pmin	Ponto mínimo
Pmax	Ponto máximo
Pref	Ponto de referência

Tabela 4: Características dos materiais utilizados na simulação dos modelos:

	MODELOS	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPA)	COEFICIENTE DE POISSON	REFERÊNCIAS
Ti(ASTM-F67)	Pilares, parafusos	100×10^3	0.34	<i>Akour et al</i> (2005)
Ti6Al4V(ASTM-F-136)	Implantes	110×10^3	0.34	<i>Akour et al</i> (2005)
Liga de ouro tipo 3	Parafusos	100×10^3	0.30	<i>Lang et al</i> (2003)
Cerâmica feldspática	Revestimento Estético	68.9×10^3	0.28	<i>Geng et al</i> (2001)
Liga de prata paládio	Coping	95×10^3	0.33	<i>Geng et al</i> (2001)
Osso medular	mandíbula	1×10^3	0.3	<i>Juodzbaly et al</i> (2005)
Osso cortical	mandíbula	14×10^3	0.3	<i>Juodzbaly et al</i> (2005)
Fibra de vidro	Parafusos, pilar	40×10^3	0.26	<i>Asmussen et al</i> (2005)



Figura 3: Imagem do Projetor de perfil Mitutoyo, Japan, modelo PJA3000.



Figura 4: Máquina Embutidora Metalográfica (Prestopress).

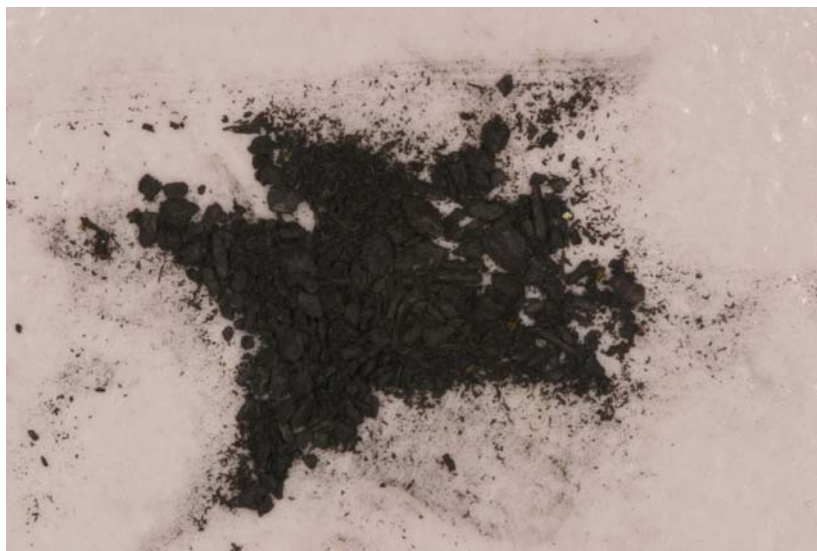


Figura 5: grânulos de baquelite preto.



Figura 6: imagem do corte longitudinal do implante (Ankylos).

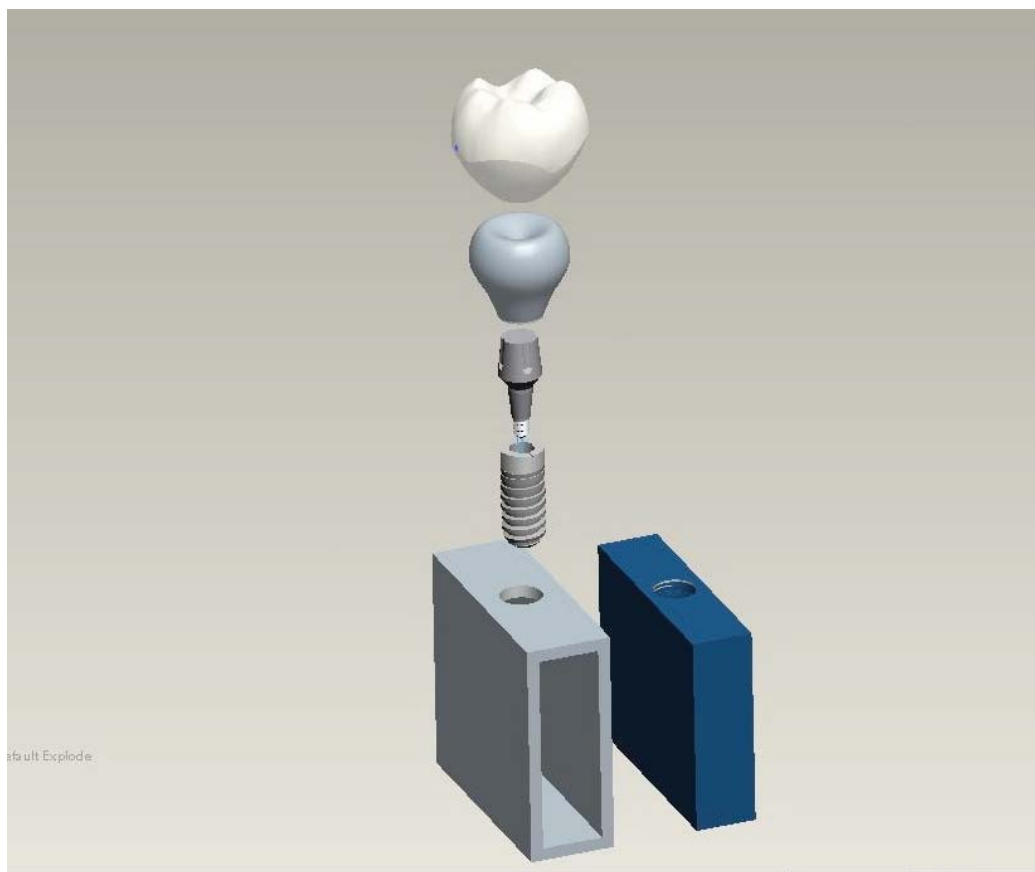


Figura 7 : Sólido tridimensional dos modelos 1 e 3.

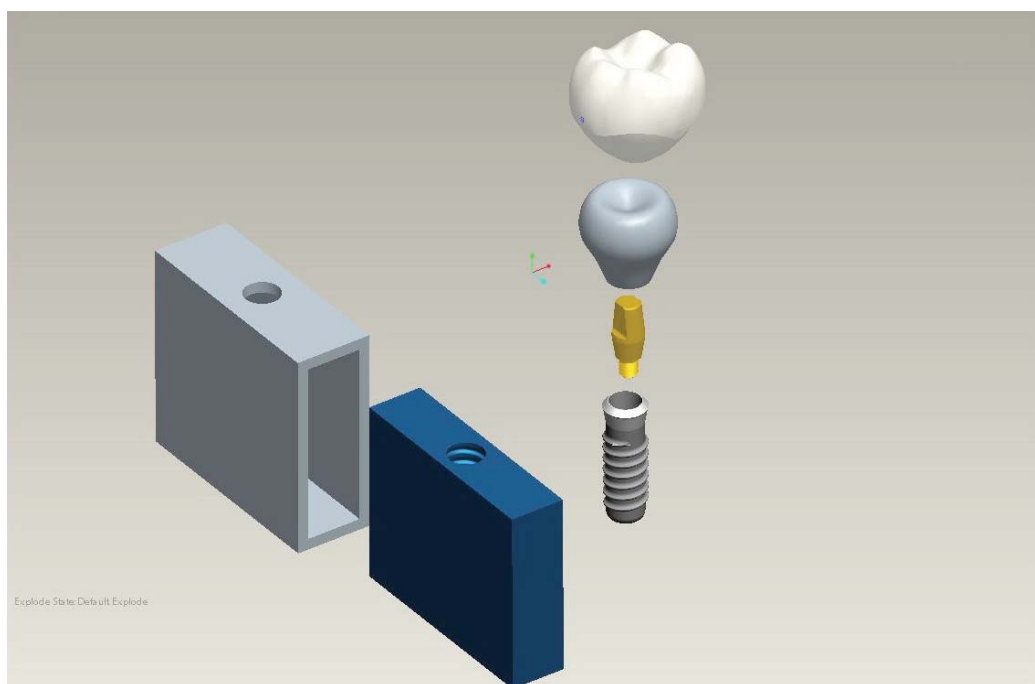


Figura 8 : Sólido tridimensional dos modelos 2 e 4.

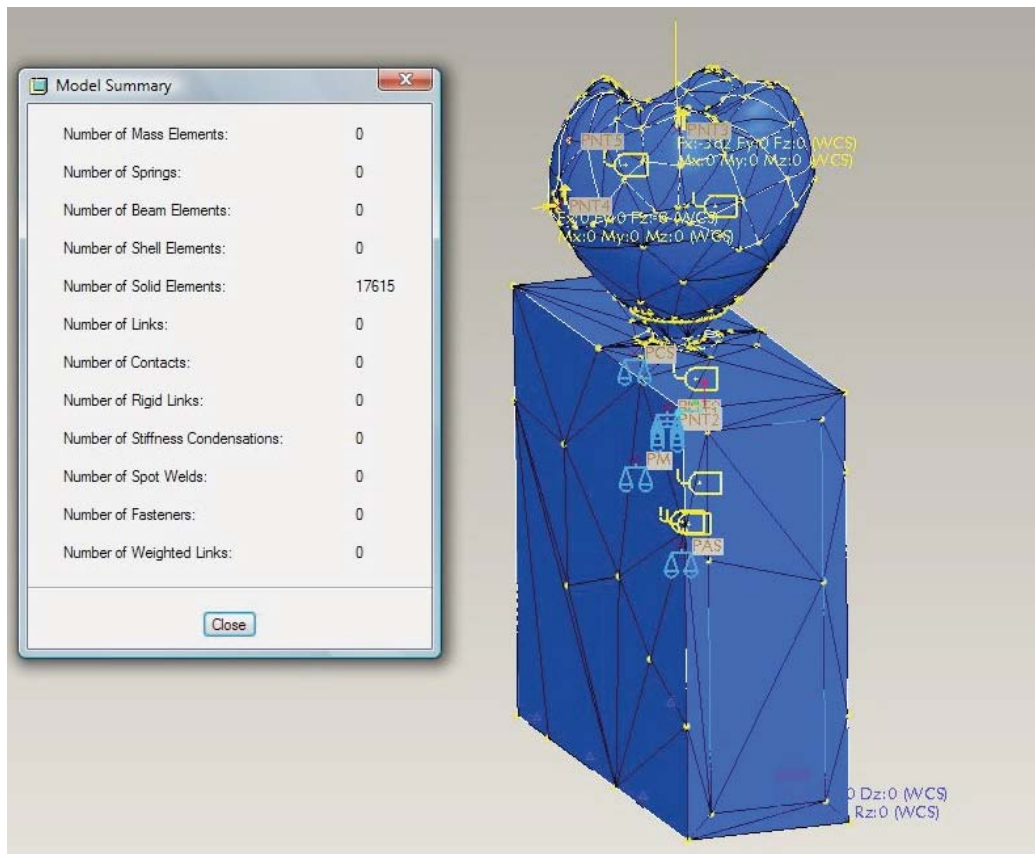


Figura 9: imagens dos modelos 1 e 3 em formato de malha.

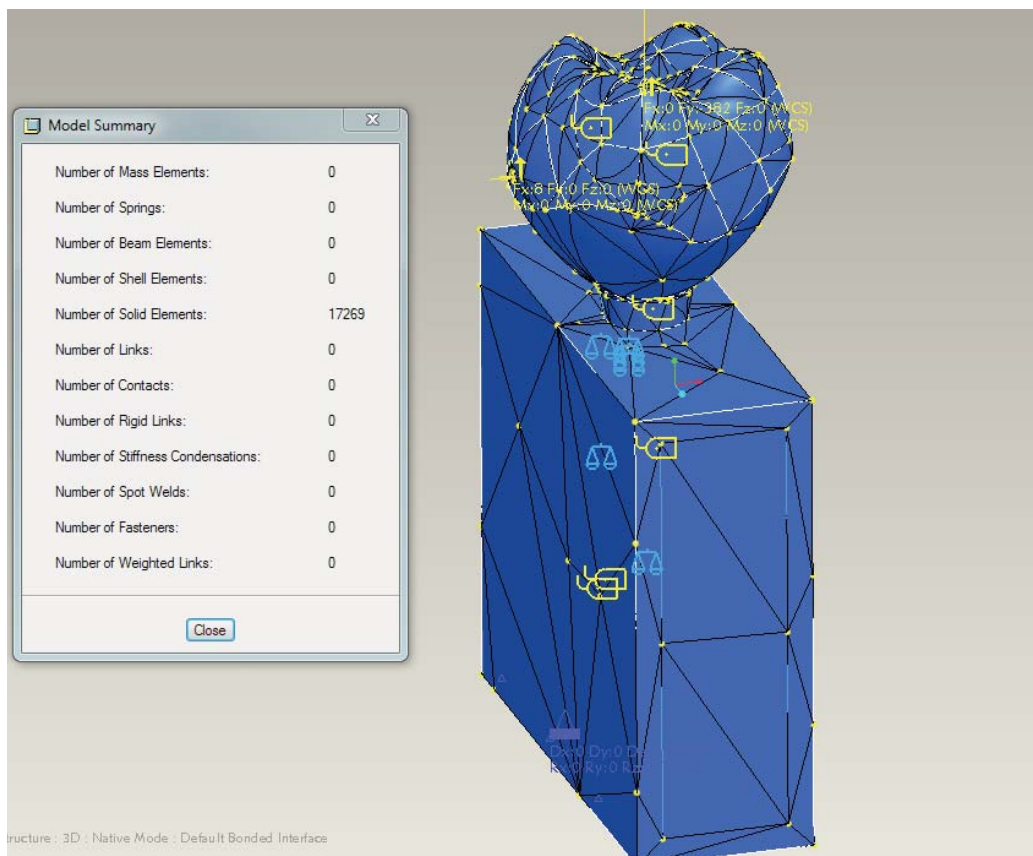


Figura 10 : imagens dos modelos 2 e 4 em formato de malha.

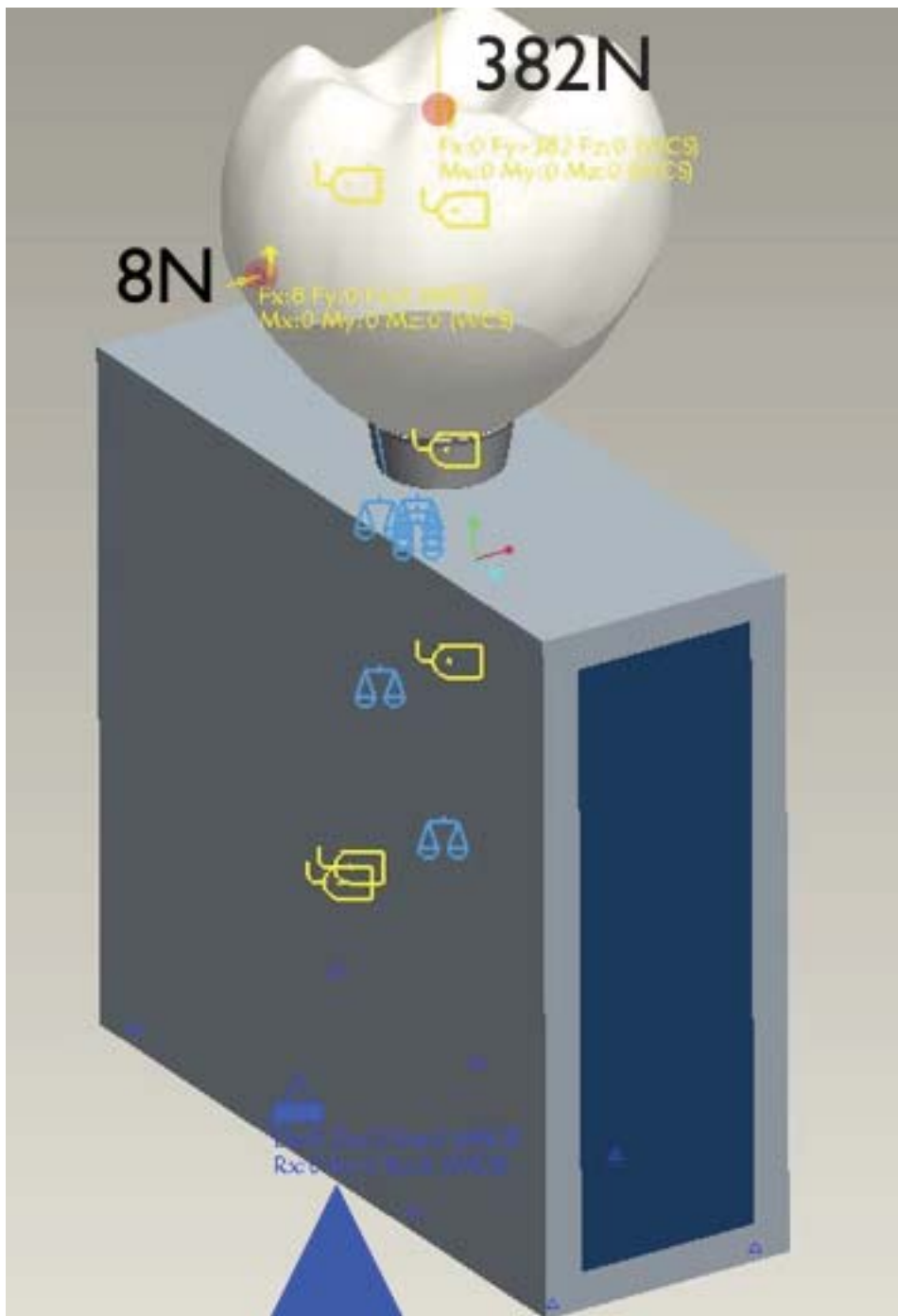


Figura11 : figura esquemática da aplicação das cargas nos modelos



Figura12 : imagem esquemática dos sólidos utilizados para mensuração

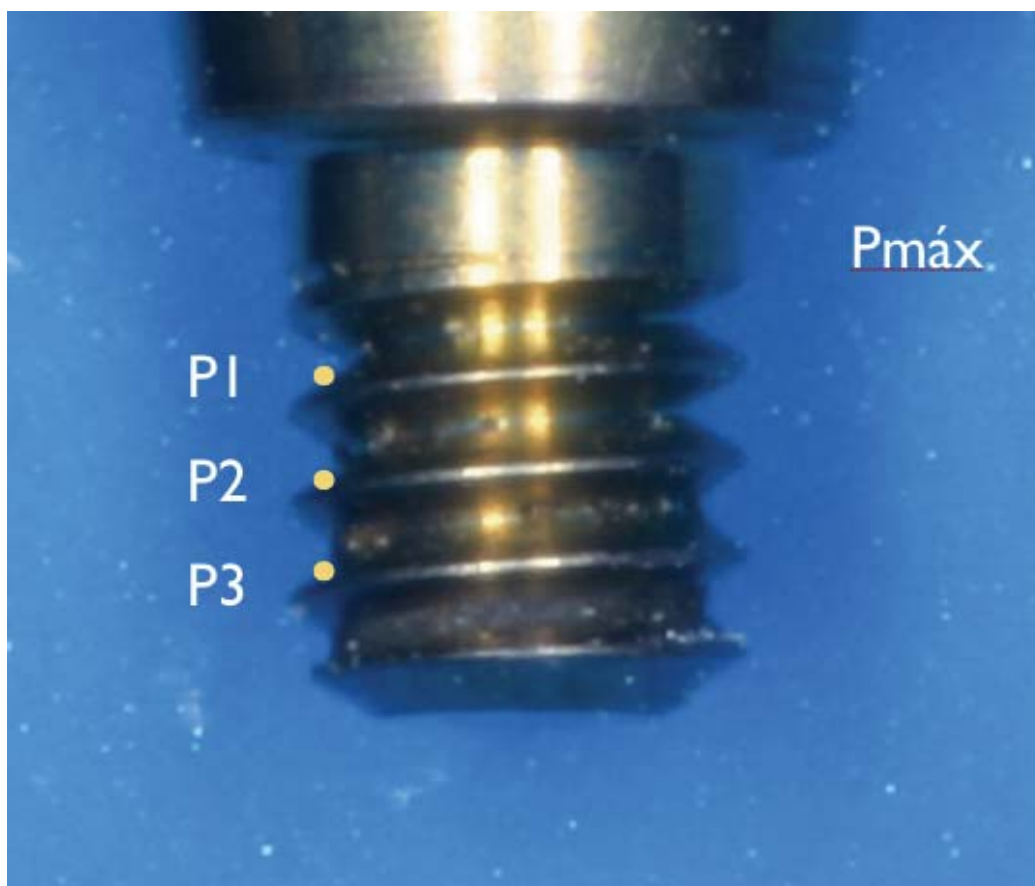


Figura 13: imagem dos pontos de observações internos dos pilares

Antes do início das simulações foi feita a validação geométrica e numérica dos modelos criados através da comparação com o resultado do estudo de Juodzbaly *et al.* (2005), onde uma carga estática vertical de 500N foi aplicada a face oclusal do modelo da coroa gerando um resultado de tensões com valor de 19,11MPa. O resultado obtido na validação do modelo mostrou valor igual a 23,56 MPa (fig 14), validando o modelo, sendo o resultado considerado compatível .

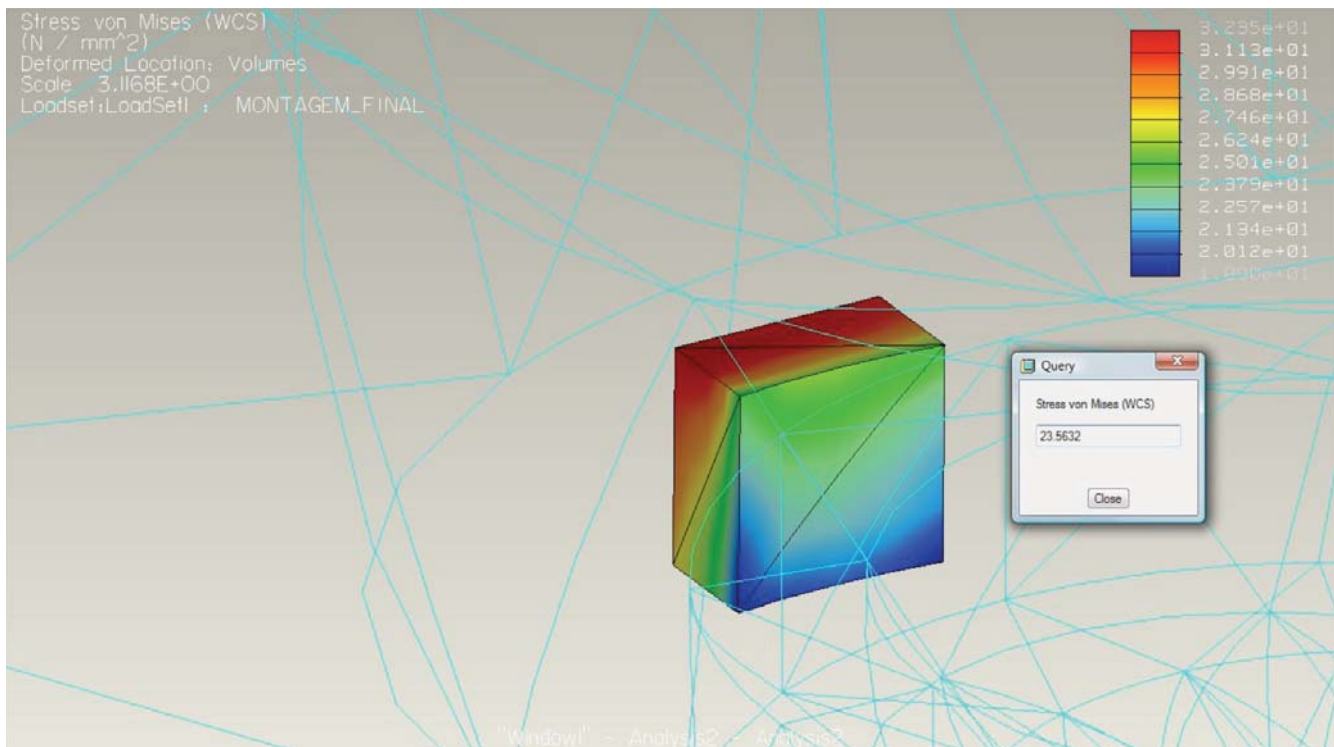


Figura 14: Distribuição das tensões ósseas e validação numérica dos modelos construídos.

4. RESULTADOS

4.1. ANÁLISE DE TENSÕES A NIVEL ÓSSEO

Tabela 5: Resultados das concentrações de tensões (MPa) nos pontos de observação intraósseos, modelo1.

	sc	sa
Pmin	1,446000E+01	1,734000E+00
Pmax	1,800000E+01	2,504000E+00
p ref	1,733112E+01	2,556106E+00

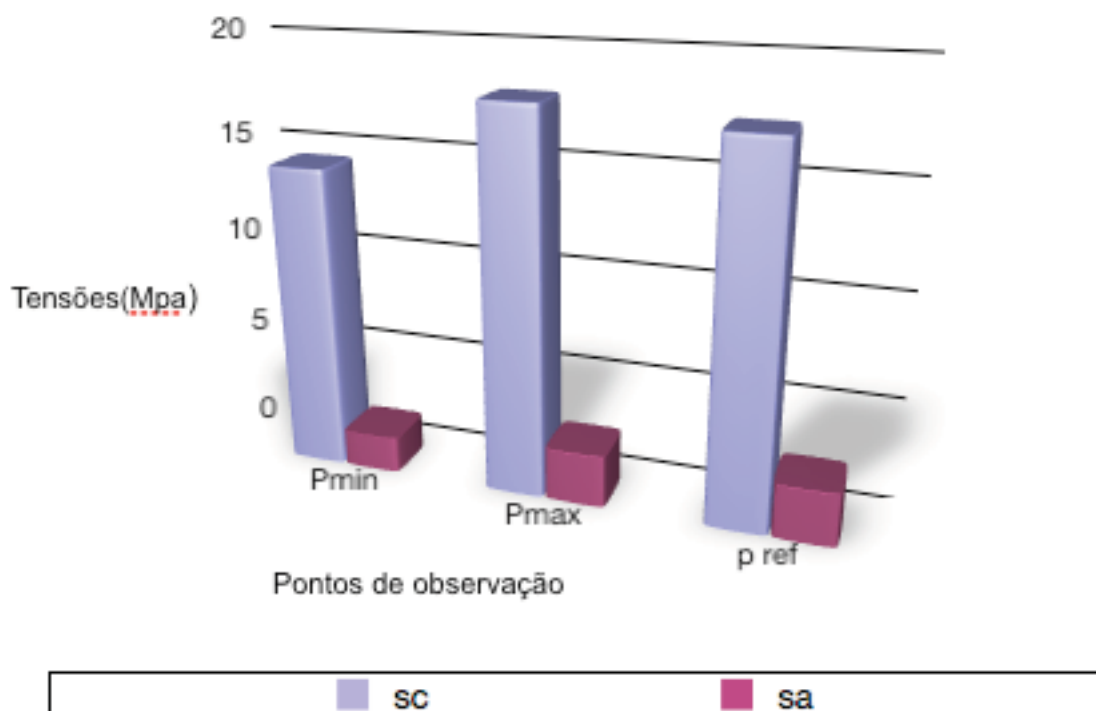


Gráfico 1 : Tensões X pontos de observação em tecido ósseo, modelo1.

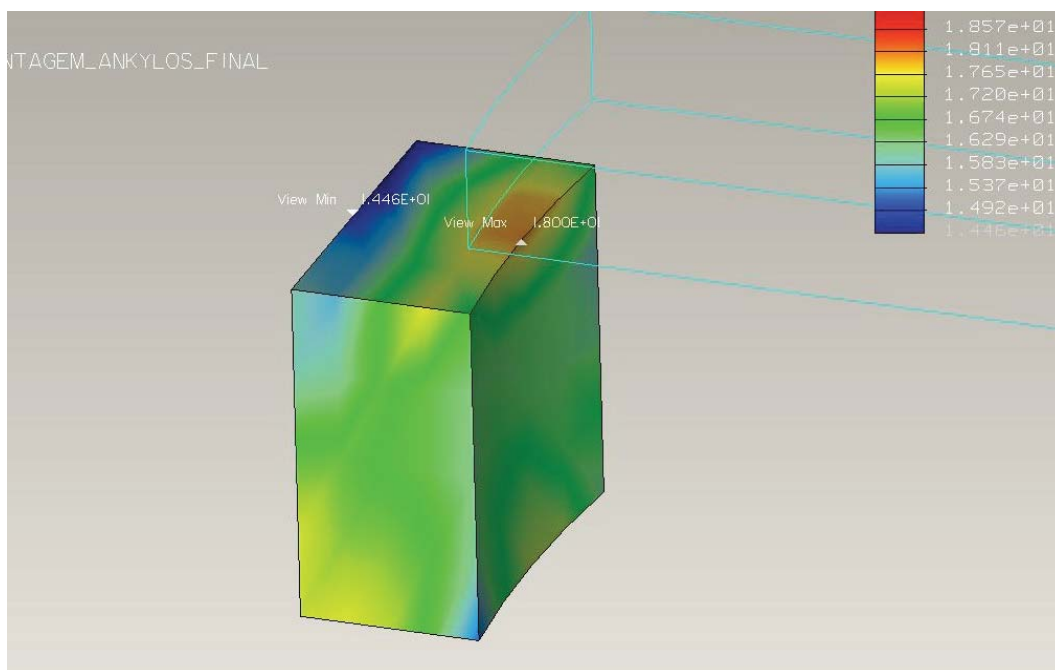


Figura 15: Imagem do sólido cervical na interface osso – implante, modelo 1.

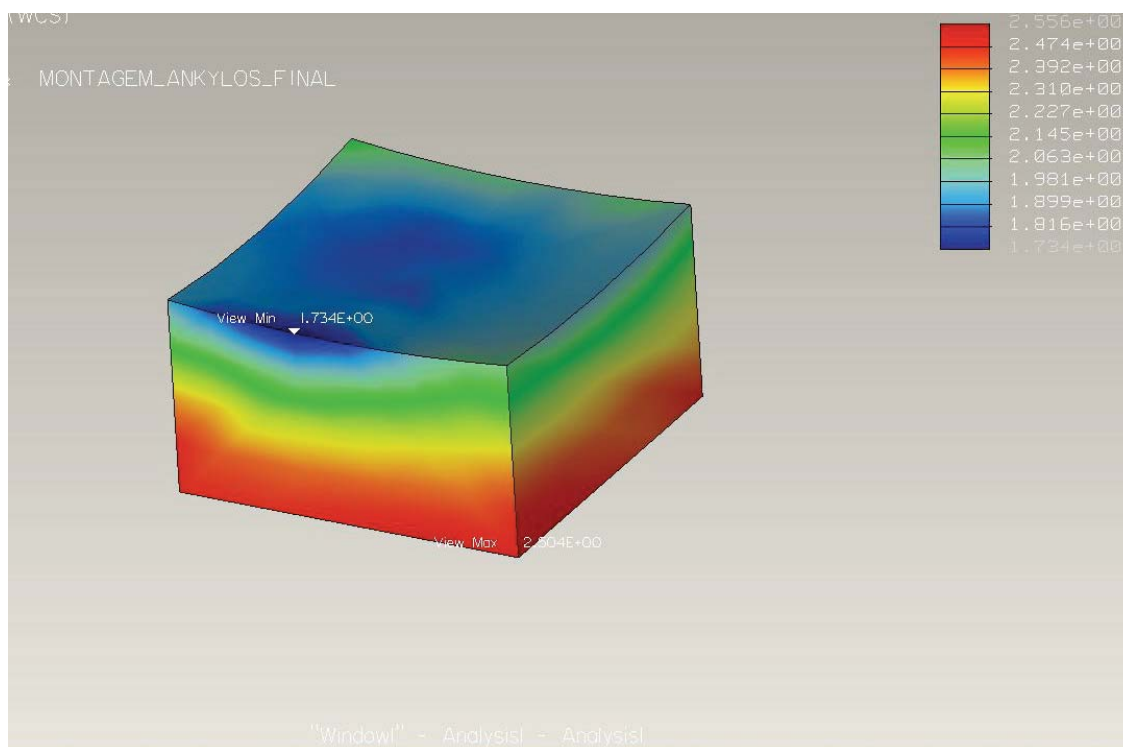


Figura 16: Imagem do sólido apical na interface osso – implante, modelo1.

Tabela 6: Resultados das concentrações de tensões (MPa) nos pontos de observação intraósseos, modelo 2.

	sc	sa
Pmin	1,279000E+01	1,169000E+00
Pmax	2,180000E+01	1,789000E+00
p ref	1,969987E+01	1,784207E+00

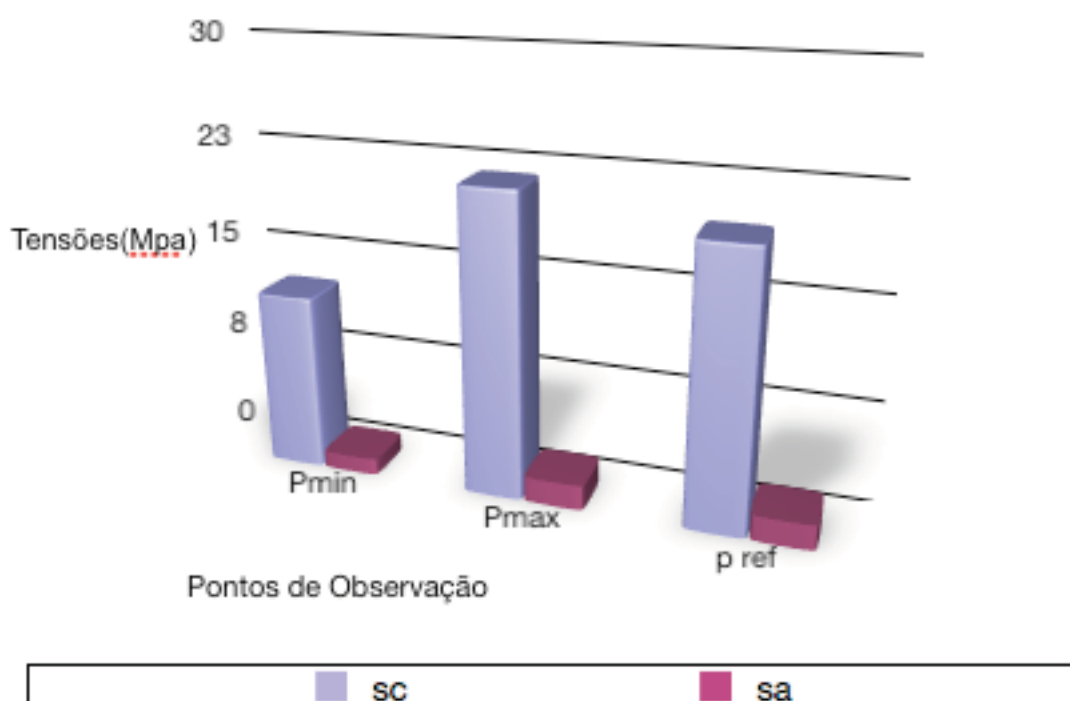


Gráfico2: Tensões x pontos de observação, modelo2.

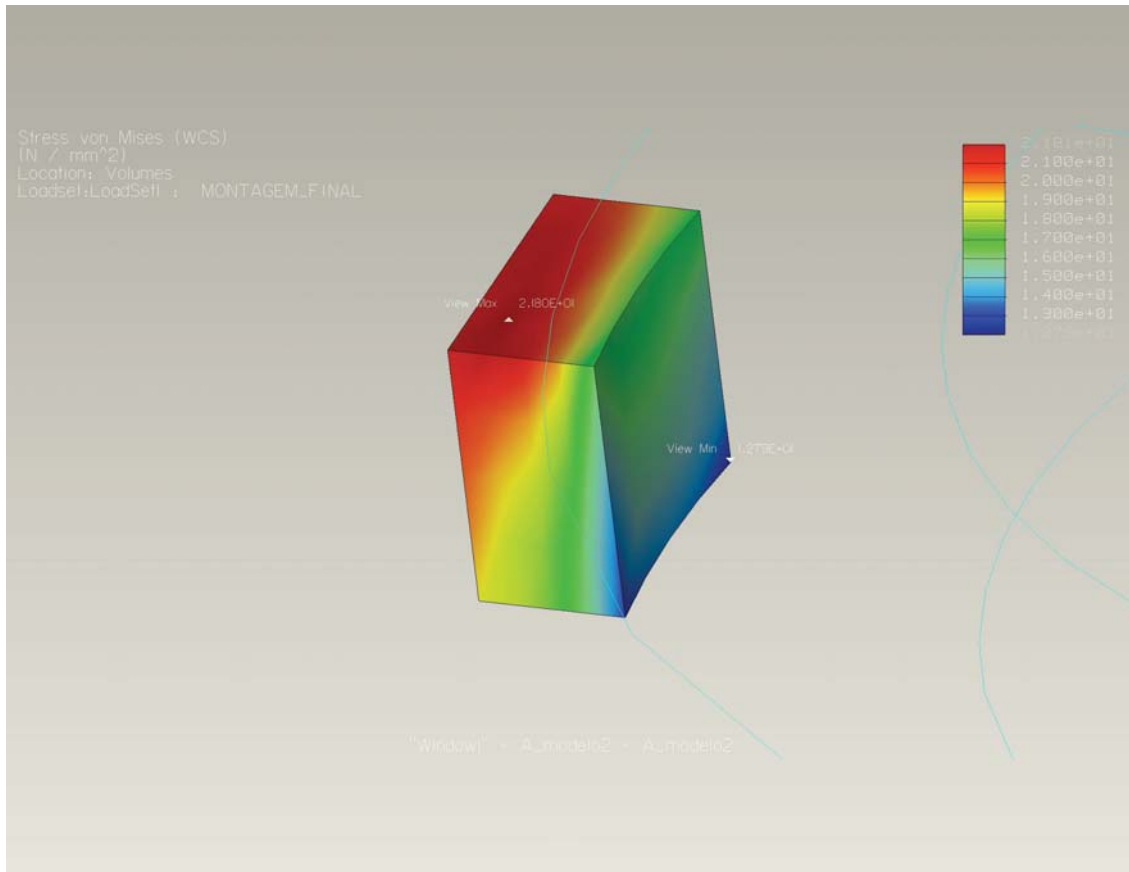


Figura17: Imagem do sólido cervical na interface osso – implante, modelo 2.

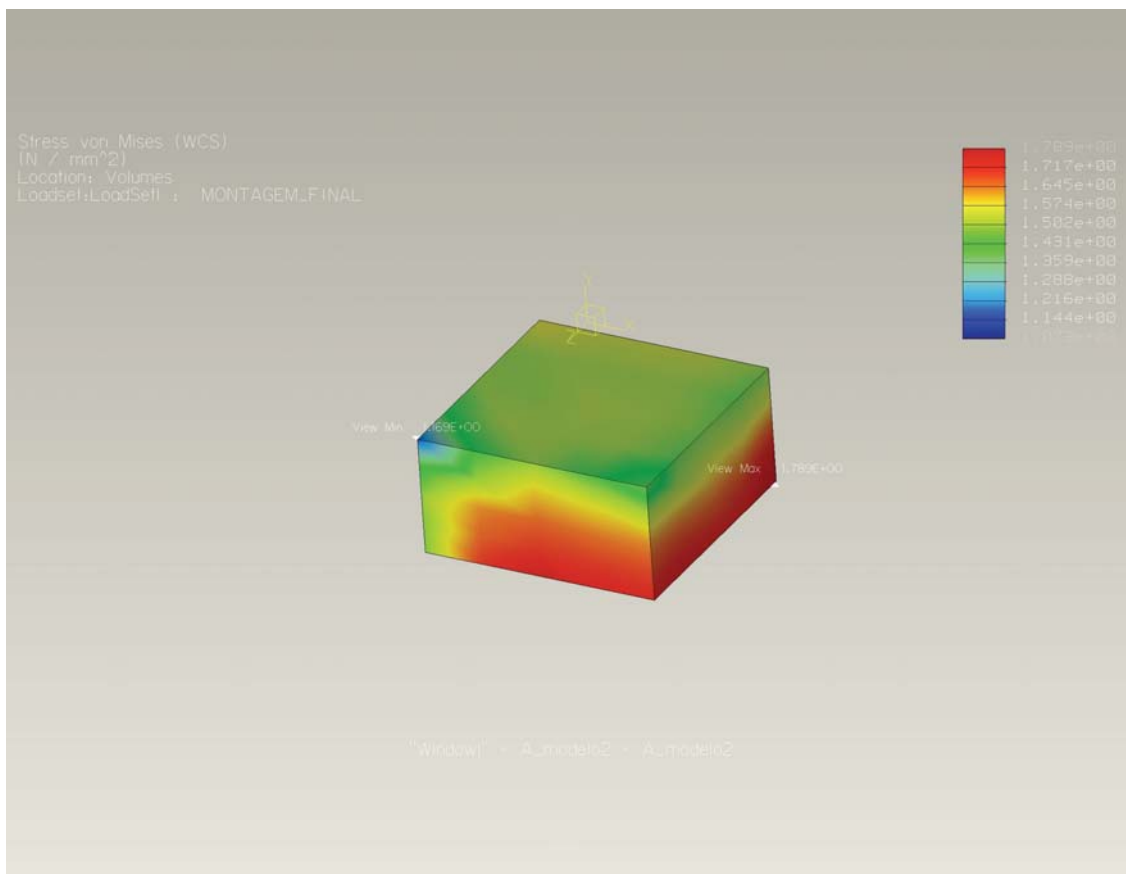


Figura18: imagem do sólido apical na interface osso – implante, modelo 2.

Tabela 7: resultados das concentrações de tensões (MPa) nos pontos de observação intraósseos, modelo3.

	sc	sa
Pmin	1,401000E+01	1,740000E+00
Pmax	1,750000E+01	2,565000E+00
p ref	1,619519E+01	2,564795E+00

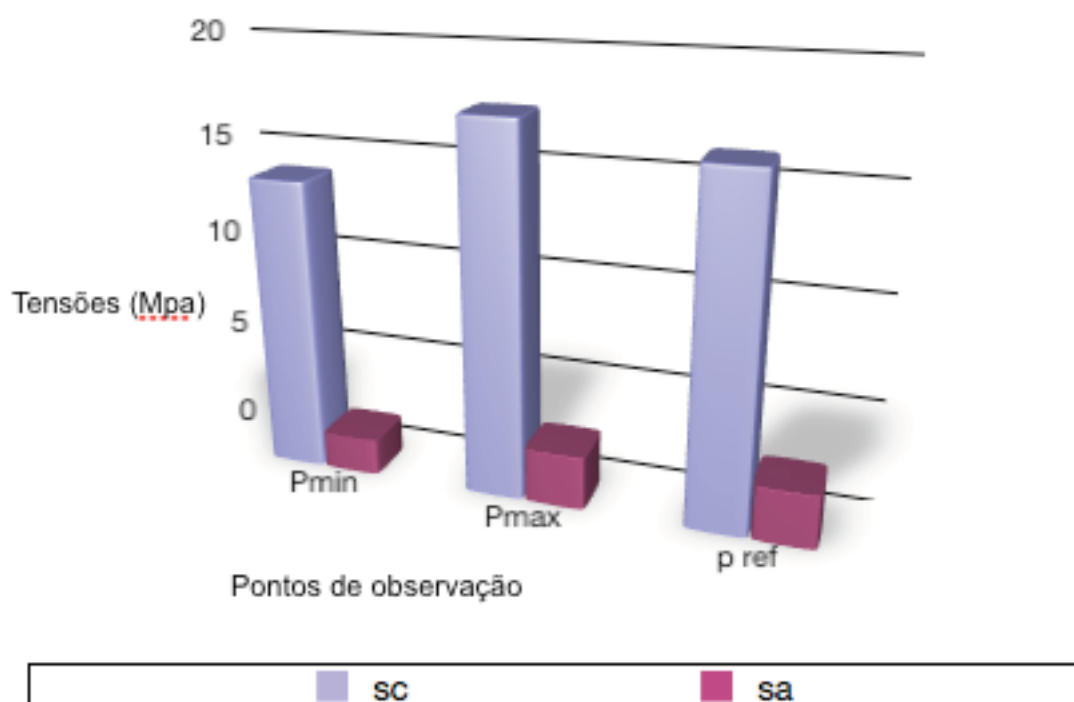


Gráfico3: tensões x pontos de observação, modelo3.

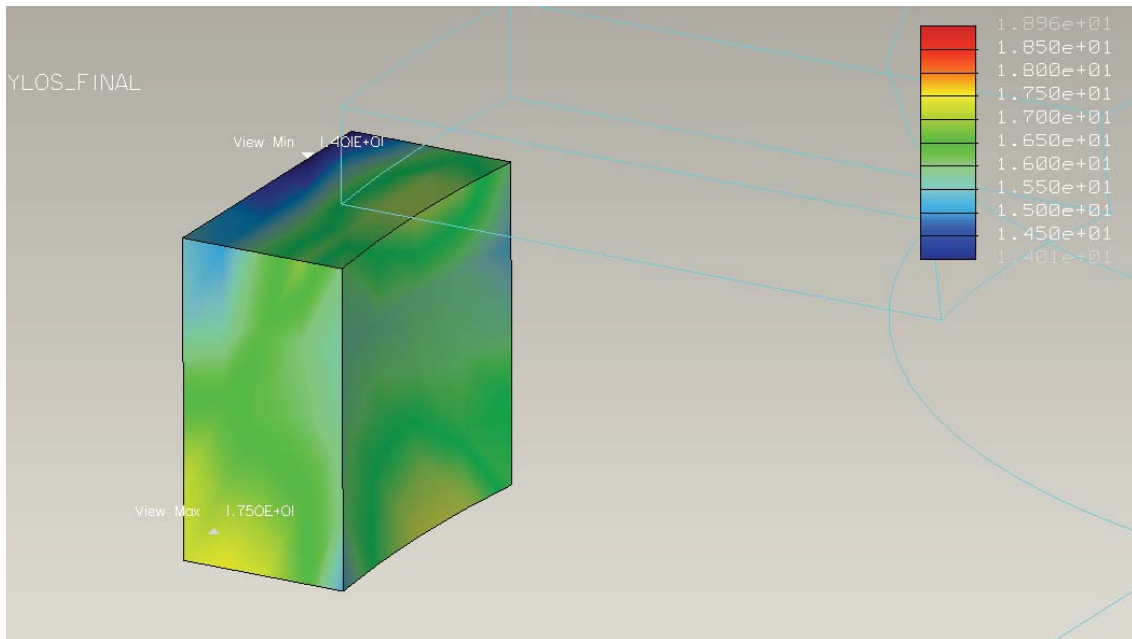


Figura 19: imagem do sólido cervical na interface osso – implante, modelo 3.

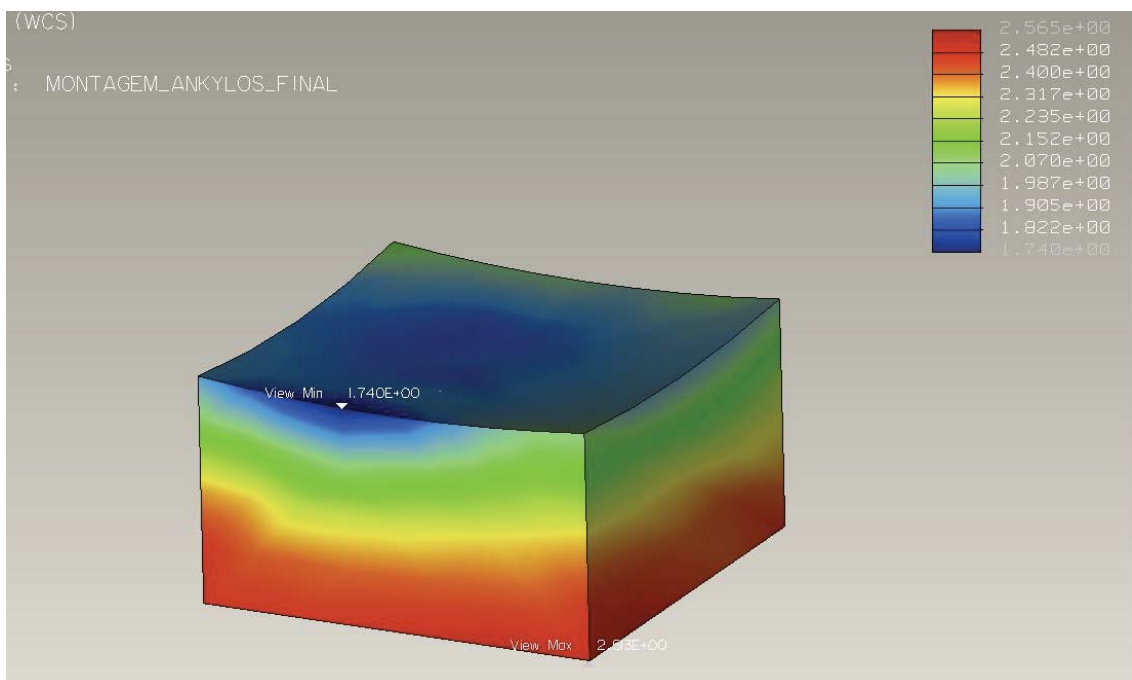


Figura 20: imagem do sólido apical na interface osso-implante, modelo 3.

Tabela 8: resultados das concentrações (MPa) nos pontos de observação intraósseos, modelo 4.

	sc	sa
Pmin	1,250000E+01	1,169000E+00
Pmax	2,167000E+01	1,789000E+00
p ref	1,952552E+01	1,784778E+00

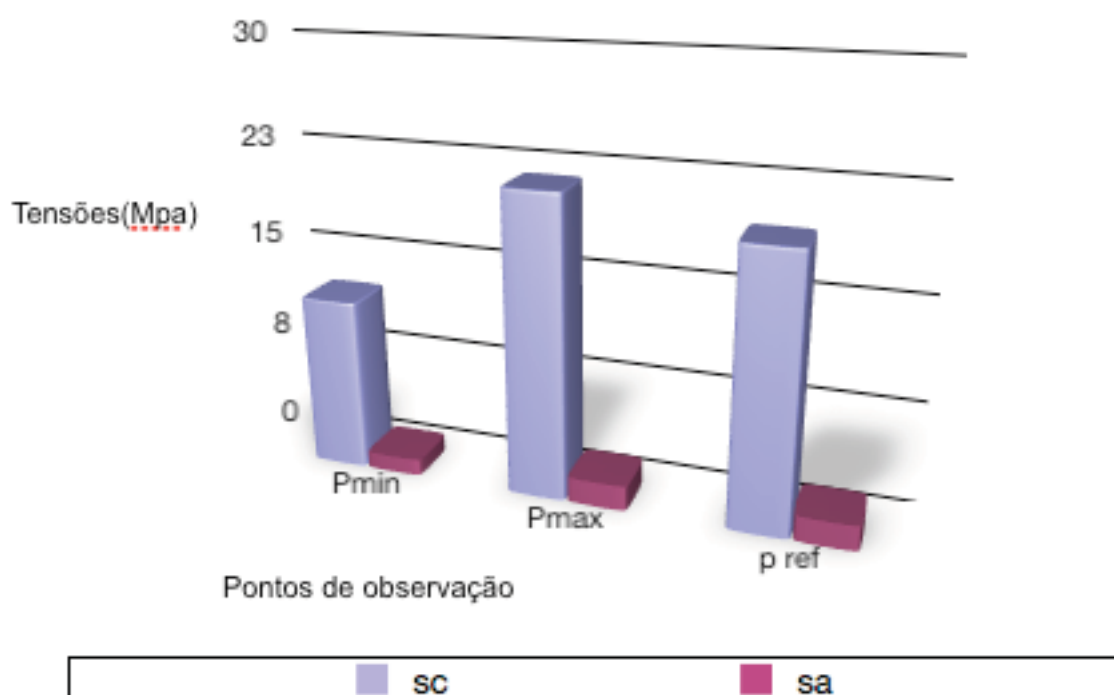


Gráfico 4: Tensões x pontos de observação, modelo 4.

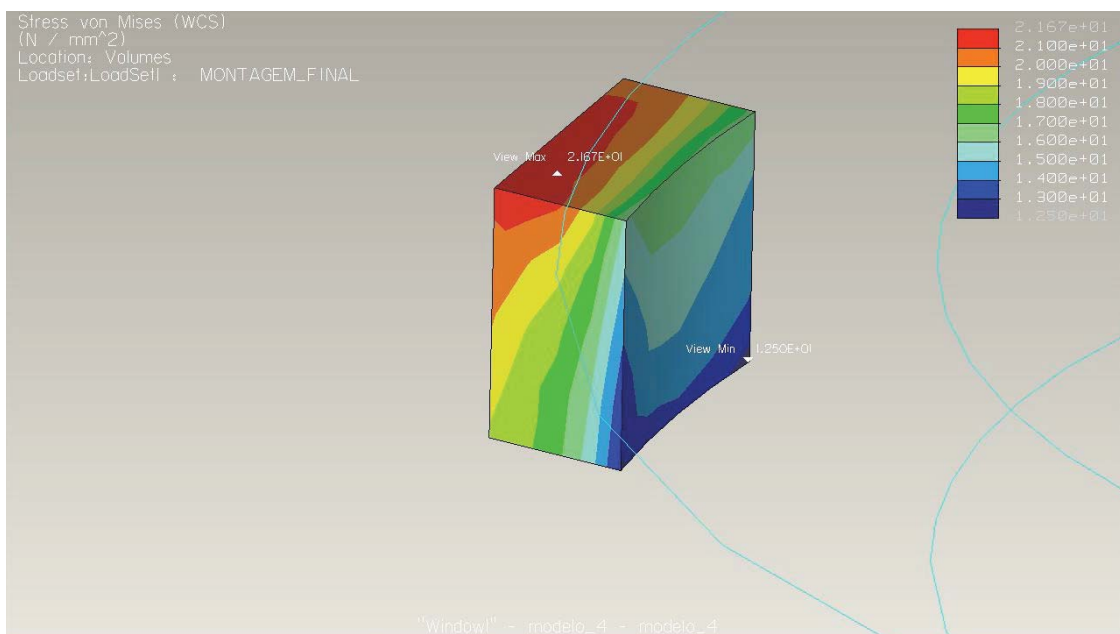


Figura 21: imagem do sólido cervical na interface osso-implante, modelo 4.

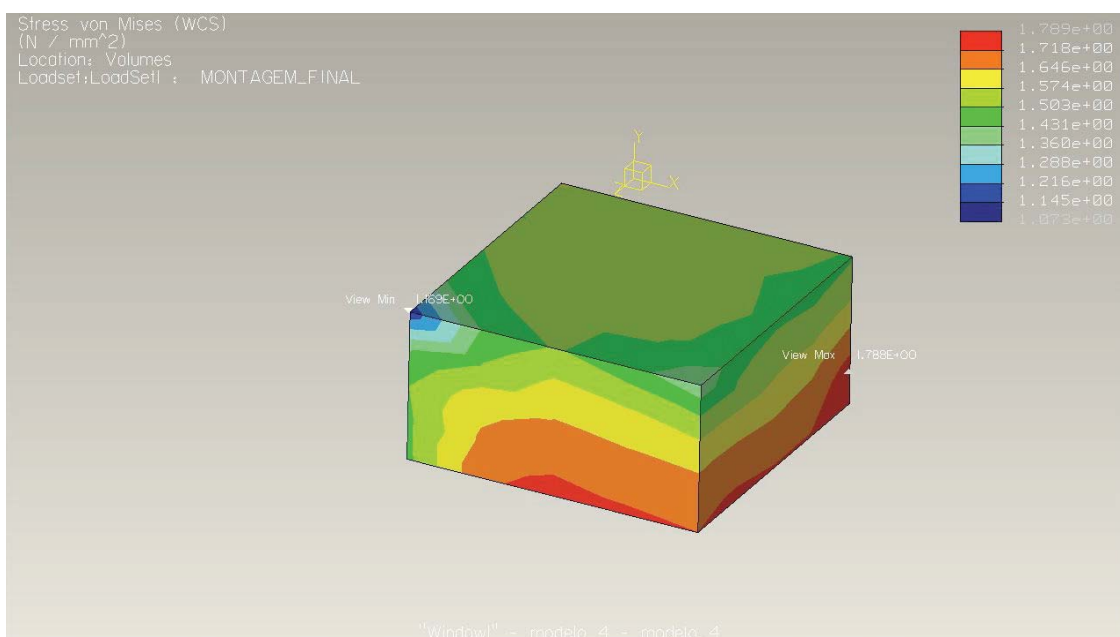


Figura 22: imagem do sólido apical na interface osso-implante, modelo 4.

4.2. ANÁLISE DE TENSÕES A NÍVEL DE COMPONENTES

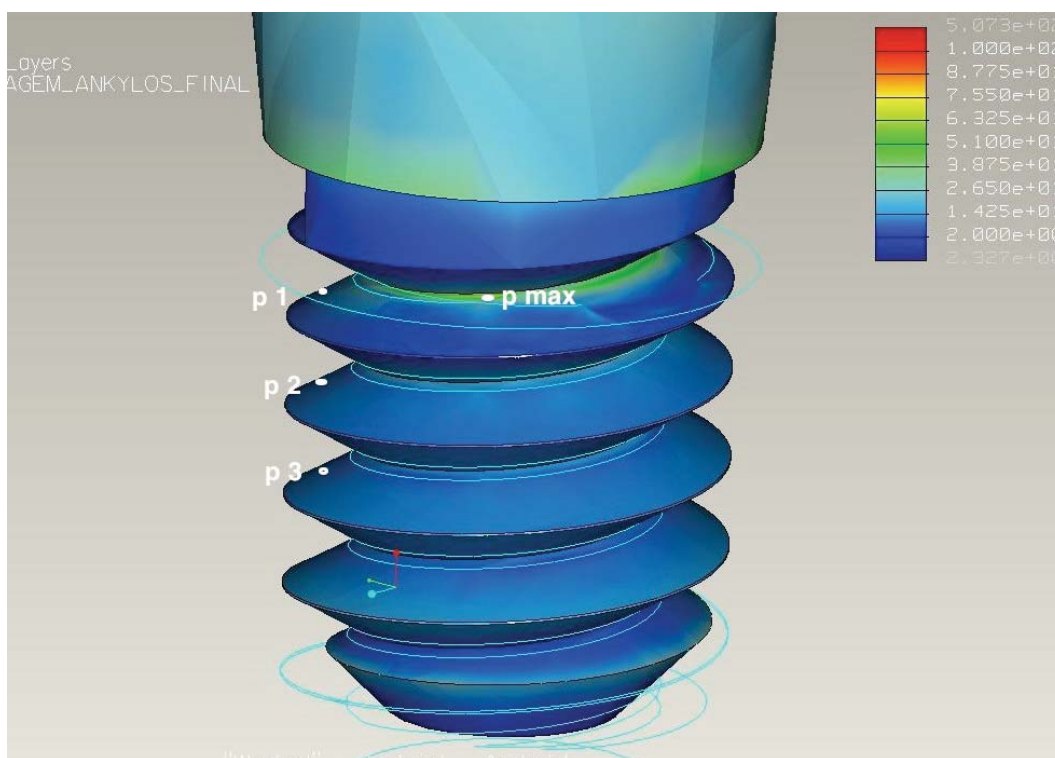


Figura 23: Imagem das roscas do pilar , modelo 1.

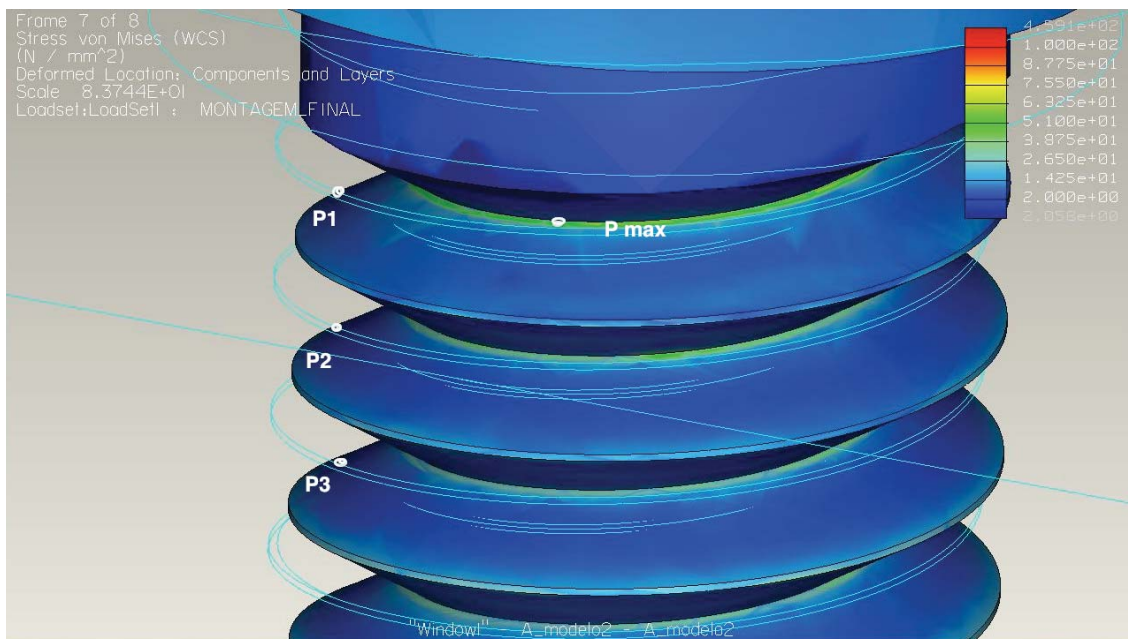


Figura 24 : Imagem das roscas do pilar , modelo2.

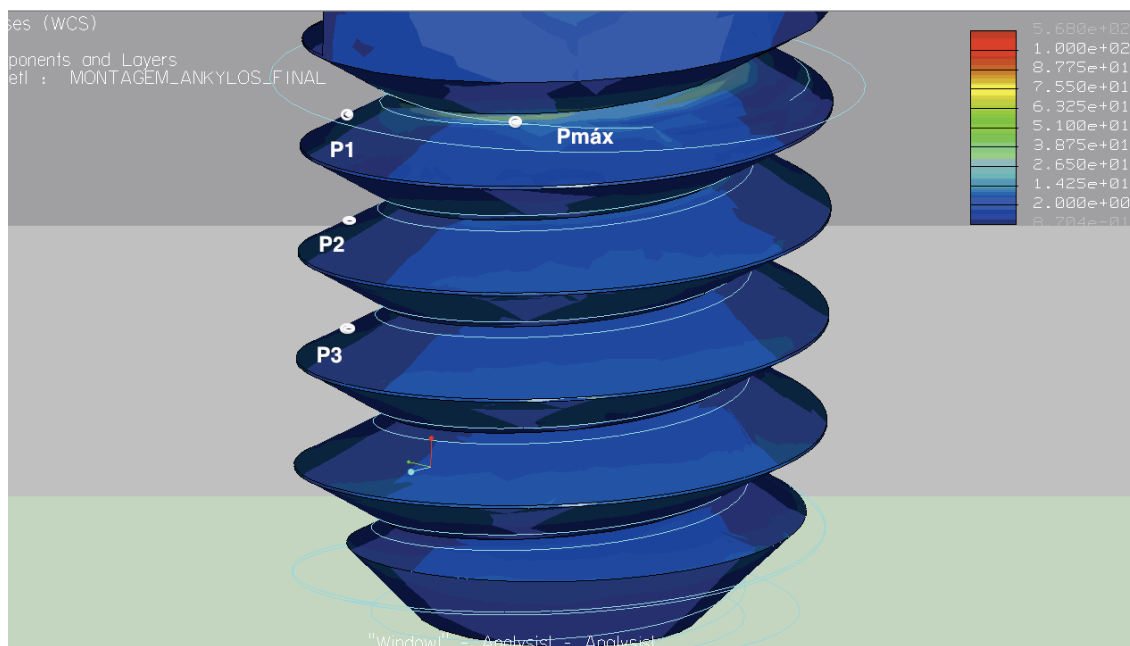


Figura 25: Imagem das roscas do pilar modelo 3.

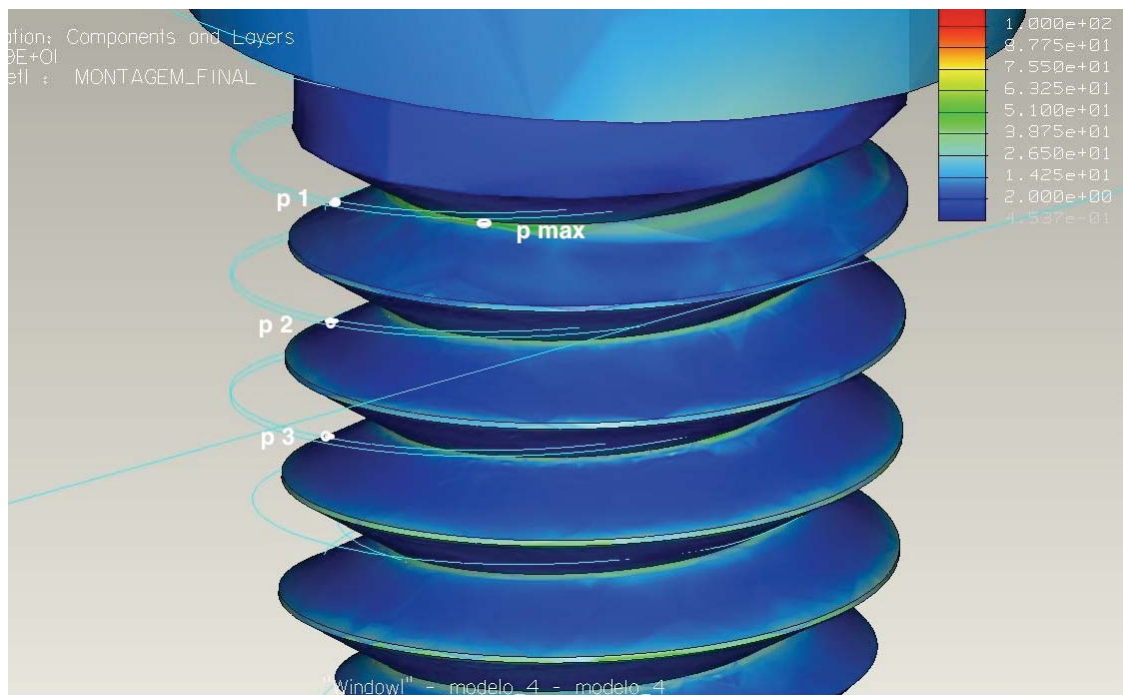
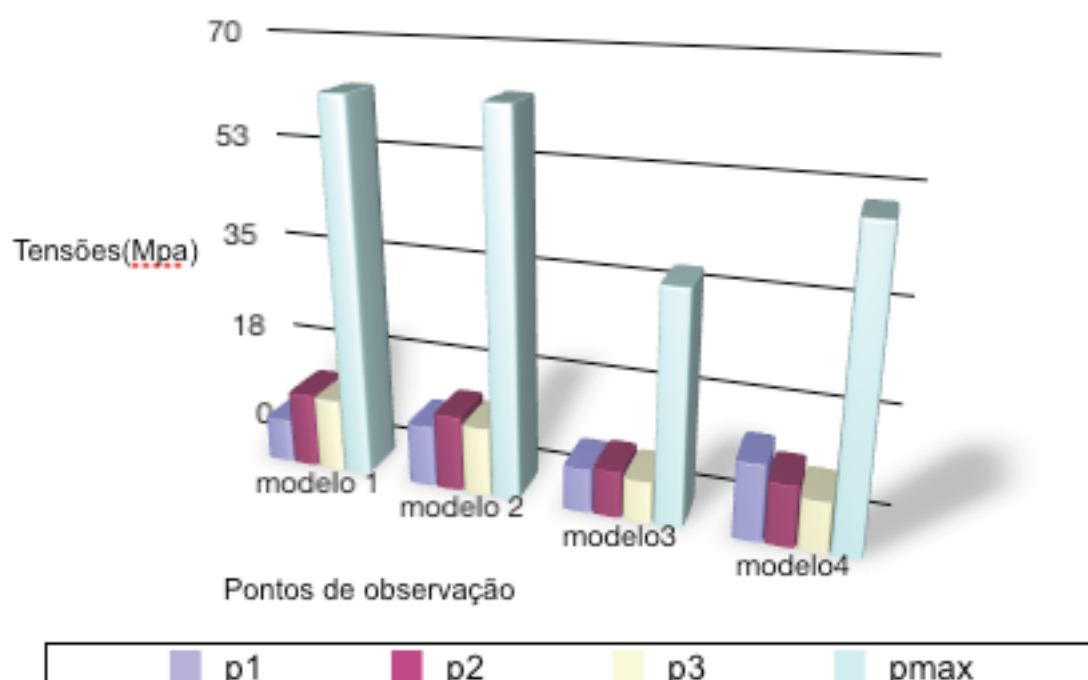


Figura 26: Imagem das roscas do pilar, modelo 4.

Tabela 9: resultados da concentração de tensões (MPa) nas roscas dos pilares.

	modelo 1	modelo 2	modelo3	modelo4
p1	7,509752E+00	1,037979E+01	7,404361E+00	1,283910E+01
p2	1,278574E+01	1,289020E+01	7,848303E+00	1,027623E+01
p3	1,243548E+01	1,160665E+01	6,940350E+00	8,491029E+00
pmax	6,325000E+01	6,325000E+01	3,875000E+01	5,100000E+01

**Gráfico 5:** Tensões X Pontos de observação, roscas de pilares.

4 DISCUSSÃO

A biomecânica do complexo implante – parafuso – pilar – osso é bastante diferenciada, dependendo do tipo de conexão protética escolhida pelo cirurgião dentista e da macrogeometria dos implantes. À medida que os conceitos de osseointegração foram consolidados, estas regiões do conjunto implante – prótese começaram a despertar interesse tanto em pesquisas clínicas longitudinais como pesquisas laboratoriais, pois problemas de ordem mecânica que há muito intrigavam os clínicos, como afrouxamento de parafusos de pilares e protéticos, fraturas destes, fraturas de implantes e perdas ósseas cervicais começaram a ser mais freqüentes quando comparados com problemas de osseointegração. O que pode ser causado, segundo BINON *et al.*(1994), por torque inadequado, próteses sem adaptação e passividade (WATANABE *et al*, 2000), sobrecarga oclusal e desenho inadequado dos parafusos retentores. De acordo com WISKOTT *et al.* (2004) existe uma relação diretamente proporcional entre a pré-carga aplicada nos parafusos de pilares e sua resistência a fadiga, o que pode ocasionar graves problemas mecânicos.

Na avaliação de GOODACRE *et al.* (2003) através de revisão sistemática de literatura um grande número de complicações mecânicas tem sido reportadas recentemente, dos artigos revisados pelo autor 1% deles mostraram presença de fístula em nível da conexão protética, 6% indicaram perda de parafusos de pilares, sendo que 45% dessas perdas foram em coroas unitárias, fraturas de parafusos de pilares ocorreram em 2% dos estudos e fraturas de implantes em 1%. Comparando parafusos com desenhos antigos e recentes, as perdas destes foram respectivamente, 25% e 8%, mostrando uma melhora biomecânica nos parafusos com desenhos mais atuais.

O método utilizado para analisar as concentrações de tensões foi de análise por elementos finitos, inicialmente introduzido na implantodontia por WEINSTEIN *et al.* (1976). Os modelos utilizados neste método de análise podem ser bidimensionais (O'MAHONY *et al.* 2000; WEINSTEIN *et al.* 1976) ou tri-dimensionais (SATOHI *et al.* 2005; TADA *et al.* 2003), estes últimos recentemente mais utilizados devido ao avanço na criação de *softwares* específicos para simulações e confecção de modelos virtuais (GENG *et al.*, 2001). Foi escolhido neste trabalho confeccionar modelos tridimensionais para se obter uma representação gráfica mais realista das distribuições de tensões apontadas nas simulações. As análises podem ser feitas sob o ponto de vista da interface osso – implante, relacionando concentrações de tensões e deslocamentos entre titânio e osso (STEGAROIU *et al.* 1998; BARBIER *et al.* 1998; HIMMLOVÁ *et al.* 2004; BOZKAYA *et al.* 2004; ESKITASCIOGLU *et al.* 2004; LAS CASAS *et al.* 2008), no conjunto implante-parafuso-pilar (GERAMY e MORGANO; 2004), relacionando forma geométrica das conexões protéticas e material dos parafusos com riscos potenciais de falha como o que foi descrito neste trabalho e está de acordo com AKOUR *et al.* 2005; ALKAN *et al.* 2004 e ainda pode-se utilizar os elementos finitos para sugerir modificações no desenho de implantes e seus componentes protéticos para maximizar seus desempenhos clínicos (VERSLUIS *et al.* 1999).

A maioria dos estudos relacionados com FEA na conexão implante - prótese utilizou cargas com magnitude variando entre 35N (ALKAN *et al.*, 2004) e 80N (AKOUR *et al.*, 2005) diferentemente da carga utilizada neste trabalho que a carga foi de 382N(vertical) (HELKIMO, 1977) e 8N(obliqua)(Akour *et al.*, 2005). Apesar de estudos laboratoriais (WISKOTT *et al.* 1994, 1995; BOGGAN *et al.* 1999; CIBIRKA *et al.* 2001; GRAITON *et al.*2001; KHRAISAT *et al.* 2002; KHRAISAT *et al.* 2004; CEHRELI *et al.* 2004;) e clínicos utilizarem cargas cíclicas relacionando as causas de perda de parafusos de pilares, com fadiga dinâmica, optou-se neste trabalho por utilizar uma carga estática, pois a maioria dos trabalhos revisados com uso de FEA em sua metodologia fizeram uso de cargas estáticas para facilitar a análise das tensões já que testes virtuais de fadiga necessitariam materiais anisotrópicos, não lineares e heterogêneos, segundo PATRA *et al.*(1998) e GENG *et al.* (2001).

O maior valor das tensões acumuladas nos parafusos entre os quatro modelos deste estudo foi de $6,325000E+01$ Mpa nos modelos 1 e 2, para os modelos 3 e 4 os valores respectivos foram $3,875000E+01$ MPa e $5,100000E+01$ MPa. O que sugere uma melhor distribuição de tensões na interface pilar-implante nos modelos com pilares a base de fibra de vidro, o que corrobora os resultados de LANZA *et al.* (2005) que afirmam que as fibras de vidro e carbono quando utilizadas sob forma de pinos possuem alta resistência a fadiga e tração mostrando comportamento mecânico favorável, no que tange a concentrações de tensão, quando comparadas a materiais metálicos devido a proximidade do módulo de Young entre dentina e a fibra de vidro. Entretanto, ASMUSSEM *et al.*(2005) mostram resultados diferentes inferindo aos materiais a base de fibras concentrações de tensões mais marcantes quando comparados a zircônia e titânio. Apesar de alguns resultados obtidos se mostrarem favoráveis, do ponto de vista biomecânico, ao uso de fibras na construção de pilares em implantodontia, uma questão importante que deve ser levantada é a manutenção temporal da pré carga dos parafusos sob função mastigatória, o que pode se mostrar uma desvantagem visto que não se sabe como será o comportamento de contato entre materiais diferentes, fibra de vidro e titânio. Segundo estudo de WISKOTT *et al*, (2004) pilares convencionais de titânio foram 3 vezes mais resistentes que pilares experimentais feitos de compósitos restauradores frente a testes de fadiga dinâmica.

Se compararmos os modelos 1 e 3 (Ankylos) com seus respectivos modelos homólogos 2 e 4 (Straumann), levando em conta que ambas conexões são internas, veremos valores muito similares, entretanto apenas em um ponto, P3 no modelo 2, verificamos valores de tensão menores quando comparamos com os mesmos pontos no modelo 1, sugerindo uma pequena vantagem em termos de comportamento biomecânico para os modelos confeccionados a partir de implantes Ankylos (modelos1 e 3) Da mesma forma se compararmos as concentrações de tensões com rotações dos pilares, como foi descrito em KITAGAWA *et al.* (2005), as conexões internas tipo cone Morse, mostram menor tendência a rotação devido a oposição e contato entre paredes de pilar e dos implantes. Segundo Drago e O' Connor (2006), oitenta e dois de 83 implantes com conexão interna se mostraram

estáveis e osseointegrados por 18 meses com carga funcional. Segundo descrito no trabalho de SEGUNDO *et al.* (2009), implantes com conexões internas viabilizam a proteção dos parafusos retentores de pilares dividindo as tensões residuais entre os próprios parafusos e as paredes dos implantes.

Para os materiais utilizados neste estudo, titânio puro e liga Ti6Al4V o limite de proporcionalidade, ou seja, o ponto onde as deformações passam de elásticas para plásticas são respectivamente, 462 MPa, (ALKAN *et al.*, 2004) e 960 MPa, (BOSKAYA, MUFTU, 2003) valores estes situados muito acima do maior pico de tensão encontrado no presente estudo, 6,325000E+01 Mpa (tabela 8, gráfico 5) . De uma maneira geral os componentes dos modelos dos implantes irão oscilar entre estes picos máximos de tensão e valores mais baixos o que irá, provavelmente, caracterizar uma futura falha por fadiga. Para se tentar minimizar estes problemas é interessante que novos desenhos de parafusos, com número menor de arestas no seu pescoço, sejam desenvolvidos para melhor dissipação das tensões acumuladas ,implantes com maior espessura de paredes internas sejam implementados com o intuito de mostrarem maior resistência a tensões de natureza plásticas e o desenvolvimento de novos materiais que possam ser utilizados na construção de pilares protéticos com comportamento mecânico favorável .

Como alguns autores citaram em seus trabalhos, modificações podem ser sugeridas para melhor distribuir as tensões acumuladas ao longo dos conjuntos implante-pilar-prótese. Segundo BARBOSA (2006), um aumento no raio de alívio entre a haste dos parafusos e sua cabeça pode diminuir as concentrações de tensões nestas áreas, diminuindo os riscos potenciais de falha por fadiga. De acordo com VERSLUIS *et al.* 1999, a adição de um espaçador de alumínio entre o parafuso protético e o cilindro protético aumenta em 15 vezes a resistência do conjunto prótese-parafuso a deformação axial, diminuindo o risco de perdas precoces dos parafusos retentores. Para MARTIN *et al.* (2001) parafusos de pilares com superfície modificada como Torq tite® da empresa Nobel Biocare, conseguem resistir a maiores valores de pré-carga (torque), aumentando sua resistência à fadiga.

Em relação a biomecânica óssea, assumindo 100% de contato entre implante e superfície óssea, os valores de tensões encontrados nos sólidos ósseos cervicais

(sc) se mostram sempre mais elevados quando comparados com os sólidos apicais (sa) em todos os modelos, sugerindo que mesmo em implantes com conexões internas, a região de maior estresse concentrado é a porção cervical de contato implante – osso (JUODZBALYS *et al*, 2005; LEVINE *et al*, 1997). Comparando os Pontos máximos de tensões ($P_{m\acute{a}x}$) na região cervical, em Mpa, nos modelos 1,2,3 e 4 respectivamente temos os seguintes valores: 1,800000E+01, 2,180000E+01, 1,750000E+01 e 2,167000E+01, mostrando que os maiores pontos de tensão estão concentrados em modelos feitos a partir da geometria do sistema Straumann. Entretanto se compararmos os pontos mínimos de tensões ($P_{m\acute{i}n}$) na mesma região, em Mpa, nos modelos 1, 2, 3 e 4, respectivamente temos os seguintes valores: 1,446000E+01, 1,279000E+01, 1,401000E+01 e 1,250000E+01 mostrando os menores valores de tensões em modelos também oriundos da geometria do sistema Straumann. Tal situação infere características mecânicas favoráveis aos modelos 1 e 3, modelos estes feitos a partir do sistema Ankylos, os quais mostraram valores máximos de tensões menores quando comparados aos modelos 2 e 4.

Trabalhos futuros relacionados com o método de elementos finitos devem se prender a fidelidade extrema na construção de seus modelos virtuais, tentar considerar os materiais anisotrópicos, não lineares e heterogêneos dentro dos limites impostos pelo software usado para as simulações (PATRA, 1998), tendo em vista que este método de análise é uma aproximação simplificada das situações clínicas, uma vez que é impossível simular condições bucais fidedignas dentro de ambiente virtual.

CONCLUSÕES:

A hipótese nula foi rejeitada: os modelos 1 e 3 (Ankylos) mostraram melhor comportamento biomecânico que os modelos 2 e 4 (Straumann).

Os pilares feitos com fibra de vidro mostraram concentrações de tensão menores que seus homólogos em titânio em ambos sistemas estudados.

Para ambos sistemas a região óssea de maior volume de tensões concentradas foi a cervical.

A metodologia utilizada na construção dos modelos estudados foi validada através de comparação de literatura.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

AKOUR, S.N; FAYYAD, M.A; NAYFEH, J.F. Finite element analyses of two antirotacional designs of implant fixtures. **Implant Dentistry**, v.14, n. 1, p. 77-80, 2005.

ALKAN, I; SERTGÖZ, A; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 91, n. 4, p. 319-325, 2004.

ANDERSSON, B; ÖDMAN, P; BOSS, A; JÖRNÉUS, L. Mechanical Testing of Superstructures on the CeraOne Abutment in the Brånemark System. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 9, n. 6, p. 665-672, 1994.

ASMUSSEN, E; PEUTZFELD, A; SAHAFI, A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 94, n. 4, p. 321-329, 2005.

BARBIER, I; VANDER SLOTEN, J; KRZESINSKI, G; SCHEPERS, E; VAN DER PERRE, G. Finite element Analysis of Non-axial Loading versus Axial loading of Oral Implants in Mandible of dog. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 25, p. 847-858, 1998.

BARBOSA, G, F. Parafuso Protético de Reabilitações Dentárias sobre Implantes: Um Estudo Mecânico e Análise Pelo Método de Elementos Finitos. Porto Alegre, Dissertação (Mestrado em Engenharia de Materiais), Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande Sul, 2006.

BINON, P. Implants and Components: Entering the New Millennium. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 15, n. 1, p. 77-93, 2000.

BINON, P. et al. The Role of Screw in Implant Systems. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 9, Supplement, p. 48-63, 1994.

BOGGAN, R.S; STRONG, J.T; MISCH, C.E; BIDEZ, M.W. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 82, n. 4, p. 436-440, 1999.

BOZKAYA, D; MUFTU, S. Mechanics of the tapered interference fit dental implants. *Journal of biomechanics*, v.36, p.1649-1658, 2003.

BOZKAYA, D; MUFTU, S; MUFTU, A. Evaluation of load transfer characteristics of five implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 92, n. 6, p. 523-530, 2004.

CARVALHO, W; CASADO, P. L; CAÚLA, A. L; BARBOZA, E. P. Implants for Single First Molar Replacement: Important Treatment Concerns. **Implant Dentistry**, v. 13, n. 4, p. 328-335, 2004.

ÇEHRELI, M.C; AKÇA, K; IPLIKÇIOĞLU, H; SAHIN, S. Dynamic fatigue resistance of implant abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. **Clinical Oral Implant Research**, v. 15, p. 459-465, 2004.

CIBIRKA, R.M; STEVEN, K.N; BRIEN, L; RUEGGERBERG, F.A. Examination of the implant – abutment interface after fatigue testing. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 85, n. 3, p. 268-275, 2001.

DRAGO, C.J. A Clinical Study of the Efficacy of Gold-Tite Square Abutment Screw in Cement-Retained Implant Restorations. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 18, n. 2, p. 273-278, 2003.

DRAGO, C, J; O'CONNOR, G. A Clinical Report on The 18 – Month Cumulative Survival Rates of implants and Implant Prostheses with Internal Connection Implant System. **Compend Contin Educ Dent**, v.27, n.4, p. 266-271, 2006.

ESKITASCIOĞLU, G; USUMEZ, A; SEVIMAY, M; SOYKAN, E; UNSAL, E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant –supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 91, n. 2, p. 144-150, 2004.

GENG, J.P; TAN,K.B.C; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of literature. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 85, n. 6, p. 585-607, 2001.

GERAMY, A; MORGANO, S.M. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v 92, n. 5, p. 434-440, 2004.

GOODACRE, C.J; BERNAL, G; RUNGCHARASSAENG, K; KAN, J.Y.K. Clinical complications with implants and implant prostheses. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 90, n. 2, p. 121-132, 2003.

GRAITON, D.G; AQUILINO, S.A; STANDFORD, C.M. Micromotion and dynamic fatigue properties of dental implant – abutment interface. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 85, n. 1, p. 47-52, 2001.

HELKIMO, E; CARLSSON, G.E; HELKIMO, M. Bite force and state of dentition. **Acta Odontológica Scandinavica**, v.35, n.6, p.297-303, 1977.

HERBSTRIETH SEGUNDO, RM; OSHIMA, HMS; SILVA, INL; BURNETT JUNIOR, LH; MOTA, EG; SILVA, LL. Stress distribution of an internal connection implant prostheses set: A 3D finite element analysis. **Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal**, v.11, n. 2, p. 55-59, 2009,

HIMMLOVÁ, L; DOSTÁLOVÁ, T; KACÓVSKÝ, A; KONVIČKOVÁ, S. Influence of Implant Length and Diameter on stress distribution: A Finite Element Analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 91, n.1, p. 20-25, 2004.

JEMT, T; LANEY, W. R; HARRIS, D; HENRY, P. J; KROGH, P.H. J; POLIZZI, G; ZARB, G. A; HERRMANN, I. Osseointegrated Implants for Single Tooth Replacement: A 1-year Report from a Multicenter Prospective study. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 6, n 1, p. 29-36, 1991.

JUODZBALYS, G; KUBILIUS, R; EIDUKYNAS, V; RAUSTIA, A. Stress Distribution in bone : single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. **Implant Dentistry**, v.14, n. 2, p. 166-171, 2005.

KHRAISAT, A; HASHIMOTO, A; NOMURA, S; MIYAKAWA, O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 91, n. 4, p. 326-334, 2004.

KHRAISAT, A; STEGAROIU, R; NOMURA, S; MIYAKAWA, O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 88, n. 6, p. 604-610, 2002.

KITAGAWA, T; TANIMOTO, Y; ODAKI, M; NEMOTO, K; AIDA, M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. **Journal of Biomedical Materials Research Applied Biomaterials**, v. 75, n. 2, p.457-463, 2005.

LANG, L. A; KANG, B; WANG, R. F; LANG, B. R. Finite element analysis to determine implant preload. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 90, n. 6, p. 539 – 545, 2003.

LANZA, A; AVERSA, A; RENGO, S; APICELLA, D; APICELLA, A, 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dental Materials**, v.21, p. 709-715

LEKHOLM, U; GUNNE, J; HENRY, P; HIGUCHI, K; LINDÉN, U, BERGSTRÖM,C; VAN STEENBERGHE, D. Survival of the Brånemark Implant in Partially Edentulous jaws: A 10 year Prospective Multicenter Study. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 14, n. 5, p. 639-645, 1999.

MARTIN, W. C; WOODY, R. D; MILLER, B. H; MILLER, A. W. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw material and surfaces. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 86, n. 6, p. 24 – 32, 2001.

NORTON, R.M. In Vitro Evaluation of the strength of the conical Implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 83, n. 5, p. 567-571, 2000.

O'MAHONY, A; BOWLES, Q; WOOLSEY, G; ROBINSON, S.J; SPENCER, P. Stress Distribution in the Single unit Osseointegrated Dental Implant: Finite Element analyses of Axial and Off Axial Loading. **Implant Dentistry**, v.9, n.3, p.207-218, 2000.

PATRA, A. K; DE PAOLO, J. M; D'SOUSA, K. S; DE TOLLA, D; MEENAGHAN, M. A. Guidelines for Analysis and Redesign of Dental Implants. **Implant Dentistry**, v. 7, n. 4, p. 355-368, 1998.

RANGERT, B; KROGH, P. H. J, LANGER, B; VAN ROEKEL, N. Bending Overload and Implant Fracture, A Retrospective Clinical Analysis. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 10, n. 3, p. 326-334, 1995.

SATOH, T; MAEDA, Y; KOMIYAMA, Y. Biomechanical Rationale for intentionally Inclined Implants in the Posterior Mandible Using 3D Finite Element Analysis. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 20, n. 4, p. 533-539, 2005.

SCHOLANDER, S. A Retrospective Evaluation of 259 Single – Tooth Replacements by the Use of Brånemark Implants. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 12, n. 6, p. 483 – 491, 1999.

STEGAROIU, R; KUSAKARI, H; NISHIYAMA, S; MIYAKAWA, O. Influence of Prosthesis Material on Stress Distribution in Bone and Implant: A 3-Dimensional

Finite Element Analysis. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 13, n. 6, p. 781-790, 1998.

TADA, S; STEGAROIU, R; KITAMURA, E; MIYAKAWA, O; KUSAKARI, H. Influence of Implant Design and Bone Quality on Stress/Strain Distribution in Bone Around Implants: A 3-dimensional Finite Element Analysis. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 18, n. 3, p. 357-368, 2003.

VERSLUIS, A; KORIOOTH, T.W.P; CARDOSO, A.C. Numerical Analysis of a Dental Implant System Preloaded with a Washer. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 14, n. 3, p. 337-341, 1999.

WATANABE, F; UNO, I; HATA, Y; NEUENDORFF, G. Analysis of stress Distribution in a Screw-Retained Implant Prosthesis. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 15, n. 2, p. 209-218, 2000.

WEINSTEIN, A.M; KLAWITTER, J; ANAND, S.C; SCHUESSLER, R. Stress Analysis of Porous Rooted Dental Implants. **Journal of Dental Research**, v. 55, n. 5, p. 772-777, 1976.

WISKOTT, H.W.A; NICHOLS, J; BELSER, U.C. Fatigue Resistance of Soldered Joints: A Methodological Study. **Dental Materials**, v. 10, p. 215-220, 1994.

WISKOTT, H. W. A; PAVONE, A. F; SCHERRER, S. S; RENEVEY, R.R; BELSER, U. C. Resistance of ITI Implant Connectors to Multivectorial Fatigue Load Application. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 17, n. 6, p. 672-679, 2004.

WISKOTT, H.W; NICHOLS, J; BELSER, U.C. Stress Fatigue: Basic Principles and Prosthodontic Implications. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 9, n. 2, p. 105-116, 1995.

ANEXOS

Modelo 1

pas: 2.556106e+00
pcs: 1.733112e+01
pt0*: 7.509752e+00
pt1: 1.278574e+01
pt2*: 1.243548e+01

Modelo 2

pas: 1.784207e+00
pcs: 1.969987e+01
pnt0*: 1.037979e+01
pnt1*: 1.289020e+01
pnt2*: 1.160665e+01

Modelo 3

pas: 2.564795e+00
pcs: 1.699519e+01
pt0*: 7.404361e+00
pt1: 7.848303e+00
pt2*: 6.940350e+00

Modelo 4

pas: 1.784778e+00
pcs: 1.952552e+01
pnt0*: 1.283910e+01
pnt1*: 1.027623e+01
pnt2*: 8.491029e+00